

UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Facultad de Odontología

Departamento de Estomatología



**EVALUACIÓN DE LA CONEXIÓN
ENTRE IMPLANTES DE HEXÁGONO
EXTERNO Y DIFERENTES PILARES**

TESIS DOCTORAL

José Alexandre Brito Antunes Reis

Sevilla, 2017



D. Ignacio Barbero Navarro, Doctor en Odontología y Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla, y **D. Paulo João Durão Maurício**, Doctor en Odontología y Profesor Titular de la Facultad de Medicina Dentaria del Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, en calidad de directores del Proyecto de Tesis del Licenciado en Medicina Dentaria **D. José Alexandre Brito Antunes dos Reis**.

CERTIFICAN: Que el presente trabajo de investigación "**EVALUACIÓN DE LA CONEXIÓN ENTRE IMPLANTES DE HEXÁGONO EXTERNO Y DIFERENTES PILARES**", ha sido realizado bajo nuestra dirección y cumple todos los requisitos para optar al Grado de Doctor.

Lo que firman en Sevilla a 30 de Noviembre de 2016

Director

Director

Prof. Ignacio Barbero Navarro

Prof. Paulo João Durão

Maurício

Agradecimientos

Una vez concluido este trabajo, deseo expresar mi gratitud y más sincero agradecimiento a todos aquellos que de alguna manera han contribuido a la realización del mismo y en especial:

En primer lugar a mi familia, a mi mujer, Sofía extensivo a mis hijos, José y Miguel por todas las horas que no estuve con ellos. A mis padres, M^a Paula y José, mi hermano João por el apoyo en el camino recorrido hasta llegar aquí.

Al Profesor Doctor Ignacio Barbero Navarro, que sin su acertada dirección, no hubiese sido posible la realización de esta Tesis.

Al Profesor Doctor D. Paulo Durão Maurício por su amistad y dirección en las diferentes etapas de esta tesis.

A los Profesores del Instituto de Ingeniería Mecánica del Instituto Superior Técnico, Universidad de Lisboa, Lisboa, Portugal, Profesor Doctor D Luís Reis, Profesor Doctor D. Diogo Montalvão y Profesora Doctora D^a Fátima Vaz que al poner su laboratorio a nuestra disposición, nos ayudaron en el desarrollo de este trabajo. Por su disponibilidad y consejos sobre la estructura y metodología de la tesis, gracias a su gran capacidad de trabajo y apoyo científico.

A los Profesores Doctores del Departamento de Química del Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Lisboa, Portugal, D^a Ana Paula Serro y D. Rogério Colaço por el apoyo científico en la interpretación de las imágenes de la microscopia electrónica .

Al Profesor Dr D. Sérgio Félix por su apoyo desinteresado en todo momento en el desarrollo de este proyecto.

A mi amigo y compañero de doctorado Francisco Martins por el ánimo, buen humor y apoyo desinteresado.

A mis amigas y colegas de doctorado Ana Forjaz, Maria João Barreto, Sónia Silvério y Cecilia Rozan por la amistad, apoyo y vivencias en nuestros viajes científicos realizados.

A Marco Ferreira por su apoyo y trabajo en este proyecto.

A todos mis compañeros del Departamento de Reabilitação Oral del Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz.

“Mirad, en la vida no hay soluciones, sino fuerzas en marcha.

Es preciso crearlas y las soluciones vienen”

Antoine de Saint-Exupéry

A mis padres y hermano

A mi mujer Sofia

A José João y Miguel Maria

Índice

Agradecimientos.....	3
Índice	5
1 Introducción.....	10
1.1 Perspectiva histórica	10
1.2 Biomecánica de los Implantes Dentales.....	12
1.3 Titanio	14
1.3.1 Propiedades del Titanio	14
1.4 Cerámicas Dentales	16
1.4.1 Propiedades de la cerámica	18
1.4.2 Clasificación de las cerámicas	18
1.5 Zirconio	21
1.5.1 Propiedades del óxido de zirconio	21
1.5.2 Zirconio Tetragonal reforzado con Itrio.....	24
1.5.3 Procedimientos de fabricación de Zirconio	25
1.6 Interfase de la conexión implante/pilar	27
1.6.1 Ajuste.....	29
1.6.2 Tornillo	30
1.6.3 Tipo de cargas	30
1.6.4 Precarga de la unión del tornillo	31
1.6.5 Elemento antirotacional.....	40
1.7 Desgaste y Fricción.....	42
1.7.1 Desgaste Abrasivo.....	45
1.7.2 Desgaste Adhesivo	45
1.7.3 Desgaste Corrosivo.....	46
1.7.4 Desgaste Erosivo.....	46
1.7.5 Desgaste por Fretting	46
1.7.6 Desgaste por Fatiga.....	47
1.7.7 Fricción	47
1.7.8 Ecuación de Archard	48

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

1.8	Tribología	49
1.9	Mecanismos de tribocorrosión del titanio	50
1.10	Toxicidad	56
1.10.1	Reacciones adversas	57
1.11	ISO 14801:2007	61
1.12	Fuerzas Oclusales.....	62
2	Planteamiento del Problema	64
3	Hipótesis.....	67
3.1	Hipótesis Nula.....	67
3.2	Hipótesis Alternativa	67
4	Objetivos	69
4.1	Objetivo general.....	69
4.2	Objetivos específicos	69
5	Material y Método	71
5.1	Tipo de estudio	71
5.2	Material	71
5.2.1	Implante	71
5.2.2	Pilares de Titanio.....	73
5.2.3	Pilares de Zirconio	74
5.2.4	Tornillo	76
5.2.5	Dispositivo de medición de la libertad rotacional.....	76
5.2.6	Torquímetro	77
5.2.7	Resina Acrílica	77
5.2.8	Balanza para el pesaje de los componentes	78
5.2.9	Dispositivo de estudio	79
5.2.10	Microscópio electrónico de barrido (SEM)	80
5.2.11	Espectroscopia de rayos X de energía dispersiva (EDS).....	82
5.3	Métodos	83
5.3.1	Caracterización de los grupos	84
5.3.2	Ensayo de deformación	86
5.4	Análisis del Desgaste	94
5.4.1	Clasificación del desgaste	95

5.5	Ensayo de pérdida de torsión del tornillo	96
5.5.1	Grupo E (Método Alikhasi)	97
5.5.2	Grupo F (Método Siamos).....	99
5.6	Análisis Estadístico	100
5.6.1	Estadística Descriptiva	100
5.6.2	Estadística Analítica	100
6	Resultados	103
6.1	Estudio de deformación	103
6.1.1	Libertad de rotación.....	103
6.1.2	Determinación del volumen de material perdido	107
6.1.3	Torque	111
6.2	Prueba de Ángulo similar.....	116
6.2.1	Libertad de rotación.....	116
6.2.2	Determinación del volumen de material perdido	116
6.3	Fijación del pilar después del test de fatiga cíclica	118
6.4	Análisis del Desgaste	119
6.4.1	Imágenes de Microscopia	119
6.4.2	Clasificación del desgaste (Microscopia SEM)	132
6.4.3	EDX.....	133
6.5	Análisis Estadística	134
6.5.1	Todos los estudios	135
6.5.2	Ensayos de los pilares titanio y zirconio (juntos)	144
6.5.3	Ensayos de los pilares Titanio y Zirconio (separados)...	149
6.6	Evaluación de la Pérdida de Torsión del Tornillo.....	156
6.6.1	Grupo E (Método Alikhasi)	156
6.6.2	Grupo F (Método Siamos).....	161
7	Discusión	166
8	Conclusiones	181
9	Bibliografía.....	183
10	Difusión de la Investigación.....	211
10.1	Publicaciones presentadas	211
11	Anexos	213

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

11.1	Anexo I.....	213
11.1.1	Ensayos preliminares	213
11.2	Anexo II.....	216
11.2.1	Programa Python.....	216

Introducción

1 Introducción

1.1 Perspectiva histórica

La implantología ha supuesto una revolución en el campo de la salud oral dando paso a una nueva era en Odontología. Surge un nuevo modelo en este campo de la ciencia de la salud para la recuperación de espacios edéntulos con sus inconvenientes y desafíos.

En los años 60 se da inicio al uso clínico de la primera generación de implantes utilizados con éxito (1,2). Fue en Toronto en 1982 cuando Branemark presentó el concepto de osteointegración en pacientes tratados con implantes cilíndricos desde 1965 (3). Desde entonces y después de años de investigación, hoy día, los implantes dentales se consideran un tratamiento habitual en Odontología.

La mayoría de las investigaciones se han centrado en la forma, la superficie del implante y la respuesta del huésped, sin embargo, respecto a las conexiones protésicas entre pilares e implantes han surgido nuevos sistemas, aunque, si bien, no existe una amplia investigación sobre ello.

El uso de biomateriales para la práctica clínica no se produjo hasta la aparición de la técnica quirúrgica aséptica desarrollada por el Dr. J. Lister durante la década de los sesenta en el siglo XIX. (4)

Un siglo después se diseñan materiales específicamente para aplicaciones biomédicas. Los biomateriales se pueden dividir en cuatro grupos principales (5):

- Polímeros
- Metales
- Cerámicas (incluyendo átomos de carbono, de vidrio-cerámica, y vidrio)
- Materiales naturales en referencia a aquellos que proceden de plantas y animales.

Los materiales compuestos corresponderían al quinto grupo de biomateriales que están fabricados a partir de dos materiales diferentes y se combinan para formar un solo compuesto, como es

caso del sílice reforzado con silicona o fibra de carbono, o hidroxiapatita reforzada con partículas de ácido láctico. (5)

Una definición de "biomaterial" consensuada por los expertos en la materia, es la siguiente:

"Un biomaterial es un material no viable usado en dispositivos médicos, intentando interactuar con sistemas biológicos".(6)

Al eliminar la palabra "médico", esta definición tendría un sentido más amplio y podría abarcar una gama mas extensa de aplicaciones. Si a su vez "no viable" se suprime, la definición se generaliza y puede indicar muchas aplicaciones de ingeniería de tejidos y nuevos órganos artificiales híbridos donde se utilizan células vivas. (5)

En 1983, el Instituto Nacional de Salud Americano definió el concepto "biomateriales" como cualquier sustancia (que no sea un medicamento) o combinación de sustancias sintéticas o de origen natural que pueden ser usados durante algún período como un conjunto o como parte de un sistema que trata, aumenta o reemplaza algún tejido, órgano o función del cuerpo (Figura 1). (7,8)

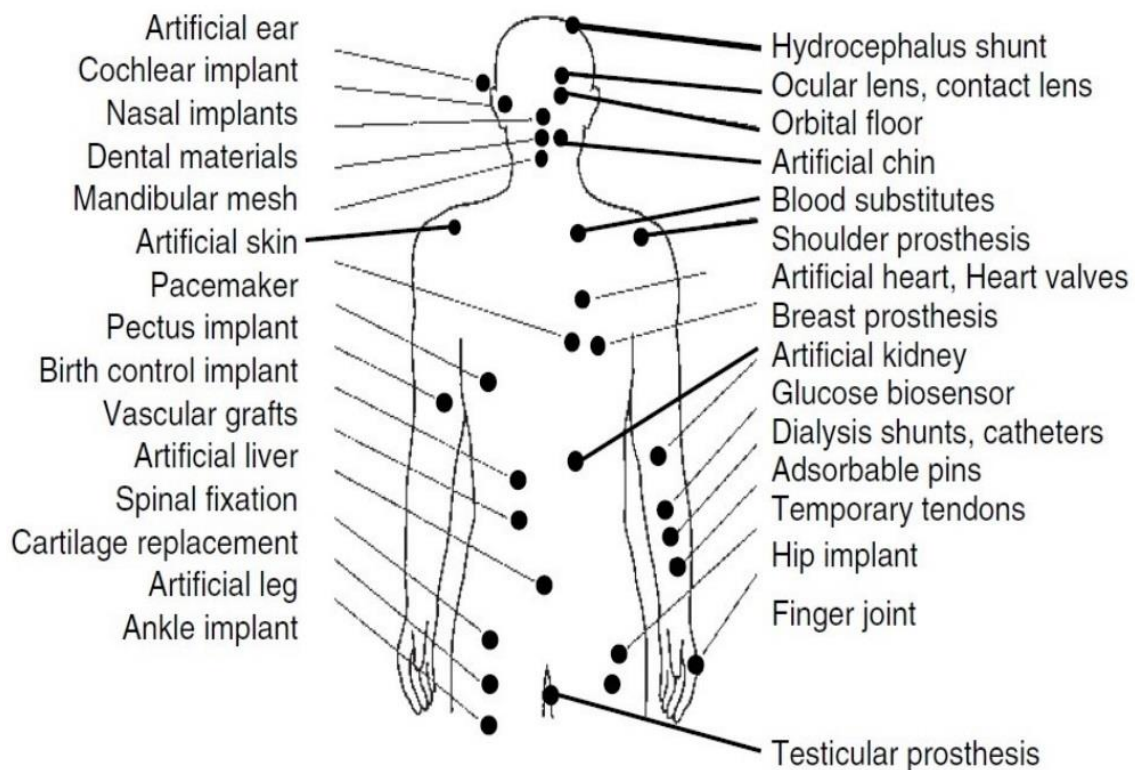


Figura 1 - Posibles localizaciones protésicas en el cuerpo humano.(9)

Para mejorar la comprensión del objetivo de la ciencia de los biomateriales se ha de considerar la definición de "biocompatibilidad".

La biocompatibilidad es la capacidad de un material para llevar a cabo una respuesta huésped apropiada en una aplicación específica.(6)

Como ejemplos de "respuestas del huésped apropiadas" se puede incluir la resistencia a la coagulación sanguínea, la resistencia a la colonización bacteriana y la cicatrización regular sin complicaciones (5). Dentro de los ejemplos de aplicaciones específicas se puede incluir la membrana de hemodiálisis, el catéter urinario o la prótesis de sustitución de la articulación coxofemoral. (5)

El concepto general de biocompatibilidad se ha extendido recientemente en un enfoque amplio llamado "ingeniería de tejidos" en el que procesos fisiopatológicos in-vitro e in-vivo son potenciados mediante una cuidadosa selección de células, materiales y condiciones metabólicas y biomecánicas para regenerar tejidos funcionales. (5)

1.2 Biomecánica de los Implantes Dentales

La biomecánica permite solucionar problemas biológicos a través de la ingeniería mecánica (estática, dinámica, resistencia de materiales y análisis de estrés) (10). En odontología la biomecánica se aplica a la función que realizan los dientes y la mandíbula durante el acto de la masticación (11). Por otra parte el concepto biomateriales se refiere a los efectos que provoca un material implantado en el cuerpo y viceversa.(10)

En relación a la biomecánica de los implantes dentales:

En primer lugar, cualquier implante dental, independientemente de su biomaterial o diseño, estará expuesto a fuerzas y momentos intraorales. El implante puede soportar cargas derivadas de la masticación sin sufrir daños y además estas cargas pueden ser apreciables. (10)

En segundo lugar, el hueso tiene que soportar al implante donde interviene la técnica de aplicación, el tipo y el diseño del biomaterial. (10)

En tercer lugar, el implante va a transmitir la carga a los tejidos alrededor del implante, estos tejidos deben tolerar al implante sin desencadenar una respuesta adversa. La cuestión es la selección del material y el diseño del implante de modo que el implante realice su función correctamente.(10)

El sistema masticatorio en el ser humano en condiciones normales es capaz de generar grandes fuerzas. Los componentes de fuerzas axiales oscilan en un rango entre 200 y 2440 Newtons (N) y los componentes de fuerzas laterales son del orden de 30 N (10). Para prótesis soportadas por implantes dentales, Carlsson ha realizado medidas de fuerzas verticales de cierre desde 42 a 412 N. (12)

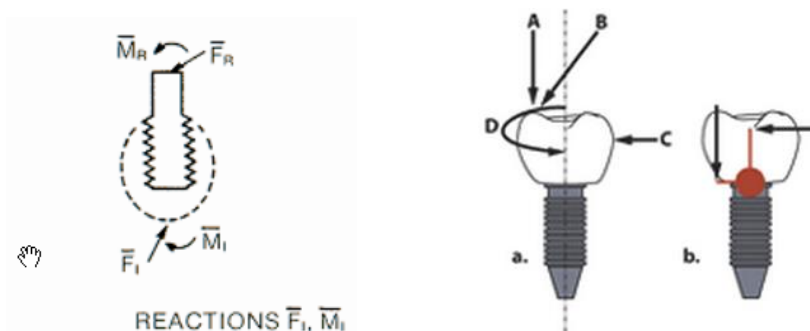


Figura 2 - Diferentes vectores de fuerzas en un implante (10,13)

El diseño del implante debe distinguir entre las fuerzas de cierre, los componentes de un vector de fuerzas y los momentos en los implantes individuales como soporte de un puente (Figura 2). Mientras que las fuerzas de cierre sean favorables, se requerirán componentes de cargas individuales en implantes para análisis detallados del diseño de los implantes y los tejidos circundantes. (10)

1.3 Titanio

El titanio (Ti) es considerado como el noveno elemento más abundante de la tierra, se puede encontrar en un amplio número de minerales y arcillas. Generalmente figura en su mayor parte unido a otros elementos en la naturaleza (Figura 3). Fue descubierto en Cornwall, Reino Unido en 1791 por el geólogo aficionado y pastor William Gregor. (14,15)

1.3.1 Propiedades del Titanio

El titanio usado en medicina es una aleación con 6% de aluminio y 4% de vanadio (Ti_6Al_4V), se utiliza por su excelente resistencia a la corrosión. Su módulo de elasticidad es aproximadamente la mitad que el del acero inoxidable y que las aleaciones de cromo-cobalto. A pesar de que el titanio puro es relativamente débil y dúctil, este puede ser estabilizado mediante la incorporación a la aleación de elementos como el aluminio y el vanadio.(8)



Figura 3 - Titanio en la naturaleza y varillas de titanio preparados para ser fresados (16, 17)

El titanio contiene una capa exterior de óxido de titanio (TiO_2) que protege al implante de la corrosión, como resultado los implantes de titanio son más ligeros, no obstante, las aleaciones de titanio son una de las aleaciones metálicas más caras. En relación al acero inoxidable

y a las aleaciones de cobalto, el titanio tiene un módulo de Young inferior que puede ayudar a reducir las tensiones alrededor del implante gracias a la flexión con el hueso. El titanio tiene una ductilidad más baja que otras aleaciones, pero también muestra una alta resistencia. Estas propiedades permiten que las aleaciones de titanio tengan un papel diverso como biomaterial. Las aleaciones de titanio se utilizan para la fabricación de prótesis articulares totales, tornillos, clavos, marcapasos, etc.(8)

El titanio y sus aleaciones son de particular interés para aplicaciones biomédicas debido a su excelente biocompatibilidad.(8)

Una de las deficiencias del titanio y aleaciones de titanio es su precaria resistencia al desgaste.(18)

Dado que la resistencia a la corrosión depende de la integridad de la película protectora de óxido, el desgaste por corrosión sigue siendo un problema para las prótesis de aleación de titanio. Los tratamientos de superficie (incluyendo el endurecimiento por difusión del nitrógeno, implantación de iones de nitrógeno y la deposición de una capa fina de distintos materiales) son soluciones que pueden ser utilizadas para proporcionar superficies articulares más resistentes al desgaste.

Otra solución para evitar el desgaste del titanio incluye el uso de implantes de componentes múltiples. Sin embargo, la corrosión por fricción que resulta de micromovimientos en las juntas cónicas entre los componentes, es una situación que si se ocurre, podría destruir la superficie aumentando la velocidad de corrosión general. (19–21)

A pesar del uso satisfactorio de la aleación de Ti_6Al_4V en implantes ortopédicos, existe una cierta preocupación al respecto por la posible toxicidad derivada del aluminio y de los componentes de vanadio que forman parte de esta aleación. (8)

Los pilares de titanio han sido considerados como el *gold standard* para la rehabilitación con implantes debido a su buena estabilidad, biocompatibilidad y a su sencilla manipulación. (22–24)

Como inconveniente destaca el color metálico de los pilares de titanio, el cual puede dar un aspecto grisáceo a los tejidos blandos peri-implantarios, lo que perjudica la estética (25). La introducción de pilares de cerámica de alta resistencia (óxido de aluminio y óxido de zirconio) es una solución que ha aportado nuevas ventajas. (26)

Las ventajas estéticas de los pilares cerámicos y su biocompatibilidad han sido bien documentados en la literatura (27–29). Entre las cerámicas dentales modernas, el zirconio ha mostrado la mas elevada fuerza mecánica (30–32). Varias investigaciones han informado sobre su alta tasa de supervivencia así como de su aceptable rendimiento clínico. (30–32)

1.4 Cerámicas Dentales

Las cerámicas han sido utilizadas por el hombre desde la antigüedad. Las civilizaciones antiguas las usaban como recipientes pero la innovación de técnicas de procesamiento de la porcelana en China hizo que se difundiera a toda Asia primero y posteriormente a Europa y al resto del mundo.(33)

Las cerámicas dentales surgen en 1774 con el francés Alexis Duchatenau al cual no le gustaban sus prótesis dentales de marfil y como farmacéutico observó que los frascos donde se guardaban los fármacos eran muy resistentes a la abrasión (34). Los frascos estaban fabricados en cerámica y este hecho hizo que se empezara a buscar una nueva forma de fabricar dientes en cerámica.(34)

Las cerámicas son estructuras inorgánicas no-metálicas que contienen fundamentalmente compuestos de oxígeno con uno o más elementos metálicos o semi-metálicos (35,36). Son vítreas en su naturaleza y se utilizan en diferentes fases cristalinas como agentes de refuerzo en todas las cerámicas.

Las cerámicas dentales presentan componentes que también son utilizados para la fabricación de objetos decorativos y de uso diario. Estos son el feldespato, el óxido de silicio, el caolín, la alúmina, etc. Lo que realmente los diferencian es la proporción en que se encuentran estos componentes.

Los compuestos básicos de las cerámicas dentales o porcelanas son:

- **Feldespato:** Da nombre a un grupo de porcelanas convencionales, siendo el nombre genérico de los silicatos aluminicos que también contienen potasio, sodio y calcio ($\text{KAlSi}_3\text{O}_8 - \text{NaAlSi}_3\text{O}_8 - \text{CaAl}_2\text{Si}_2\text{O}_8$). (37)
- **Sílice:** El dióxido de silicio (SiO_2) forma parte de la constitución de diferentes porcelanas dentales, es brillante, transparente, de gran dureza e incoloro. Se puede encontrar en diferentes estados polimorfos como la cristobalita, el cuarzo, sílice fundida y la tridimita. (37)
- **Alúmina:** El óxido de aluminio (Al_2O_3) se encuentra en la mayoría de las porcelanas y cerámicas dentales. Las porcelanas aluminosas dan nombre a aquellas que presentan este componente en altas concentraciones. (38, 39)
- **Caolín:** Es utilizado en pequeñas cantidades en las porcelanas dentales (4%), su principal función es la de enlazar partículas ($\text{Al}_2\text{Si}_2\text{O}_5(\text{OH})_4$). El caolín combinado con el agua se hace pegajoso y ayuda a mantener unidas las partículas de porcelana húmeda. (38,39)
- **Otros componentes:** fundentes, colorantes, maquillaje, etc. (38,39)
- Agua destilada o bien una mezcla de glicerina y agua o incluso algún líquido especial que contiene un aglomerante hidrosoluble (cloruro de polivinilo o metilcelulosa). (40)

1.4.1 Propiedades de la cerámica

Una característica fundamental de la cerámica es que puede fabricarse en formas con dimensiones determinadas así su uso en odontología es muy ingenioso ya que podemos personalizarlas para cada paciente.

Generalizando las cerámicas, son materiales duros pero frágiles a esfuerzos de tensión y con reducida elasticidad. Son no oxidables, con gran resistencia a la corrosión y a los efectos de la erosión que causan los agentes atmosféricos. Tienen también una alta resistencia a casi todos los agentes químicos y no son conductoras del calor ni de la electricidad.(36,41)

1.4.2 Clasificación de las cerámicas

La clasificación de las cerámicas en odontología es una tarea que nunca encuentra su final, debido a la gran cantidad de composiciones diferentes y a los avances en la tecnología de las cerámicas que buscan una mejoría de sus propiedades (Figura 4). No obstante podemos intentar agrupar las cerámicas según distintos parámetros (Tabla 1): (39, 42, 43)

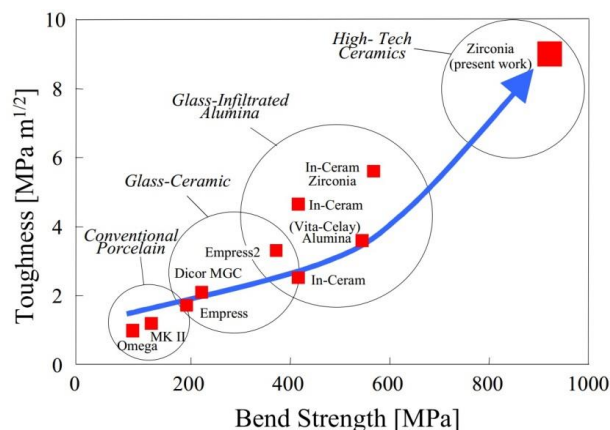


Figura 4 - Resistencia a la flexión de las cerámicas (*in* Filser 2001) (44)

Tabla 1 - Clasificaciones de las cerámicas dentales.(39,42,43)

Microestructural (naturaleza química del material)	<ul style="list-style-type: none"> • Cerámicas predominantemente vítreas (ricas en sílice) • Cerámicas predominantemente vítreas con rellenos de partículas • Cerámicas aluminosas <ul style="list-style-type: none"> a. 40% de aluminio b. 65% de aluminio c. 85% de aluminio • Cerámicas policristalinas (Alúmina y Zirconio)
Técnica de procesado en laboratorio	<ul style="list-style-type: none"> • Moldeadas mediante colado (Técnica de condensación) • Moldeadas sobre muñón refractario (Técnica de sustitución a la cera perdida) • Diseñadas y elaboradas mediante ordenador (CAD/CAM)
Composición	<ul style="list-style-type: none"> • Silicatos: Muestran una fase vítrea amorfa que contiene predominantemente sílice • Cerámicas de óxido: Es notable que sólo las cerámicas de óxido se utilicen en odontología, ya que la cerámica sin oxido son difíciles de procesar. Las cerámicas de óxido contienen una fase cristalina principal como la alúmina. El zirconio tiene una muy alta resistencia a la fractura • Vidrio cerámica: Estos son el tipo de cerámica que contiene una fase de matriz de vidrio y al menos una fase de cristal
Temperatura de fusión-cocción	<ul style="list-style-type: none"> • Cerámicas a Temperatura Ambiente • Muy Baja Fusión < 850°C • Baja Fusión 850°C - 1100°C • Media Fusión 1101°C - 1300°C • Alta Fusión >1300°C
Método de refuerzo	<ul style="list-style-type: none"> • Ceramometálicas • Cerámicas reforzadas por núcleo • Cerámicas reforzadas por resina
Uso	<ul style="list-style-type: none"> • Ceramometálicas • Cerámicas sin metal • Otras cerámicas dentales
Infraestructura con metal	<ul style="list-style-type: none"> • Hoja de platino u oro • Fabricadas • Electrodeposición • Cocida
Infraestructura sin metal	<ul style="list-style-type: none"> • Sobrerevestimiento • Colada y vitrocerámica • Fabricada: CAD-CAM, Ultrasonidos • Inyectada: en caliente, en frío • Barbotina, cocida e infiltrada

Aunque el interés de algunos apartados de esta clasificación ha descendido hoy en día debido a los avances desarrollados, se incluyen por su importancia histórica.

1.4.2.1 Cerámicas policristalinas

En este trabajo se describen exclusivamente las cerámicas policristalinas que son las que serán utilizadas en este estudio.

Las cerámicas monofásicas sinterizadas se forman por sinterización de los cristales directamente entre sí, sin cualquier matriz intermedia para formar una estructura policristalina densa, exenta de aire y de cristales vítreos.

Varias técnicas de procesamiento permiten la fabricación de cualquier estructura de Al_2O_3 o de óxido de alúmina (AlO_2).⁽⁴⁴⁾

El primer material policristalino completamente denso para aplicaciones dentales fue The Procera AllCeram™ (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden, and Procera Sandvik AB, Stockholm, Sweden), con una resistencia de aproximadamente de 600 Megapascuales (MPa) en el que se incorpora el polvo de alúmina, se muele en un troquel y se sinteriza a aproximadamente 1600°C, dando lugar a una cofia densa con una contracción aproximadamente de 15 a 20%.^(42,45,46)

1.5 Zirconio

El zirconio es la denominación para el silicato de zircón ($ZrSiO_4$). Es un componente que se encuentra en la corteza terrestre y se utiliza como fuente natural para la realización de estructuras de cerámicas en óxido de zirconio (ZrO_2).



Figura 5 - Zirconio natural (47)

El zirconio es un metal plateado brillante (Figura 5) en estado altamente puro es relativamente blando y flexible. Su principal combinación es el ZrO_2 , óxido de zirconio o dióxido de zirconio, el cual es considerado como la cerámica más resistente (44). La denominación para los depósitos naturales de ZrO_2 es baddeleyita que se presenta en forma monoclinica a temperatura ambiente. (44)

1.5.1 Propiedades del óxido de zirconio

El uso de óxido de zirconio ha aumentado rápidamente en los últimos años. Esto es zirconio parcialmente estabilizado con pequeñas cantidades de otros óxidos metálicos. El zirconio parcialmente estabilizado permite la producción de restauraciones de cerámica sin metal para dientes posteriores. El zirconio puede existir en varios tipos de cristales en función de la adición de componentes de menor importancia. Frecuentemente, para aplicaciones dentales, se añade aproximadamente el 3% en peso de itria al zirconio puro. (48)

El óxido de zirconio, es un material de color blanco y casi tan opaco como las aleaciones metálicas de las estructuras ceramometálicas; esta cualidad lo hace indicado para ocultar sustratos de color oscuro. Además, las estructuras se pueden teñir para que el color base sea lo más parecido al diente. (49–56)

El óxido de zirconio vulgarmente se conoce como zirconio, zirconia o zirconita. Es un material cerámico prensado con tratamiento térmico utilizado en dispositivos médicos que ocupa un lugar único entre los óxidos cerámicos debido a sus excelentes propiedades mecánicas (8,57). Comparando con otras aleaciones de metal tiene una elevada resistencia a la corrosión y al desgaste, una mayor dureza, rigidez, y biocompatibilidad. Fue introducido en el mundo odontológico a finales de 1990 como una cerámica *slip-cast* para restauraciones dentales. (58)

Como principal característica, el zirconio presenta una elevada resistencia gracias a que su microestructura es totalmente cristalina (57). Las propiedades mecánicas del zirconio son las más altas de las cerámicas dentales, esto permite que sea considerado como un material ideal para la realización de prótesis dentales parciales fijas (57). Estas propiedades son muy atractivas en prótesis dental, donde la resistencia y la estética son fundamentales. (57,59)

El zirconio no es citotóxico y no aumenta la adherencia bacteriana a diferencia de otros materiales utilizados en otras disciplinas clínicas de la Odontología como es el caso de materiales empleados en la obturación de conductos que pueden favorecer la presencia de bacterias específicas posiblemente por filtración (60–63). La adherencia microbiana del zirconio es menor que la del titanio como se demuestra en los estudios *in vitro* e *in vivo* (64–66), además presenta una radio-opacidad favorable y un potencial de corrosión bajo. (57)

Dependiendo de la temperatura, el óxido de zirconio puede asumir tres formas cristalográficas distintas. A temperatura ambiente y tras el calentamiento hasta 1170°C, la simetría es monoclinica ($P2_1/c$). La estructura es tetragonal ($P4_2/nmc$) entre 1170 y 2370°C y cúbica ($Fm3m$) por encima de 2370°C hasta el punto de fusión. (57,67,68)

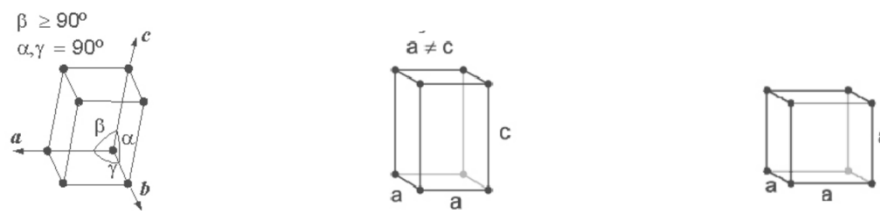


Figura 6 - Polimorfismo de la Zirconia. Fases monoclinica, tetragonal y cubica. (69,325)

La transformación (Figura 6) de la fase tetragonal (t) en la (m) fase monoclinica durante el enfriamiento es una transformación sin difusión (transformación martensítica). Esta transformación va acompañada de un aumento sustancial del volumen aproximadamente del 4,5%, que es el suficiente para generar un fallo. Pero si el fallo no se produce, ocurriría lo que se llama una "transformación resistente" que es un mecanismo de refuerzo del zirconio.

Garvie en 1975 descubrió que el zirconio parcialmente estabilizado ante un área de elevado estrés mecánico como es el vértice de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina pasando de forma tetragonal a monoclinica ($t \rightarrow m$), adquiriendo un mayor volumen. De esta manera, aumenta localmente la resistencia evitando la propagación de la fractura. Esta propiedad le confiere una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa (Figura 4). (58,69)

Esta transformación es reversible y comienza aproximadamente a 950°C durante el enfriamiento. La aleación de zirconio puro con óxidos de estabilización tales como óxido de calcio (CaO), óxido de magnesio (MgO), óxido de ítrio (Y_2O_3) u óxido cerio (CeO_2) permite mantener la estructura tetragonal a temperatura ambiente y el control de la tensión inducida por el estrés del $t \rightarrow m$ deteniendo eficazmente la propagación de fisuras (69-71). Este proceso conduce a una elevada dureza.(69-71)

1.5.2 Zirconio Tetragonal reforzado con Itrio

Los policristales de zirconio tetragonal reforzado con Itrio (3Y-TZP) son ampliamente utilizados en el campo biomédico como materiales para dispositivos protésicos debido a sus notables propiedades mecánicas, químicas y estéticas (72). Normalmente contiene 3% en moles de itrio (Y_2O_3) como estabilizador. (48)

Mientras que los cationes de itrio (Y^{3+}) estabilizantes y los cationes de zirconio (Zr^{4+}) se distribuyen aleatoriamente en los enclaves catiónicos, la neutralidad eléctrica se consigue mediante la creación de vacíos de oxígeno (73,74). 3Y-TZP está disponible en odontología para la fabricación de coronas dentales y prótesis parciales fijas.

Las restauraciones se procesan ya sea mediante mecanizado suave de piezas en bruto presinterizadas seguido de sinterización a alta temperatura, o por mecanizado duro de bloques totalmente sinterizados (75). 3Y-TZP está disponible en odontología para la fabricación de coronas dentales y prótesis parciales fijas. Las restauraciones se procesan ya sea mediante mecanizado suave de piezas en bruto presinterizadas seguido de sinterización a alta temperatura, o por mecanizado duro de bloques totalmente sinterizados. (76)

Las propiedades mecánicas de 3Y-TZP dependen en mayor grado del tamaño del grano (77,78). Por encima de un tamaño crítico de grano, 3Y-TZP es menos estable y más susceptible a la espontánea transformación $t \rightarrow m$, mientras que los granos de menor tamaño ($< 1\mu m$) se asocian a una tasa de transformación baja (79). Por otra parte, por debajo de un cierto tamaño de grano de aproximadamente $0,2\mu m$, la transformación no es posible, lo que lleva a la disminución de la resistencia y a la fractura (80). En consecuencia, las condiciones de sinterización tienen un fuerte impacto en la estabilidad y en las propiedades mecánicas del producto final debido al tamaño de grano. Las temperaturas de sinterización más altas y tiempos de

sinterización más largos conducen a tamaños de grano más grandes. (78,81,82)

El 3Y-TZP disponible actualmente para el mecanizado suave de las restauraciones dentales utilizan temperaturas finales de sinterización que varían entre 1350 y 1550°C, dependiendo del fabricante (57,58,82,83). Esta gama amplia de temperaturas de sinterización es probable que tenga una influencia en el tamaño de grano y en la estabilidad de fase del 3Y-TZP para aplicaciones dentales. (57,58,82,83)

Las restauraciones producidas por mecanizado suave son sinterizadas en una etapa posterior, este proceso evita la transformación monocíclica inducida por el estrés de la fase tetragonal y conduce a una superficie final virtualmente libre de la fase monocíclica a menos que sean necesarios ajustes rectificadores o chorro de arena. (57)

En resumen, aunque la alta resistencia puede ser una propiedad beneficiosa para aplicaciones dentales, el rendimiento y la fiabilidad a largo plazo también deben ser considerados. Varios autores han demostrado que el recocido a 900° C durante 1 hora o tratamientos de calor relativamente cortos en un rango de temperatura entre 900 a 1000° C durante 1 minuto inducen a la transformación inversa de fase monoclinica a la tetragonal. (54,84)

1.5.3 Procedimientos de fabricación de Zirconio

La infraestructura del zirconio se puede elaborar en función a dos técnicas diferentes: *soft machining* (fresado blando) de piezas en bruto pre-sinterizadas o *hard machining* (fresado duro) de piezas en bruto totalmente sinterizadas (57). Esto también se puede denominar fresado en seco o mojado.

La mayoría de los sistemas de zirconio, ya sea manual o Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM), utiliza

cerámica 3Y-TZP parcialmente sinterizada, donde el procedimiento de fresado se realiza con el uso de fresas de carburo en un ambiente seco (85). Esta técnica fue propuesta en 2001 después de una extensa investigación realizada por Filser (44). Un inconveniente de este método es que el tamaño de la estructura fresada parcialmente sinterizada tiene que ser ampliada aproximadamente entre 20% y 25% en comparación con las dimensiones originales, para compensar la contracción que se produce después de la sinterización final.(86)

Así mismo, el fresado de bloques de óxido de zirconio totalmente sinterizado o zirconio sometido a prensado isostático en caliente (HIP, Hot Isostatically Pressed) requiere mucho tiempo debido a la mayor dureza del material, pero no muestra ningún cambio dimensional.

1.5.3.1 Aspectos a resaltar en la fabricación de pilares de zirconio

En 1971 se introdujeron las técnicas CAD-CAM en Odontología, siendo al principio más experimentales y teóricas y menos clínicas. En 1979 Heitlinger y Rodder, y posteriormente Mörmann y Brandestini en 1980 empiezan a trabajar en este campo. Diferentes sistemas como los de Duret, Minnesota y Cerec, comenzaron a aparecer durante la década de los 80.(87)

Las desventajas de la tecnología computarizada en Odontología son: la impresión óptica, el ordenador y software, el material, las herramientas, la maquinaria, y finalmente los costes (88).

1.6 Interfase de la conexión implante/pilar

Cuando Branemark presentó su revolucionario trabajo en 1982 en la Conferencia de Osteointegración de Odontología Clínica, su sistema consistía en un implante cónico.(89)

La parte superior del implante tenía un hexágono externo con altura de 0,7 mm que funcionaba como dispositivo de contra-rotación (Figura 7) (89,90). Sin embargo, el papel de la geometría de la conexión implante-pilar es controvertido. El diseño del hexágono externo en los implantes se introdujo primero para posicionar el implante en su lugar (90). Originalmente no fue pensado como sistema anti-rotación.(90)

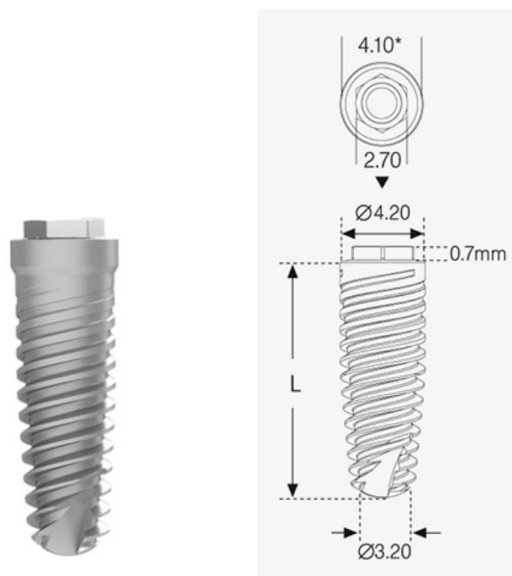


Figura 7 - Implantes Lance de MIS® (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel)

La parte superior del implante o plataforma protésica tiene dos partes:

- Anillo exterior o plataforma de asentamiento: Donde el pilar transmite las fuerzas al implante,
- Hexágono: consta de seis vértices y seis superficies de contacto laterales. La superficie superior del hexágono no contacta con el pilar y tiene un orificio para recibir el tornillo protésico.

El pilar que va en la parte superior del implante tiene que reproducir la conexión del implante.(89)

Un pilar se conecta al implante mediante un tornillo (91). Cuando el pilar se atornilla al implante, un par torsor o par de ajuste se aplica como un momento de fuerza en $N.cm^{-1}$ en la cabeza del tornillo.(91)

Ambos componentes están conectados por un tornillo que une el conjunto. El conjunto del implante, pilar y tornillo se puede caracterizar como un complejo dinámico. Este complejo es una unión de múltiples componentes que se transforma en un única pieza (91). Las fuerzas aplicadas en el proceso de montaje son esenciales para el mantenimiento de la capacidad funcional del sistema antes de soportar una prótesis dental.(92)

Desde el punto de vista mecánico hay que destacar dos factores como los principales elementos de estabilidad en la unión implante/pilar:

- Precarga del conjunto (tornillo)
- Elemento antirotacional.

Los inconvenientes para comprender plenamente el carácter dinámico de la carga de los implantes son la complicación que existe respecto a la carga de torsión transmitida al complejo así como la fuerza inicial

de transformación/tensión/deformación desarrollada dentro de los componentes, las fuerzas de sujeción en las interfases y el impacto de estrés precarga del implante antes de cualquier carga externa.(93)

1.6.1 Ajuste

El ajuste pasivo entre la prótesis y el pilar es importante para minimizar la tensión generada entre estas estructuras y permitir la transferencia de tensión al tejido óseo que rodea al implante.

En 1987 fue sugerido, por Branemark que el desajuste no debe ser superior a 10 μm (94). La tecnología de vanguardia de hoy todavía no ofrece esta precisión ya que la mayoría de los componentes no presenta este nivel de ajuste (95,96). En consecuencia, los desajustes de las prótesis son una realidad clínica pero el nivel de desajuste soportado sin fallos mecánicos y/o biológicos no se ha determinado.(97,98)

Debido al diseño de solapado casi paralelo de los tramos del acoplamiento de la conexión, es necesaria una tolerancia de mecanizado para permitir que conecten por completo (99). Por lo tanto, cuando el pilar se une, existe inevitablemente libertad de rotación. Si no existiera, sería imposible que las dos partes de la conexión se acoplaran (99). Esta tolerancia está muy condicionada por las técnicas de fabricación y por el desgaste de las fresas, esto puede hacer que los primeros implantes de un lote tengan una libertad de rotación inferior (mayor precisión), teniendo los últimos una más alta libertad de rotación (menor precisión) debido al desgaste de las fresas.

1.6.2 Tornillo

Un tornillo es un elemento roscado macho que tiene dos funciones:

- Transformar el movimiento lineal en círculo o viceversa
- Elemento de unión entre varios elementos. (100)

El tornillo de fijación del pilar consta de dos partes: la cabeza y la espiga. La cabeza puede tener formas variadas según el utensilio empleado para su montaje. La espiga es el elemento cilíndrico. Se llama rosca al resultado de efectuar una ranura helicoidal sobre el cilindro. Al conjunto rosca-cilindro se le conoce como tornillo y al conjunto rosca-orificio se le denomina tuerca.

Puede estar total o parcialmente roscado. Según la función que vaya a desempeñar, el extremo libre del tornillo puede tener formas variadas.

Después del primer ajuste en el tornillo, la fuerza primaria se aplica al vástago de tensión, mientras que las principales tensiones en las roscas son de estrés de cizallamiento y tensión de compresión (101). La fuerza de tensión se crea por el estiramiento del tornillo durante el ajuste, mientras que el cizallamiento y los esfuerzos de compresión son creados por el contacto íntimo entre el flanco superior de retención de roscas del tornillo (machos) y los flancos inferiores de los hilos de la rosca del pilar (hembra).(102)

1.6.3 Tipo de cargas

Las uniones roscadas pueden estar sometidas a cargas de tipo transversal en caso de que actúen perpendicularmente al eje de la unión, a cargas de tipo axial si actúan paralelamente, a una combinación de ambas o a cargas de flexión.

El fallo puede ocurrir debido a cargas de flexión propiciado por una carga transversal.

1.6.4 Precarga de la unión del tornillo

La precarga del tornillo del pilar se define como la fuerza de tensión que se acumula en el tornillo desde de la cabeza a las roscas como consecuencia del atornillamiento (103–106). Se puede simplificar la definición como la fuerza en Newtons que actúa sobre las piezas durante el ajuste del tornillo.

Como consecuencia se crea una fuerza compresiva en la cabeza del tornillo-pilar, pilar-implante y en las interfases de la rosca del tornillo que une el implante con el pilar (107). La precarga depende en primer lugar del par torsor aplicado y en segundo lugar del material de los componentes, el diseño de la cabeza, la rosca del tornillo y la rugosidad de la superficie (107). La magnitud del par torsor está limitada por el límite elástico del tornillo y la resistencia de la interfase hueso-implante que es el límite biológico del par aplicado. (107)

Se puede pensar que el tornillo del pilar actúa como un "muelle" (108,109). Cuando se aplica el par torsor, el muelle se alarga colocando al cilindro y a las roscas en una situación de tensión (108,109). La recuperación elástica del tornillo crea una fuerza de fijación que ajusta los componentes de la junta. (108,109)

La precarga es función del par de torsor aplicado al tornillo y del coeficiente de frotamiento. El par de torsor es una fuerza aplicada al extremo de un brazo de palanca; $\text{par (N.m)} = \text{fuerza (Newton)} \times \text{longitud (metro)}$.

La precarga inicial en el tornillo o pretensión se introduce generalmente aplicando un par mediante una llave de torsión. Para estudiar la relación entre el par T aplicado en la tuerca y la carga inicial F obtenida en el tornillo, se suele usar la analogía de un bloque sobre un plano inclinado (Figura 8).

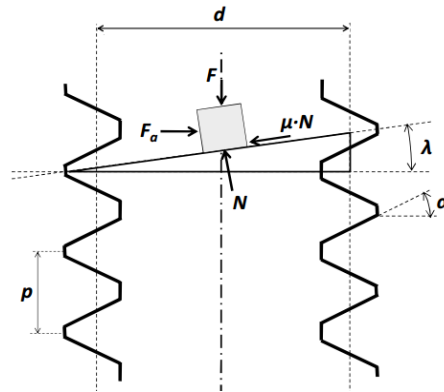


Figura 8 - Analogía del plano inclinado. (110)

Según esta analogía, el bloque se corresponde con la rosca de la tuerca, a la cual se le aplica una fuerza de atornillamiento (F_a) mediante la llave de torsión, de forma que trata de ascender por el plano inclinado que representa a la rosca del tornillo.

La inclinación del plano, es por tanto igual a la inclinación de la hélice de la rosca (λ). El peso del bloque es a su vez igual al valor de carga presente en el tornillo (F). El movimiento de ascensión del bloque simula el ajuste del tornillo, al cual se le opone la componente $F \cdot \sin \lambda$ de la carga del tornillo y la fuerza de fricción que se desarrolla entre las roscas.

Pero además, en el proceso de ajuste del tornillo, también debe vencerse la fuerza de fricción que se genera en la superficie de contacto entre la tuerca y el elemento a unir. (110)

De esta forma, tras las operaciones pertinentes, se llega a la fórmula que relaciona el par torsor aplicado (T) en forma de fuerza F_a y la carga inicial F obtenida en el tornillo (111):

$$T = F_a \cdot \frac{d}{2} = F \cdot \frac{(\mu + \operatorname{tg} \lambda \cdot \cos \alpha)}{(\cos \alpha - \mu \cdot \operatorname{tg} \lambda)} \cdot \frac{d}{2} + \mu' \cdot F \cdot \frac{d_t}{2}$$

Es pertinente analizar y caracterizar la relación entre par torsor y la precarga aplicada bien como el desajuste del tornillo y los factores que afectan a la reducción de la precarga.

1.6.4.1 Relación entre par torsor y la precarga aplicada

La influencia de las fuerzas de fricción hacen a la precarga y al par de torsor indirectamente proporcionales el uno al otro (108). El coeficiente de fricción depende de algunos factores:

- Dureza de las roscas.
- Acabado superficial.
- Presencia de lubricante.
- Velocidad de atornillamiento.

El coeficiente de fricción aumenta con el aumento de la dureza del material, la rugosidad de la superficie, la lubricación y la velocidad de atornillamiento (107).

La geometría y las propiedades de los materiales pueden afectar al coeficiente de fricción en menor grado (108). Motash demostró que sólo un 10% del ajuste aplicado a la tensión inicial del sistema de tornillo permanece para inducir la precarga mientras que el 90% se utiliza para superar la fricción entre los componentes acoplados (112). Esto significa que una pequeña diferencia en la torsión aplicada puede tener un efecto importante en la precarga (101).

Además, se encontró que los ciclos repetidos de ajuste y aflojamiento pueden disminuir la fricción de la rosca durante la aplicación del par torsor (101). Esto es debido al bruñido de la microrugosidad en las superficies de contacto, que por consiguiente aumenta los niveles de precarga axial (Figura 9). (101)

Estudios comparativos de precarga en los que se evaluó la superficie de los pilares al principio y al final del acoplamiento después de un test de flexión, presentaron precargas de 97N (113) y 322N (114), respectivamente. La precarga se reduce cuando se emplea la torsión aplicada para superar la fricción y cuando se aplanan las superficies de contacto rugosas.(107)

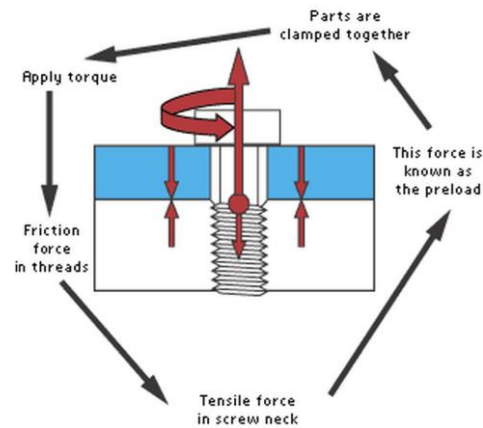


Figura 9 - Creación de la precarga. (13)

Burguete descubrió dos factores importantes que mejoran las uniones en los sistemas de implantes (108). En primer lugar, los componentes de la junta deben ser sujetados mediante la aplicación de una torsión recomendada (108). En segundo, la resistencia a la fatiga del tornillo, cuanto mayor sea la precarga aplicada al tornillo (hasta 60% de la resistencia a rotura por tracción) mayor será la resistencia a la fatiga.(108)

Cuando el total de la precarga y las fuerzas externas, pasan el límite elástico del tornillo, este se deforma plásticamente, y la unión empieza a abrirse. (108)

1.6.4.2 Desajuste del tornillo

El fenómeno de desajuste o aflojamiento del tornillo fue descrito por Rodkey en 1977 por la siguiente secuencia, cuando se aplican cargas funcionales, las superficies de contacto son comprimidas una contra la otra, reduciendo de este modo las fuerzas de fricción entre las roscas. Por consiguiente se pierde el efecto de sujeción. Cuando las roscas se despegan, la precarga disminuye y el tornillo se afloja.(115)

En 1995 Bickford describió el fallo en la unión del tornillo como algo que ocurre en dos etapas (101).

En la fase inicial, las fuerzas externas aplicadas sobre el sistema provocan pequeños deslizamientos entre las roscas de acoplamiento, lo que da resultado a una reducción de las fuerzas de fricción en las roscas, de este modo alguna precarga se pierde (101).

En esta fase, la única manera de que la unión resista el deslizamiento es tener una precarga máxima hasta la resistencia máxima, que ofrece mayores fuerzas de fricción de modo que se necesita una fuerza mayor para provocar el deslizamiento (101).

En la segunda fase del fallo, la fuerza externa erosiona rápidamente la precarga restante, debido a la vibración y a los micromovimientos que causan el desajuste de las roscas, esto hace que disminuya la capacidad del tornillo para mantener la estabilidad de la unión, una vez que se ha alcanzado este punto, la unión ha fallado.(101)

1.6.4.3 Factores que afectan a la reducción de la precarga

El problema del aflojamiento se atribuye generalmente a la complejidad de las condiciones de la carga masticatoria ya que pueden provocar diferentes esfuerzos en las restauraciones de los implantes.(115,116)

Algunos de los factores posibles que afectan a la disminución de la precarga en el tornillo y que crean inestabilidad en la unión del tornillo, pueden ser descritos como:

a) Sobrecarga en flexión:

Flexión es una situación de carga crítica que puede hacer que la unión del tornillo sea inestable. Una fuerza de flexión mayor que el límite de elasticidad de los tornillos provocaría una deformación plástica, que conduciría a la pérdida de la precarga. (103)

b) Fatiga:

La fatiga es la propagación de fisuras progresivas que genera una fractura debido a cargas repetidas por debajo del límite de elasticidad (117). En los sistemas de implantes, se produce la fatiga dinámica cuando se aplica una carga cíclica al sistema, a un nivel inferior del límite de elasticidad del material del tornillo del pilar. Versluis informo que el tornillo del pilar se podría aflojar o fracturarse con fatiga o sobrecarga.(118)

Patterson y Johns hicieron referencia a dos puntos probables para el inicio del fallo por fatiga en el tornillo del pilar (92). El primero en el cambio de sección entre el cilindro y la cabeza del tornillo (92). El segundo en la raíz de la primera rosca del tornillo, que es donde se produce la mayor concentración de estrés. (92)

La fatiga es un proceso de rotura que ocurre en estructuras sometidas a tensiones cíclicas. En este caso, la fractura se observa después de un periodo largo de tensiones repetidas y puede suceder aun cuando la carga aplicada es

inferior a la resistencia estática del material. Este comportamiento proviene de la concentración de tensiones en la superficie o en defectos internos del material. En estos puntos locales la tensión llega a ser tan alta como para generar una grieta. Una vez se crea una fisura suficientemente grande, esta sigue creciendo en cada ciclo de carga. Cuando la grieta alcanza una longitud crítica, el componente se rompe.

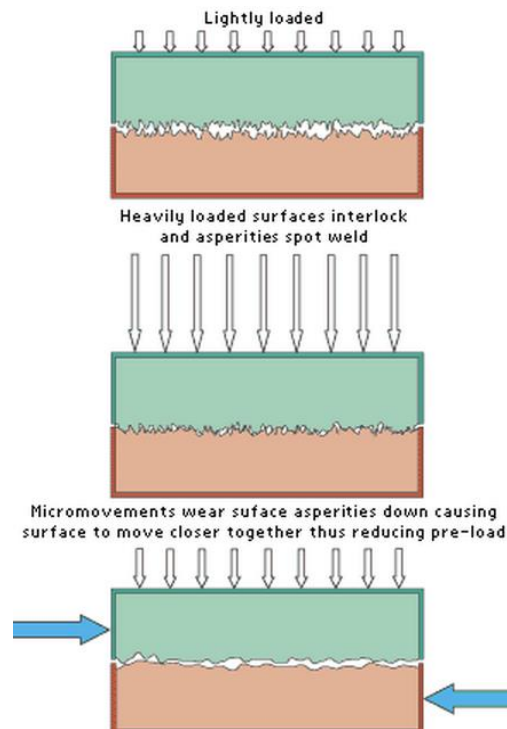


Figura 10 - Pérdida de la precarga por relajación del asentamiento. (13)

c) Settling o Relajación del asentamiento:

Hay una gran cantidad de estudios que tratan sobre la relajación del asentamiento como un mecanismo importante de aflojamiento de los tornillos (103,112,119). La relajación de asentamiento puede ser definida como el desgaste o aplanado de los puntos altos microscópicos ásperos en las superficies de contacto causado por micromovimientos cuando la junta se somete a cargas y vibraciones externas (Figura 10).

Este efecto se basa en que ninguna superficie es completamente lisa y que cada superficie mecanizada presenta algún grado de microrrugosidad. El desgaste (no abrasivo) en las áreas de contacto puede llevar a que las dos superficies queden más próximas. Por lo tanto, cuando se sobrepasa el alargamiento elástico del tornillo, este se afloja debido a la pérdida de tensión en el vástago y a las fuerzas de contacto (precarga) bajo la cabeza y las roscas. Por esta razón, se recomienda que el tornillo se vuelva a ajustar después del atornillamiento inicial y periódicamente siempre que sea posible para verificar la tensión apropiada. (103,109,111,112,120-122)

Shigley en 1986 estimó que entre el 2 y 10% de la precarga inicial se pierde debido al efecto asentamiento, como consecuencia, se requiere un valor inferior de par torsor para aflojar el tornillo. (111)

d) Vibración o amortiguamiento:

En 1984 fue propuesta una nueva teoría de Junker y Wallace respecto al auto-aflojamiento del tornillo (123). Ellos hicieron referencia a que los micromovimientos vibratorios provocados por fuerzas de cizallamiento (en concreto en el plano transversal) son los responsables del auto-aflojamiento de tornillo.

Los movimientos vibratorios flexionan o doblan el tornillo, lo que provoca un desacoplamiento o pérdida de contacto entre las roscas de los tornillos y las roscas internas del implante, así como en la superficie inferior de la cabeza del tornillo y el cuerpo del pilar (pérdida de la precarga). Bickford respalda esta teoría explicando que la dirección de la carga funcional debe ser considerada siempre que sea suficiente para reducir la resistencia de fricción entre las roscas y la superficie inferior de la cabeza del tornillo y por consiguiente suficiente para causar el deslizamiento del hilo. (101)

Las fuerzas de cizallamiento intraorales se producen en la última parte de la fase del cierre y en la primera parte de

la fase de apertura durante la masticación, cuando las cúspides de los dientes del maxilar y la mandíbula se deslizan (124). Además, en un análisis de vibración fisiológica y actividad muscular, Timmer afirmó que cualquier movimiento del músculo controlado se acompaña de micromovimientos vibratorios debido a la naturaleza de la unidad de contracción muscular (125). Esto también se aplica a los músculos que intervienen en la masticación. (125,126)

e) Otros factores

Los otros factores probables que contribuyen para el aflojamiento de los tornillos son (92,103,120,127–131):

- Par de torsor insuficiente, lo que puede conducir a la generación de precarga insuficiente en el tornillo del pilar.
- Incorrecto diseño de tornillos y/o material.
- Defectos de fabricación de componentes que conduce a un mal ajuste.
- Pilar e implante incorrectamente alineados, lo que aumentaría el brazo de palanca y los momentos de flexión.
- Elasticidad del hueso en el sitio receptor del implante. También se cree que influye en la estabilidad articular del tornillo (119,120,131). Henry sugirió que hay una diferencia significativa en la estabilidad del tornillo en el maxilar superior comparado con el maxilar inferior.(132)

1.6.5 Elemento antirotacional

El objetivo original de la extensión hexagonal de 0,7 mm es proporcionar un mecanismo de transferencia del par torsor que fija el implante en su soporte durante la colocación quirúrgica de este en el sitio receptor. En la segunda fase, cuando se utiliza en serie la extensión hexagonal, podría restaurar efectivamente un arco edéntulo.(129)

Con la introducción de los implantes unitarios, este propósito ha cambiado y se ha transformado en un mecanismo de registro y en un elemento antirotacional en el que nunca se pensó (122,133). Por otra parte, la extensión hexagonal del implante también se utiliza como un dispositivo de orientación del pilar de impresión.(134)

El fabricante de los implantes Branemark ha declarado que la "libertad de ajuste" entre los componentes del implante, fue incorporada a su diseño, permitiendo el movimiento horizontal y de rotación de manera que los errores de montaje horizontales fueran tolerados.(135)

Por otro lado White demostró que desajustes horizontales pueden causar deformaciones en los implantes y componentes internos del tornillo durante el atornillamiento y en consecuencia afectar a la estabilidad de la unión del tornillo (136). Además, desajustes de rotación en la interfase hexagonal del implante-pilar ha sido considerado como un factor principal de fallo en la unión del tornillo.(137,138)

En un estudio realizado por Binon y McHugh, el desajuste de rotación del implante y el pilar se redujo y las muestras sufrían carga cíclica axial excéntrica (138). Los resultados indican una correlación directa entre el desajuste de rotación del implante y el pilar y el aflojamiento de los tornillos (138). Los investigadores concluyeron que la

eliminación del desajuste rotacional haría la unión del tornillo más resistente al aflojamiento de este.(138)

En el estudio realizado de Binon, se incrementaron los tamaños gradualmente a pilares hexagonales y se cargaron cíclicamente hasta que falló la unión con el correspondiente aumento de desajustes rotacionales (137). Cuanto mayor era la diferencia de tamaño, mayor era el desajuste rotacional y menor era el área de contacto plano-a-plano entre hexágonos (137). Los resultados del estudio mostraron una correlación directa entre el desajuste rotacional implante/pilar y el fallo en la unión del tornillo (137). La conclusión final fue que cuanto más ajustado era el encaje entre la extensión hexagonal del implante y su contraparte, mayor será el número de ciclos para deteriorar la unión (137). Los datos del mismo estudio indican una mejoría significativa en la estabilidad de la unión del tornillo, cuando el desajuste rotacional del implante-pilar era menor de 2 grados.(137)

El estudio de Lang planteaba la influencia que ejercía el hexágono externo del implante y el hexágono interno del pilar en la estabilidad de la unión (138). Binon sugirió que la precisión de ajuste entre estos dos hexágonos también influye en la estabilidad de la interfase (137).

Teóricamente, si los 6 puntos del hexágono del pilar fueron alineados con precisión con los 6 puntos del hexágono del implante, el potencial de deslizamiento del pilar alrededor del hexágono del implante sería limitado (139). Una orientación precisa del hexágono del pilar con el hexágono del implante no sería un factor que provocara el aflojamiento de los tornillos y/o pérdida de la precarga.(139)

1.7 Desgaste y Fricción

La fricción y el desgaste no son propiedades de los materiales. Las propiedades del sistema dependen de los materiales en contacto y de las condiciones operativas. Cuando dos cuerpos están en contacto y uno se desliza sobre el otro, experimentan fricción (resistencia al movimiento) y desgaste (daño y pérdida de material).(83)

El desgaste es la pérdida de material (transformado en residuos), cuando dos materiales se deslizan entre ellos, puede dar lugar a abrasión, bruñido, delaminación, picaduras, arañazos, o la incrustación de residuos.(41)

La Sociedad Americana de Metales define el desgaste como “el daño a una superficie sólida, que generalmente implica la pérdida progresiva de material debido a un movimiento relativo entre esta superficie y otra superficie de contacto o sustancia”. (41)

Numerosos esquemas de clasificación se han ideado, en parte, debido a la acumulación de conocimiento y en parte debido a la complejidad de los procesos de desgaste dejando mucho espacio para diferentes interpretaciones.

Davis hace referencia al trabajo de Siebel en 1938 que sugirió una clasificación que se basaba en el tipo de movimiento relativo como criterio de clasificación (140,141). En 1956 Archard y Hirst propusieron una clasificación que se basaba en la escala de los daños de la superficie como criterio de clasificación (142). Un año más tarde Burwell sugirió una clasificación que se basó en el tipo de mecanismo de desgaste (143). Kostetskii en 1976 refirió una clasificación basada en la fiabilidad de la resistencia de la superficie y la naturaleza de los procesos de interacción como dos criterios de clasificación.(144)

Czichos en 1978 y Lim y Ashby en 1987 sugirieron dos clasificaciones más (140,145,146). La clasificación de Czichos se basaba en el tipo de movimiento relativo, los elementos que interactúan y el mecanismo de desgaste predominante como tres criterios de clasificación (145). Lim y Ashby en 1987 se referían al mecanismo de interacción de la superficie como un criterio de clasificación.(146)

En 2013 Varenberg (Figura 11) basándose en la definición de desgaste, hace tres preguntas con el fin de clasificar el desgaste (147):

- ¿Por qué sucede?
- ¿Cómo es posible?
- ¿Dónde se produce?

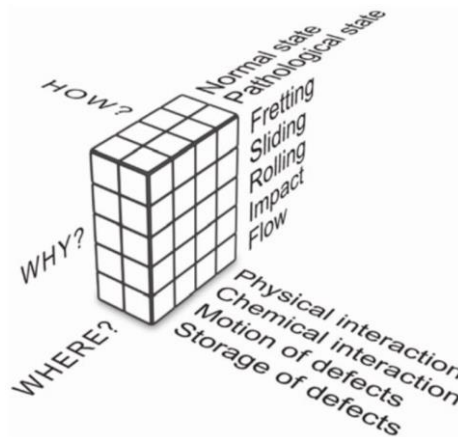


Figura 11 – Las preguntas de Varenberg (Varenberg 2013)

Para que la imagen sea completa, es necesario añadir otros interrogantes utilizados en el rescate de información. Estos parecen relevantes, ya que se conocen las respuestas (147):

- ¿Quién? – el proceso de desgaste
- ¿Qué? - daño de la superficie
- ¿Cuándo? - de manera continua

Para sentar bases, se creó una clasificación de desgaste en Alemania (DIN 50 320), basada en el trabajo elaborado por Czichos.(148)

Esta clasificación define cuatro mecanismos básicos: adhesión, abrasión, fatiga y acciones triboquímicas, además otros mecanismos como picadura, fretting, erosión, cavitación, etc, son incluidos junto a los cuatro mecanismos mencionados anteriormente. (148)

La clasificación del desgaste considera dos aspectos el primero se basa en como ocurre el desgaste en las piezas o componentes que pueden ser picaduras, degradación, y estriación entre otras. El segundo, mayormente utilizado, toma en consideración las bases del mecanismo o acción tribológica. Dentro de los principales mecanismos de desgaste se encuentran: abrasión, adhesión, corrosión, erosión, fatiga, fretting y oxidación (Figura12).










Surface disturbance Relative motion	Generation of defects		Generation of heat	
	 Storage of defects	 Motion of defects	 Chemical interaction	 Physical interaction
 Fretting	Fretting fatigue	Fretting wear		
 Sliding	Fatigue wear	Abrasive wear		Adhesive wear
 Rolling	Pitting	Solid-particle crushing		
 Impact	Impact wear			
 Flow	Liquid-impact erosion	Solid-particle erosion		Ablation erosion

Figura 12 - Diferentes tipos de desgaste (147)

1.7.1 Desgaste Abrasivo

Tiene lugar siempre que exista la presencia de partículas externas duras entre las superficies que están en contacto. Las partículas abrasivas se incrustan en una de las superficies y actúan como herramientas de corte removiendo material de la otra superficie. Estas partículas pueden proceder del ambiente o pueden generarse como consecuencia del desgaste por adhesión y/o por un proceso de corrosión.(149)

Las formas básicas de abrasión son dos. Abrasión por desgaste de dos cuerpos y abrasión por desgaste de tres cuerpos. El desgaste por abrasión de dos cuerpos surge cuando las prominencias duras de una superficie se deslizan contra otra. Como ejemplo de esto destaca el uso de lijas para el pulido de una muestra. Por otra parte el desgaste por abrasión de tres cuerpos se presenta en sistemas donde las partículas tienen la libertad de deslizarse o girar entre dos superficies en contacto. Puede ser un claro ejemplo de este tipo de abrasión, la presencia de aceites lubricantes contaminados en un sistema de deslizamiento. Generalmente son mas bajos los niveles de desgaste en el sistema abrasión de tres cuerpos, que en el de dos cuerpos.(150)

1.7.2 Desgaste Adhesivo

El desgaste adhesivo ocurre entre dos superficies que se encuentran en contacto deslizándose una contra otra bajo presión. Un deslizamiento de estas superficies producirá una pérdida de material en la superficie suave. La magnitud de deformación producida antes de la separación de la partícula depende de la ductilidad del material. Una partícula que ha sido separada de una superficie, puede permanecer unida a la misma o a la otra superficie como material transferido, o puede ser liberada como partícula de desgaste. (151)

Ocasionalmente, las asperezas pueden sufrir una deformación plástica cuando el límite de cesión del material es sobrepasado hasta que el área real de contacto se incremente lo suficiente para soportar la carga aplicada.(151)

El desgaste adhesivo puede ser dividido en suave o severo. En el desgaste severo se puede originar el gripado, que se caracteriza por presentarse en situaciones de alta carga, ocasionando aumento de la temperatura y daños significativos

1.7.3 Desgaste Corrosivo

Se define como la degradación de materiales donde la corrosión y los mecanismos de desgaste se encuentran involucrados. La combinación de efectos de desgaste y corrosión puede resultar en una pérdida total de material mucho mayor que si se presentarían por adición o individualmente. La deformación plástica por elevados esfuerzos de contacto, causa endurecimiento por deformación y susceptibilidad al ataque químico. De la misma manera, la deformación plástica ocurrida en el mecanismo de desgaste por impacto, puede hacer que las superficies sean más susceptibles a la corrosión.(41)

1.7.4 Desgaste Erosivo

Se refiere al desgaste efectuado por el mecanismo de erosión que genera pérdida de material en la superficie, debido a la exposición de repetidos impactos de partículas sólidas o líquidas (150). La erosión por lodos puede ser definida como la pérdida de material que experimenta una superficie debido al flujo de una mezcla de partículas sólidas dentro de un líquido a altas velocidades.(41)

1.7.5 Desgaste por Fretting

El fretting es debido a la existencia de movimientos oscilatorios de amplitud pequeña entre dos superficies en contacto. El mecanismo ocurre cuando el sistema se somete a un elevado número de ciclos. El fretting ocurre entre componentes cuya función es evitar el movimiento, como ejemplo destacan los contenedores de presión. En este mecanismo de desgaste el medio ambiente juega un papel preponderante, ya que la humedad condiciona el volumen de desgaste que se genera. Esto se debe a que el fretting es iniciado por

la adhesión, amplificado por la corrosión y sus principales efectos son por abrasión.(151)

1.7.6 Desgaste por Fatiga

La fatiga ocurre cuando dos superficies en contacto y en movimiento son sometidas a elevados esfuerzos cíclicos que provocan la aparición y propagación de grietas. El coeficiente de fricción es un factor determinante, ya que al estar las superficies lubricadas, la adhesión es mínima. Cuando los sistemas se presentan con altos coeficientes de fricción, habrá zonas de intensa deformación muy cercanas a la superficie creando grietas superficiales y sub-superficiales (41). Las formas de fatiga superficial que se observan en la práctica son el micropitting (micropunteado), pitting (punteado) y spalling (descamación).(152)

1.7.7 Fricción

La fricción y el desgaste no se pueden evitar en el contacto de dos cuerpos con movimiento relativo. La fricción es necesaria para los sistemas de tracción y frenado, la cual debe ser minimizada para la disipación de energía. Para el proceso de corte se necesita desgaste y debe ser minimizado en aplicaciones de deslizamiento de contacto con el fin de aumentar la vida útil. En general, no hay una relación directa entre la fricción y el desgaste, pero estos dos fenómenos están relacionados entre sí de alguna manera.

La fricción es muy importante en nuestra vida diaria, sin ella sería imposible caminar (83). Uno de los primeros estudios cuantitativos sobre la fricción fue realizado por Leonardo da Vinci (153). Las leyes de la fricción se formularon por Amontons en 1699 (153). Con lo que se demostró que la fuerza de fricción es proporcional a la carga normal y es independiente del área de contacto aparente (153). Más tarde, en 1785, de Coulomb afirmó que la fuerza de fricción es independiente de la velocidad de deslizamiento, que hoy se conoce como la tercera ley de fricción.(153)

En deslizamiento no lubricado, muchas combinaciones de materiales obedecen la primera ley de fricción, tal es el caso del acero en

aluminio pulido o la alúmina deslizándose contra el zirconio (150,154). Se observa la segunda ley cuando un cursor de madera se desliza sobre una superficie de acero (155). La tercera ley se observa durante el deslizamiento en seco de alúmina contra una aleación de alúmina con 1% de CuO.(153)

1.7.8 Ecuación de Archard

La ecuación de Archard determina el volumen perdido (V) originado por el desgaste (156):

$$V = K \frac{WL}{H}$$

Donde el valor K corresponde al coeficiente de desgaste, L a la distancia de deslizamiento, W a la carga normal aplicada y H corresponde a la dureza del material más ligero.

Así se puede concluir que:

- a) El volumen de material eliminado es proporcional a la distancia de deslizamiento.
- b) El volumen de material eliminado por unidad de distancia es directamente proporcional a la carga normal aplicada.
- c) El volumen de material eliminado por unidad de distancia es inversamente proporcional a la dureza del material.

1.8 Tribología

El estudio del desgaste, la fricción y la lubricación es conocido como tribología y en 1966 fue por primera vez considerado en un estudio del Departamento Británico de Educación y Ciencia como una nueva área de la ciencia.

La Tribología se centra en el estudio de tres fenómenos; la fricción entre dos cuerpos en movimiento, el desgaste como efecto natural de este fenómeno y la lubricación como un medio para evitar el desgaste.

El término biotribología fue presentado en 1973 por Dowson para describir el desgaste, la fricción y la lubricación en los sistemas biológicos (33). Durante los últimos 30 años, los biotribólogos han considerado también las propiedades del desgaste en ortopedia, odontología, medicina cardiovascular, oftalmología y urología. Diferentes dispositivos fueron incluidos como articulaciones artificiales, restauraciones dentales, vasos artificiales, válvulas cardíacas protésicas y catéteres urinarios.

1.9 Mecanismos de tribocorrosión del titanio

El conocimiento de los mecanismos de desgaste y la corrosión del titanio es la clave para predecir el comportamiento a largo plazo del titanio en el medio oral.

El concepto de corrosión ha ido ampliándose constantemente, el cual depende del enfoque adoptado (157). Según Shreir es probable que sean necesarias dos definiciones de corrosión, una en el contexto de ciencia de la corrosión y otra en el contexto de ingeniería de la corrosión. (157)

Esta definición en relación a la ciencia de la corrosión se refiere a la reacción de un sólido (metal, vidrio, cerámica, sólidos poliméricos, y composites) en el medio ambiente.(157)

Aunque es muy difícil predecir la corrosión del titanio en la cavidad oral debido a la complejidad del medio ambiente, estudios anteriores revelan que los fallos en los sistemas de implantes pueden estar asociados a la corrosión del titanio.(158-160)

La corrosión del titanio puede conducir a una precaria estética, comprometer las propiedades físicas y/o aumentar la respuesta del huesped (159,161). El efecto de la corrosión puede ser visible *in vivo* cuando se agrava y consecuentemente puede desencadenar un cambio de coloración en la superficie así como inflamación peri-implantaria causada por la liberación de iones.(158,159,161)

Debe considerarse el efecto de la reacción de corrosión en el ambiente circundante al implante (157). Como resultado de una reacción química entre un metal y una solución (saliva), los iones metálicos pueden ser liberados al ambiente circundante en niveles bajos durante un largo período. (159,161)

Los iones metálicos liberados a los tejidos circundantes pueden penetrar en dichos tejidos y estimular las células inflamatorias.(162) Una muestra de tejido óseo periimplantar fue recogido con alto contenido de iones metálicos en comparación con los valores basales fisiológicos detectados en los huesos sanos.(159)

Tribocorrosión es un término empleado para describir la transformación irreversible de un material causado por una acción

química, mecánica (desgaste) y electroquímica (corrosión) simultánea en las superficies sometidas a un movimiento de contacto relativo.(163-166)

Diferentes estudios ponen de manifiesto que máquinas, instalaciones y dispositivos utilizados en diferentes áreas, pueden dañarse por fenómenos de tribocorrosión (Figura 13). (164,165)

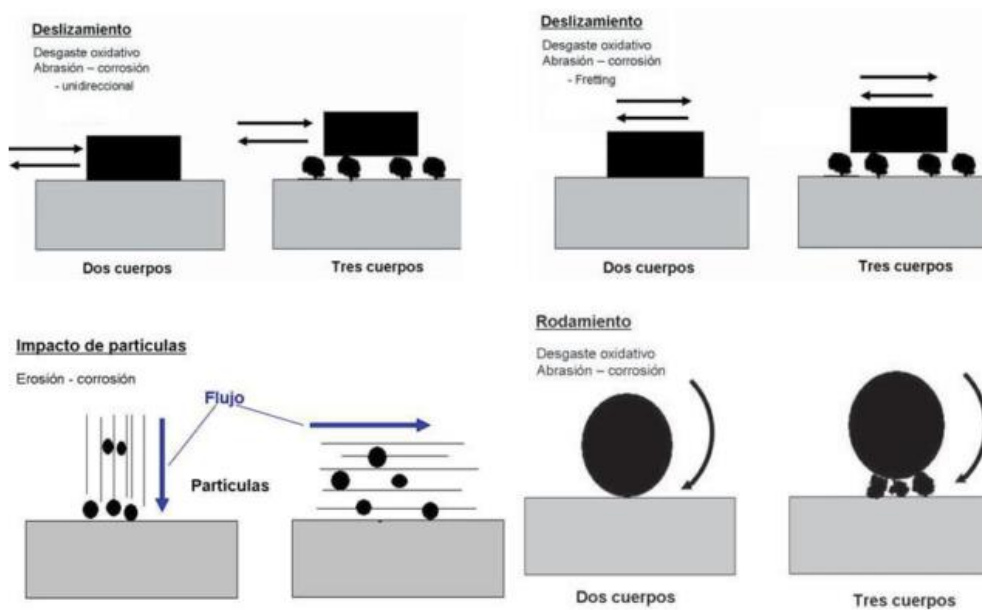


Figura 13 - Ejemplos de configuraciones de contacto en procesos de tribocorrosión. (167)

Frecuentemente, hay una pérdida de material que puede conducir al deterioro del rendimiento del dispositivo, máquina o instalación.(164)

Dispositivos y aparatos médicos también son vulnerables a fenómenos de tribocorrosión, como se indica en la literatura (168-170). Sin embargo, la tribocorrosión puede ser beneficiosa en la tecnología de fabricación como el fresado y pulido químico-mecánico de las superficies de titanio en la fabricación de implantes y prótesis.

La Tribocorrosión estudia el proceso de degradación de un material que resulta simultáneamente de la eliminación mecánica (desgaste) y química o electroquímica (corrosión) de un material. El efecto de la tribocorrosión de los materiales depende de varios aspectos relacionados con los materiales en contacto, la mecánica del contacto tribológico y las propiedades físico-químicas del medio ambiente

(164,165). Las superficies de contacto, la topografía (rugosidad, absorción de moléculas y propiedades de la película de óxido), la composición química, y la microestructura (distribución de fase, tamaño de grano, etc) de los materiales juegan un papel importante en el mecanismo de la tribocorrosión.(164)

Aspectos mecánicos tales como las fuerzas aplicadas, la geometría y el tipo de contacto (deslizamiento, fretting, laminados o de impacto) determinan la tasa de tribocorrosión para un determinado ambiente metálico (164). Por último, la corrosión de un material depende de la composición química, el pH, la temperatura, y la presencia de especies/materiales oxidativas en un medio gaseoso o líquido.(164)

La tasa de tribocorrosión de los materiales metálicos tales como el titanio depende de las propiedades mecánicas y químicas de su película de óxido. Sin embargo, la película de óxido de titanio puede ser destruida por flexión o por mecanismos de desgaste (fatiga, abrasión, desgaste adhesivo) exponiendo el metal subyacente.(171,172)

En la cavidad oral, la viscosidad de la saliva es atribuida a las glicoproteínas de tipo mucina que como componente de la película adquirida pueden proteger las superficies de titanio contra el desgaste (173). En las conexiones protésicas dentales, un excelente ajuste entre un conjunto corona-pilar o pilar-implante, da como resultado una adaptación y distribución de las fuerzas masticatorias más uniforme. Por otro lado, el mal ajuste de las juntas implantarias puede resultar en un mayor desplazamiento de las partes estructurales en virtud de las fuerzas de la masticación o prematuridades oclusales debido a asientos incompletos. (138,174,175)

Lang informo del aflojamiento del tornillo de las conexiones implante-pilar debido a una rotación por inadaptación de los hexágonos implante-pilar (31). Los fallos en los sistemas de implantes se han atribuido no sólo a las sobrecargas biomecánicas sino también a la corrosión y al desgaste a lo largo de la sinergia con el mecanismo de carga cíclica del proceso de masticación (170,176). Sin embargo, es difícil correlacionar los fallos de los sistemas de implantes con los mecanismos de biotribocorrosión in vivo. Por lo tanto, las sustancias corrosivas pueden acumularse en la conexión interna de los sistemas de implantes y también en las biopelículas formadas en las superficies externas e internas de algunas prótesis.(177-179)

La disminución del pH asociado a sustancias corrosivas y estímulos mecánicos pueden disminuir el rendimiento a largo plazo de los sistemas de implantes (159,170). Además, las superficies pulidas pueden convertirse en ásperas en la cavidad oral debido al efecto de los restos de comida o debido a la fricción entre las superficies de contacto que pueden aumentar la acumulación de biopelículas.(179,180)

Durante el proceso de masticación, la abrasión de superficies de las restauraciones dentales, en particular de titanio puede ser causada por las interacciones de la superficie de fricción con: las superficies antagonistas, el cepillo de dientes y la pasta, el bolo alimentario y las partículas duras originadas a partir de la dieta.(181)

La abrasión de dos cuerpos ha sido descrita, cuando dos superficies rozan una fuera de la otra por el contacto directo con sus asperezas (171,182,183). En la cavidad oral, la abrasión de dos cuerpos se lleva a cabo durante un "movimiento dentario no masticatorio" aunque también puede ocurrir en la superficie de la articulación protésica durante el movimiento dental masticatorio.(181)

La presencia de "lodo intermedio de partículas abrasivas" en el contacto tribológico origina la abrasión de tres cuerpos. (171,181-183)

En esfuerzos altos o bajos, este tipo de mecanismo se produce durante el proceso de masticación debido a la presencia de partículas abrasivas en el bolo alimentario o puede ocurrir durante el proceso de desgaste de las superficies dentales con la pérdida de material y formación de residuos (171,181,183). Las partículas abrasivas se mueven a lo largo de las superficies en contacto tribológico raspando la superficie antagonista. (158, 170)

Si las articulaciones protésicas actúan como un sistema tribológico cerrado, la pérdida de material será más alta que la pérdida en sistemas abiertos en los que las partículas abrasivas se mueven fuera del contacto tribológico.(183)

El fenómeno de desgaste conocido como fatiga consiste en una ruptura de los enlaces intermoleculares y una zona de daño infra-superficial causado por el movimiento de las moléculas de superficie bajo cargas cíclicas (171,182). En consecuencia, hay una formación de micro-fisuras en la sub-superficie oblicua a la superficie que

pueden emerger a la superficie, desencadenando una pérdida de material (171). La fatiga se ha asociado a menudo al desgaste de superficies oclusales.(182).

Otro mecanismo de desgaste, conocido como el desgaste adhesivo se produce cuando después de la interrupción de la película de óxido se genera una atracción entre dos superficies que están en relativo movimiento de contacto.(171)

Las partículas de desgaste también pueden fijarse como formas de plaquetas a superficies bajo fricción. Sin embargo, las fracturas de las micro-fisuras producidas por el desgaste adhesivo pueden producirse y aumentar la tasa de desgaste.(171,182)

El fretting también es un mecanismo de desgaste importante que puede producirse entre las superficies de contacto bajo movimientos oscilatorios de pequeña amplitud (171,184). El movimiento puede ser el resultado de uno de los elementos de contacto sometidos a tensión cíclica y puede reducir la resistencia a la fatiga un 70-80% (171). El desgaste por fretting se ha asociado al desgaste de hueso cortical contra la superficie de los implantes de titanio (185). Como se muestra en la figura 14, los diferentes mecanismos de tribocorrosión pueden tener lugar durante el roce entre un metal dúctil (titanio) y un contracuerpo inerte duro (alúmina).(186)

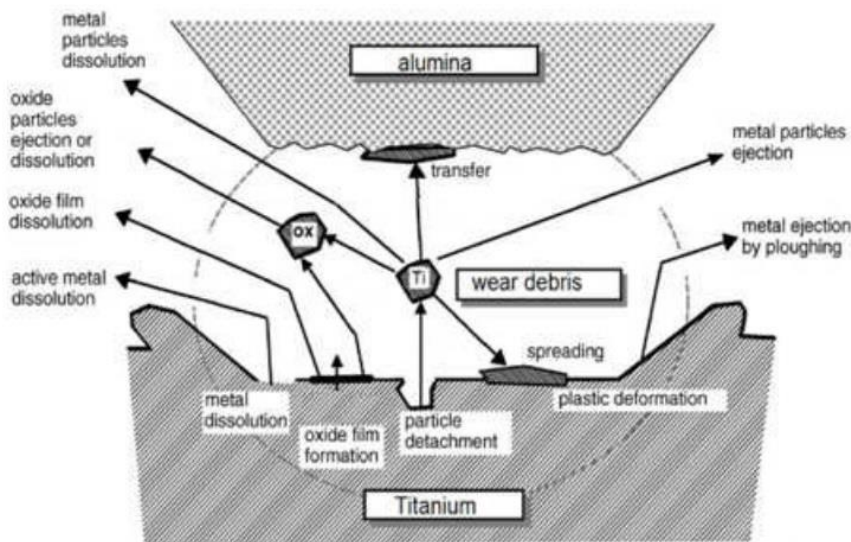


Figura 14 - Esquema del mecanismo de tribocorrosión del titanio. Landolt (186)

Mecanismos mecánicos y electroquímicos son responsables de la remoción del material menos duro (primer cuerpo) durante el roce (164). Como resultado, existe deformación plástica con eyección del metal por el raspado y el desprendimiento del metal que forman terceros cuerpos (partículas de desgaste). (164,166,187,188)

Las partículas de desgaste se pueden transferir y se depositan en la superficie de alúmina o se propagan por la superficie de titanio debido al desgaste adhesivo formado por tribocapas (164). En contacto con el medio ambiente, las partículas de desgaste pueden oxidarse y formar un óxido sólido que puede modificar la mecánica de contacto. A continuación una partícula de óxido frágil se puede formar contribuyendo a un mecanismo abrasivo de tercer cuerpo y puede aumentar el desgaste mecánico del titanio.

Por otra parte, un óxido sólido se puede disolver químicamente como iones en el medio ambiente, teniendo en cuenta que también hay disolución de titanio y una liberación de iones producido por reacciones electroquímicas entre el titanio y el medio ambiente (164). El desprendimiento de metal expone una superficie de titanio no oxidada que reacciona inmediatamente con el medio ambiente creando una corriente anódica parcial y un posterior aumento de la velocidad de corrosión debido a la alta reactividad química del metal no oxidado. (164,188)

Luego, se establece una célula galvánica durante el proceso de desgaste en el electrolito, donde el metal no oxidado (área desgastada) puede actuar como un ánodo o un cátodo, y su periferia, representada por la capa pasiva (área sin uso) actúa como un cátodo o un ánodo respectivamente. (165,189,190)

En consecuencia, hay una corriente que fluye entre las diferentes áreas, una corriente anódica y catódica, que induce a una distribución de potencial electroquímico sobre la superficie (165). De hecho, las propiedades químicas y mecánicas de la película de titanio pasiva influyen en la respuesta mecánica de la superficie de titanio así como el comportamiento del tercer cuerpo. (166)

La tasa de repasivación de titanio consiste en la formación de una nueva película de óxido de titanio inmediatamente después de su destrucción mecánica (depasivación) (166). Barril estudio el desgaste por rozamiento-corrosión de Ti6Al4V en solución de NaCl al 0,9% y reveló una fuerte influencia del potencial del electrodo sobre la tasa

de desgaste de las aleaciones de titanio (191). Además, se reveló que la oxidación de las partículas de los terceros cuerpos a potenciales anódicos, disminuye la energía mecánica implicada en el proceso de desgaste. (191)

1.10 Toxicidad

La toxicidad se puede definir como

"la actividad tóxica de las sustancias y productos químicos (tóxicos), vinculada a la estructura química de una sustancia exógena al organismo (xenobiótico) por su interacción con moléculas endógenas (receptor)". (192)

Las sustancias tóxicas pueden lesionar un organismo en su estructura y función e incluso provocar la muerte (193). No obstante, todas las sustancias, según la dosis presente en un organismo, pueden ser tóxicas. Como Paracelso indica, la diferencia entre un veneno y un remedio es la dosis, *"dosis sola facit venenum"* (194–196), o según Jeyarathan: "No hay sustancias inocuas, sólo hay formas inofensivas de manejarlas". (194)

Las diferentes vías de clasificación de los tóxicos pueden ser en función de (194) :

- Órgano diana (hígado, riñón, sistema hematopoyético, etc)
- Efectos (cáncer, mutación, lesión hepática, etc)
- Naturaleza (animal, mineral, vegetal y sintético)
- Vía de entrada (ingestión, inhalación, tópica, ocular, parenteral, rectal, vaginal)
- Usos del tóxico (medicamentos, detergentes, productos industriales, pesticidas, disolventes, aditivos alimentarios, etc)
- Estructura química (amina aromática, hidrocarburo halogenado, etc.)

- Estado físico (gás, polvo, líquido)
- Estabilidad química o reactividad (explosivo, inflamable, oxidante)
- Grado de toxicidad (extremadamente tóxico, muy tóxico, ligeramente tóxico, etc.)

La exposición y toxicidad son dos efectos que se producen en los tejidos por contacto con materiales liberados y pueden ocurrir de manera independiente o asociadas (197). La primera es el contacto con un xenobiótico, que hace posible la penetración o absorción de una sustancia tóxica por un organismo vivo y la toxicidad es el efecto adverso que resulta del contacto con un xenobiótico. (192)

1.10.1 Reacciones adversas

Las reacciones adversas son cualquier reacción nociva o indeseable que se presenta con las dosis normalmente utilizadas. La toxicidad es muy compleja y su valoración entraña una gran dificultad por la cantidad de factores que intervienen en su producción, modo de aparición, duración y gravedad de las reacciones adversas (198). En efecto, éstas se pueden dar (198):

- a) Cuando aparecen antes, durante o después de suspender la medicación.
- b) En función de su frecuencia.
- c) En función de la dosis administrada.
- d) En función de la gravedad (triviales, graves o mortales).

Las reacciones adversas pueden ser alérgicas o no alérgicas (197). La alergia se define como una reacción inmunológica frente a sustancias que normalmente no representan peligro para el ser humano. (199)

La alergia química es una reacción adversa inmunológica ante una sustancia química resultante de la sensibilización previa a ese producto químico o a una estructura similar (194). El término hipersensibilidad se utiliza con mayor frecuencia para describir este estado alérgico, pero la reacción alérgica y la reacción de

sensibilización también se utiliza para describir esta situación cuando se requiere pre-exposición del agente químico para producir el efecto tóxico. (194)

Fundamentalmente hay cuatro tipos de reacciones alérgicas producidas por el contacto con materiales dentales (200,201):

- 1) Reacciones anafilácticas, mediadas por anticuerpos de clase inmunoglobulina E (IgE) formados en respuesta a un antígeno determinado (alérgeno) y que se unen a los mastocitos y a los basófilos
- 2) Reacciones citotóxicas, mediadas por la inmunoglobulina M o G; que se pueden dividir en tres mecanismos de lesión (Figura 15):
 - a. Citotoxicidad dependiente de anticuerpos: No implica la fijación del complemento sino que exige la cooperación de leucocitos (monocitos, neutrófilos, eosinófilos y células Natural Killer). Estas células se unen por sus receptores para la fracción cristalizable de la Ig G que se halla fijada en la célula diana y producen la lisis celular sin fagocitosis.
 - b. Reacciones dependientes del complemento: Pueden producir lisis directa cuando el anticuerpo Ig M o G reacciona con el antígeno presente en la superficie celular y activa al complemento, o bien las células se hacen sensibles a ser fagocitadas por la fijación del anticuerpo o del fragmento C3 a la superficie celular.
 - c. Reacción de hipersensibilidad antireceptor: Los Anticuerpos son dirigidos contra los receptores de la superficie celular pudiendo alterar o modificar su función.

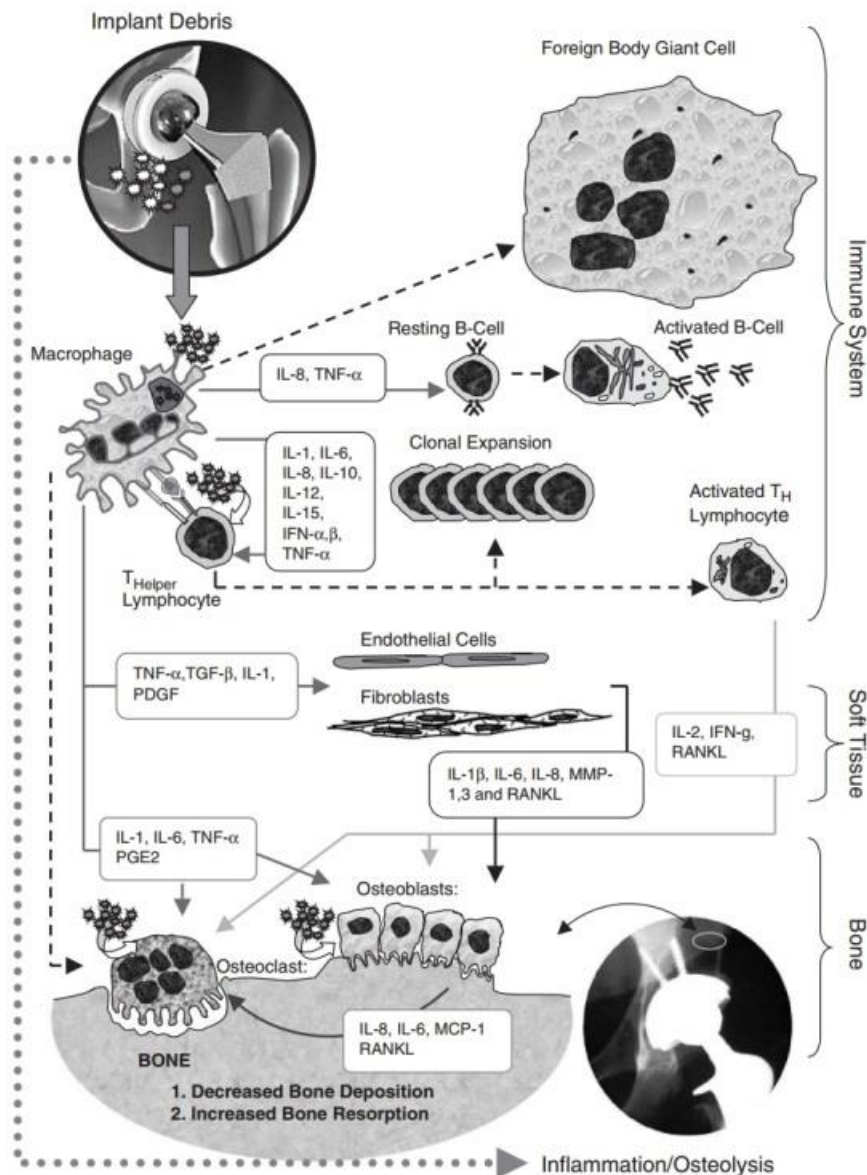


Figura 15 - Esquema representativo de la mayoría de las citoquinas comúnmente producidas por las células que reaccionan a los residuos de los implantes *in Ratner* (5)

3) Reacciones mediadas por complejos antígeno-anticuerpo (inmunocomplejos) que se forman en la circulación o en localizaciones extravasculares, donde se depositan antígenos; éstos pueden ser exógenos (agentes infecciosos) o endógenos. La lesión posterior se debe a la activación de diversos

mediadores séricos, especialmente al complemento. La reacción tóxica comienza cuando el antígeno se combina con el anticuerpo, ya sea en la circulación (inmunocomplejos circulantes), o en localizaciones extravasculares en las que haya depositado el primero (inmunocomplejos in situ).

- 4) Reacciones de hipersensibilidad retardada mediada por linfocitos T específicamente sensibilizados, e incluye la hipersensibilidad de tipo retardado iniciadas por células TCD4+ y la citotoxicidad mediada por las células TCD8+. También son reacciones de hipersensibilidad mediada por células, las denominadas dermatitis de contacto por sustancias químicas.

La reacción idiosincrásica es una reacción genéticamente determinada que se caracteriza por la respuesta «anormal» que ciertos individuos tienen frente a un fármaco (198). Este término se utiliza más comúnmente para designar las reacciones provocadas por la singular dotación enzimática de un individuo y su reactividad al tóxico. (194,198)

1.11 ISO 14801:2007

La ISO 14801:2007 es un protocolo que se utiliza para evaluar el caso de mayor precariedad en la práctica con implantes dentales (202). Las condiciones del estudio deben imitar la situación intraoral tanto como sea posible. Fue diseñado por especialistas académicos y por la industria. Especifica un método de estudio de fatiga de un solo implante de tipo transmucoso. Es muy útil para comparar los implantes dentales endo-óseos de diferentes diseños o tamaños.

La configuración de la prueba consiste en sujetar el implante de forma que el eje longitudinal forme un ángulo de 30° con la dirección de carga de la máquina de estudio, a menos que esté probando un pilar angulado de más de 20°. (202)

Para pilares angulados, la configuración de la prueba debe dejar por lo menos 10° de angulación no corregida. (202)

El implante debe estar apoyado 3mm por debajo del nivel de la cresta ósea, simulando 3 mm de resorción ósea. (202)

Se debe establecer la carga máxima (límite de resistencia) que el dispositivo puede soportar a 2×10^6 ciclos. (202)

Para llevar a cabo el estudio puede ser apropiado una situación en la que la temperatura ambiente sea de 20°C y se emplee una frecuencia de 3-15 Hz y de 5×10^6 ciclos. (202)

1.12 Fuerzas Oclusales

Las fuerzas oclusales producidas durante el ciclo de masticación han sido descritas en el intervalo de 10-120N (203,204). Sin embargo, las propiedades del bolo alimentario (grosor, módulo de elasticidad, dureza), así como las características del cuerpo humano (actividad muscular, género, edad, peso, presencia de otras prótesis dentales) influyen la magnitud de las fuerzas oclusales generada en superficies dentales. (203-205)

Las fuerzas oclusales más altas son generadas al final del ciclo de masticación cuando el movimiento de deslizamiento se detiene, ya que los dientes alcanzan la oclusión céntrica que produce desgaste por abrasión localizada de contacto con las superficies dentales. (203,204)

Una prótesis implanto-soportada debe presentar una notable capacidad de resistencia a las fuerzas masticatorias que dependerá del diseño y de las propiedades de los materiales estructurales. La orientación de los esfuerzos (estrés) es muy importante una vez que cargas axiales promueven la transferencia del estrés a través de los implantes hasta el hueso. (206,207)

Sin embargo, las cargas oblicuas pueden originar sobrecarga en los materiales estructurales y sobre el tejido óseo que puede promover fallos por fatiga y desgaste del sistema del implante. (170,208,209)

Además, la presencia de diferentes materiales en los sistemas implanto-soportados, proporciona conjuntos con grandes diferencias de propiedades (dureza, módulo de elasticidad, fuerza de rendimiento). Los aspectos relacionados con el diseño de los implantes, tales como longitud, diámetro y la forma, se pueden ajustar para disminuir la distribución de la tensión (estrés) hasta el hueso.(207,210)

Planteamiento del Problema

2 Planteamiento del Problema

En los años 50 con Per Ingvar Branemark se inició con éxito el tratamiento con implantes de titanio y su concepto de osteointegración. Esto revoluciono su aplicación en pacientes.

Hoy en día se consideran los implantes dentales como un tratamiento habitual en odontología. Estos han sido investigados en profundidad por numerosos autores pero la mayoría de las investigaciones se han centrado en la forma, la superficie del implante y la respuesta del huésped.

La aparición de las coronas de cerámica a principio de los años 90 con Andersson ha supuesto un nuevo cambio en el campo de las rehabilitaciones aportando una mayor estética y biocompatibilidad. (211)

Aunque han surgido nuevas conexiones protésicas entre pilares e implantes, consideramos que no existe en la literatura una amplia investigación sobre ellas ni un profundo estudio sobre la conexión del implante de hexágono externo con diferentes pilares. (212-215)

El diseño del hexágono externo en los implantes fue idealizado para posicionar el implante en su lugar (90). No fue pensado como sistema anti-rotacional, ya que el Doctor Branemark no consideraba su empleo para rehabilitaciones unitarias como tal (90). La conexión de una corona unitaria a un pilar/implante se hace mediante un tornillo pero necesita de un elemento anti-rotatorio que impida el desajuste de la corona y la estabilice en su lugar.

La pasividad y el ajuste de los hexágonos de los diferentes componentes han sido propósito de numerosos estudios, pero casi siempre relacionados con la investigación de fuerzas oclusales anómalas que pueden dañar el implante y perjudicar la osteointegración (132,216-224). Ya en 1996 Binon sugirió que la precisión del ajuste entre estos dos hexágonos también influye en la estabilidad de la interfase. (137)

El elemento antirotacional es uno de los dos elementos principales de la estabilidad en la unión implante/pilar, el otro es la precarga del

conjunto que proviene de la fuerza inicial de transformación/tensión/deformación desarrollada por el tornillo.

Tras una revisión de los estudios realizados, no hemos encontrado ningún estudio sobre carga torsional. Los estudios sobre la carga del pilar se refieren a carga vertical y están relacionados con la osteointegración y los efectos en los tejidos blandos. En estos estudios, los autores evalúan el tiempo de funcionalidad del pilar o de la corona hasta su fracaso y ningún autor tiene en cuenta la unión entre el implante y el pilar, probablemente porque consideran que no existen alteraciones.(22,84,225–230)

Además de nuestra revisión hemos encontrado estudios que informan del desgaste de partes del implante pero ninguno evalúa el desgaste que los diferentes componentes pueden provocar, ni lo que ocurre con los productos de desgaste y las reacciones adversas.

La introducción de otros materiales como pilar, tales como las aleaciones de Cromo-Cobalto, Oro-Cromo-Cobalto, Oro, Platino, Alúmina, Zirconio, aumentó el campo de investigación, haciendo que nos planteemos las siguientes preguntas:

- ¿Se genera algún desgaste en los diferentes materiales que forman parte de la conexión implante-pilar?
- ¿Qué tipo de desgaste se puede generar en los diferentes materiales que forman parte de la conexión implante-pilar?
- ¿Puede este desgaste liberar partículas?
- ¿Cómo se puede mantener el torque en el sistema implante-pilar?

Hipótesis

3 Hipótesis

En función de lo expuesto anteriormente nos planteamos las siguientes hipótesis de trabajo:

3.1 Hipótesis Nula

No existe desgaste en la interfase implante/pilar

3.2 Hipótesis Alternativa

1. El desgaste se producirá en el implante.
2. El desgaste se producirá en el pilar
3. El desgaste en un pilar de titanio conectado al implante, será mayor que en uno de óxido de zirconio
4. El desgaste en un pilar de óxido de zirconio unido al implante, será mayor que en uno de titanio
5. El desgaste cuando se usa un pilar de óxido de zirconio o un pilar de titanio, ocurre en el pilar
6. El desgaste cuando se usa un pilar de óxido de zirconio o un pilar de titanio, ocurre en el implante
7. La fuerza necesaria para provocar el desgaste, será menor cuando se usa un pilar de titanio
8. La fuerza necesaria para provocar el desgaste, será menor cuando se usa un pilar de óxido de zirconio
9. La técnica de Alikhasi mantiene más el torque del tornillo
10. La técnica de Siamos mantiene más el torque del tornillo

Objetivos

4 Objetivos

Atendiendo a la escasa investigación experimental existente en el campo de la implantología con una máquina de estudio torsional.

Pretendemos con este proyecto contribuir al estudio torsional de la conexión implante-pilar ya que consideramos que existe una escasa información en este campo experimental y para ello los objetivos que nos planteamos son los siguientes:

4.1 Objetivo general

Evaluar la conexión externa de los implantes universales después de aplicar un test de fatiga cíclica.

4.2 Objetivos específicos

Desde un punto de vista analítico, pretendemos:

1. Cuantificar la libertad de rotación entre el pilar y el implante
2. Determinar la pérdida de material que se produce en el sistema
3. Cuantificar y determinar el valor de torque en los test de fatiga cíclica y en qué momento sucede
4. Cuantificar la fijación del pilar después del test de fatiga cíclica
5. Analizar y clasificar el tipo de desgaste o fracaso que ocurre en la conexión implante/pilar.
6. Determinar y cuantificar la pérdida del ajuste del tornillo ajustado con dos técnicas diferentes

Material y Método

5 Material y Método

5.1 Tipo de estudio

Este es un estudio de tipo analítico experimental *in vitro* comparativo del desgaste de la conexión de implantes y pilares y de la pérdida del par torsor o torque de los tornillos.

5.2 Material

5.2.1 Implante

Los implantes dentales objeto de este estudio fueron los Lance de MIS® (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel). Son fabricados en titanio grado 5 siguiendo la normativa ISO-5832-2:1999 y presentan una conexión hexagonal externa (Figura 16 y 17).

Es un implante autorroscante con triple paso de rosca que permite una inserción rápida. Las espiras están separadas por 2,25 mm y minimizan el tiempo de inserción respecto a los implantes convencionales, simplificando la secuencia quirúrgica y aumentando la suavidad de inserción del implante. Tienen una forma cónica con ápice convexo que impide la sobreinserción. (231).

Los implantes utilizados tienen una longitud de 11,5 mm siendo el diámetro de la plataforma utilizada 4,20 mm.



Figura 16 –Implante Lance de MIS® (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel)



Figura 17 – Embalaje de los Implantes Lance de MIS® (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel)

Los implantes MIS® (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel) utilizados son fabricados a partir de unas varillas de titanio de grado médico, que presentan un diámetro de 5 mm y son fresadas hasta obtener la forma y tamaño deseados.

La rugosidad de la superficie consta de macro y micro-morfología. Para hacer la preparación de la superficie se realiza un tratamiento superficial de sustracción a base de un chorreado de arena y un grabado ácido con un ácido fuerte. La superficie cerca de la conexión es pulida.(231)

5.2.2 Pilares de Titanio

Fueron utilizados dos tipos de pilares de titanio ambos fabricados por el mismo fabricante de los implantes, MIS ® (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel). Estos pilares están fabricados en titanio grado 5, al igual que los implantes empleados, presentando una superficie completamente pulida. La diferencia existente entre los dos pilares utilizados es que uno presenta una conexión interna circular y el otro hexagonal (Figura 18 y 19).



Figura 18 - Pilar provisional directo sin hexágono REF ED-TC013 Lot WT2000855 (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel)



Figura 19 - Pilar provisional directo con hexágono REF ED-TCH13 Lot WO1146577 (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel)

5.2.3 Pilares de Zirconio

Los pilares de zirconio empleados en este estudio fueron fabricados a partir de un pilar de titanio prefabricado con conexión interna hexagonal, este se utilizó como modelo para el proceso de copia de tallado de los demás.

El modelo se fija a la unidad de copia de fresado (Zirkograph 025 ECO, Zirkozahn GmbH, Gais, Italy) y se tallan los bloques de zirconio parcialmente estabilizado (ICE Zirkon, Zirkozahn GmbH, Gais, Italy) de acuerdo con las instrucciones del fabricante (Figura 20 y 21).

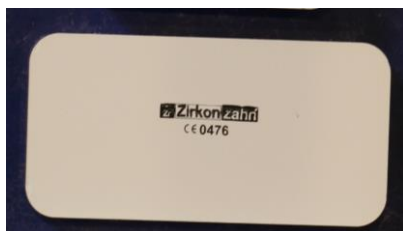


Figura 20 - Bloque de zirconio parcialmente estabilizado (Y2O3) (ICE Zirkon, Zirkozahn GmbH, Gais, Italy)

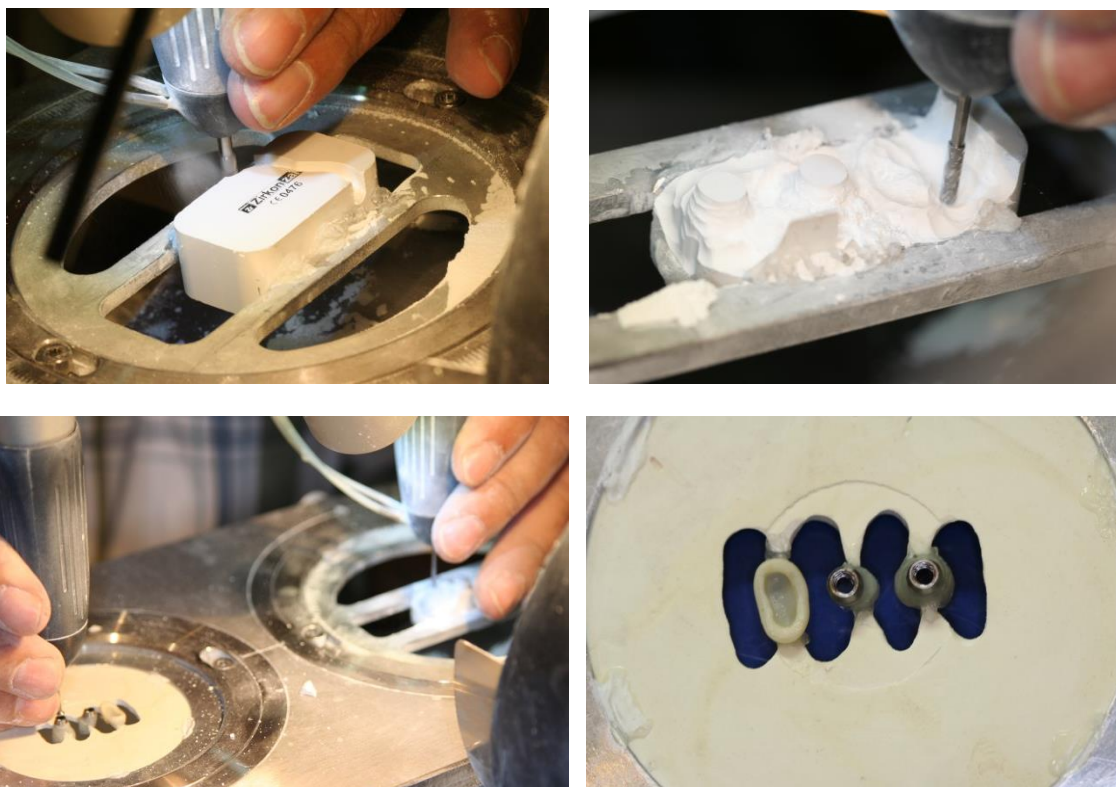


Figura 21 - El modelo se fija en la unidad de copia de fresado (Zirkograph 025 ECO, Zirkozahn GmbH, Gais, Italia)

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

Todos los pilares fueron procesados por un solo técnico altamente capacitado. Los pilares de zirconio fueron fabricados en forma cilíndrica con 7mm de diámetro y 10mm de longitud (Figura 21).



Figura 22 - Horno de sinterización (Zirkonofen 600/V2, Zirkonzahn GmbH, Gais, Italia).

Los pilares de óxido de zirconio se sometieron a un proceso de sinterización a 1500°C en un horno de sinterización (Zirkonofen 600/V2, Zirkonzahn GmbH, Gais, Italia) (Figura 22).

La temperatura se aumentó progresivamente de 20°C a 1500°C durante un período de 3 horas y se mantuvo a 1500°C durante 2 horas, de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Posterior a la sinterización completa, los pilares fueron examinados por dos expertos, con una lupa de 3 aumentos, para comprobar la ausencia de defectos estructurales (Figura 23 y 24).



Figura 23 - Pilar de zirconio sinterizado. Vista axial



Figura 24 – Pilar de zirconio pre-sinterizado. Vista lateral

5.2.4 Tornillo

Los tornillos (Figura 25) son fabricados en titanio de grado 5, REF CO-S0240 Lot W02176744 (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel) por el mismo fabricante de los implantes.



Figura 25 - Tornillo (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel)

5.2.5 Dispositivo de medición de la libertad rotacional

Para medir los ángulos de libertad de rotación entre el pilar y el implante, fue diseñado un dispositivo, que consiste en un elemento que bloquea el pilar utilizando dos tornillos laterales, un láser para medir el ángulo de libertad de rotación y un soporte de perforación modificado instalado en el tope, como se muestra en la figura 26.



Figura 26 - Dispositivo para medir los ángulos de libertad de rotación

5.2.6 Torquímetro

Para atornillar los pilares de forma segura a los implantes se utilizó un torquímetro BTG60CN-S (TOHNICHI, Tokio, Japón) (Figura 27). Este torquímetro es bidireccional permitiendo la medición de ajuste y desajuste del tornillo. Es adecuado para mediciones de pequeña torsión que se requieren en investigación y montaje de piezas pequeñas como instrumentos de precisión o productos electrónicos. Tiene una precisión del 2% y un rango de 6 a 60 N.cm⁻¹



Figura 27 - Torquímetro BTG60CN-S (TOHNICHI, Tokio, Japón).

5.2.7 Resina Acrílica

Para ayudar a fijar los implantes se utilizó una resina acrílica Orthocryl ® (Dentautum GmbH Co. KG, Ispringen, Alemania) (Figura 28)



Figura 28 - Resina de acrílico Orthocryl ® (Dentautum GmbH Co. KG, Ispringen, Alemania)

5.2.8 Balanza para el pesaje de los componentes

Se utilizó un balanza digital FR-300 (A&D, Tokio, Japón), con un peso unitario mínimo de 0,0001g para el pesaje de los componentes (Figura 29).



Figura 29 - Balanza digital FR-300 (A&D, Tokio, Japón),

Para el cálculo del volumen perdido se utilizó la siguiente formula:

$$\rho = m/V$$

Donde ρ (rho) es la densidad del material , m la masa y V el volumen de la sustancia.

Para el titanio el valor de ρ fue de 4,43 g/cc y para el zirconio fue de 6,1 g/cc. (41,232)

5.2.9 Dispositivo de estudio

La máquina 8874 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos) (Figura 30) es un sistema de estudio servo-hidráulico de sobremesa biaxial que proporciona la combinación de una plataforma dinámica axial con una plataforma dinámica torsional, ambas instaladas en la cruceta superior.



Figura 30 – Instron 8874 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos)

El dispositivo está dirigido por el controlador 8800 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos), completamente digital, el cual utiliza el sistema Instron Console[®] (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos) que le permite realizar pruebas estáticas y dinámicas.

El Software utilizado para controlar el ciclo, el establecimiento de límites operativos y el funcionamiento de estudios cíclicos fue el Bluehill[®] 2 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos). Los datos se exportaron a un hoja de cálculo para ser analizados.

La célula de carga utilizada fue una 2527-111 Dynacell (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos) que tiene un rango de $\pm 10\text{kN}/100\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ ($\pm 10\text{ kN}$ fuerza axial y $\pm 100\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ torsión).

5.2.10 Microscópio electrónico de barrido (SEM)

Para llevar a cabo la visualización de las muestras se empleó el microscopio electrónico de barrido Hitachi (SEM) / S 2400 (Hitachi Instruments, Inc., San José, EE.UU.) (Figura 31), incluido en el MicroLab (Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa, Portugal).



Figura 31 - MicroLab (Instituto Superior Técnico, UTL, Portugal)

Este microscopio corresponde a un SEM de uso general de filamento de tungsteno, con difusión de bombeo y con una tensión de aceleración de 25 kV. Tiene un detector EDS estándar Rontec con una ampliación máxima de 300.000x y con una resolución de 10 nm a 25kV. (Figura 32 y 33).



Figura 32 - Hitachi Scanning Electron Microscope S 2400 (Hitachi Instruments, Inc, San Jose,USA)

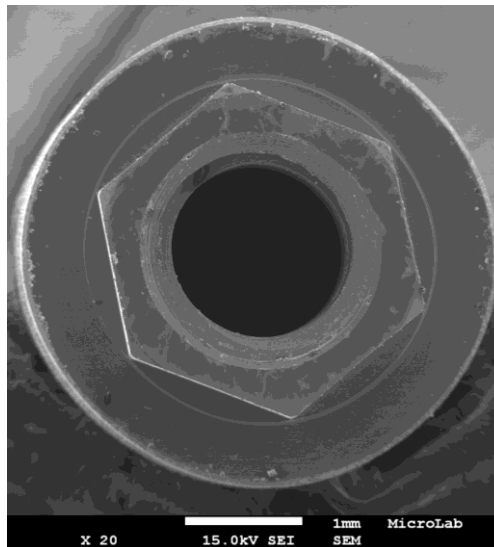


Figura 33 – La conexión del implante observada en el SEM

5.2.11 Espectroscopia de rayos X de energía dispersiva (EDS)

El análisis EDS es un procedimiento estándar para identificar y cuantificar la composición elemental de las áreas de la muestra hasta un tamaño tan pequeño como algunos micrómetros cúbicos.

El material de muestra es bombardeado con electrones de un SEM y los rayos X producidos son medidos con un espectroscopio de rayos X.

Cada elemento tiene una longitud de onda característica y pueden ser identificados por esta.

Para realizar el EDS del implante se seleccionó un área de una imagen de SEM. (Figura 34).

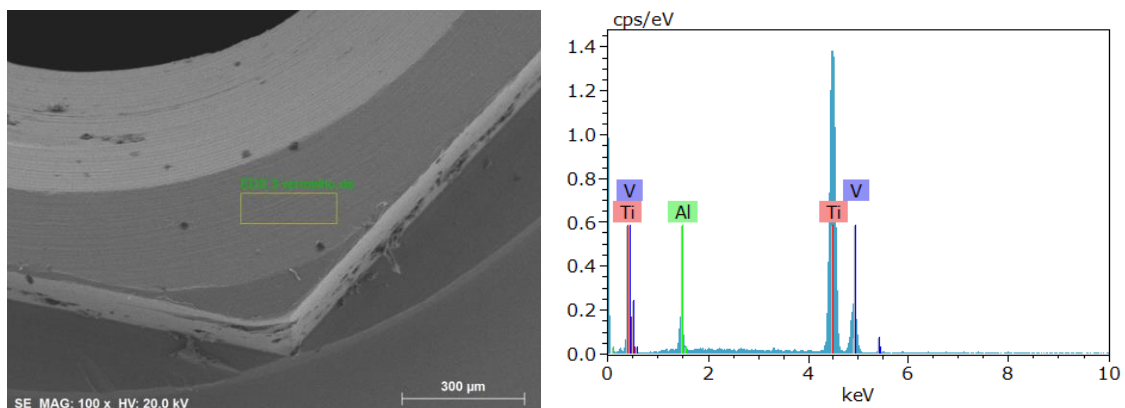


Figura 34 - EDS del implante de Titanio

5.3 Métodos

Una vez descritos los materiales que vamos a emplear para este estudio, pasamos a exponer la siguiente metodología:

1. Caracterización de los grupos
2. Ensayo de deformación
3. Análisis del desgaste
4. Ensayo de pérdida de torsión del tornillo
5. Análisis estadístico

Para alcanzar el objetivo general de nuestro estudio las muestras fueron probadas en una máquina de estudio universal y se realizó un test de torsión para evaluar y caracterizar el desgaste de la interfase implante-pilar analizando por último las muestras en el SEM.

Se hizo también un test de manutención y caracterización de la precarga del tornillo con muestras vírgenes.

Previamente a la realización de este estudio fue necesario hacer pruebas de caracterización de los materiales y de su respuesta a las diferentes cargas del dispositivo utilizado para el estudio.

5.3.1 Caracterización de los grupos

Para la realización de este estudio se utilizaron 24 implantes de titanio, 24 tornillos, 15 pilares de titanio y 9 pilares de zirconio que fueran divididos en grupos según dos estudios diferentes.

5.3.1.1 Ensayo de deformación

Para realizar el estudio de deformación las muestras se dividieron en cuatro grupos, entre los cuales se incluían un grupo control y tres grupos experimentales.

Grupo A (control):

Empleamos un implante y un pilar de titanio sin hexágono a un ángulo de movimiento cíclico +/- 3,3 grados

Grupo B:

Empleamos tres implantes y tres pilares de titanio con hexágono a un ángulo de movimiento cíclico +/- 3,3 grados

Grupo C:

Empleamos tres implantes y tres pilares de zirconio con hexágono a un ángulo de movimiento cíclico +/- 0,835 grados

Grupo D

Empleamos dos implantes, un pilar de titanio con hexágono y un pilar de zirconio con hexágono, a un ángulo de movimiento cíclico +/- 6,6 grados

5.3.1.2 Ensayo de pérdida de torsión del tornillo

Para realizar el estudio de pérdida de torsión del tornillo las muestras se dividieron en dos grupos experimentales.

Grupo E

Empleamos cinco implantes y cinco pilares de titanio con hexágono

Grupo F

Empleamos diez implantes, cinco pilares de titanio con hexágono y cinco pilares de zirconio con hexágono.

5.3.2 Ensayo de deformación

Como resumen, la secuencia de trabajo fue:

1. Preparación de los implantes.
2. Medición de la libertad de rotación de los pilares e implantes
3. Pesaje de implantes, tornillos y pilares en la balanza analítica FR-300 (A&D, Tokio, Japón). Para cada implante se realizaron 3 mediciones.
4. Los pilares fueron apretados de forma segura a los implantes con un torque de $30\text{N}\cdot\text{cm}^{-1}$ controlado con el torquímetro BTG60CN-S (TOHNICHI, Tokio, Japón).
5. El sistema de implante-pilar se colocó primero en el agarre inferior de la máquina de estudio Instron 8874 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos). Siempre manteniendo la verticalidad del sistema.
6. La garra superior se bajó para sujetar la parte superior del pilar.
7. El estudio fue controlado por la rotación que impusimos, la cual fue diferente para los diferentes grupos.
8. Para poder simular la fuerza de oclusión y para estabilizar el aparato de estudio se colocó una fuerza vertical de $100\text{N}\cdot\text{cm}^{-1}$
9. Cada muestra se sometió a 250.000 ciclos
10. Cuando terminó el estudio se registró la fuerza necesaria para retirar el tornillo. Todos los componentes fueron inspeccionados visualmente, limpiados con alcohol y aire y pesados.
11. Se midió la libertad de rotación final de los implantes.

5.3.2.1 Protocolo del estudio de deformación

5.3.2.1.1 Preparación de los implantes

Con el objetivo de estabilizar los implantes a estudiar y para ayudar a fijarlos por medio de las garras de la máquina de estudio, estos fueron incluidos en resina de acrílico Orthocryl ® (Dentautum GmbH Co. KG, Ispringen, Alemania) (Figura 28) en tubos de policloruro de vinilo cilíndricos, garantizando la posición de los implantes en el centro de los tubos (Figura 35), usando una matriz metálica para estandarizar el posicionamiento en relación con el eje vertical. La distancia vertical desde la parte superior del implante al límite del soporte fue +/-3 mm de modo a respetar la ISO 14801:2007. (233)



Figura 35 - Implantes en soporte de resina acrílica

5.3.2.1.2 Medición de la libertad de rotación de los pilares e implantes

Cada muestra fue fijada en un tornillo de banco, a continuación se le atornillo su pilar correspondiente a $10\text{N}\cdot\text{cm}^{-1}$ y se adaptó el dispositivo de medición que diseñamos, antes descrito.

El ángulo de libertad rotacional se calculó atendiendo la siguiente formula basada en el teorema de Pitágoras (Figura 36):

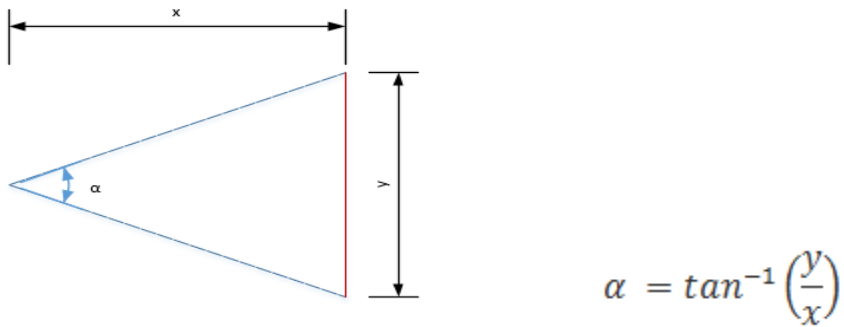


Figura 36 - Cálculo del ángulo de libertad rotacional

Donde el valor α es el ángulo de libertad rotacional de la muestra, el valor x corresponde a la distancia desde el centro del implante a la pared e y es la distancia entre la luz láser al principio y al final de la rotación.

Como un método de estandarizar, consideramos que el valor de x debía ser igual a 1,5 metro y para cada implante se realizaron 3 mediciones.

5.3.2.1.3 Pesaje de los componentes

Todos los implantes (ya incorporados en resina), pilares y tornillos fueron pesados antes y después de las pruebas de fatiga para cuantificar la cantidad de material perdido durante la prueba (Figura 37, 38, 39 y 40). Se utilizó la balanza digital ya descrita. El pesaje se repitió tres veces con cada componente

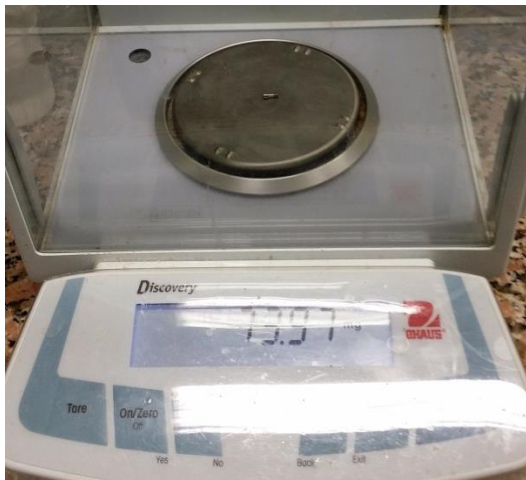


Figura 37 - Pesaje del tornillo



Figura 38 - Pesaje del pilar de zirconio



Figura 39 - Pesaje del pilar de titanio



Figura 40 - Pesaje del implante incluido en soporte de resina acrílica

5.3.2.1.4 Fijación del pilar al implante

Los pilares fueron ajustados de forma segura a los implantes con un torque de $30\text{N}\cdot\text{cm}^{-1}$ y para ello se usó el torquímetro BTG60CN-S (TOHNICHI, Tokio, Japón).

5.3.2.1.5 Colocación de los especímenes en la maquina universal de estudio

La aplicación de fuerzas tanto axiales como torsionales simultáneamente con condiciones de fatiga requiere un diseño especial del agarre. Se optó por el aditamento de fijación Instron 8260 C (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos) que tiene dos mordazas hidráulicas. Esto fue escogido ya que emplea una técnica de agarre de acción en cuña que lo hace ideal para especímenes cilíndricos (Figura 41).



Figura 41 - El implante con pilar de titanio colocado en la garra inferior de la Instron 8874

Estos agarres tienen una capacidad nominal de $\pm 25 \text{ kN}/100 \text{ N.m}^{-1}$ y funcionan cada uno independientemente del otro, lo que permite un sujeción diferente para dos materiales.

Se empezó por colocar el espécimen en el agarre inferior de la máquina de estudio Instron 8874 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos). Siempre con el cuidado de mantener la verticalidad del sistema, se apretaron las mordazas que fijaban la parte inferior del espécimen (implante revestido por resina acrílica)(Figura 41, 42).



Figura 42 - El implante con un pilar de zirconio colocado en la garra inferior de la Instron 8874

Seguidamente se bajó el agarre superior apretando el pilar. La presión de las mordazas fue de 30bares (300N.cm^{-1}) (Figura 43)



Figura 43 - El implante con un pilar de titanio colocado en la garra inferior y superior de la Instron 8874

5.3.2.1.6 Ensayo Mecánico

En todos los estudios se aplicaran 250.000 ciclos de torsión a una velocidad de 4Hz y con una fuerza vertical de 100N que simulaba el movimiento de masticación (Figura 42).

Para los pilares del grupo A (control) se realizó un movimiento de rotación de +/-360 grados

Para los pilares del grupo B (titanio) se realizó un movimiento de rotación de +/-3,3 grados y para los pilares del grupo C (zirconio) +/- 0,835 grados

Para los pilares del grupo D se realizó un movimiento de rotación de +/- 6,6 grados

5.3.2.1.7 Fin del Ensayo Mecánico

Cuando se alcanzaron los 250.000 ciclos la máquina se detuvo. Se liberó el pilar del agarre y se colocó la máquina en una posición de seguridad o sea se levantó el agarre superior y se colocó un bloque de madera (Figura 44). Después se liberó el espécimen del agarre inferior.



Figura 44 – Fin del ensayo, se levanta el agarre superior de la Instron 8874

5.3.2.1.8 Procedimiento final

La fuerza necesaria para retirar el tornillo se registró con el torquímetro BTG60CN-S (TOHNICHI, Tokio, Japón). Todos los componentes fueron inspeccionados visualmente, limpiados con alcohol y aire y pesados en la balanza analítica FR-300 (A&D, Tokio, Japón).

Se midió la libertad de rotación final de los implantes.

5.4 Análisis del Desgaste

Para el análisis del desgaste que se produjo en el estudio de deformación se utilizó un microscopio óptico y el SEM ya descrito.

Como los implantes fueron cubiertos con resina acrílica, se transformaron en elementos no conductores. Por lo tanto existe la necesidad de cubrirlos con una cinta de carbono para permitir que las muestras sean conductoras. Este tipo de cinta es un conductor de láminas cohesivas que ofrecen una buena adherencia a la muestra y dan una buena conductividad (Figura 45).



Figura 45 – Los implantes y pilares preparados con cintas de carbono para ser observados en el SEM

Se creó una clasificación para cuantificar el desgaste de los hexágonos de los implantes.

5.4.1 Clasificación del desgaste

En la literatura no hemos encontramos una clasificación del desgaste apropiada y pensamos que sería importante hacerlo para poder diferenciar los resultados obtenidos con los diferentes materiales utilizados. Esta clasificación evalúa el desgaste de los vértices de los hexágonos de los implantes y pilares.

Así consideramos :

- Grado I: El hexágono está intacto o hasta el 25% ha sido destruido
Perdida hasta 1,5 vértices del hexágono
- Grado II: El hexágono ha sido destruido entre el 25%-50%
Perdida entre 1,5 y 3 vértices del hexágono
- Grado III: El hexágono ha sido destruido en más del 50%
Perdida mayor de 3 vértices del hexágono

5.5 Ensayo de pérdida de torsión del tornillo

Para evaluar la pérdida del ajuste del tornillo se utilizaron dos métodos divididos en dos grupos (Grupo E y F). Se utilizó un torquímetro BTG60CN-S (TOHNICHI, Tokio, Japón) (Figura 46) ya descrito en sección 5.2.6.



Figura 46 - Torquímetro BTG60CN-S (TOHNICHI, Tokio, Japón).

En el grupo E se utilizó un método que consiste en la evaluación de la pérdida de ajuste del tornillo. Para ello se utilizó un tornillo, un implante y un pilar de titanio para cada valor de par torsor según la técnica descrita por Alikhasi.(132)

Para el grupo F se utilizó un método basado en el trabajo de Siamos.(234) En el mismo sistema implante-pilar se ajustó dos veces y se evaluó la pérdida de cada ajuste.(234)

5.5.1 Grupo E (Método Alikhasi)

En este grupo se utilizaron 5 implantes, 5 tornillos y 5 pilares de titanio. Para cada valor de torsión del tornillo 20, 25, 30 y 35 N.cm⁻¹ El protocolo fue el siguiente:

1. Implante colocado en un tornillo de banco
2. Ajuste del tornillo con llave dinamométrica a 20 N.cm⁻¹ (Figura 47)
3. Esperar 5 minutos
4. Aflojar con la con llave dinamométrica
5. Registrar el valor obtenido
6. Repetir el paso 1 cuatro veces más

Se repitió este protocolo para cada valor de torsión diferente del tornillo (20, 25, 30 y 35 N.cm⁻¹).



Figura 47 – Ajuste del tornillo con la llave dinamométrica.

5.5.2 Grupo F (Método Siamos)

Para esta evaluación se utilizaron 10 implantes, 10 tornillos, 5 pilares de titanio y 5 pilares de zirconio. El protocolo fue el siguiente:

1. Implante colocado en un tornillo de banco
2. Ajustar el tornillo con la llave dinamométrica a 30 N.cm^{-1} (Figura 47)
3. Esperar 10 minutos
4. Aflojar con la llave dinamométrica
5. Registrar el valor obtenido
6. Ajustar el tornillo con la llave dinamométrica a 30 N.cm^{-1}
7. Esperar 3 horas
8. Aflojar con la llave dinamométrica
9. Registrar el valor obtenido

5.6 Análisis Estadístico

Durante la prueba de deformación se registraron automáticamente más de 24 millones de datos en el programa Bluehill® 2 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos). El programa registra los valores en todos los instantes del ciclo. Así pues tenemos una tabla extensa y detallada.

Para facilitar el análisis estadístico se unificaron todos los valores (los pre y los post estudio mecánico) en una misma hoja de cálculo Excel® (Excel 12.0, Office 2007, Microsoft Corporation, WA, Estados Unidos).

Se aplicó un programa Python (disponible en los anexos) para localizar y almacenar los valores de torque más altos para cada ciclo que son los valores que queremos evaluar porque registran la fuerza máxima obtenida en cada ciclo.

Posteriormente los valores fueron analizados en la versión 22 para Windows™ de SPSS® (Statistical Package for the Social Sciences)(SPSS Inc, Chicago IL, EE.UU) con el test de Pearson.

5.6.1 Estadística Descriptiva

Se ha efectuado un análisis estadístico de todas las variables estudiadas. Como medida de tendencia central se utilizó la media aritmética y como medida de dispersión, la dispersión estándar.

5.6.2 Estadística Analítica

Se analizó la asociación o interdependencia entre las diferentes variables con la correlación de Spearman. En estadística el coeficiente de correlación de Spearman, ρ (rho) es una medida de correlación (la asociación o interdependencia) entre dos variables aleatorias continuas. Para calcular ρ , los datos son ordenados y reemplazados

por su respectivo orden. El coeficiente de Spearman oscila entre -1 y +1, indicándonos asociaciones negativas o positivas respectivamente. Cuando el signo es positivo refleja una correlación directa. Mientras más elevados sean los valores de la variable independiente, más altos serán los de la variable dependiente.

Cuando el signo es negativo refleja una correlación inversa. Mientras más elevados sean los valores de la variable independiente más bajos serán los de la variable dependiente.

Cero, significa no correlación, no independencia.

Los diferentes valores se pueden interpretar así

0	Relación nula
0 – 0,2	Relación muy baja
0,2 – 0,4	Relación baja
0,4 – 0,6	Relación moderada
0,6 – 0,8	Relación elevada
0,8 – 1	Relación más elevada
1	Relación perfecta

Los datos del análisis de Spearman solo son posibles de correlacionar cuando la significación es menor a 0,05.

Resultados

6 Resultados

En este estudio presentamos en primer lugar los resultados del estudio de deformación, posteriormente los resultados del test de ángulo similar o test de destrucción, a continuación el análisis del desgaste de ambos y el análisis estadístico y finalmente presentamos los resultados de los ensayos de pérdida de torsión del tornillo.

6.1 Estudio de deformación

6.1.1 Libertad de rotación

La libertad de rotación fue evaluada antes y después de la prueba de deformación.

6.1.1.1 Grupo A

El grupo control no presenta ningún tipo de alteración ya que la libertad de rotación es total (360 grados).

6.1.1.2 Grupo B

El promedio inicial de la libertad de rotación para pilares de titanio fue de $1,7063 \pm 0,1874$ grados, después de la prueba de deformación el valor fue de $7,2600 \pm 3,3050$ grados (Gráfico 1).

El valor máximo de la libertad de rotacion para los pilares de titanio antes del test de deformacion fue de 1,840 grados, el valor minimo fue de 1,599 grados. Después de la prueba de deformación el valor máximo fue de 9,650 grados.

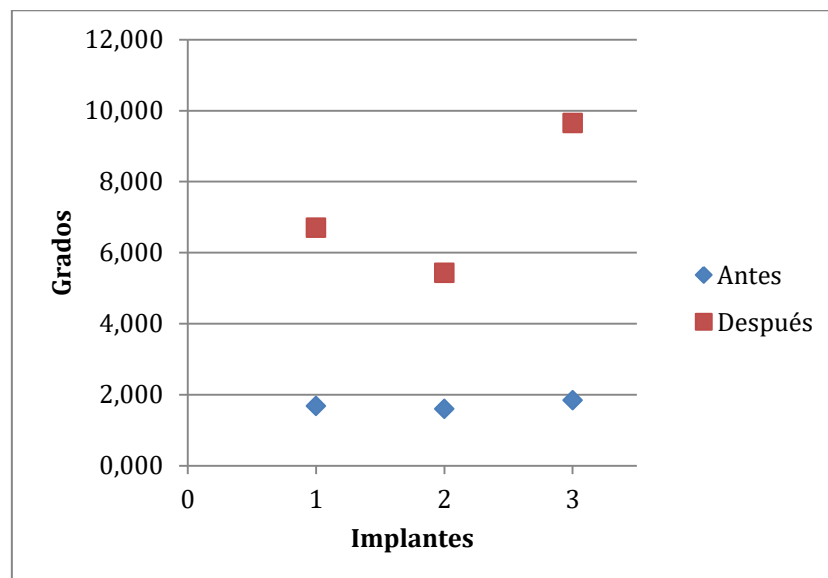


Gráfico 1 - Libertad de rotación de todos los pilares de Titanio (Grupo B) en grados.

6.1.1.3 Grupo C

El promedio inicial de la libertad de rotación para pilares de zirconio fue de $1,9100 \pm 0,5450$ grados y después de la prueba de deformación el valor fue de $3,2914 \pm 0.9012$ grados (Gráfico 2).

El valor máximo de la libertad de rotacion para los pilares de zirconio antes del test de deformacion fue de 2,300 grados y el minimo fue de 1,600 grados. Después de la prueba de deformación el valor máximo fue de 3,800 grados.

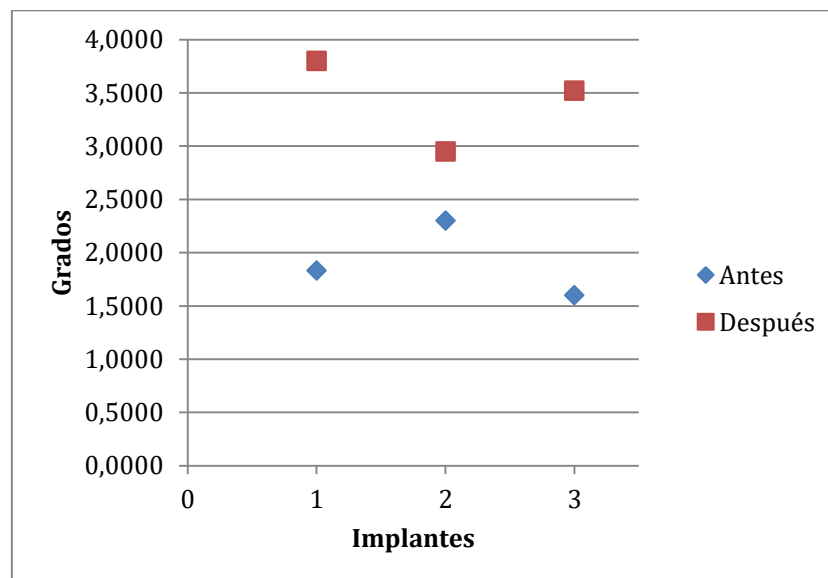


Gráfico 2 - Libertad de rotación de todos los pilares de Zirconio (Grupo C) en grados.

6.1.1.4 Resumen del estudio de libertad de rotación

La tabla 2 representa el resumen de los resultados obtenidos para la libertad de rotación antes y después del test de fatiga.

En los pilares de Titanio el promedio era inicialmente de $1,7063 \pm 0,1874$ grados y después de la prueba de deformación el valor fue de $7,2600 \pm 3,3050$ grados (Gráfico 1).

Para los pilares de Zirconio el promedio inicial era de $1,9100 \pm 0,5450$ grados y después de la prueba de deformación el valor fue de $3,2914 \pm 0.9012$ grados. (Gráfico 2).

Tabla 2- Libertad de rotación después del test del fatiga

	Inicial	Final
Grupo A – Control	360°	360°
Grupo B – Titanio	$1,7063^{\circ} \pm 0,1874^{\circ}$	$7,2600^{\circ} \pm 3,3050^{\circ}$
Grupo C – Zirconio	$1,9100^{\circ} \pm 0,5450^{\circ}$	$3,2914^{\circ} \pm 0.9012^{\circ}$

6.1.2 Determinación del volumen de material perdido

El volumen de material perdido de pilares e implantes fue evaluado después de la prueba de deformación.

6.1.2.1 Grupo A

En el grupo control la pérdida de material fue para el implante de $1,3770 \text{ mm}^3$ y para el pilar de $1,1639 \text{ mm}^3$ (Gráfico 3).

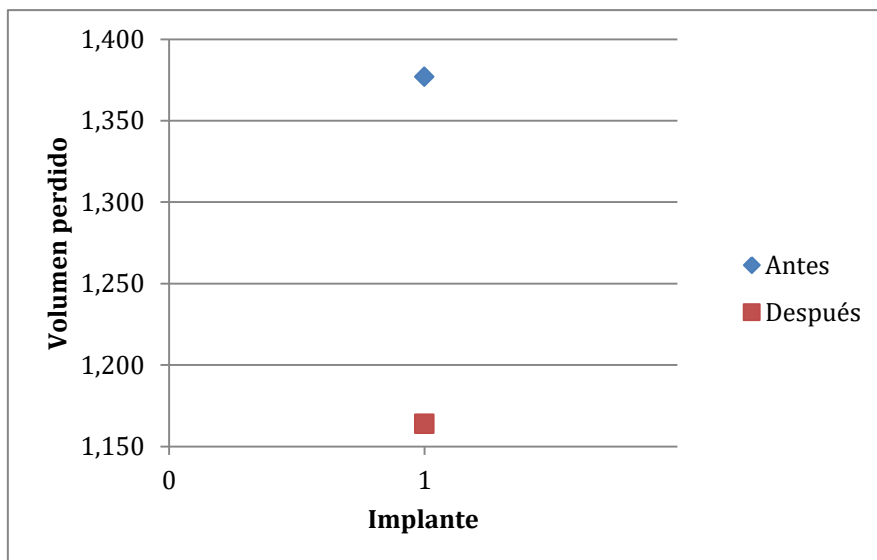


Gráfico 3 - Perdida de material en el Grupo B (control) en mm^3 .

6.1.2.2 Grupo B

El promedio de la pérdida de material en el grupo B fue para el implante de $1,7081 \pm 1,200 \text{ mm}^3$ y para el pilar de titanio de $1,4590 \pm 0,7295 \text{ mm}^3$ (Gráfico 4).

Para los implantes el valor máximo de la pérdida de material fue de $2,5508$ y el mínimo fue de $0,9932 \text{ mm}^3$.

Para los pilares de titanio el valor máximo de la pérdida de material fue de $1,8689 \text{ mm}^3$ y el mínimo fue de $0,8197 \text{ mm}^3$.

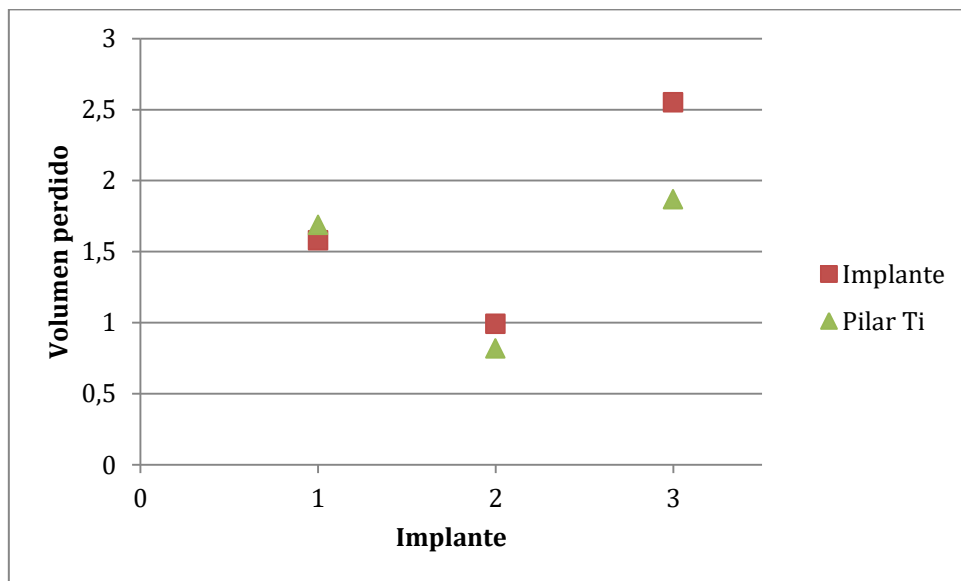


Gráfico 4 - Perdida de material en los diferentes sistemas del Grupo B (pilares de Titanio) en mm^3 .

6.1.2.3 Material perdido en Grupo C

El promedio de la pérdida de material en el grupo C fue para el implante de $1,3995 \pm 0,4628 \text{ mm}^3$ y para el pilar de zirconio de $0,0219 \pm 0,0137 \text{ mm}^3$ (Gráfico 5).

Para los implantes el valor máximo de la pérdida de material fue de $1,7381 \text{ mm}^3$ y el mínimo fue de $1,1512 \text{ mm}^3$.

Para los pilares de zirconio el valor máximo de la pérdida de material fue de $0,0328 \text{ mm}^3$ y el mínimo fue de $0,0164 \text{ mm}^3$.

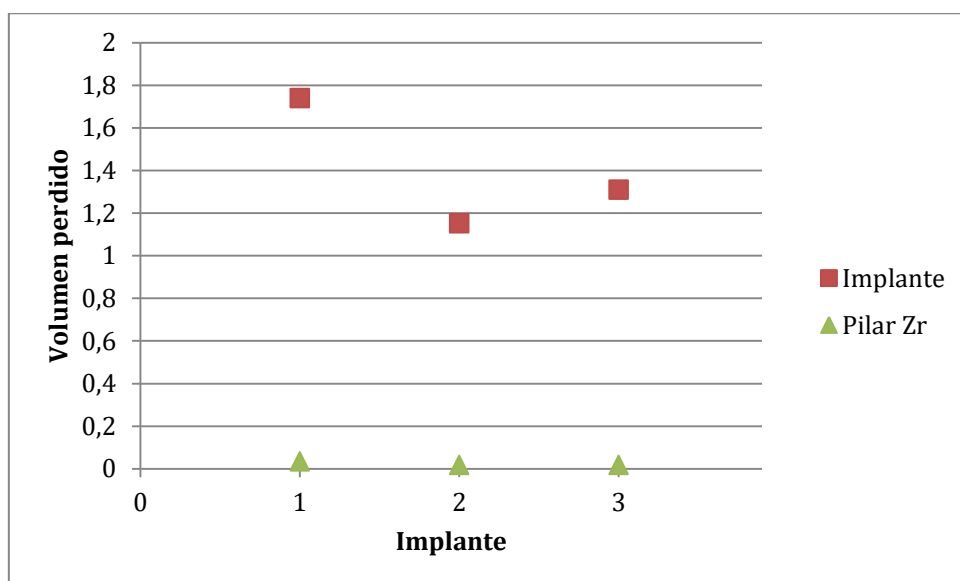


Gráfico 5 - Perdida de material en los diferentes sistemas del Grupo C (pilares de Zirconio) en mm^3 .

6.1.2.4 Resumen del volumen de material perdido

En la tabla 3 se expone el resumen de los resultados obtenidos para el volumen de material perdido después la prueba de deformación.

Tabla 3 - Perdida de material en los diferentes grupos en mm³.

	Implante		Pilar	
	Media	Desviación Estándar	Media	Desviación Estándar
Grupo A (Control)	1,3770	-	1,1639	-
Grupo B (Titanio)	1,7081	1,200	1,4590	0,7295
Grupo C (Zirconio)	1,3995	0,4628	0,0219	0,0137

6.1.3 Torque

Durante la prueba de deformación se registraron automáticamente más de 24 millones de datos en el programa Bluehill® 2 (Instron Corporation, Norwood, MA, Estados Unidos).

El programa registra los valores en todos los instantes del ciclo. Así tenemos una tabla extensa y detallada (Tabla 4).

Tabla 4 – Resumen de los valores registrados en el programa Bluehill® 2

Ciclo	Tiempo (S)	Posición (mm)	Carga (kN)	Rotación (grados)	Torque (N.m⁻¹)
1	0	-32,5144	-0,100109	-0,000000	0,00374317
1	0,002	-32,5142	-0,101398	-0,000121	0,00363187
1	0,004	-32,5142	-0,0987455	-0,000345	0,00349283
1	0,006	-32,5128	-0,0997514	-0,000699	0,00270605
1	0,008	-32,5139	-0,101468	-0,001012	0,00141025
1	0,01	-32,5123	-0,101687	-0,001423	0,00108612
1	0,012	-32,5135	-0,0978544	-0,001824	0,00243187
1	0,014	-32,5136	-0,100096	-0,002012	0,00967383
1	0,016	-32,5135	-0,102647	-0,002489	0,00985182
1	0,018	-32,5136	-0,102204	-0,002786	0,01003715
1	0,02	-32,5133	-0,0971481	-0,002997	0,01094334
1	0,022	-32,5139	-0,0996754	-0,003256	0,01115842
1	0,024	-32,5137	-0,103803	-0,003398	0,02063518
1	0,026	-32,514	-0,100793	-0,003755	0,02557899
1	0,028	-32,5141	-0,099659	-0,004123	0,02967787
1	0,03	-32,5116	-0,0986278	-0,004426	0,03781431
1	0,032	-32,5134	-0,10042	-0,004723	0,03964535

Los valores fueron exportados a una hoja de Excel y se aplicó un programa Python (disponible en los anexos) para localizar y almacenar los valores de torque más altos en cada ciclo (Tabla 5).

Tabla 5 – Valores registrados en el programa Python

Ciclo	Torque Max Positivo (N.cm⁻¹)	Torque Max Negativo (N.cm⁻¹)
1	15,7523	-10,0207
2	18,2951	-11,1449
3	20,5231	-0,02086
4	28,2788	-15,2725
5	51,1158	-36,8571
6	68,1865	-47,4608
7	70,7471	-52,1475
8	71,4433	-49,9547
9	70,8103	-49,5279
10	72,1777	-53,5458

6.1.3.1 Pilares de Titanio(Grupo A)

Debido a que no existe hexágono en la interfase del pilar, el torque obtenido es constante y nulo para el grupo A ya que no presenta destrucción del hexágono.

6.1.3.2 Grupo B

En el grupo B, los valores promedio de torque máximo registrados para los pilares de titanio fueron de 48,7657 N.cm⁻¹ siendo el valor máximo de 81,811 N.cm⁻¹. Por consiguiente el valor de torque máximo fue 1,67 veces superior a la media (Gráfico 6).

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

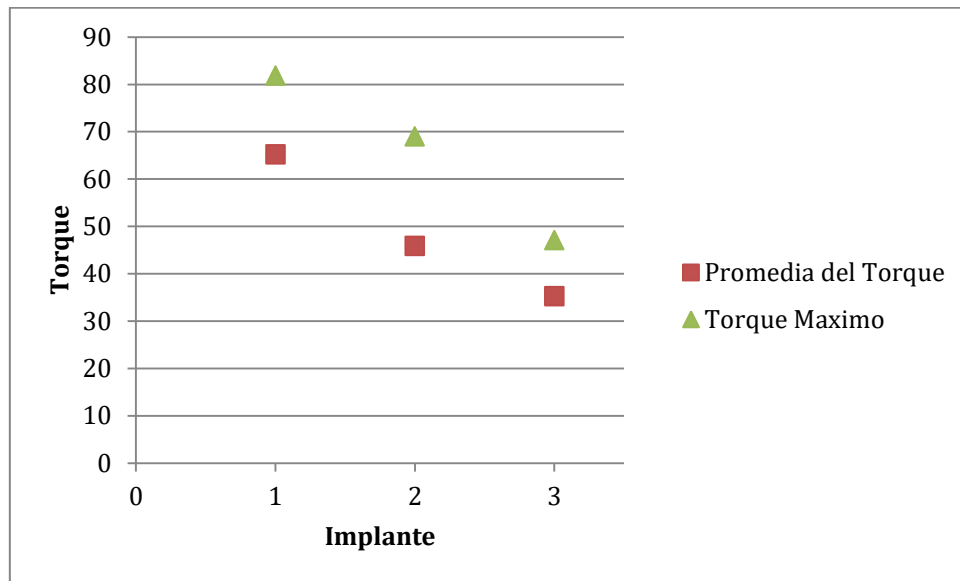


Gráfico 6 - Valores de torque máximo y promedio en las diferentes muestras del Grupo B (pilares de Titanio) en $N.cm^{-1}$.

En casi todos los sistemas del Grupo B el torque máximo se registra en el ciclo número 500 (Gráfico 7).

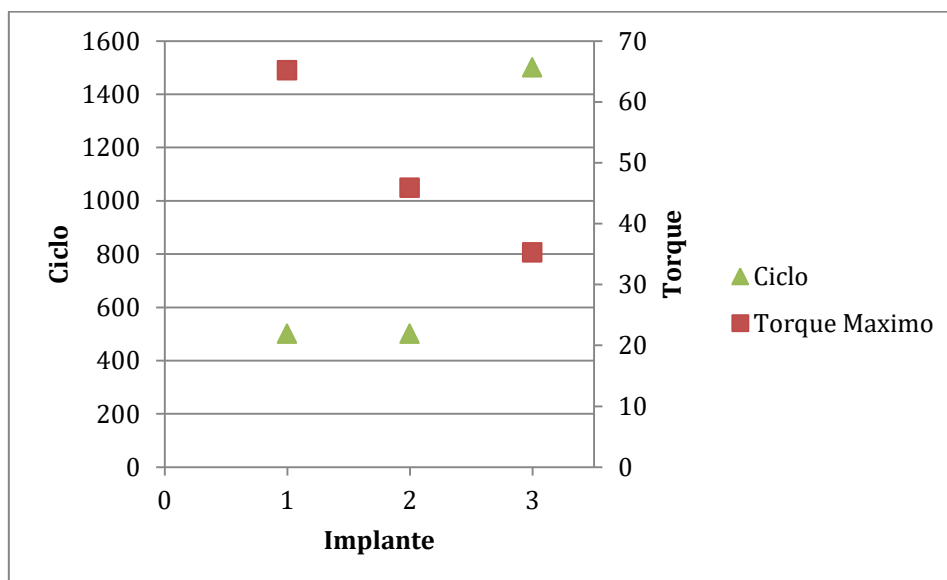


Gráfico 7 - Valores de torque máximo en el ciclo en que ocurre.

6.1.3.3 Pilares de Zirconio (Grupo C)

En el grupo C, los valores promedio de torque máximo registrados para los pilares de Zirconio fueron de $68,6178 \text{ N.cm}^{-1}$ siendo el valor máximo de $81,45331 \text{ N.cm}^{-1}$. Por consiguiente el valor de torque máximo fue 1,18 veces superior a la media de torque (Gráfico 8).

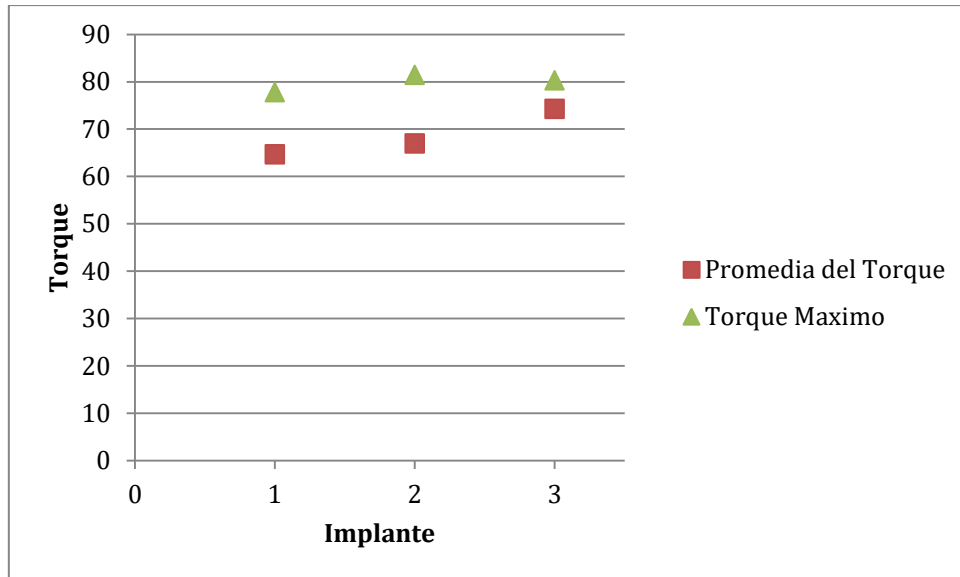


Gráfico 8 - Valores de torque máximo en las diferentes muestras de Grupo C (pilares de Zirconio) en N.cm^{-1} .

En los sistemas de Grupo C la media del ciclo del torque máximo se registra en 13.000 (Gráfico 9).

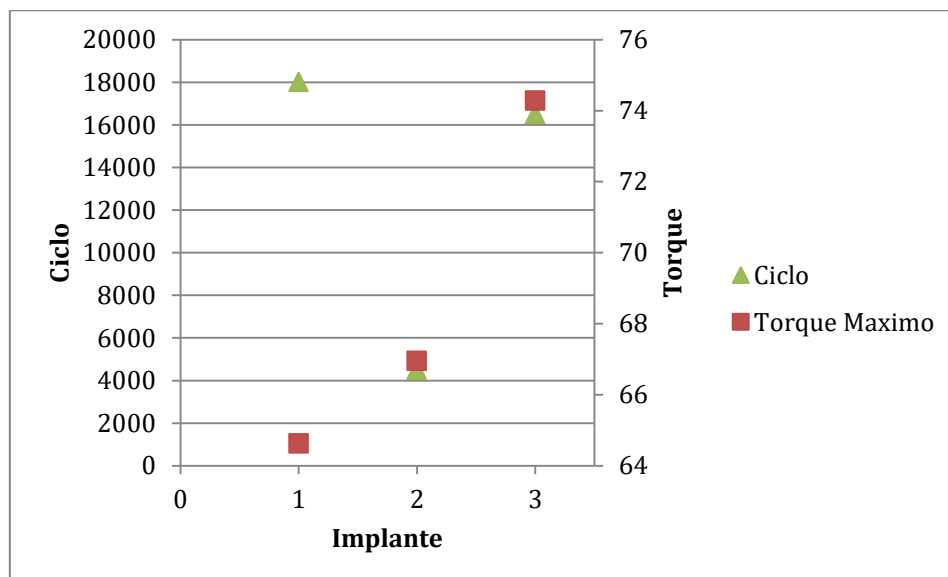


Gráfico 9 - Valores de torque máximo y el respectivo ciclo para el Grupo C (pilares de zirconio)

6.1.3.4 Resumen de los valores de torque

En la tabla 6 se expone el resumen de los resultados obtenidos para el volumen de material perdido después de la prueba de deformación.

Tabla 6 - Valores de torque máximo y el respectivo ciclo en N.cm⁻¹

	Torque Máximo	Torque Promedio	Ciclo
Grupo A (Control)	-	-	-
Grupo B (Titanio)	81,811	48,7657	500
Grupo C (Zirconio)	81,453	40,5053	4500

6.2 Prueba de Ángulo similar

En el grupo D se realizó un test de fallo máximo con un ángulo de torsión elevado para simular una situación en el peor de los casos. Se utilizó el mismo ángulo (6,6 grados) para los pilares de titanio y de zirconio a 250 mil ciclos.

6.2.1 Libertad de rotación

En todas las muestras del Grupo D fue imposible evaluar la libertad de rotación después del estudio ya que los hexágonos quedaron completamente destruidos. Se cuantificó una rotación de 360 grados.

6.2.2 Determinación del volumen de material perdido

El volumen de material perdido de pilares e implantes fue evaluado después de la prueba de ángulo similar.

En la muestra con el pilar de titanio la pérdida de material fue para el implante de 2,7539 mm³ y para el pilar de 2,9344 mm³ (Gráfico 10).

En la muestra con el pilar de zirconio la pérdida de material fue para el implante de 6,1851 mm³ y para el pilar de 0,0819 mm³. (Gráfico 10).

En el gráfico 10 y la tabla 7 se exponen los resultados obtenidos para el volumen de material perdido después de la prueba de deformación.

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

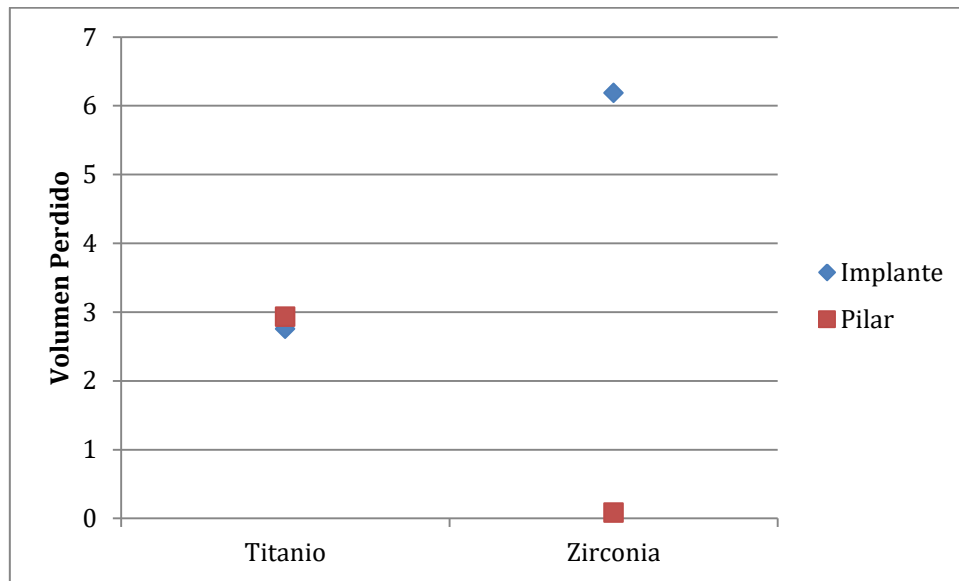


Gráfico 10 - Perdida de material en las diferentes muestras de Grupo D en mm³

Tabla 7 Perdida de material de las diferentes muestras del Grupo D en mm³.

	Implante	Pilar
Grupo D (Pilar Titanio)	2,7539	2,9344
Grupo D (Pilar Zirconio)	6,1851	0,0819

En el grupo D correspondiente al pilar y al implante, ambos de titanio, la perdida de material fue similar tanto en uno como en el otro.

En el grupo D correspondiente al pilar de zirconio y al implante de titanio la perdida de material fue 70 veces mayor para el implante que para el pilar.

6.3 Fijación del pilar después del test de fatiga cíclica

No fue posible cuantificar la fijación de los pilares ya que todos los tornillos estaban sueltos (Figura 48).



Figura 48 Pilares sueltos al finalizar el test

6.4 Análisis del Desgaste

6.4.1 Imágenes de Microscopia

6.4.1.1 Antes del estudio

6.4.1.1.1 Implante

En las fotografías de los implantes antes de realizar el estudio se observan que todas las superficies están intactas (Figura 49, Figura 50, Figura 51 y Figura 52).



Figura 49 Fotografía digital del implante.

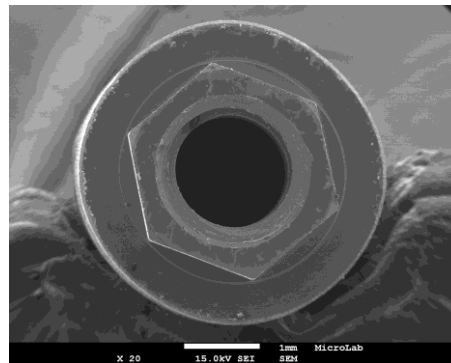


Figura 50 Fotografía de microscopia a 20 aumentos.

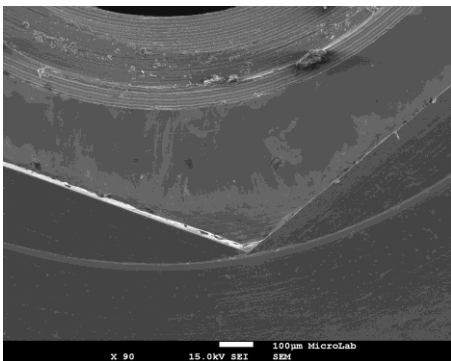


Figura 51 Fotografía de microscopia del vértice del implante a 90 aumentos.

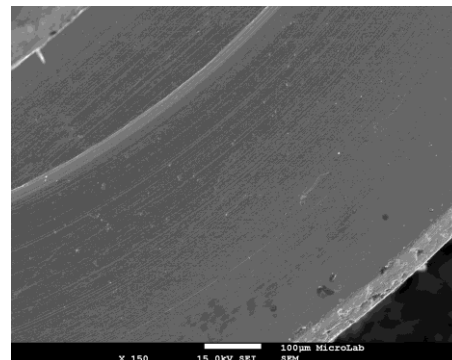


Figura 52 Fotografía de microscopia de la plataforma de asentamiento a 150 aumentos.

6.4.1.1.2 Pilar de titanio

En las fotografías de los pilares de titanio antes de realizar el estudio se observan que todas las superficies están intactas (Figura 53, Figura 54, Figura 55 y Figura 56).



Figura 53 Fotografía digital del pilar.

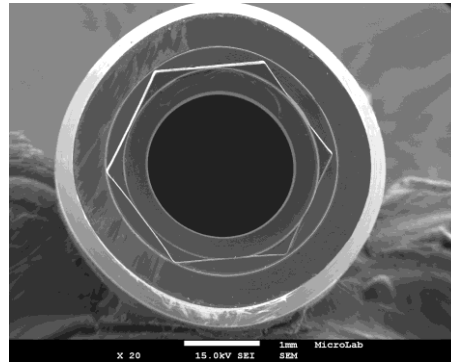


Figura 54 Fotografía de microscopia del pilar a 20 aumentos.

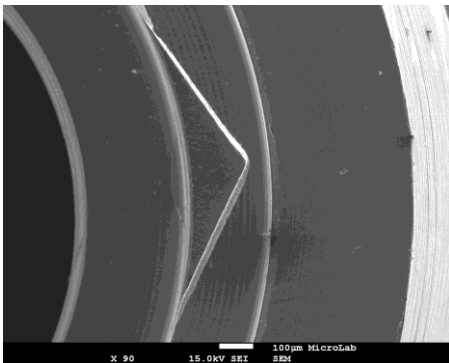


Figura 55 Fotografía de microscopia del vértice del pilar a 90 aumentos.

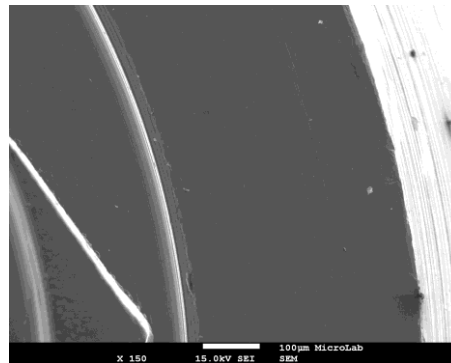


Figura 56 Fotografía de microscopia de la plataforma de asentamiento a 150 aumentos.

6.4.1.1.3 Pilar de zirconio

En las fotografías de los pilares de zirconio antes de realizar el estudio se observan que todas las superficies están intactas (Figura 57, Figura 58, Figura 59 y Figura 60).



Figura 57 Fotografía digital del pilar de zirconio.

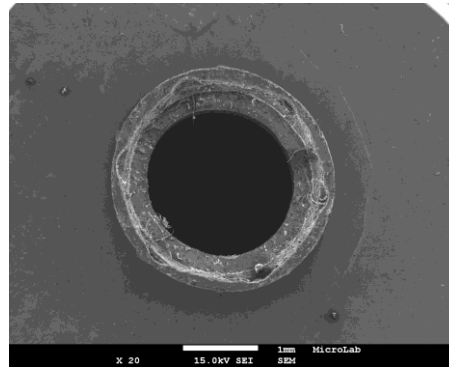


Figura 58 Fotografía de microscopia a 20 aumentos.

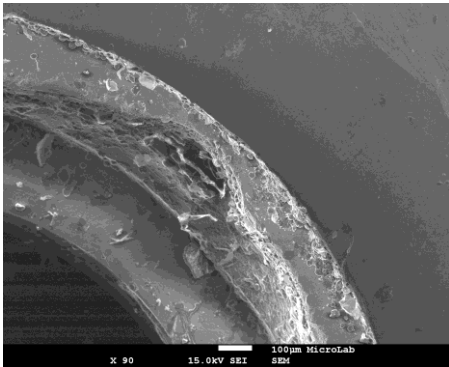


Figura 59 Fotografía de microscopia del vértice del pilar a 90 aumentos. Presencia de residuos.

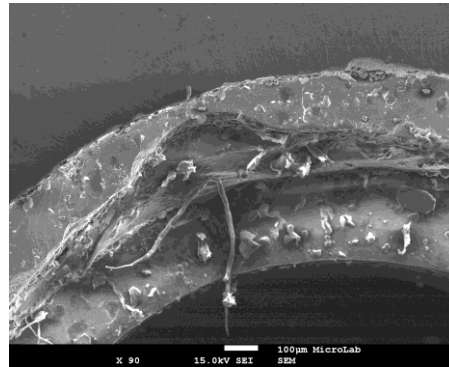


Figura 60 Fotografía de microscopia del vértice del pilar a 90 aumentos. Presencia de residuos.

6.4.1.2 Grupo A Grupo control

6.4.1.2.1 Implante

En las fotografías del implante posterior al estudio se observa un ligero desgaste adhesivo de la plataforma de asentamiento sin afectar el hexágono del implante (Figura 61, Figura 62, Figura 63 y Figura 64).



Figura 61 Fotografía digital del implante. Presencia de polvo de titanio.

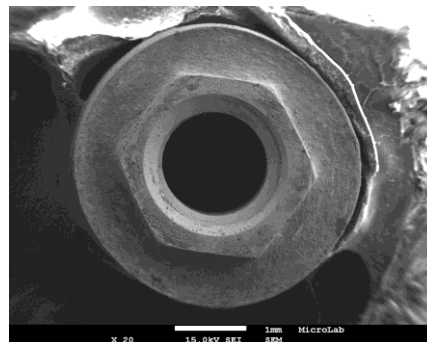


Figura 62 Fotografía de microscopia a 20 aumentos. Se observa ligero desgaste adhesivo en la plataforma de asentamiento sin afectar a los hexágonos.

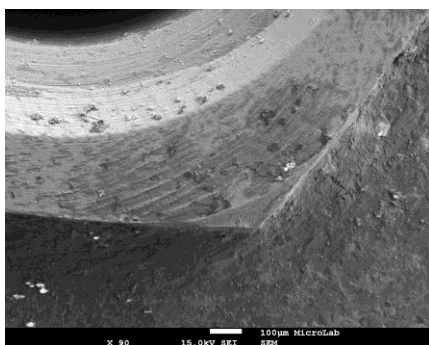


Figura 63 Fotografía de microscopia a 90 aumentos. Los vértices del hexágono quedan intactos.

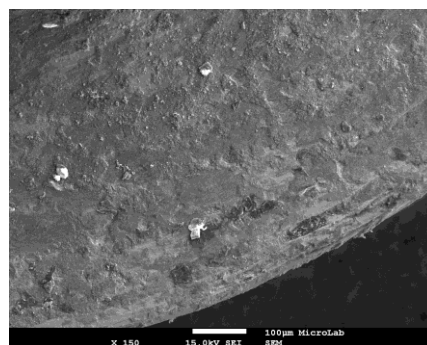


Figura 64 Fotografía de microscopia de la plataforma de asentamiento a 150 aumentos. Se observa ligero desgaste adhesivo.

6.4.1.2.2 Pilar

En las fotografías del pilar posterior al estudio se observa un ligero desgaste adhesivo en la plataforma de asentamiento. (Figura 65, Figura 66, Figura 67 y Figura 68).

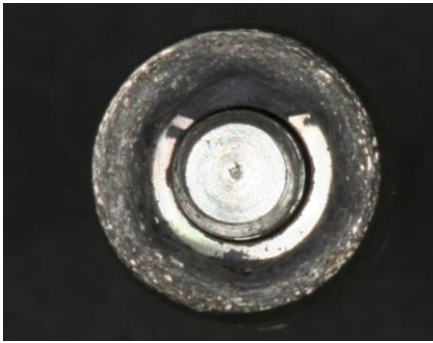


Figura 65 Fotografía digital del pilar, se observan hexágonos intactos y presencia de polvo de titanio.

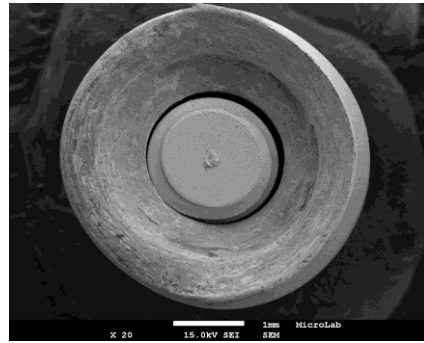


Figura 66 Fotografía de microscopia a 20 aumentos. Se observa un ligero desgaste adhesivo en la plataforma de asentamiento.

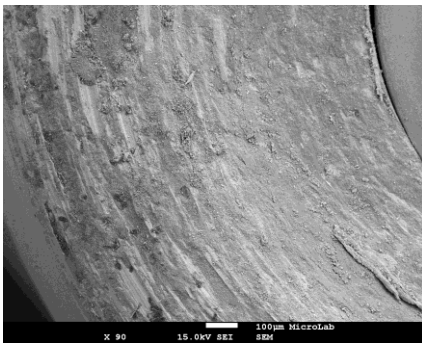


Figura 67 Fotografía de microscopia del pilar a 90 aumentos. Se observa un ligero desgaste adhesivo en la plataforma de asentamiento.

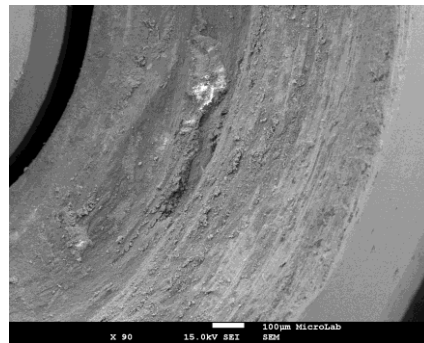


Figura 68 Fotografía de microscopia del pilar a 90 aumentos. Se observa un ligero desgaste adhesivo en la plataforma de asentamiento.

6.4.1.3 Grupo B

6.4.1.3.1 Implante

En las fotografías del implante posterior al estudio se observa desgaste adhesivo, oxidación y fretting con destrucción de los vértices de los hexágonos (Figura 69, Figura 70, Figura 71 y Figura 72).



Figura 69 Fotografía digital del implante. Se observa redondeo de los vértices de los hexágonos y presencia de polvo de titanio.

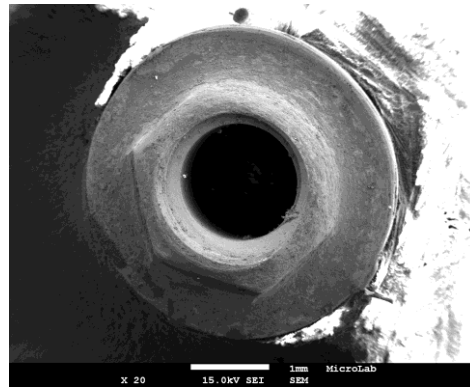


Figura 70 Fotografía de microscopía del implante a 20 aumentos. Se observa intenso desgaste adhesivo, con oxidación. El hexágono queda destruido.

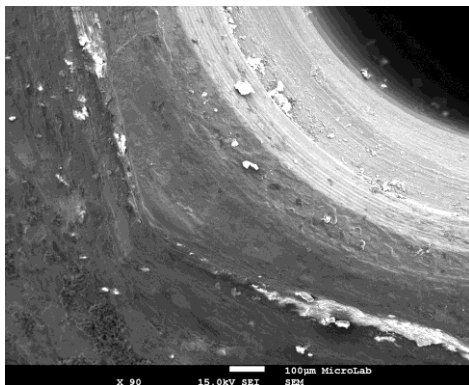


Figura 71 Fotografía de microscopía del implante a 90 aumentos. Se observa intenso desgaste adhesivo, con oxidación y evidencia de fretting y descamación. Los vértices del hexágono quedan destruidos, donde el residuo blanco presente es polvo de titanio.

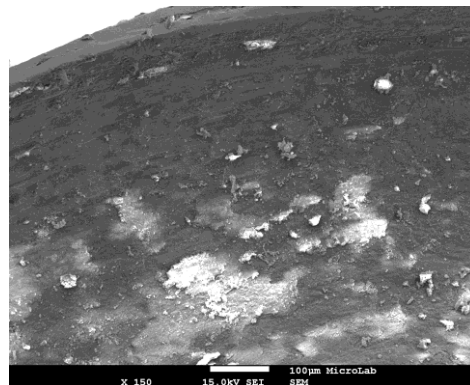


Figura 72 Fotografía de microscopía de la plataforma de asentamiento del implante a 150 aumentos. Se observa intenso desgaste adhesivo, con oxidación, fretting y descamación donde el residuo blanco presente es polvo de titanio.

6.4.1.3.2 Pilar

En las fotografías del implante posterior al estudio se observa desgaste adhesivo, oxidación y fretting con destrucción de los vértices de los hexágonos (Figura 73, Figura 74, Figura 75 y Figura 76).



Figura 73 Fotografía digital del pilar. Se observa redondeo de los vértices de los hexágonos y presencia de polvo de titanio.

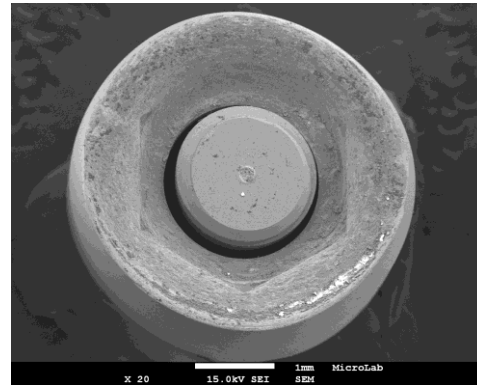


Figura 74 Fotografía de microscopia del pilar a 20 aumentos. Se observa intenso desgaste adhesivo, con oxidación. El hexágono queda muy destruido.

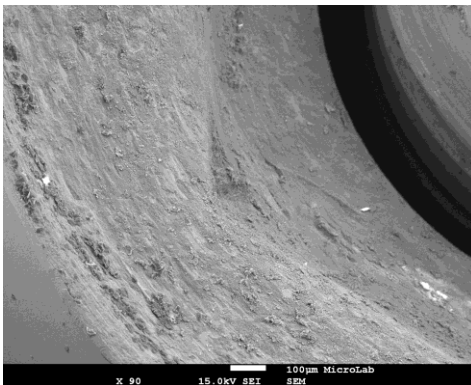


Figura 75 Fotografía de microscopia del pilar a 90 aumentos. Se observa intenso desgaste adhesivo, con oxidación, fretting y descamación y redondeo de la plataforma de asentamiento.

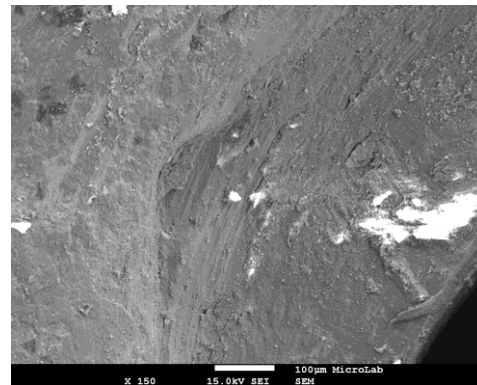


Figura 76 Fotografía de microscopia del pilar a 150 aumentos. Se observa destrucción de los vértices del hexágono debido al intenso desgaste adhesivo, oxidación, fretting y descamación.

6.4.1.4 Grupo C

6.4.1.4.1 Implante

En las fotografías del implante posterior al estudio se observa desgaste adhesivo, oxidación y fretting con destrucción de los vértices de los hexágonos (Figura 77, Figura 78, Figura 79 y Figura 80).

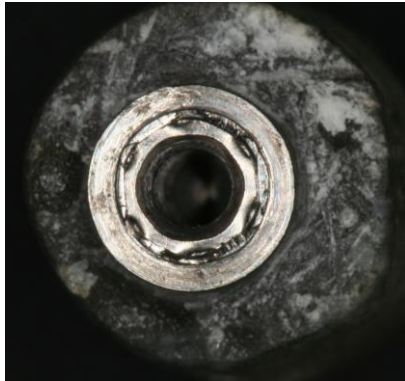


Figura 77 Fotografía digital del implante. Se observa redondeo de los vértices del hexágono y presencia de polvo de titanio.

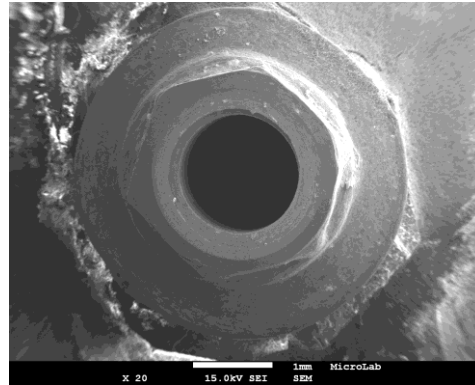


Figura 78 Fotografía de microscopia del implante a 20 aumentos. Se observa redondeo de los vértices del hexágono, intenso desgaste adhesivo, con oxidación.

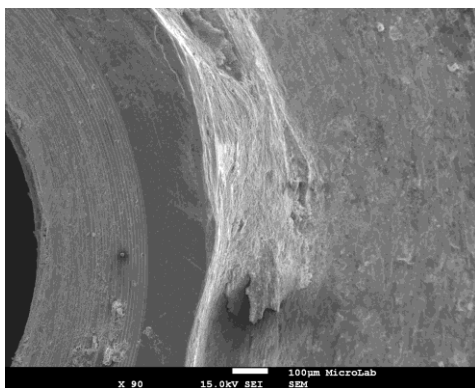


Figura 79 Fotografía de microscopia del implante a 90 aumentos. Se observa destrucción de los vértices del hexágono, intenso desgaste adhesivo, con oxidación, fretting y descamación.

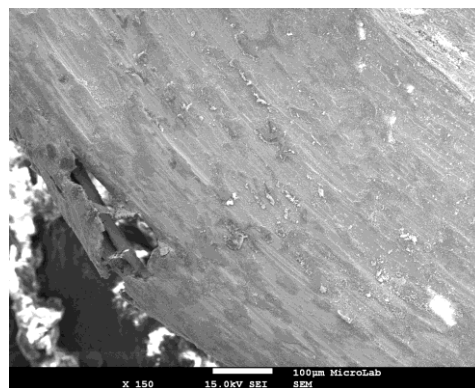


Figura 80 Fotografía de microscopia de la plataforma de asentamiento del implante a 150 aumentos. Se observa desgaste adhesivo con oxidación, fretting, descamación con fracturas del margen.

6.4.1.4.2 Pilar

En las fotografías del pilar posterior al estudio se observa desgaste adhesivo y redondeo de los vértices de los hexágonos (Figura 81, Figura 82, Figura 83 y Figura 84).



Figura 81 Fotografía digital del pilar. Se observa polvo de titanio.

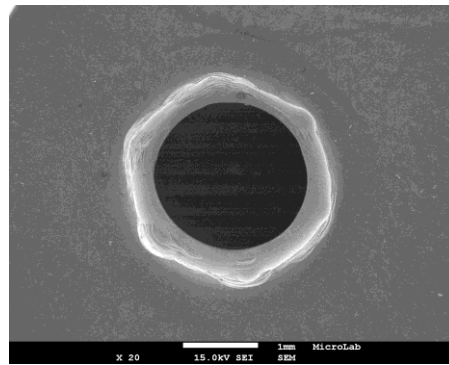


Figura 82 Fotografía de microscopia a 20 aumentos. Se observa ligero desgaste adhesivo.

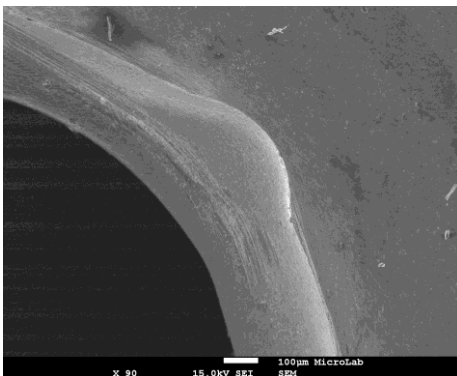


Figura 83 Fotografía de microscopia a 90 aumentos del pilar. Se observa ligero desgaste adhesivo y redondeo de los vértices del hexágono.

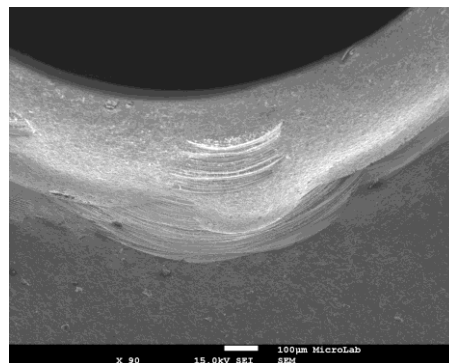


Figura 84 Fotografía de microscopia a 150 aumentos. Se observa ligero desgaste adhesivo y redondeo de los vértices del hexágono.

6.4.1.5 Grupo D (Titanio-Titanio)

6.4.1.5.1 Implante

En las fotografías del implante posterior al estudio se observa desgaste adhesivo, gripado, oxidación y fretting con destrucción de los vértices de los hexágonos y deformación de la plataforma de asentamiento (Figura 85, Figura 86, Figura 87 y Figura 88). Sospechamos que la fuerza ha debido a ser muy elevada dando lugar a un exceso calentamiento.



Figura 85 Fotografía digital del implante. Se observa redondeo de los vértices del hexágono y presencia de polvo de titanio.

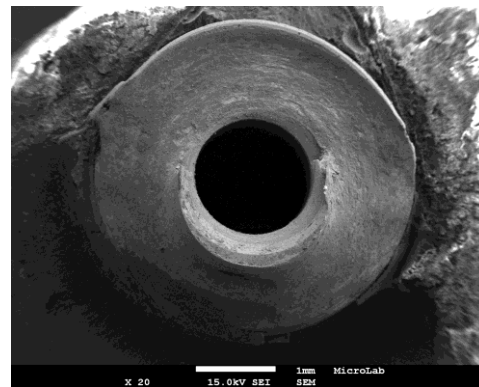


Figura 86 Fotografía de microscopia a 20 aumentos. Se observa desgaste adhesivo con oxidación, fretting, descamación, redondeo de los vértices del hexágono, destrucción casi completa de la plataforma de asentamiento con fracturas en ambos.

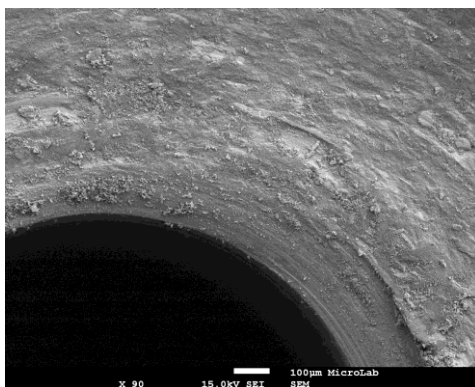


Figura 87 Fotografía de microscopia a 90 aumentos. Se observa desgaste adhesivo con oxidación y gripado, fretting, descamación, redondeo de los vértices del hexágono, con fracturas.



Figura 88 Fotografía de microscopia a 90 aumentos. Se observa desgaste adhesivo con oxidación y gripado, fretting, descamación, redondeo de los vértices del hexágono, con fracturas. destrucción y redondeo de la plataforma de asentamiento, con fracturas en el implante.

6.4.1.5.2 Pilar

En las fotografías del pilar posterior al estudio se observa desgaste adhesivo, oxidación, fretting y descamación con destrucción de los vértices de los hexágonos y deformación de la plataforma de asentamiento (Figura 89, Figura 90, Figura 91 y Figura 92). Sospechamos que la fuerza ha debido a ser muy elevada dando lugar a un exceso calentamiento.



Figura 89 Fotografía digital del pilar. Se observa redondeo de los vértices del hexágono y presencia de polvo de titanio.

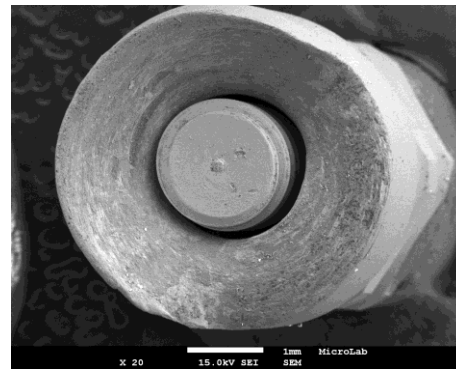


Figura 90 Fotografía de microscopia del pilar a 20 aumentos. Se observa desgaste adhesivo con oxidación, fretting, redondeo de los vértices del hexágono, destrucción casi completa de la plataforma de asentamiento.

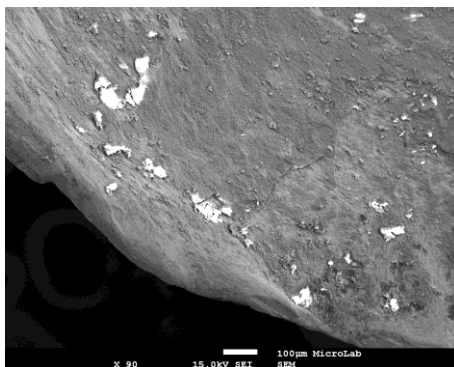


Figura 91 Fotografía de microscopia del pilar con 90 aumentos. Se observa intenso desgaste adhesivo, con oxidación, fretting, descamación, destrucción y redondeo de la plataforma de asentamiento, con fracturas en el implante.

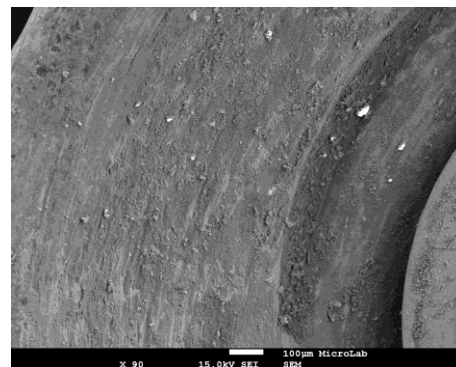


Figura 92 Fotografía de microscopia del pilar con 150 aumentos. Se observa desgaste adhesivo con oxidación, fretting, descamación, redondeo de los vértices del hexágono, con fracturas.

6.4.1.6 Grupo D (Titanio-Zirconio)

6.4.1.6.1 Implante

En las fotografías del implante posterior al estudio se observa desgaste, oxidación, fretting, descamación, con destrucción de los vértices de los hexágonos y deformación de la plataforma de asentamiento (Figura 93, Figura 94, Figura 95 y Figura 96). Sospechamos que la fuerza ha debido a ser muy elevada dando lugar a un exceso calentamiento.



Figura 93 Fotografía digital del implante. Se observa redondeo de los vértices del hexágono y presencia de polvo de titanio.

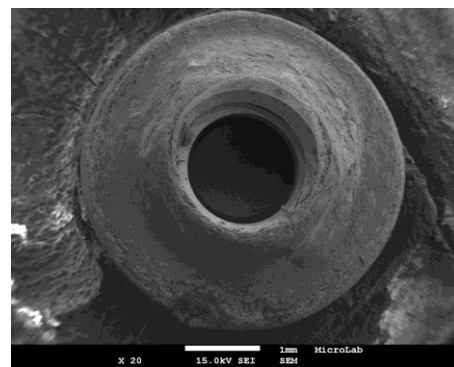


Figura 94 Fotografía de microscopia del implante a 20 aumentos. Se observa desgaste adhesivo con oxidación, fretting, descamación, redondeo de los vértices del hexágono, destrucción casi completa de la plataforma de asentamiento con fracturas en ambos.

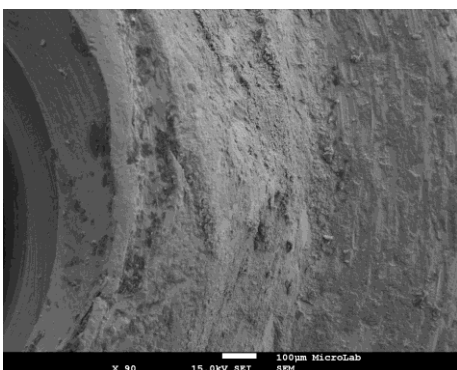


Figura 95 Fotografía de microscopia del implante a 90 aumentos. Se observa intenso desgaste adhesivo, con oxidación, fretting, descamación, destrucción y redondeo de la plataforma de asentamiento, con fracturas.

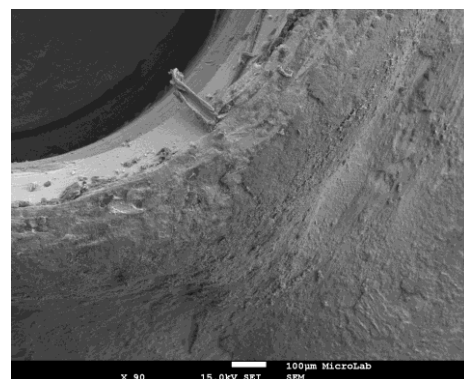


Figura 96 Fotografía de microscopia del implante a 150 aumentos. Se observa desgaste adhesivo con oxidación, fretting, descamación. Redondeo completo de los vértices del hexágono, con fracturas.

6.4.1.6.2 Pilar

En las fotografías del pilar posterior al estudio se observa desgaste adhesivo y redondeo de los vértices del hexágono (Figura 97, Figura 98, Figura 99 y Figura 100).



Figura 97 Fotografía digital del pilar. No se observan los vértices del hexágono ya que existe una elevada presencia de polvo de titanio.

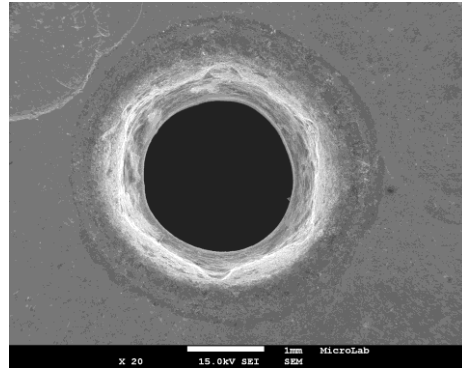


Figura 98 Fotografía de microscopia del pilar, a 20 aumentos. Se observa ligero desgaste adhesivo y redondeo de los vértices del hexágono.

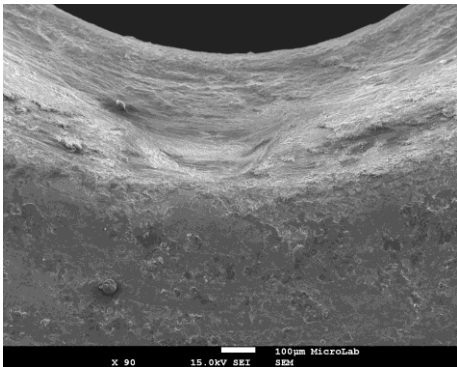


Figura 99 Fotografía de microscopia a 90 aumentos del pilar. Se observa ligero desgaste adhesivo y redondeo de los vértices del hexágono.

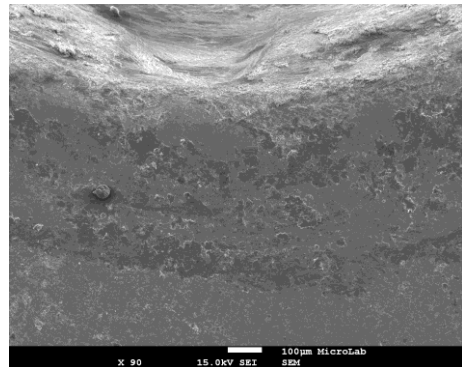


Figura 100 Fotografía de microscopia a 150 aumentos. Se observa ligero desgaste adhesivo y redondeo de los vértices del hexágono.

6.4.2 Clasificación del desgaste (Microscopia SEM)

Las imágenes del SEM se pueden encontrar en el apartado anterior. Para representar el análisis de las imágenes se creó la siguiente tabla 8.

El 53% de los hexágonos fueron destruidos en más del 50% (Grado III) y el 35% de los hexágonos fueron destruidos entre el 25-50% (Grado II)

Tabla 8 - Número de hexágonos destruidos

Número	Grupo	Pilar	Inicio	Fin		
				Grado I	Grado II	Grado III
1	A	Ti	6	6	0	0
2	B	Ti	6	0	0	6
3	B	Ti	6	0	0	6
4	B	Ti	6	0	1	5
5	C	Zr	6	0	6	0
6	C	Zr	6	0	6	0
7	C	Zr	6	0	6	0
8	D	Ti	6	0	0	6
9	D	Zr	6	0	0	6
		Total	54	6	19	29

6.4.3 EDX

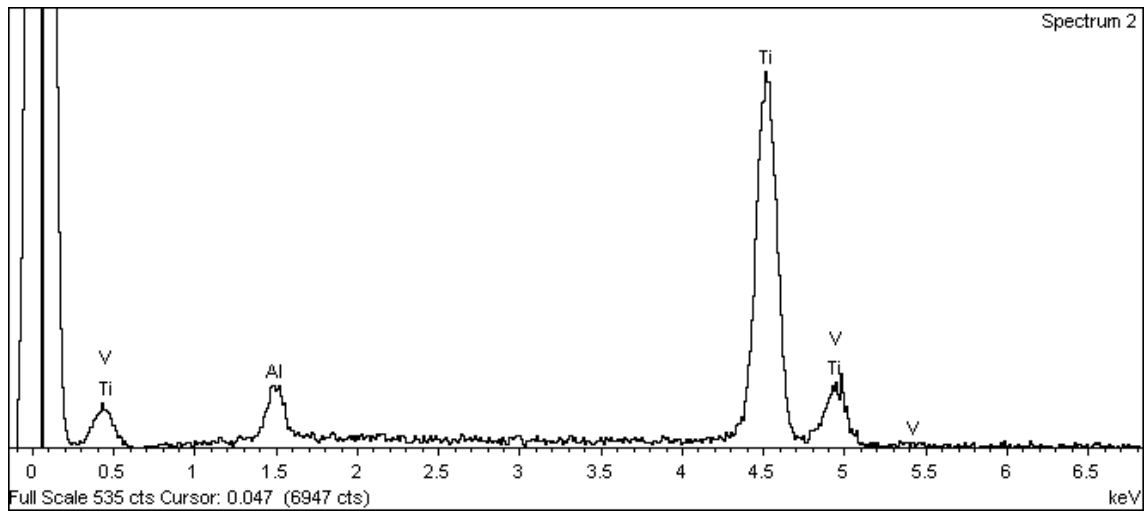


Figura 101 Espectro EDX de los implantes

El análisis del espectro EDX de los implantes objeto de este estudio confirmó que los implantes son de aleación Titanio-Aluminio-Vanadio (Ti_6Al_4V).

6.5 Análisis Estadística

Para la análisis estadístico se compararon las diferentes variables registradas en los ensayos:

- Ciclos
- Angulo test
- Holgado Inicial
- Holgado Final
- Aumento del holgado
- Volumen del implante perdido (mm³)
- Volumen del pilar perdido (mm³)
- Máximo T_{max} (Valor de torque máximo en sentido de las agujas del reloj)
- Ciclo T_{Max} (Ciclo en que ocurre el torque máximo el sentido de las agujas del reloj)
- Mínimo T_{min} (Valor de torque máximo en sentido contrario de las agujas del reloj)
- Ciclo T_{Min} (Ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario de las agujas del reloj)
- Carga Vertical
- Desplazamiento

En estadística el coeficiente de correlación de Spearman, ρ (rho) es una medida de correlación (la asociación o interdependencia) entre dos variables aleatorias continuas. Para calcular ρ , los datos son ordenados y reemplazados por su respectivo orden. El coeficiente de Spearman oscila entre -1 y +1, indicándonos asociaciones negativas o positivas respectivamente, cero, significa no correlación pero no independencia.

En las tablas siguientes las indicaciones son:

*. Correlación significativa a nivel 0.05 (2-tailed).

**. Correlación significativa a nivel 0.01 (2-tailed).

Correlacionamos los estudios de tres formas:

1. Todos los tests
2. Tests de los pilares Titanio y Zirconio juntos
3. Tests de los pilares Titanio y Zirconio separados

6.5.1 Todos los estudios

En el análisis de Spearman de todos los tests (Tabla 9) se comprobó que existía una correlación positiva entre el desplazamiento del desgaste del implante/pilar y el volumen del implante/pilar perdido. Naturalmente existe una correlación positiva entre el desgaste del implante y el volumen del implante con el desgaste del pilar y el volumen pilar.

Los valores representados en recuadros amarillos indican una correlación elevada y los valores en recuadros rojos una correlación muy elevada (Tabla 9).

Tabla 9 – Correlación de Spearman de todos los tests

		Ciclo	Ángulo test	Holgado Inicial	Holgado Final	Aumento del Holgado	Volumen implante perdido (mm3)	Volumen pilar perdido (mm3)	Tmax Reloj	Ciclo TMax	Tmax Cont	Ciclo TMCont	Carga Vertical	Desplazamiento
Ciclos	Coeficiente de correlación		,645*	0,000	,698*	,696*	-,696*	-,698*	,698*	- 0,464	-,698*	-,721*	,696*	-,698*
	Sig. (2-tailed)		0,044	1,000	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,176	0,025	0,019	0,025	0,025
Ángulo test	Coeficiente de correlación	,645*		-0,090	0,496	0,494	-,719*	-,947**	0,271	- 0,288	- 0,406	-,977**	,674*	-,947**
	Sig. (2-tailed)	0,044		0,805	0,145	0,146	0,019	0,000	0,450	0,420	0,245	0,000	0,033	0,000
Holgado Inicial	Coeficiente de correlación	0,000	-0,090		-0,073	-0,127	-0,042	0,067	0,122	0,136	0,049	0,006	-0,236	-0,061
	Sig. (2-tailed)	1,000	0,805		0,841	0,726	0,907	0,854	0,738	0,708	0,894	0,986	0,511	0,868
Holgado Final	Coeficiente de correlación	,698*	0,496	-0,073		,997**	-0,486	-,640*	0,463	- 0,486	- ,805**	-0,579	0,377	-0,610
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,145	0,841		0,000	0,154	0,046	0,177	0,154	0,005	0,080	0,283	0,061
Aumento del Holgado	Coeficiente de correlación	,696*	0,494	-0,127	,997**		-0,491	-,644*	0,462	- 0,485	- ,802**	-0,577	0,370	-0,608
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,146	0,726	0,000		0,150	0,044	0,179	0,155	0,005	0,081	0,293	0,062
Volumen implante perdido (mm3)	Coeficiente de correlación	-,696*	-,719*	-0,042	-0,486	-0,491		,863**	- 0,267	- 0,097	0,195	,709*	-,721*	,802**
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,019	0,907	0,154	0,150		0,001	0,455	0,790	0,590	0,022	0,019	0,005

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

		Ciclo	Ángulo test	Holgado Inicial	Holgado Final	Aumento del Holgado	Volumen implante perdido (mm3)	Volumen pilar perdido (mm3)	Tmax Reloj	Ciclo TMax	Tmax Cont	Ciclo TMCont	Carga Vertical	Desplazamiento
Volumen pilar perdido (mm3)	Coeficiente de correlación	-,698*	-,947**	0,067	-,640*	-,644*	,863**		- 0,287	0,195	0,439	,944**	-,675*	,976**
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,000	0,854	0,046	0,044	0,001		0,422	0,590	0,204	0,000	0,032	0,000
Tmax Reloj	Coeficiente de correlación	,698*	0,271	0,122	0,463	0,462	-0,267	-0,287		- ,785**	- 0,585	-0,371	0,438	-0,317
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,450	0,738	0,177	0,179	0,455	0,422		0,007	0,075	0,291	0,206	0,372
Ciclo TMax	Coeficiente de correlación	- 0,464	-0,288	0,136	-0,486	-0,485	-0,097	0,195	- ,785**		,720*	0,375	-0,291	0,227
	Sig. (2-tailed)	0,176	0,420	0,708	0,154	0,155	0,790	0,590	0,007		0,019	0,286	0,415	0,528
Tmax Cont	Coeficiente de correlación	-,698*	-0,406	0,049	-,805**	-,802**	0,195	0,439	- 0,585	,720*		0,554	-0,280	0,500
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,245	0,894	0,005	0,005	0,590	0,204	0,075	0,019		0,097	0,434	0,141
Ciclo TMCont	Coeficiente de correlación	-,721*	-,977**	0,006	-0,579	-0,577	,709*	,944**	- 0,371	0,375	0,554		-0,627	,969**
	Sig. (2-tailed)	0,019	0,000	0,986	0,080	0,081	0,022	0,000	0,291	0,286	0,097		0,052	0,000
Carga Vertical	Coeficiente de correlación	,696*	,674*	-0,236	0,377	0,370	-,721*	-,675*	0,438	- 0,291	- 0,280	-0,627		-0,596
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,033	0,511	0,283	0,293	0,019	0,032	0,206	0,415	0,434	0,052		0,069

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

		Ciclo	Ángulo test	Holgado Inicial	Holgado Final	Aumento del Holgado	Volumen implante perdido (mm3)	Volumen pilar perdido (mm3)	Tmax Reloj	Ciclo TMax	Tmax Cont	Ciclo TMCont	Carga Vertical	Desplazamiento
Desplazamiento	Coeficiente de correlación	-,698*	-,947**	-0,061	-0,610	-0,608	,802**	,976**	-0,317	0,227	0,500	,969**	-0,596	
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,000	0,868	0,061	0,062	0,005	0,000	0,372	0,528	0,141	0,000	0,069	

*. La correlacion es significativa hasta 0.05 (2-tailed).

**.. La correlacion es significativa hasta 0.01 (2-tailed).

En la interpretación de la tabla 9 se comprobó que existe una correlación entre:

1) Número de ciclos

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa del número de ciclos con el holgado inicial.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva del número de ciclos con el ángulo test, el holgado final, el aumento del holgado, el valor de torque máximo en sentido de las agujas del reloj y la carga vertical.
- c) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa del número de ciclos con el volumen del implante y del pilar perdido, el valor de torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj, el ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj y el desplazamiento.

2) Ángulo de test

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del ángulo de test con el volumen del pilar perdido, el ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj y el desplazamiento.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del ángulo de test con el volumen de implante perdido.
- c) Con un nivel de significación $<0,05$ existe una correlación positiva elevada del ángulo de test con en el número de ciclos y la carga vertical.

3) Holgado final

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del holgado final con el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj .

- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del holgado final con el volumen del implante perdido.
- c) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación positiva muy elevada del holgado final con el aumento de holgado.
- d) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del holgado final con el número de ciclos.

4) Aumento de holgado

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del aumento de holgado con el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa muy elevada del aumento de holgado con el volumen del implante perdido.
- c) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del aumento de holgado con el holgado final.
- d) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva muy elevada del aumento de holgado con el número de ciclos.

5) Volumen del implante perdido

- a) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del volumen del implante perdido con número de ciclos, el ángulo de test y la carga vertical.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva muy elevada del volumen del implante perdido con el volumen de pilar perdido y el desplazamiento vertical.
- c) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del volumen del implante perdido con el

ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj.

6) Volumen del pilar perdido

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del volumen del pilar perdido con el ángulo de test.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del volumen del pilar perdido con el número de ciclos, el holgado final, el aumento de holgado y la carga vertical.
- c) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación positiva muy elevada del volumen del pilar perdido con el volumen del implante perdido, el ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj y el desplazamiento.

7) Valor de torque máximo en el sentido de las agujas del reloj (TmaxReloj)

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del valor de torque máximo en el sentido de las agujas del reloj con el ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del valor de torque máximo en el sentido de las agujas del reloj con el número de ciclos .

8) Ciclo en que ocurre el torque máximo en el sentido de las agujas del reloj (CicloTMax)

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido de las agujas del reloj con el torque máximo en sentido de las agujas del reloj.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en

sentido de las agujas del reloj con el valor de torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (TmaxCont).

9) Valor de torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (TmaxCont)

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del valor de torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (TmaxCont) con el holgado final y con el aumento de holgado.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del valor de torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (TmaxCont) con el número de ciclos.
- c) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del valor de torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (TmaxCont) con el ciclo en que ocurre el torque máximo en el sentido de las agujas del reloj (CicloTMax).

10) Ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont)

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont) con el ángulo de test.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont) con el número de ciclos.
- c) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación positiva muy elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont) con el volumen de pilar perdido y el desplazamiento.

- d) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont) con el volumen de implante perdido.

11) Carga Vertical

- a) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada de la carga vertical con el número de ciclos y el ángulo de test.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada de la carga vertical con el volumen de implante y pilar perdido.

12) Desplazamiento

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del desplazamiento con el ángulo .
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del desplazamiento con el número de ciclos.
- c) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación positiva muy elevada del desplazamiento con el volumen de implante perdido, el volumen de pilar perdido y el ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont).

6.5.2 Ensayos de los pilares titanio y zirconio (juntos)

Se compararon los valores de los grupos B, C y D agrupando los diferentes materiales. En el análisis de Spearman de los estudios (Tabla 10) se comprobó que había una correlación negativa entre el número de ciclos y el ángulo de test con el desgaste del implante/pilar y el volumen de implante/pilar perdido así como una correlación negativa con el desplazamiento vertical.

Existe también una correlación negativa entre el aumento de la libertad rotacional y el volumen de pilar perdido.

Naturalmente existe una correlación positiva entre el desgaste del implante y el volumen del implante con el desgaste del pilar y el volumen del pilar.

Los valores representados en la tabla 10 en recuadros amarillos indican una correlación elevada y los valores en recuadros rojos una correlación muy elevada.

Tabla 10 – Correlación de Spearman de los ensayos de los pilares de Titanio y Zirconio

		Ángulo test	Holgado Inicial	Holgado Final	Aumento del Holgado	Volumen implante perdido (mm3)	Volumen pilar perdido (mm3)	Tmax Reloj	Ciclo TMax	Tmax Cont	Ciclo TMCont	Carga Vertical	Desplazamiento
Ángulo test	Coefficiente de correlación		-0,293	,878*	,878*	-0,098	-,891*	-0,293	-0,297	-0,683	-,933**	0,098	-,878*
	Sig. (2-tailed)		0,573	0,021	0,021	0,854	0,017	0,573	0,568	0,135	0,007	0,854	0,021
Holgado Inicial	Coefficiente de correlación	-0,293		-0,143	-0,143	-0,429	0,029	0,086	0,493	0,200	0,030	-0,486	-0,200
	Sig. (2-tailed)	0,573		0,787	0,787	0,397	0,957	0,872	0,321	0,704	0,954	0,329	0,704
Holgado Final	Coefficiente de correlación	,878*	-0,143		1,000**	-0,543	-,986**	-0,429	0,116	-0,314	-0,759	0,257	-,829*
	Sig. (2-tailed)	0,021	0,787		0,000	0,266	0,000	0,397	0,827	0,544	0,080	0,623	0,042
Aumento del Holgado	Coefficiente de correlación	,878*	-0,143	1,000**		-0,543	-,986**	-0,429	0,116	-0,314	-0,759	0,257	-,829*
	Sig. (2-tailed)	0,021	0,787	0,000		0,266	0,000	0,397	0,827	0,544	0,080	0,623	0,042
Volumen implante perdido (mm3)	Coefficiente de correlación	-0,098	-0,429	-0,543	-0,543		0,522	0,257	-0,754	-0,486	0,030	-0,257	0,314
	Sig. (2-tailed)	0,854	0,397	0,266	0,266		0,288	0,623	0,084	0,329	0,954	0,623	0,544
Volumen pilar perdido (mm3)	Coefficiente de correlación	-,891*	0,029	-,986**	-,986**	0,522		0,406	-0,088	0,406	,832*	-0,174	,899*
	Sig. (2-tailed)	0,017	0,957	0,000	0,000	0,288		0,425	0,868	0,425	0,040	0,742	0,015

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

		Ángulo test	Holgado Inicial	Holgado Final	Aument o del Holgado	Volumen implante perdido (mm3)	Volumen pilar perdido (mm3)	Tmax Reloj	Ciclo TMax	Tmax Cont	Ciclo TMCont	Carga Vertical	Desplaz amento
Tmax Reloj	Coeficient e de correlación	-0,293	0,086	-0,429	-0,429	0,257	0,406		-0,551	-0,086	0,213	0,371	0,257
	Sig. (2-tailed)	0,573	0,872	0,397	0,397	0,623	0,425		0,257	0,872	0,686	0,468	0,623
Ciclo TMax	Coeficient e de correlación	-0,297	0,493	0,116	0,116	-0,754	-0,088	-0,551		0,754	0,339	-0,232	0,058
	Sig. (2-tailed)	0,568	0,321	0,827	0,827	0,084	0,868	0,257		0,084	0,511	0,658	0,913
Tmax Cont	Coeficient e de correlación	-0,683	0,200	-0,314	-0,314	-0,486	0,406	-0,086	0,754		,820*	0,086	0,600
	Sig. (2-tailed)	0,135	0,704	0,544	0,544	0,329	0,425	0,872	0,084		0,046	0,872	0,208
Ciclo TMCont	Coeficient e de correlación	-,933**	0,030	-0,759	-0,759	0,030	,832*	0,213	0,339	,820*		0,091	,941**
	Sig. (2-tailed)	0,007	0,954	0,080	0,080	0,954	0,040	0,686	0,511	0,046		0,864	0,005
Carga Vertical	Coeficient e de correlación	0,098	-0,486	0,257	0,257	-0,257	-0,174	0,371	-0,232	0,086	0,091		0,143
	Sig. (2-tailed)	0,854	0,329	0,623	0,623	0,623	0,742	0,468	0,658	0,872	0,864		0,787
Desplaza miento	Coeficient e de correlación	-,878*	-0,200	-,829*	-,829*	0,314	,899*	0,257	0,058	0,600	,941**	0,143	
	Sig. (2-tailed)	0,021	0,704	0,042	0,042	0,544	0,015	0,623	0,913	0,208	0,005	0,787	

*. La correlacion es significativa hasta 0.05 (2-tailed).

**.. La correlacion es significativa hasta 0.01 (2-tailed).

De la interpretación de la tabla 10 se comprobó que existe una correlación entre:

1) Ángulo de test

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del ángulo de test con el ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj.
- b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del ángulo de test con el volumen de implante perdido y el desplazamiento.
- c) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del ángulo de test con el holgado final y el aumento del holgado.

2) Holgado final

- a) Existe una correlación positiva perfecta con el aumento del holgado.
- b) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del holgado final con el volumen del pilar perdido.
- c) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del holgado final con el desplazamiento.
- d) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del holgado final con el ángulo de test.

3) Aumento del holgado

- a) Existe una correlación positiva perfecta con el holgado final.
- b) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del aumento del holgado con el volumen del pilar perdido.

- c) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del aumento del holgado con el desplazamiento.
 - d) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva muy elevada del aumento de holgado con el ángulo de test.
- 4) Volumen de pilar perdido
- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del volumen del implante perdido con el holgado final y el aumento del holgado.
 - b) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación negativa elevada del volumen del implante perdido con el ángulo de test y el desplazamiento.
 - c) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación positiva muy elevada del volumen del implante perdido con el ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj.
- 5) Valor de torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (TmaxCont)
- a) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del valor de torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (TmaxCont) con el ciclo en que ocurre el torque máximo en el sentido a las agujas del reloj (CicloTMax).
- 6) Ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont)
- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont) con el ángulo de test.

- b) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación positiva muy elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont) con el desplazamiento.
- c) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont) con el volumen de pilar perdido y el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj.

7) Desplazamiento

- a) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación negativa muy elevada del desplazamiento con el ángulo de test, holgado final y el aumento del holgado.
- b) Con un nivel de significación $<0,01$, existe una correlación positiva muy elevada del desplazamiento con el ciclo en que ocurre el torque máximo en sentido contrario a las agujas del reloj (CicloTMCont).
- c) Con un nivel de significación $<0,05$, existe una correlación positiva elevada del desplazamiento con el volumen de pilar perdido.

6.5.3 Ensayos de los pilares Titanio y Zirconio (separados)

En el análisis de Spearman de los pilares separados (Tablas 11 y 12) no se puede correlacionar los datos con significación.

6.5.3.1 Titanio

Tabla 11 - - Correlación de Spearman de los ensayos de los pilares de Titanio

		Holgado Inicial	Holgado Final	Aumento del Holgado	Volumen Pilar Perdido	Volumen Implante Perdido	Tmax Reloj	Ciclo TMax	Tmax Cont Reloj	Ciclo TM Cont	Carga Vertical	Desplazamiento
Holgado Inicial	Coeficiente de correlación	1,000	1,000**	1,000**	-1,000**	-1,000**	-,500	,866	1,000**		-,500	-1,000**
	Sig. (2-tailed)						,667	,333			,667	
Holgado Final	Coeficiente de correlación	1,000**	1,000	1,000**	-1,000**	-1,000**	-,500	,866	1,000**		-,500	-1,000**
	Sig. (2-tailed)						,667	,333			,667	
Aumento del Holgado	Coeficiente de correlación	1,000**	1,000**	1,000	-1,000**	-1,000**	-,500	,866	1,000**		-,500	-1,000**
	Sig. (2-tailed)						,667	,333			,667	
Volumen Pilar Perdido	Coeficiente de correlación	-1,000**	-1,000**	-1,000**	1,000	1,000**	,500	-,866	-1,000**		,500	1,000**
	Sig. (2-tailed)						,667	,333			,667	

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

Volumen Implante Perdido	Coeficiente de correlación	-1,000**	-1,000**	-1,000**	1,000**	1,000	,500	-,866	-1,000**		,500	1,000**
	Sig. (2-tailed)						,667	,333			,667	
Tmax Reloj	Coeficiente de correlación	-,500	-,500	-,500	,500	,500	1,000	-,866	-,500		1,000**	,500
	Sig. (2-tailed)	,667	,667	,667	,667	,667		,333	,667			,667
Ciclo TMax	Coeficiente de correlación	,866	,866	,866	-,866	-,866	-,866	1,000	,866		-,866	-,866
	Sig. (2-tailed)	,333	,333	,333	,333	,333	,333		,333		,333	,333
Tmax Cont Reloj	Coeficiente de correlación	1,000**	1,000**	1,000**	-1,000**	-1,000**	-,500	,866	1,000		-,500	-1,000**
	Sig. (2-tailed)						,667	,333			,667	
Ciclo TM Cont	Coeficiente de correlación											
	Sig. (2-tailed)											
Carga Vertical	Coeficiente de correlación	-,500	-,500	-,500	,500	,500	1,000**	-,866	-,500		1,000	,500

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

	Sig. (2-tailed)	,667	,667	,667	,667	,667		,333	,667			,667
Desplazamiento	Coeficiente de correlación	-1,000**	-1,000**	-1,000**	1,000**	1,000**	,500	-,866	-1,000**		,500	1,000
	Sig. (2-tailed)						,667	,333			,667	

6.5.3.2 Zirconio

Tabla 12 - - Correlación de Spearman de los ensayos de los pilares de Zirconio

		Holgado Inicial	Holgado Final	Aumento del Holgado	Volumen Pilar Perdido	Volumen Implante Perdido	Tmax Reloj	Ciclo TMax	Tmax Cont Reloj	Ciclo TM Cont	Carga Vertical	Desplazamiento
Holgado Inicial	Coefficiente de correlación	1,000	-,500	-,500	0,000	,500	,500	-,500	-1,000**	-1,000**	-,500	-1,000**
	Sig. (2-tailed)		,667	,667	1,000	,667	,667	,667			,667	
Holgado Final	Coefficiente de correlación	-,500	1,000	1,000**	-,866	-1,000**	-1,000**	1,000**	,500	,500	1,000**	,500
	Sig. (2-tailed)	,667			,333				,667	,667		,667
Aumento del Holgado	Coefficiente de correlación	-,500	1,000**	1,000	-,866	-1,000**	-1,000**	1,000**	,500	,500	1,000**	,500
	Sig. (2-tailed)	,667			,333				,667	,667		,667
Volumen Pilar Perdido	Coefficiente de correlación	0,000	-,866	-,866	1,000	,866	,866	-,866	0,000	0,000	-,866	0,000
	Sig. (2-tailed)	1,000	,333	,333		,333	,333	,333	1,000	1,000	,333	1,000

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

Volumen Implante Perdido	Coeficiente de correlación	,500	-1,000**	-1,000**	,866	1,000	1,000**	-1,000**	-,500	-,500	-1,000**	-,500
	Sig. (2-tailed)	,667			,333				,667	,667		,667
Tmax Reloj	Coeficiente de correlación	,500	-1,000**	-1,000**	,866	1,000**	1,000	-1,000**	-,500	-,500	-1,000**	-,500
	Sig. (2-tailed)	,667			,333				,667	,667		,667
Ciclo TMax	Coeficiente de correlación	-,500	1,000**	1,000**	-,866	-1,000**	-1,000**	1,000	,500	,500	1,000**	,500
	Sig. (2-tailed)	,667			,333				,667	,667		,667
Tmax Cont Reloj	Coeficiente de correlación	-1,000**	,500	,500	0,000	-,500	-,500	,500	1,000	1,000**	,500	1,000**
	Sig. (2-tailed)		,667	,667	1,000	,667	,667	,667			,667	
Ciclo TMCont	Coeficiente de correlación	-1,000**	,500	,500	0,000	-,500	-,500	,500	1,000**	1,000	,500	1,000**
	Sig. (2-tailed)		,667	,667	1,000	,667	,667	,667			,667	
Carga Vertical	Coeficiente de correlación	-,500	1,000**	1,000**	-,866	-1,000**	-1,000**	1,000**	,500	,500	1,000	,500

Evaluación De La Conexión Entre Implantes De Hexágono Externo Y Diferentes Pilares

	Sig. (2-tailed)	,667			,333				,667	,667		,667
Desplazamiento	Coefficiente de correlación	-1,000**	,500	,500	0,000	-,500	-,500	,500	1,000**	1,000**	,500	1,000
	Sig. (2-tailed)		,667	,667	1,000	,667	,667	,667			,667	

6.6 Evaluación de la Pérdida de Torsión del Tornillo

6.6.1 Grupo E (Método Alikhasi)

En el primer desatornillado la pérdida de torque fue superior a 24% para cada valor de ajuste diferente del tornillo (20, 25, 30 y 35 N.cm⁻¹). A partir del tercer atornillado la pérdida se estabilizó en los diferentes grupos (Tablas 13, 14, 15 y 16).

Para el grupo que se atornilló a 20 N.cm⁻¹ el promedio de desatornillado fue de 16,4 N.cm⁻¹, el cual se estabilizó a 17 N.cm⁻¹ después del tercer atornillado (Tabla 13).

Tabla 13 – Tornillos ajustados con llave dinamométrica a 20 N.cm⁻¹

Torque Inicial (N.cm⁻¹)	Promedio torque de desatornillado (N.cm⁻¹)	% Pérdida de ajuste
20	15	25,0%
20	16	20,0%
20	17	15,0%
20	17	15,0%
20	17	15,0%
Promedio	16,4	18,0%

Para el grupo atornillado a 25 N.cm⁻¹ el promedio de desatornillado fue de 19,3 N.cm⁻¹, el cual se estabilizo a 19,5 N.cm⁻¹ después del tercer atornillado (Tabla 14).

Tabla 14 - Tornillos ajustados con llave dinamométrica 25 N.cm⁻¹

Torque Inicial (N.cm⁻¹)	Promedio torque de desatornillado (N.cm⁻¹)	% Perdida de ajuste
25	19	24%
25	19	24%
25	19,5	22%
25	19,5	22%
25	19,5	22%
Promedio	19,30	22,8%

Para el grupo atornillado a 30 N.cm⁻¹ el promedio de destornillado fue de 22,9 N.cm⁻¹ el cual no se estabilizo pero quedó a más de 24N.cm⁻¹ en las dos últimas mediciones (Tabla 15).

Tabla 15 - Tornillos ajustados con llave dinamométrica 30 N.cm⁻¹

Torque Inicial (N.cm⁻¹)	Promedio torque de desatornillado (N.cm⁻¹)	% Perdida de ajuste
30	20	33%
30	23	23%
30	22	27%
30	25	17%
30	24,5	18%
Promedio	22,90	23,67%

Para el grupo atornillado a 35 N.cm^{-1} el promedio de desatornillado fue de 25 N.cm^{-1} pero los resultados no seguían el patrón de las anteriores pruebas (Tabla 16).

Tabla 16 - Tornillos ajustados con llave dinamométrica 35 N.cm^{-1}

Torque Inicial (N.cm^{-1})	Promedio torque de desatornillado (N.cm^{-1})	% Perdida de ajuste
35	24	31%
35	-	-
35	22	37%
35	-	-
35	29	17%
Promedio	25,00	28,57%

Cuando se intentó atornillar una segunda vez (Figura 102) en el grupo de 35 N.cm^{-1} la cabeza del tornillo se deformato. Se opto por utilizar un nuevo tornillo que se deformato una vez más. Se utilizó un tercer tornillo y el resultado fue el mismo, se deformato. No fue posible atornillar el mismo tornillo más de una vez a 35 N.cm^{-1} . (Tabla 16)

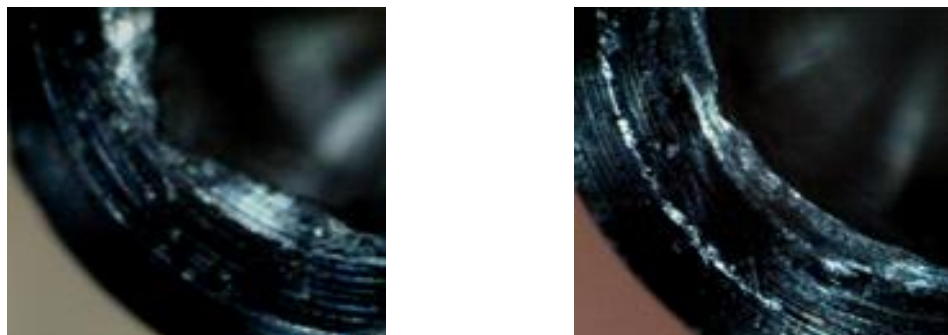


Figura 102 Fotografía digital del hexágono del tornillo antes (derecha) y después de se atornillar una segunda vez a 35 N.cm^{-1}

En el gráfico 11 están los resultados obtenidos en los tests de la perdida de torque por el Método Alikhasi. Como los datos de la serie que fue atornillada a 35 N.cm^{-1} no fueron constantes se optó por no incluirlos.

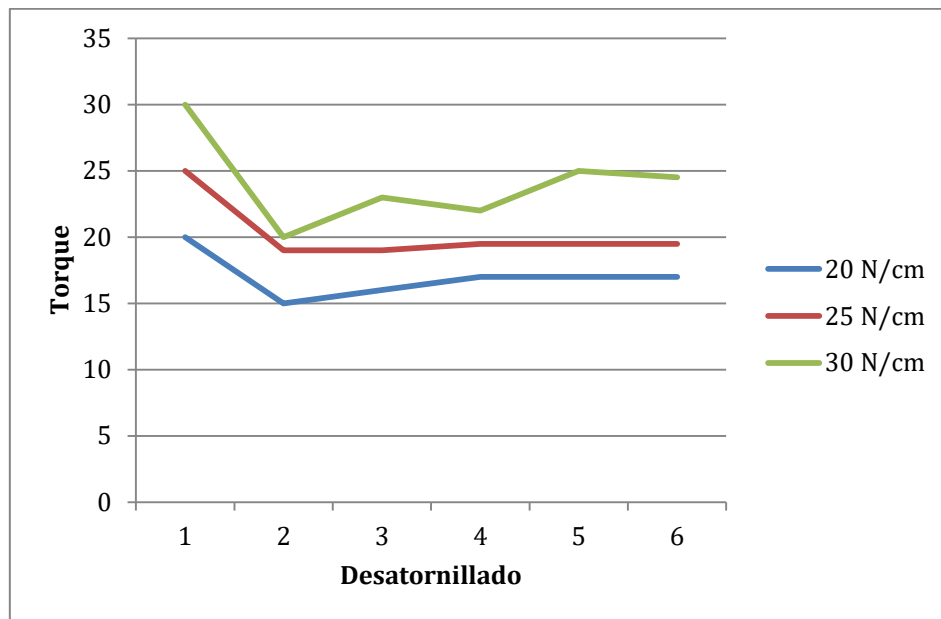


Gráfico 11 - Resumen de los tests del Método Alikhasi

En resumen, los resultados de la pérdida de torque en el Método Alikhasi se pueden observar en la siguiente tabla y gráfico. Los datos de la serie que fue atornillada a 35 N.cm⁻¹ no fueron constantes y por tanto se optó por retirarlos de la tabla 17 y del gráfico 12.

Tabla 17 – Resumen de los resultados de la pérdida de torque Método Alikhasi

Torque Inicial (N.cm ⁻¹)	Promedio torque de desatornillado (N.cm ⁻¹)	% Perdida de ajuste
20	16,40	18,0%
25	19,30	22,80%
30	22,90	23,67%
Promedio	-	21,48%

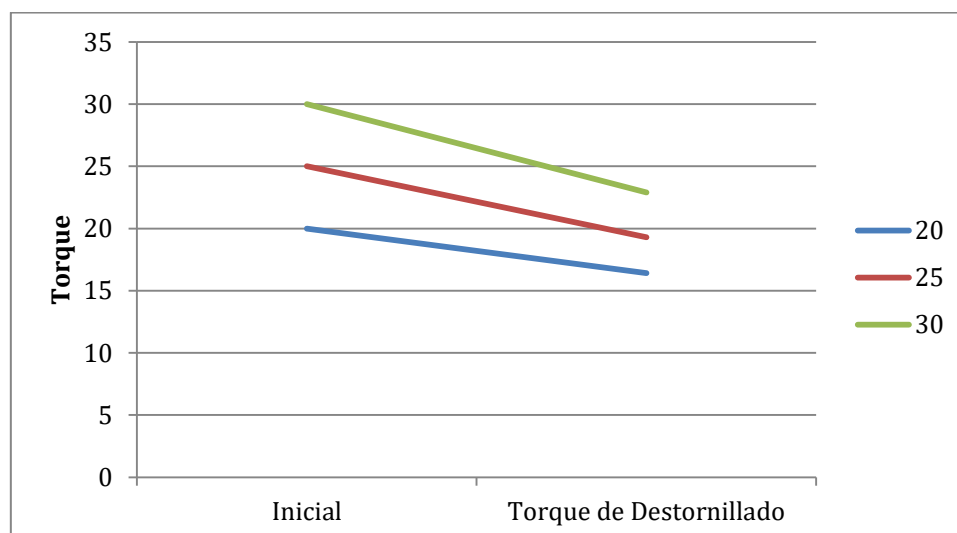


Gráfico 12 - Resumen de las medias de los tests por el Método Alikhasi

6.6.2 Grupo F (Método Siamos)

Para el grupo de los pilares de titanio la pérdida de torque fue superior a 15% con promedio de 19% en el primer destornillado y en el grupo de los pilares de zirconio fue superior a 25% con promedio de 30% (Tablas 18 y 19).

6.6.2.1 Pilares de Titanio

Para los pilares de Titanio el promedio de desatornillado a los 10 minutos fue de $24,2 \text{ N.cm}^{-1}$ y después de 3 horas fue de $24,1 \text{ N.cm}^{-1}$ (Tabla 18 y Gráfico 13).

Tabla 18 – Pilares de titanio ajustados con llave dinamométrica 30 N.cm^{-1}

Inicial	Después de 10 minutos		Después 3 horas	
Torque (N.cm^{-1})	Torque (N.cm^{-1})	% Perdida	Torque (N.cm^{-1})	% Perdida
30	25	16,67%	26	13,33%
30	24	20,00%	25	16,67%
30	25	16,67%	24,5	18,33%
30	22	26,67%	23	23,33%
30	25	16,67%	22	26,67%
Promedio	24,2	19,33%	24,1	19,67%

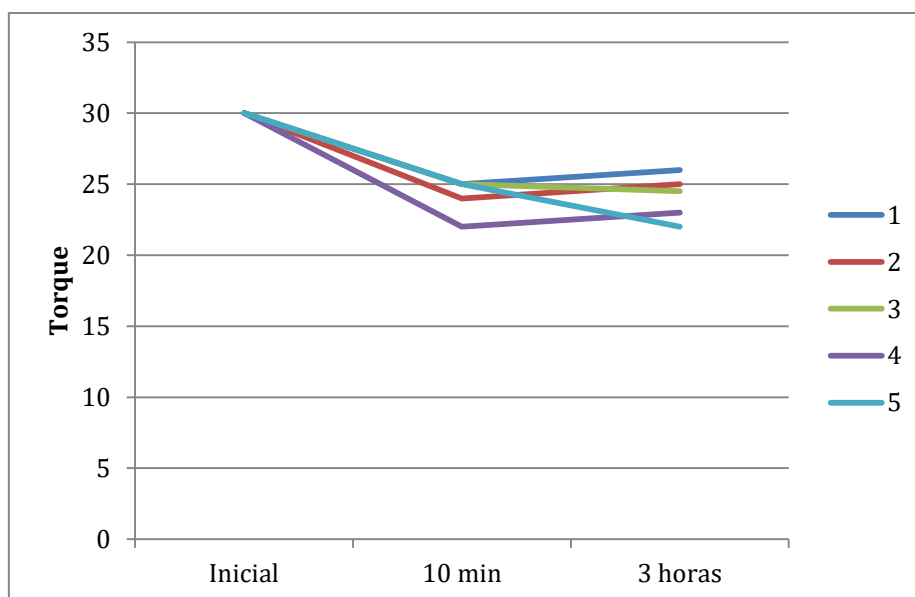


Gráfico 13 - Resumen Pilares de Titanio

6.6.2.1 Pilares de Zirconio

Para los pilares de Zirconio el promedio de desatornillado a los 10 minutos fue de 21 N.cm^{-1} y después de 3 horas fue de $21,9 \text{ N.cm}^{-1}$ (Tabla 19 y Gráfico 14).

Tabla 19 - Pilares de zirconio ajustados con llave dinamométrica 30 N.cm^{-1}

Inicial	Después de 10 minutos		Después 3 horas	
Torque (N.cm^{-1})	Torque (N.cm^{-1})	% Perdida de ajuste	Torque (N.cm^{-1})	% Perdida de ajuste
30	23	23,33%	24	20,00%
30	21	30,00%	21	30,00%
30	22	26,67%	22	26,67%
30	20	33,33%	23,5	21,67%
30	19	36,67%	19	36,67%
Promedio	21	30%	21,9	27%

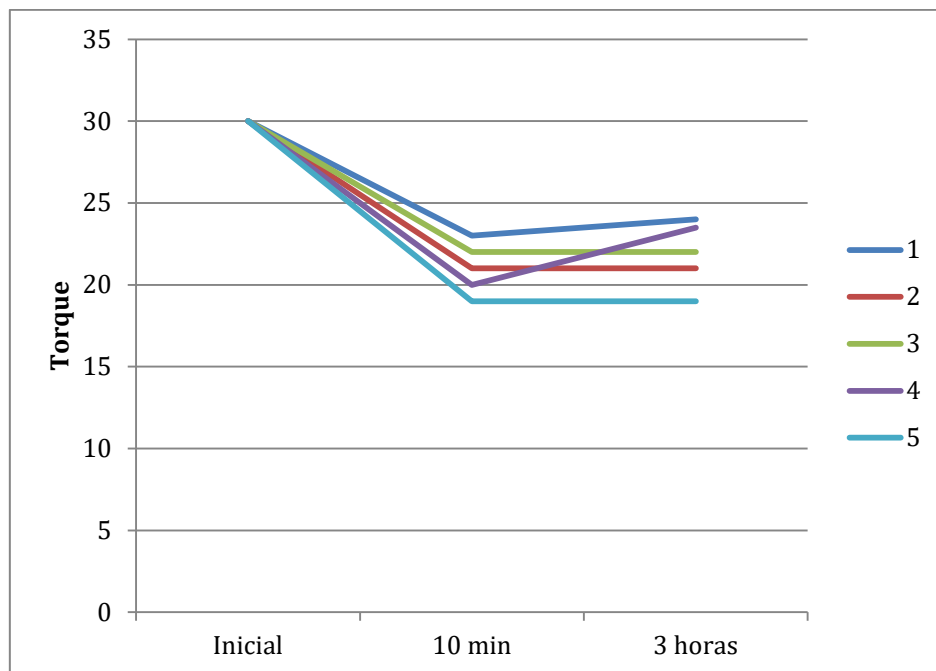


Gráfico 14 - Resumen pilares de zirconio

La pérdida de torque fue superior en el zirconio que en el titanio durante los dos tiempos en que se midieron (Tablas 18, 19 y 20)(Gráfico 15).

La pérdida de torque en ambos materiales después de tres horas fue diferente, 19,67% para el titanio y 27% para el zirconio. La pérdida de torque a los 10 minutos fue también superior en los pilares de zirconio (30%) (Tabla 20).

En cada material los valores de desatornillado a los 10 minutos y a las 3 horas fueron similares (Tablas 18, 19 y 20).

Tabla 20 - Resumen de los resultados de la pérdida de torque Método Siamos

Inicial	Después de 10 minutos		Después 3 horas	
Material	Torque (N.cm⁻¹)	% Perdida de ajuste	Torque (N.cm⁻¹)	% Perdida de ajuste
Titanio	24,2	19,33%	24,1	19,67%
Zirconio	21	30%	21,9	27%

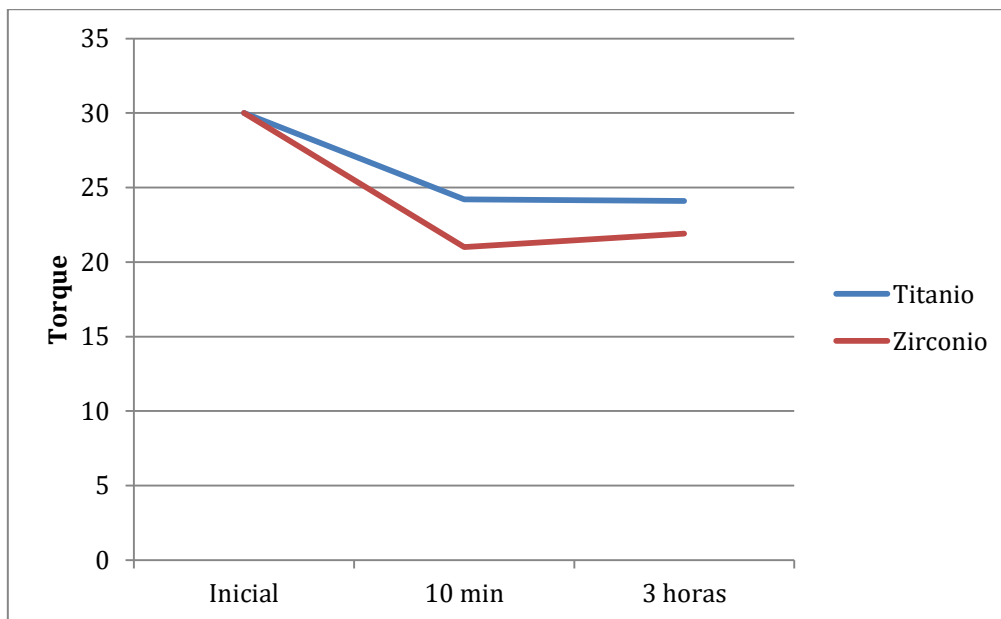


Gráfico 15 - Resumen del metodo Siamos

Discusión

7 Discusión

La metodología empleada en este estudio permitió la evaluación y la cuantificación de los mecanismos de desgaste en la interfase implante-pilar. El método se desarrolló en cuatro fases. En primer lugar, las muestras se pesaron y se midió la libertad de rotación. En segundo lugar, los especímenes estaban sujetos a una carga cíclica usando un aparato de estudio mecánico. En tercer lugar, las muestras fueron re-evaluadas a través de los mismos tests que se hicieron en la primera fase. En cuarto lugar, los especímenes fueron fotografiados mediante microscopía electrónica de barrido y se analizaron en un programa de análisis de imagen.

El estudio de los implantes y sus componentes se utilizó para disminuir en gran medida el tiempo de experimentación necesaria para simular los años de función intraoral. Si bien esta técnica *in vitro* sólo simula lo que puede ocurrir en la boca de un paciente, muchas variables fueron tomadas en consideración con el fin de reproducir lo más exactamente posible aquello que sucede con los implantes y pilares en la cavidad oral.

Los implantes se colocaron en un cilindro de resina acrílica. Este cilindro de resina presentaba un módulo de elasticidad similar al hueso alveolar, por lo tanto, el comportamiento del implante en la resina simula lo que puede suceder en un maxilar y mandíbula humana siendo comúnmente utilizado en la literatura y recomendado por la norma ISO 14081 (233,235). Se confirmó que los implantes eran sólidos y no fue detectado ningún movimiento de estos en la resina durante todo el experimento. Esto es de particular importancia porque si el implante se mueve dentro del disco de resina, no se puede confirmar que toda la fuerza se transfiera al binomio implante-pilar.

La incorporación de los implantes a un soporte de resina acrílica con +/-3 mm de distancia vertical desde la parte superior del implante al límite del soporte, no solo se realizó para respetar la ISO 14081 sino también para ayudar a la visualización de las muestras en el SEM.

Gracias a nuestra formación en prostodoncia estamos habituados a medir todo con exactitud, el agua, el alginato, el yeso y el cemento.

Decidimos pesar los implantes porque era una manera fácil y fiable para medir la cantidad de material perdido durante el estudio.

Los implantes de MIS® (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel) han sido utilizados y probados en numerosas ocasiones (229,236–238). En un estudio multicéntrico retrospectivo publicado por Bae en 2011, se concluyó que el implante MIS® Seven (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel) tiene la misma superficie del Lance (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel), presentando resultados clínicamente fiables.(229)

Los pilares fueron colocados en los implantes y el tornillo del pilar fue ajustado a 30 N.cm^{-1} según lo estipulado por el fabricante (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel). Se emplearon todos los esfuerzos posibles para asegurar que existiera siempre la misma posición del implante y el pilar mediante la colocación de uno de los lados del hexágono de la plataforma paralelo a las garras de la máquina de ensayo.

Para medir la libertad de rotación de los implantes se utilizó el mismo pilar (titanio) para todos los implantes, además se empleó un implante para medir los diferentes pilares (titanio y zirconio).

En la literatura hay tres métodos que describen como medir la libertad de rotación entre la extensión hexagonal del implante y su antagonista en el pilar. Binon en 1996 utilizó un transportador que fue copiado por Kano (137,239). Vigolo en 2006 describe un aparato de medida que supuso una mejoría del trabajo de Binon (240). Garine decidió utilizar un codificador óptico de precisión (HEDS-9100; EE.UU. Digital, Vancouver, WA), en relación con un disco Mylar codificado con un diámetro de 1 pulgada (EE.UU. Digital) (241). Nosotros decidimos a diseñar y construir nuestro propio dispositivo de medición con la ayuda de una unidad de impresión en 3D (Junitec, Universidade Técnica de Lisboa, Portugal).

Al igual que otros estudios, el método manual que empleamos para girar los pilares, puede parecer arbitrario y sujeto a un error considerable (137,241,242). Sin embargo, Garine en su estudio piloto demostró que la fiabilidad de este método era excelente ($r = 0,98$) (241). Aunque un instrumento completamente automatizado podría ser utilizado para girar los pilares, el potencial para una mayor fiabilidad era incierta (241).

En nuestro estudio el promedio de libertad de rotación de los pilares de titanio era $1,7616 \pm 0,9148$ grados. Este valor es un poco más elevado que los valores resultantes en estudios anteriores. Kano en 2007 publicó una media de $1,21 \pm 0,57$ grados, mientras que Alikhasi presentó un valor menor, $0,99 \pm 0,13$ grados (132,243). Vigolo en 2006 hizo referencia a un valor más alto en los pilares de titanio, 2,011 grados.(240)

Alikhasi hizo referencia a que no había estudios sobre la libertad de rotación de los pilares cerámicos fresados (132). El valor resultante era mucho más alto del que encontramos, $8,28 \pm 0,69$ grados (132). En nuestro estudio, el promedio de libertad de rotación en los pilares de zirconio es de $1,8878 \pm 1,3211$ grados. Vigolo en 2006 con pilares de zirconio Procera (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) hizo referencia a un valor más alto, 2,025 grados (240).

De las otras referencias con pilares Zirkonzahn (Zirkograph 025 ECO, Zirkonzahn GmbH, Gais, Italy), Hjerppe informo de un mayor desajuste marginal estadísticamente significativo en comparación con los pilares de zirconio prefabricados (244,245). Sus resultados eran también peores que los que aquí se exponen(244).

La libertad de rotación de nuestros pilares de zirconio es inferior a 5 grados, lo que se considera como límite aceptable del movimiento de rotación para mantener una junta de tornillo estable (137,138). Esta libertad de rotación de los pilares de zirconio, es también menor que los valores a los que hace referencia Garine, que miden la libertad de rotación de cinco pilares de cerámica, entre ellos dos pilares cerámicos fabricados mediante CAD/CAM e informó de que todos los pilares exhibieron una libertad de rotación de menos de 5 grados (241). Además, el valor actual de la libertad de rotación demostrado para pilares de zirconio fue de 4,13 grados, siendo mayor que el citado por Vigolo (2,025 grados) (240,241).

Según nuestro trabajo y como se puede observar en la tabla 2, en ambos grupos B y C, la libertad de rotación aumentó con el redondeo de los hexágonos como consecuencia del desgaste.

En el Grupo D se demostró que fue imposible evaluar la libertad de rotación después del estudio ya que los hexágonos quedaron completamente destruidos cuantificándose una rotación de 360 grados.

Si nos preguntamos el porqué de haber utilizado valores tan bajos de rotación para los pilares de zirconio, es debido a que tuvimos algunos inconvenientes con el elevado ajuste del pilar de zirconio sobre la cabeza del implante. Los dos primeros lotes de pilares de zirconio tuvieron que ser descartados y los implantes substituidos porque se dañaron al intentar colocar los pilares. No esperábamos que los pilares de zirconio tuvieran valores tan bajos de libertad de rotación.

También hubo inconvenientes con el diseño del pilar. Inicialmente se utilizó un pilar de diseño estándar que siguió fallando después de algunos ciclos, debido a las elevadas fuerzas de las garras de la unidad Instron. Optamos entonces por la fabricación de un amplio cilindro de zirconio con un diámetro de 10 mm, de esta manera se superó el problema. Solamente se perdió un pilar más después de este cambio.

Es preciso señalar que el uso de un pilar de titanio prefabricado como modelo para la fabricación de pilares de zirconio, puede crear problemas relacionados con los procedimientos de fabricación, como la copia, fresados y sinterización. Se ha demostrado que la sinterización es un paso esencial para la fabricación de pilares de zirconio que consta de una contracción lineal de 15% a 30%, aunque el pilar podría ser ampliado/reducido inicialmente para compensar parcialmente a esta contracción.(57,132,246)

La contracción podría provocar una falta de desajuste en las dimensiones del hexágono, que a su vez afecta a la precisión del ajuste de los pilares de zirconio personalizados.

Los implantes y los pilares fueron cargados bajo de una fuerza vertical controlada de 100 Newtons. Esto fue necesario para mantener la precisión y para estabilizar los especímenes en el movimiento de rotación realizado en el estudio. 100 Newtons simula una fuerza de mordida realista.(247)

Es común cargar la muestra a 30 grados fuera del eje para simular la inclinación de un incisivo central y el vector de fuerza de un incisivo inferior antagonista. Esto se considera una situación más desfavorable y es recomendado por la ISO 14801:2007 (248). Decidimos no seguir esta recomendación ya que estamos evaluando una situación de un caso aún más desfavorable que es la rotación del

pilar. También sería imposible girar el pilar mientras se carga con un descentrado del eje de 30 grados.

Como era de esperar se encontraron los resultados más altos de desgaste en los pilares de titanio. Esto sucede debido a que el zirconio es un material muy duro que desgasta el titanio más rápidamente y con valores de torque más bajos. Se comprueba la ecuación de Archard ya que la pérdida de material en el pilar de zirconio es aproximadamente 60 veces menor que en el implante como mostramos en la tabla 3. Hemos tenido desgaste de varios tipos en todos los tests y en todas las condiciones del test.

Este estudio fue destinado a simular una situación difícil. No sería una ventaja la idea de que se afloje un pilar estando en función. Desafortunadamente el tornillo protésico se afloja y ha sido ampliamente definido como el número uno de las complicaciones protésicas en implantología dental. (230,249–253).

No es extraño que el paciente ignore que el tornillo pierda el ajuste y el pilar quede suelto, así lo informó Nothdurft. Esto puede ocurrir debido a que la encía estabiliza el pilar y el paciente no se da cuenta de qué el tornillo está suelto. (254).

El desarrollo de las restauraciones cementadas que substituyen los tornillos de fijación de prótesis por el cemento de fijación redujo significativamente la incidencia de la pérdida de ajuste de los tornillos (255,256). Sin embargo, una vez que un tornillo pierde el ajuste en una restauración cementada es más complicado recuperarlo. (99)

Decidimos atornillar a 30 N.cm^{-1} como indica el fabricante y porque en nuestros estudios iniciales se demostró que el tornillo podría desajustarse cuando era ajustado a menos de 30 N.cm^{-1} . Esto simula una situación ideal, cuando el paciente sale de nuestra clínica tiene el pilar firmemente ajustado pero con el tiempo el tornillo cede.

En nuestras pruebas de funcionalidad encontramos que la fuerza de desgaste tenía una tendencia a estabilizarse después de 150.000 – 300.000 ciclos. Por lo tanto tomamos la decisión de emplear 250.000 ciclos para cada estudio. Habitualmente una persona realiza tres episodios de masticación por día, los cuales duran cada uno 15 minutos aproximadamente.(175) Con una frecuencia de 60 ciclos por minuto (1Hz) se obtiene un resultado de 2700 ciclos por día y casi un

millón de ciclos por año.(175) Según estos datos nuestro estudio simula una situación de corona sobre implante desajustada de tres meses de duración.

Se ha demostrado que la estabilidad del tornillo del pilar está estrechamente asociada con la tolerancia del ajuste de los componentes, con la libertad de rotación del pilar, y con cualquier otro factor que afecte a la precarga incluyendo el material del tornillo y la rugosidad superficial (257). Por lo tanto, la pérdida del par torsor aplicado puede variar con diferentes sistemas de pilares. (239,257-260).

Los tornillos de diferentes marcas son similares en su diseño y tolerancia de trabajo. No obstante, es importante hacer referencia a la importancia del diseño del tornillo en la estabilidad y el mantenimiento de la precarga (261). Piermatti demostró por qué el sistema de Bio-Lok (BioHorizon, Birmingham, EEUU) es más eficiente que el diseño habitual de los tornillos (262). En este sistema, el tornillo tiene un vástago corto y grueso, con un cuello después de la rosca que permite una menor pérdida del par torsor (262). Este cuello tiene una superficie mecanizada lisa en el extremo del tornillo con 2 mm de longitud de extensión que descansa dentro de la base del cuerpo del implante (262). El cuello se adapta de una manera íntima dentro de las paredes del implante, resistiendo a la flexión y al movimiento lateral de la unión (262).

En relación a la pérdida de torsión del tornillo, encontramos diferencia entre los pilares de titanio y los pilares de zirconio.

Después de 3 horas todos los pilares de zirconio habían perdido el 27% de su agarre y con los pilares de titanio la pérdida fue de 19% como mostramos en la tabla 20 y el gráfico 15. Es interesante resaltar que independientemente de la fuerza a la que es ajustado, la pérdida de agarre después de 10 minutos, es del 23,6%, o sea, más bajo. Las fuerzas de torque mayores pierden más agarre que las fuerzas de torque menores.

Byrne de acuerdo con estudios similares, demostraron que, independientemente del tipo de pilar y del par de torsor, el ajuste repetido de todos los tipos de tornillos puede causar una disminución en los valores de precarga (263). Esto no coincide con los resultados obtenidos en el presente documento, si es verdad que ocurre para el

pilar de titanio pero no para el de zirconio como muestran las tablas 18 y 20.

En la prueba de 35 N.cm^{-1} perdimos 5 tornillos debido al desgaste de la cabeza hexagonal. Esta prueba se realizó para simular una práctica comúnmente utilizada en la que se ajusta el tornillo en exceso perjudicando el éxito del tratamiento. Se recomienda no sobrepasar el límite que el fabricante indica y no ajustar un tornillo más de dos veces a 35 N.cm^{-1} .

La pérdida de material fue siempre mayor en los sistemas con pilares de titanio, ya que los pilares de zirconio sufrieron poco desgaste independientemente del número de ciclos o del ángulo (Tabla 3 y 7).

El ciclo en el que ocurre el pico de torsión máximo fue también más bajo en los sistemas con pilares en titanio. Esto puede ser explicado por el desgaste más rápido del titanio. El zirconio solamente obtuvo un valor de torque más alto después de una gran acumulación de polvo de titanio.

El análisis SEM fue realizado y validado por un experto en desgaste. Todos los implantes mostraron un desgaste marcado en los ángulos del hexágono y en la plataforma circular. Este tipo de desgaste fue casi siempre de tipo adhesivo (gripado), fretting y fatiga (descamación). Este tipo de desgaste ha sido observado pero en menor medida por Yao en su estudio.(99)

Dhingra también hizo referencia al redondeado de los hexágonos con pilares de zirconio y de titanio (264). En ambos casos fueron observados residuos en la superficie (264). Al igual que nosotros, ellos también han encontrado que el defecto del mismo fue mucho más pronunciado cuando una de las superficies de contacto era de zirconio. En las pruebas con pilares de zirconio el tipo de desgaste observado en el pilar fue de tipo adhesivo.

Consideramos que los estudios de 1 millón de ciclos fueron exagerados pero nos permitieron probar de una manera bastante amplia el resultado negativo de la prueba. En los análisis de las imágenes de SEM se observa la destrucción casi completa de la zona de contacto. Llegamos a la conclusión de que la fuerza debió ser muy alta dando lugar a un calentamiento excesivo, deformación en la plataforma de asentamiento por fretting, gripado y con descamación. No se puede hablar de erosión, ya que esto sólo se produce cuando hay un impacto de partículas o líquidos, situación que se puede

extrapolar a la cavidad oral. Yuzugullu también observo intenso desgaste adhesivo, con oxidación y evidencia de fretting. (26,265).

Contrariamente a los resultados de Dhingra, la abrasión de tres cuerpos no se evidencia en las imágenes (264). Generalmente este tipo de abrasión aparece como ralladura cuando el tercer cuerpo se somete a traslación y no gira, en caso de que gire se observan microperforaciones. Sospechamos que puede ocurrir debido a la formación de polvo negro que se ha observado y que puede ser atrapado entre las superficies, pero no se pueden identificar indicios significativos en las imágenes.

Existe la creencia popular de que los implantes colocados con éxito tienden a ser seguros (225). En nuestro estudio siempre asumimos que los implantes estaban en buen estado.

Williams estableció que, "todos los metales van a sufrir una remoción lenta de los iones de la superficie, en gran parte debido a las variaciones locales y temporales de la microestructura y el medio ambiente". Este no tiene que ser continuo y la tasa puede aumentar o disminuir con el tiempo, pero los iones de metal se liberan en el medio ambiente después de la implantación prolongada. (266)

Las superficies de titanio pueden parecer estables debido a la formación de una capa de óxido sobre ellas. Sin embargo, la disolución de los iones de Ti en el líquido y la precipitación de estos iones en la superficie de titanio se produce repetidamente. La corrosión y la disolución de metales significan en última instancia, una reacción del electrodo. El mecanismo y la dinámica de la diseminación de los iones de titanio en el cuerpo humano sigue sin estar claro.(267)

La corrosión del implante con la consecuente liberación de los iones/partículas al medio, es una de las posibles causas de fracaso de los implantes (268-273). Muchos estudios no mostraron una liberación significativa de partículas de titanio asociada a la integración con éxito de un solo implante. (274)

Sin embargo, hay otros artículos referidos en la bibliografía que demuestran un aumento de la eliminación de los restos a través de los pulmones después de tres meses. (275-277)

Friskén en 2002 hace referencia a un aumento en los niveles de titanio en ganglios linfáticos de drenaje después del fracaso de los implantes en ovejas (274). Aunque no se encontraron evidencias clínicas de los efectos adversos, los ganglios linfáticos de drenaje aumentaron significativamente en el caso de implantes fallidos (274). Lalor ha planteado la hipótesis de que la sensibilidad al titanio puede aumentar las tasas de fracaso de las prótesis ortopédicas pero no existe evidencia.(278)

Chaturvedi ha demostrado la buena integración de aleaciones de Ti con el hueso y tejidos blandos (279). Sin embargo, existe la preocupación de que las aleaciones de Ti contienen cantidades significativas de elementos de aleación que exhiben diferente morfología y cristalización que pueden afectar la osteointegración, especialmente debido a productos de corrosión que contienen aluminio y vanadio (280). Según Røynesdal, la pérdida de hueso marginal alrededor de los implantes mostró los peores resultados con implantes de superficie tratados con chorro de arena (226). Olmedo informó de que la presencia de macrófagos en el tejido blando peri-implantario es inducida por un proceso de corrosión y juega un papel importante en el fracaso de los implantes (281). Los iones de titanio libre inhiben el crecimiento de los cristales de hidroxiapatita (mineralización de los tejidos calcificados en la interfase) (280). Estos procesos conducen a una osteólisis local y pérdida de estabilidad clínica del implante. (280)

Se ha encontrado un nivel elevado de calcio y fósforo en las capas superficiales de óxido que indican un intercambio de iones en la interfase (282). Chaturvedi considera que los productos de corrosión son causa de dolor local o hinchazón en la región del implante en ausencia de infección y pueden causar una infección secundaria. (280)

La biocompatibilidad del titanio ha sido aceptada hace muchos años. Los primeros estudios que se relacionan con la posible alergia al titanio, hacen referencia a los marcapasos (283,284). Forte en 1997 hizo referencia a la primera alergia al titanio en odontología.(285)

Por un lado, las capas de óxido de titanio pueden inhibir las reacciones inflamatorias a través de interacciones con los mediadores reactivos de inflamación (286). Por otro lado, la alta capacidad de unión electrostática de la capa de pasivación, en combinación con la rugosidad de la superficie, dará un resultado de colonización

bacteriana rápida (287–289). En consecuencia, la acumulación de placa en las superficies del Ti es similar o incluso mayor que la de los dientes naturales.(290)

Datos contradictorios se han revelado acerca de los posibles efectos tóxicos del titanio y sus aleaciones. Estudios de cultivo celular no revelaron ninguna indicación de efectos cito o genotóxicos debido a los productos de corrosión del Ti₆ (291). La irradiación del TiO₂, ingrediente de los cosméticos, con luz UV o visible en cambios celulares en gel causan aberraciones cromosómicas in vitro (292). Los autores llegaron a la conclusión de que las partículas del TiO₂ son fotogenotóxicas (292). Combinaciones de Ti con diferentes aleaciones de metales, tales como el galio o las amalgamas, revelaron una citotoxicidad significativa.(293)

Harlof en 2010 realizó un análisis espectral para investigar varias aleaciones de titanio, tales como TiAl₆V₄, TiAl₆Nb₇, FG-TiAl₆V₄, Ti-1 (titanio puro), Ti-2 (titanio puro) y yoduro de titanio de provenientes de diferentes proveedores (294). Los resultados de su estudio mostraron que las aleaciones de titanio contenían cantidades muy pequeñas de elementos adicionales, tales como el berilio, cobalto, cromo, cobre, hierro, níquel y paladio (294). Forte en 2008 ya había demostrado que estos elementos podían ser factores causales de diferentes reacciones alérgicas en pacientes con implantes dentales (295). En un estudio similar, Schuh mostró que incluso una pequeña cantidad de níquel en las aleaciones de titanio, puede provocar reacciones alérgicas o intensificarlas (296).

Ha sido indicado que el fretting entre los implantes dentales y el hueso durante la implantación y/o debido a cargas cíclicas de masticación, causa la corrosión del titanio y liberación de iones metálicos (297,298). La liberación de residuos de metal y los iones se han relacionado con la inhibición de la diferenciación celular, la citotoxicidad, la fagocitosis de las partículas de Ti por los macrófagos y otras células, la inflamación, y la neoplasia (299–302). Estudios recientes han demostrado que el fretting y la interrupción de la superficie oxidada de los implantes puede causar un aumento de corriente de corrosión y generar potenciales de circuito abierto en exceso de -500 mV (297,303). Señales eléctricas anormales pueden afectar la respuesta y la estabilidad del tejido adyacente (303). La

corrosión de contacto puede amplificar otros tipos de corrosión por la ruptura de la película pasiva y la exposición de Ti no oxidado.(304)

Estas corrientes anormales, y potenciales eléctricos acoplados, están directamente relacionadas con las cargas cíclicas aplicadas al implante (297,303). En aplicaciones a la odontología y ortopedia, las cargas cíclicas provienen de las fuerzas ejercidas después de cada ciclo de masticación o cada paso respectivamente. En consecuencia, es razonable sugerir que las células y los tejidos en los individuos con implantes, están expuestos a señales eléctricas anormales durante largos períodos de tiempo.(304)

¿Se puede hablar de citotoxicidad del titanio?

El fracaso del implante en forma de aflojamiento aséptico, o la osteolisis, pueden ser el resultado de la liberación del metal en forma de partículas de desgaste o productos electroquímicos generados durante procesos de corrosión.(305–307)

En estudios acerca de iones metálicos tales como Ti^{4+} , Co^{2+} y Al^{3+} se han demostrado una disminución en la síntesis de ADN, en la actividad de la deshidrogenasa mitocondrial, en la mineralización, en la expresión del ARNm de la fosfatasa alcalina y en la osteocalcina de células ROS 17/2.8 (299). Del mismo modo, la fagocitosis de las partículas de Ti causa citotoxicidad dependiendo de la concentración en los osteoblastos neonatales de calota de rata (308) y en las células MG63 (301).

Lugowski, Smith y Finet han encontrado restos de metales procedentes de los implantes dentales en la sangre, el hígado, los pulmones y ganglios linfáticos (282,309,310). Ya en 1994 Weingart reveló una deposición de titanio en los ganglios linfáticos de perros e informó que probablemente fueron depositados allí por los fagocitos, donde podrían encontrarse sin ningún signo de inflamación o reacción de cuerpo extraño.(311)

Estos iones metálicos y partículas de desgaste también pueden contribuir al aflojamiento aséptico mediante la promoción de complicaciones inflamatorias que pueden ser el resultado de la activación de macrófagos, de resorción ósea y rara vez, en el desarrollo potencial de la neoplasia (312,313). Recientemente, el

dióxido de titanio (TiO_2) fue clasificado como posible carcinógeno en seres humanos por la Agencia Internacional para la Investigación sobre el Cáncer (IARC) (314). Los estudios en roedores presentaron pruebas suficientes de los efectos cancerígenos de TiO_2 , aunque los estudios epidemiológicos de cohorte en seres humanos no fueron concluyentes.(314)

En todas las pruebas que realizamos con los dos tipos de pilares había una transferencia de material que podía observarse en forma de un polvo negro. Esto era el titanio que se perdió en la interfase.

Parece lógico que cada vez que la cerámica y el metal se unen, es el metal el que se erosiona y se desgasta. También detectamos este polvo unido a los pilares de zirconio. Este polvo en los pilares de zirconio ha sido descrito por Koltz en 2011 y por Dhingra en 2013 (232,264). En el estudio de Klotz con 4 implantes de conexión interna Astra (Astra Tech) observó un desgaste 8.3 veces mayor con pilares de zirconio que con pilares de titanio (232). Dhingra afirma que la presencia de residuos en la interfaz del implante y el pilar, así como en la cabeza del tornillo, representa un problema de desgaste del tercer-cuerpo (264). En nuestro estudio podemos confirmar la presencia de residuos, pero no pudimos confirmar el desgaste del tercer-cuerpo.

Este polvo, también se observa en prótesis articulares ortopédicas, y se ha detectado que tiene consecuencias biológicas tales como inflamación, dolor y limitaciones del movimiento (315–317). Tales efectos no se han observado previamente en sistemas de implantes dentales, tal vez se han empleado recientemente materiales diferentes tales como Zr.(264)

Tres nuevos estudios clínicos publicados en 2014 apuntan al desgaste de titanio, destacando que las partículas de titanio fueron transferidas a los pilares (254,318,319). Tawse-Smith describe la presencia de titanio en las encías circundantes y como estas podrían reaccionar como si se tratase de un cuerpo extraño (318). En su estudio presenta evidencia histológica y de microscopia de barrido (318). Wilson describe la presencia de titanio y cemento especulando sobre donde se originó el titanio, pudiendo ser debido al desgaste o corrosión (319,320). Nothdurft encontró residuos de titanio en pilares de zirconio (Friadent® Cercon® Abutment, Dentsply Friadent) bien como desgaste del hexágono interno de la conexión de implantes XiVE® S plus (Dentsply Friadent, Mannheim, Germany).(254)

Creemos que la falta de artículos no se debe al hecho de que no existe el problema, sino que este se desarrolla lentamente en el tiempo y en un futuro próximo serán presentados estos problemas clínicos en la literatura.

La idea de que las partículas de titanio pueden producir una respuesta inflamatoria-infecciosa no es nueva. En 1991 Lalor analizó los tejidos granulomatosos de cinco pacientes que se habían sometido a una revisión después de un aflojamiento aséptico de prótesis de cadera (278). Se encontraron que los granulomas contenían principalmente titanio (278). En 2002 Cunningham mostró que la presencia de restos de partículas de titanio secundaria al movimiento entre implantes vertebrales en animales (conejos), podría servir como un impulso para la aparición tardía de complicaciones infecciosas-inflamatorias y osteolisis a largo plazo.(321)

Aunque no hay informes relacionados con partículas de titanio liberadas procedentes del desgaste en la interfase implante-pilar que generen inflamación, surge la duda de si estas partículas originan el inicio de la mucositis o periimplantitis, o incluso pueden ser la causa principal. Olmedo en su estudio piloto ha obtenido resultados que muestran, independientemente de la respuesta inflamatoria, que los iones/partículas se liberan de la superficie del implante al medio biológico (322). Dentro este estudio hay que señalar que las muestras de control no mostraron rastros de titanio, mientras que las muestras del grupo de la periimplantitis tenían mayores rastros de titanio que los de la mucosa sin periimplantitis (322). Tanto las células epiteliales como los macrófagos ubicados en la zona peri-implantaria, son capaces de capturar partículas de titanio.(322)

Cabe pensar si también podríamos hablar de una reacción de cuerpo extraño.

Albrektsson cree que el inicio de la pérdida de hueso marginal alrededor de los implantes orales depende, en realidad, de una respuesta desequilibrada a un cuerpo extraño y que hemos sido llevados a creer que es una infección debido a la presencia de pus (323).

Desde un punto de vista inmunológico y como parte de la activación del complemento se entiende por supuración *"Un producto de la inflamación que consiste en un líquido que contiene leucocitos, restos de células muertas, elementos del tejido licuados por las enzimas proteolíticas e histolíticas (leucoproteasa) que son elaborados por los leucocitos polimorfonucleares"* (324). Esto sería parte de una reacción inflamatoria inespecífica hacia cuerpos extraños donde las bacterias son sólo una de tantas causas posibles para la activación del complemento inmunológico.

Dadas las limitaciones de nuestro trabajo y teniendo en cuenta el todavía escaso número de investigaciones sobre las consecuencias de la pérdida de torque en el tornillo protésico, proponemos una línea de investigación que oriente a futuros investigadores a profundizar en este tema, así como en el estudio de presencia de residuos de titanio en los tejidos periimplantares.

Conclusiones

8 Conclusiones

1. Se ha conseguido elaborar una metodología precisa y de elevada utilidad para el estudio del problema de pérdida de ajuste del pilar y simular el desgaste que los pilares pueden provocar en el implante durante el acto de masticación.
2. Se ha comprobado que existe una libertad rotacional que es similar en ambos materiales pero la precisión es mayor en los pilares de titanio.
3. El desgaste que se encontró en la interfase implante/pilar de los diferentes materiales que empleamos, nos lleva a refutar la hipótesis nula de que no existe desgaste en dicha interfase.
4. En relación a la pérdida de estructura, se ha observado que existe desgaste en el implante cuando se usa un pilar de zirconio o de titanio. Consecuentemente el pilar también presentaba pérdida de estructura. En ambos casos existe liberación de residuos materiales.
5. Se confirma que para generar desgaste en la interfase del implante, se necesita una fuerza superior cuando empleamos un pilar de titanio que cuando empleamos un pilar de zirconio.
6. En la superficie de contacto del implante con los diferentes pilares, el tipo de desgaste que mas se genera durante el proceso de carga, es el desgaste adhesivo grave (gripado), con oxidación, fretting y descamación.

Bibliografía

9 Bibliografía

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1–132.
2. Linkow LI. Endosseous blade-vent implants: a two-year report. *J Prosthet Dent.* 1970 Apr;23(4):441–8.
3. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990 Aug;64(2):185–94.
4. Gonçalves CMR. Desenvolvimento da metodologia de projecto e fabrico de Próteses à medida do paciente INEGI. Universidade Porto; 2011.
5. Ratner BD. Biomaterials science : an introduction to materials in medicine. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE, editors. London: Elsevier Academic Press; 2004. 881 p.
6. Williams DF. Definitions in Biomaterials. In: Proceedings of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials. Chester, England: Elsevier; 1987.
7. Galletti PM, Boretos JW. Report on the Consensus Development Conference on Clinical Applications of Biomaterials 1-3 November 1983. In: *Journal of Biomedical Materials Research.* 1983. p. 539–55.
8. Webster JG. Encyclopedia of Medical Devices And Instrumentation. Second. Webster JG, editor. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc; 2006.
9. Park JB, Bronzino JD. Biomaterials: Principles and Applications. Park J, Bronzino J, editors. Boca Raton: CRC Press; 2002. 250 p.
10. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988 Jan;3(2):85–97.
11. JB Brunski. Tooth and Jaw, Biomechanics of,. In: Ratner BD, editor. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. First. New York: John Wiley & Sons Inc; 1988. p. 2776–88.
12. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite

- force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand.* 1979 Jan;37(4):195–206.
13. Keating K. Connecting abutments to dental implants: an engineer's perspective. *Irish Dent.* 2001;(July):43–6.
 14. Russell A. The Rev. William Gregor (1761–1817), Discoverer of Titanium. *Mineral Mag.* 1955;30(229):617–24.
 15. Boase G. Gregor, William (1761–1817). In: Goldman L, editor. *Oxford Dictionary of National Biography.* Online Edi. Oxford; 2004.
 16. Titanium. *Chemical Elements, A virtual Museum* [Internet]. 2016 [cited 2016 Aug 1]. Available from: <http://images-of-elements.com/titanium.php>
 17. Supra Alloys [Internet]. [cited 2016 Aug 1]. Available from: <http://www.supraalloys.com/titanium-grades.php>
 18. Pilliar R. Metals and orthopaedic implants — past successes, present limitations, future challenges. In: *Proceedings of the Materials & Processes for Medical Devices Conference Materials Park (OH): ASM International; 2004.* 2004.
 19. McKellop HA, Sarmiento A, Brien W, Park SH. Interface corrosion of a modular head total hip prosthesis. *J Arthroplasty.* 1992 Sep;7(3):291–4.
 20. Brown SA, Flemming CA, Kawalec JS, Placko HE, Vassaux C, Merritt K, et al. Fretting corrosion accelerates crevice corrosion of modular hip tapers. *J Appl Biomater.* 1995 Jan;6(1):19–26.
 21. Kawalec JS, Brown SA, Payer JH, Merritt K. Mixed-metal fretting corrosion of Ti6Al4V and wrought cobalt alloy. *J Biomed Mater Res.* 1995 Jul;29(7):867–73.
 22. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(4):450–5.
 23. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Brånemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont.* 1998;11(3):212–8.
 24. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CHF. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine

- and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):219–25.
25. Park SE, Da Silva JD, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Oct;18(5):569–74.
 26. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008 May;10(2):113–21.
 27. Mustafa K, Odén A, Wennerberg A, Hulténby K, Arvidson K. The influence of surface topography of ceramic abutments on the attachment and proliferation of human oral fibroblasts. *Biomaterials.* 2005 Feb;26(4):373–81.
 28. Kerstein RB, Castellucci F, Osorio J. Ideal gingival form with computer-generated permanent healing abutments. *Compend Contin Educ Dent.* 2000 Oct;21(10):793–7, 800–1; quiz 802.
 29. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CHF. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008 Aug;28(4):357–65.
 30. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011 Jan;30(1):97–102.
 31. Lang LA, Wang R-F, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent.* 2002 Jan;87(1):74–9.
 32. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):575–80.
 33. Volpato CÂM, Frede MC, Philippi AG, Petter CO. Ceramic Materials and Color in Dentistry. In: Wunderlich W, editor. *Ceramic Materials.* Sciyo Published; 2010. p. 155–74.
 34. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996 Jan;75(1):18–32.

35. S Maller U, Thangaraj DN, Maller S. From Ceramics to Ceramic Steel: Genesis. Yadav NS, editor. J Orofac Res. 2012 Jul;2(September):139-45.
36. The Academy of Prosthodontics. Glossary of Proshodontic Terms. J Prosthet Dent. 2005;94(1):10-92.
37. Colombet CVP. Comparación de la resistencia de unión de cerámica adherida a estructura dentaria , después de utilizar diferentes modos de fotopolimerización. Universidad Complutense de Madrid; 2004.
38. Vivadent I. Sistema IPS Empress® - El Original. 1996;
39. Vega del Barrio J. Materiales en Odontología. Fundamentos Biológicos, Clínicos, Biofísicos y Físico-Químicos. Madrid: Ediciones Avances; 1996.
40. Burdairon G. Biomateriales minerales. In: Manual de Biomateriales Dentarios. 1st ed. Barcelona: Masson; 1991. p. 202-10.
41. Davis JR. Metals Handbook. In: Davis. JR, editor. Metals Handbook. America Society for Metals; 1997. p. 2571.
42. Raghavan RN. Ceramics in Dentistry. In: Lakshmanan A, editor. Sintering of Ceramics - New Emerging Techniques. InTech Published; 2012. p. 610.
43. Ferrari JL, Sadoun M. Céramiques dentaires. Encycl Méd Chir (Paris-France), Stomatol II. 1995;23(65):10.
44. Filser FT. Direct Ceramic Machining of Ceramic Dental Restorations. Swiss Federal Institute of Technology, Zurich, Switzerland; 2001.
45. Group SC, International R, Oaks T. Transformation toughening. 1982;17.
46. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolomé JF, Requena J, Moya JS, et al. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. J Eur Ceram Soc. 2003 Jan;23(15):2975-82.
47. Zirconium. Chemical Elements, A virtual Museum [Internet]. Available from: <http://images-of-elements.com/zirconium.php>
48. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999 Jan;20(1):1-25.
49. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 2005 Jul;26(7):507-8, 510, 512,

- 527.
50. Kugel G, Perry RD, Aboushala A. Restoring anterior maxillary dentition using alumina- and zirconia-based CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2003 Aug;24(8):569–72, 574, 576 passim; quiz 580.
 51. Forrest S, Maragos S. All-ceramic systems: case presentation and discussion. *Compend Contin Educ Dent*. 2005 Jan;26(1):32, 34, 38.
 52. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2002 Jul;81(7):487–91.
 53. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*. 2002 Dec;18(8):590–5.
 54. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999 Nov;15(6):426–33.
 55. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*. 2001 Jul;4(3):195–206.
 56. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent*. 2004 Jan;7(1):67–76.
 57. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):299–307.
 58. Denry I, Holloway J a. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials (Basel)*. 2010 Jan 11;3(1):351–68.
 59. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. *The Academy of Dental Materials*; 2011 Jan;27(1):83–96.
 60. Dion I, Rouais F, Baquey C, Lahaye M, Salmon R, Trut L, et al. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics: part I: characterization of ceramic powders. *J Mater Sci Mater Med*. 1997 May;8(5):325–32.
 61. Torricelli P, Verné E, Brovarone C V, Appendino P, Rustichelli F, Krajewski A, et al. Biological glass coating on ceramic materials: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from

- healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials*. 2001 Sep;22(18):2535-43.
62. Lohmann CH, Dean DD, Köster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, et al. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials*. 2002 Apr;23(8):1855-63.
 63. Barbero-Navarro I, Galera-Ruiz H, Pereira M, Guerreiro D, Machuca-Portillo M del C, Valle LL del. In Vitro Antimicrobial Effects of 3 Root Canal Sealers on *Actinomyces Radicidentis*. *P R Health Sci J*. 2014;33:71-3.
 64. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 17(6):793-8.
 65. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*. 2004 Feb;75(2):292-6.
 66. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino M a. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. *Int J Prosthodont*. 2007;20(4):419-22.
 67. Kisi EH, Howard CJ. Crystal Structures of Zirconia Phases and their Inter-Relation. *Key Eng Mater*. 1998;153-154:1-36.
 68. Subbarao E. Zirconia-an overview. In: Heue A, Hobbs L, editors. *Science and Technology of Zirconia (Advances in Ceramics)*. Columbus, OH: The American Ceramic Society; 1981. p. 1-24.
 69. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975 Dec 25;258(5537):703-4.
 70. Heuer AH, Lange FF, Swain M V., Evans AG. Transformation Toughening: An Overview. *J Am Ceram Soc*. 1986 Mar;69(3):i-iv.
 71. Garvie RC, Nicholson PS. Phase Analysis in Zirconia Systems. *J Am Ceram Soc*. 1972 Jun;55(6):303-5.
 72. Kanbara T, Yajima Y, Yoshinari M. Wear behavior of tetragonal zirconia polycrystal versus titanium and titanium alloy. *Biomed Mater*. 2011 Apr;6(2):21001.
 73. Eichler A. Tetragonal Y-doped zirconia: Structure and ion conductivity. *Phys Rev B*. 2001 Oct;64(17):174103.
 74. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW. A Stabilization Mechanism of Zirconia Based on Oxygen Vacancies Only *. 2008;1-14.

75. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006 Feb;27(4):535–43.
76. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assem Autom*. MCB UP Ltd; 2003 Jan 12;23(4):382–90.
77. BURGER W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med*. Kluwer Academic Publishers; 1997 Feb 1;8(2):113–8.
78. Ruiz L, Readey MJ. Effect of Heat Treatment on Grain Size, Phase Assemblage, and Mechanical Properties of 3 mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc*. 1996 Sep;79(9):2331–40.
79. Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of Tetragonal ZrO₂ Particles in Ceramic Matrices. *J Am Ceram Soc*. 1982 Dec;65(12):642–50.
80. Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂-3mol% y₂o₃ determined by vickers indentation. *Scr Mater*. 1996;34(5):809–14.
81. Scott HG. Phase relationships in the zirconia-yttria system. *J Mater Sci*. 1975 Sep;10(9):1527–35.
82. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. 2004 Nov;25(24):5539–45.
83. Pasaribu HR. Friction and wear of Zr and Al ceramics doped with CuO. University of Twente, Enschede, Netherlands; 2005.
84. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*. 2005 May;21(5):476–82.
85. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent*. 2009 Jan;4(4):348–80.
86. Raigrodski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003 Jul;15(6):469–76; quiz 477.
87. Llombart J, D Cortada, Colomer M. CAD-CAM en Odontología. *Odontol (Habana)*. 1993;(1):40–6.
88. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive

- principles of Cerec CAD-CIM and other CAD-CAM methods. In: Mörmann W H CAD-CIM in Aesthetic Dentistry. Berlin: Quintessence books; 1996. p. 81–110.
89. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent.* 1990 Apr;63(4):451–7.
 90. Lazzara RJ. Restorative advantages of the coronally hexed implant. *Compendium.* 1991 Dec;12(12):924, 926–30.
 91. Lang L a, Kang B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003 Dec;90(6):539–46.
 92. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992 Jan;7(1):26–33.
 93. Wang R-F, Kang B, Lang L a, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry; 2009 Jun;101(6):359–71.
 94. Branemark P, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Special ed. Chicago IL: Quintessence Publishing Co Ltd; 1987. 268-271 p.
 95. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):162–78.
 96. Rubenstein JE, Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(4):491–5.
 97. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):371–5.
 98. Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000 Jan;2(3):129–37.
 99. Yao K-T, Kao H-C, Cheng C-K, Fang H-W, Yip S-W, Hsu M-L. The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct 18;23(10):1181–6.
 100. ISO 261 general purpose metric screw threads. 1998.

101. Bickford J. An introduction to the design and behavior of bolted. 3rd ed. 3 ed. Mechanical engineering. New York, NY: Marcel Dekker, Inc; 1995. 951 p.
102. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. J Prosthodont. 2008 Apr;17(3):168–80.
103. Jörn us L, Jemt T, Carlsson L, Eng M. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992 Jan;7(3):353–9.
104. English C. Externally hexed im- plants, abutments, and transfer devices: A comprehensive overview. Implant Dent. 1992;1:273–82.
105. Shigley JE, Mischke CR. Mechanical Engineering Design. 5th editio. McGraw-Hill; 1989. 779 p.
106. Rangert B, Jemt T, J rneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989 Jan;4(3):241–7.
107. Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-kayed AM, Dar-Odeh N. Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. Clin Implant Dent Relat Res. 2004 Jan;6(4):222–9.
108. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics of screwed joints in osseointegrated dental implants. ... Prosthodont. 1994;71:592–9.
109. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(5):529–36.
110. Irigoyen JA, Bilbao MA, Celaya JA. Estudio experimental de la relación par-precarga en tornillos de implantes dentales. In: XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica. Asociación Española de Ingeniería Mecánica; 2012. p. 1–8.
111. Shigley JE, Mischke CR, Brown T. Standard Handbook of Machine Design. 5th editio. Standard Handbook of Machine Design. McGraw-Hill; 1986. 1200 p.
112. Motash N. Development of design charts for bolt preloaded up to the plastic range. J Eng Ind. 1976;(98):849–51.
113. Carr AB, Brunski JB, Luby ML. Preload and load-sharing of

- strain-gauged CP-Ti implant components. *J Dent Res.* 1992;71(SPEC. ISSUE):528.
114. Carr AB, Brunski JB, Labishak J, Bagley B. Preload comparison between as-received and cast-to implant cylinders. *J Dent Res.* 1993;72(SPEC. ISSUE).
115. Rodkey E. Making fastened joints reliable...ways to keep'em tight. *Assem Eng.* 1977;3:24-7.
116. Koriath TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res.* 1994 Jan;73(1):56-66.
117. Craig R, Powers J. *Restorative dental materials.* 12th ed. St. Louis, Mo: Mosby; 2002. 704 p.
118. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14(3):337-41.
119. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 10(3):295-302.
120. Binon P. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1994;9(Suppl):48-63.
121. Jörnús L. Screws and cylinders in the Nobelpharma implant system. *Nobelpharma News.* 1987;1:1-7.
122. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent.* 1992 Jan;1(4):273-82.
123. Junker GH, Wallace PW. Bolted joint: economy of design through improved analysis and assembly methods. *Proc Inst Mech Eng Part B Manag Eng Manuf.* 1984;198(14):255-66.
124. Pameijer JHN, Glickman I, Roeber FW. Intraoral occlusal telemetry. Part II. Registration of tooth contacts in chewing and swallowing. *J Prosthet Dent.* 1968;19(2):151-9.
125. Timmer J, Lauk M, Pflieger W, Deuschl G. Cross-spectral analysis of physiological tremor and muscle activity. II. Application to synchronized electromyogram. *Biol Cybern.* 1998 May;78(5):359-68.
126. Junge D, Rosenberg JR, Halliday DM. Physiological tremor in human jaw-muscle system. *Arch Oral Biol.* 1998;43(1):45-54.
127. Andersson B, Ödman P, Lindvall A-M, Brånemark P-I. Cemented

- Single Crowns on Osseointegrated Implants after 5 Years: Results from a Prospective Study on CeraOne. *Int J Prosthodont.* 1998;11(3):212–8.
128. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):326–34.
129. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76–94.
130. Weinberg LA, Kruger B. Clinical utilization of non-rotational capability in osseointegrated prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1994;9:326–32.
131. Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Jan;6(3):319–28.
132. Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(4):996–1002.
133. Beaty K. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1994;9(suppl):52–4.
134. Fenton AH, Zarb GA. Research status of prosthodontic procedures. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):137–44.
135. Gyllenram F. Handling and hard ware. *Nobelpharma News.* 1994;8:4–5.
136. White GE. Osseointegrated dental technology. *Osseointegrated Dental Technology.* London: Quintessence Publishing Co Ltd; 1993. 82–83. p.
137. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):149–60.
138. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):511–9.
139. Lang L a, Wang R-F, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent.* 2002 Jan;87(1):74–9.
140. Davis JR. *Tribology: a systems approach to the science and technology of friction, lubrication, and wear.* New York: Elsevier Science; 2009. 399 p. (Tribology series).

141. Siebel E. Über die praktische bewahrung der mit verschleißversuchen gewonnenen ergebnisse. Tagungsband VDI-Verschleißtagung. 1938;
142. Archard JF, Hirst W. The Wear of Metals under Unlubricated Conditions. Proc R Soc A Math Phys Eng Sci. 1956 Aug 2;236(1206):397–410.
143. Burwell JT. Survey of possible wear mechanisms. Wear. 1957 Oct;1(2):119–41.
144. Kostetskii BI. Structure and surface strength of materials in friction. Strength Mater. 1981 Mar;13(3):359–68.
145. Czichos H, Dowson D. Tribology: A systems approach to the Science and Technology of friction, lubrication and wear: Published, price \$49.50 (Dfl 119.00), by Elsevier Scientific Publishing Company, PO Box 330, Amsterdam, The Netherlands. Elsevier; 1978.
146. Lim SC, Ashby MF, Brunton JH. Wear-rate transitions and their relationship to wear mechanisms. Acta Metall. 1987 Jun;35(6):1343–8.
147. Varenberg M. Towards a unified classification of wear. Friction. 2013 Nov 14;1(4):333–40.
148. DIN 50 320 Wear: Terms, Systematic Analysis of Wear Processes, Classification of Wear Phenomena. Germany: Beuth Verlag; 1979. (Deutsche Normen).
149. Acevedo AIMT. Desarrollo de un Metodologia para pruebas de erosion. Universidad Autónoma de Nuevo León; 2004.
150. Hutchings IM. Tribology: friction and wear of engineering materials. 4th ed. Arnold E, editor. University of Michigan; 1992. 280 p.
151. Bhushan B, Gupta BK. Handbook of Tribology: Materials, Coatings, and Surface Treatments. Krieger Publishing Company; 1997. 1168 p.
152. Guerra E de la, Chacón E, Lafont P, Echávarri J, Muñoz-Guijosa JM, Muñoz JL, et al. Cálculo de la resistencia a la fatiga superficial en superficies con lubricación elastohidrodinámica mediante el criterio de Dang Van. In: XVIII Congreso Nacional De Ingeniería Mecánica. 2010. p. 1–10.
153. Richerson DW. The magic of ceramics. Westerville, OH: American Ceramic Society; 2000.
154. Tabor D, Bowden F. The Friction and Lubrication of Solids.

- Oxford: Oxford Classic Texts in the Physical Sciences; 1950. 424 p.
155. Rabinowicz E. Friction and wear of materials. 2nd ed. Wiley; 1995. 336 p. (Wiley series on the science and technology of materials).
 156. Kalpakjian S, Schmid S. Manufactura, ingeniería y tecnología. Quinta Edi. Pearson Educación; 2008. 1328 p.
 157. Shreir LL, Jarman RA BG. Corrosion testing, monitoring and inspection. In: Corrosion. Oxford: Blutterworth-Heinemann; 2000.
 158. Pan J, Liao H, Leygraf C, Thierry D, Li J. Variation of oxide films on titanium induced by osteoblast-like cell culture and the influence of an H₂O₂ pretreatment. J Biomed Mater Res. 1998 May;40(2):244–56.
 159. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(6):826–31.
 160. Oh K-T, Kim K-N. Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004 Aug 15;70(2):318–31.
 161. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent. 2002 Apr;87(4):351–63.
 162. Wang JJ, Sanderson BJS, Wang H. Cyto- and genotoxicity of ultrafine TiO₂ particles in cultured human lymphoblastoid cells. Mutat Res. 2007 Apr 2;628(2):99–106.
 163. Mischler S, Rosset E, Stachowiak GW, Landolt D. Effect of sulphuric acid concentration on the rate of tribocorrosion of iron. Wear. 1993 Aug;167(2):101–8.
 164. Landolt D. Electrochemical and materials aspects of tribocorrosion systems. J Phys D Appl Phys. 2006 Aug 7;39(15):3121–7.
 165. Ponthiaux P, Wenger F, Drees D, Celis JP. Electrochemical techniques for studying tribocorrosion processes. Wear. 2004 Mar;256(5):459–68.
 166. Mischler S, Spiegel A, Stemp M, Landolt D. Influence of passivity on the tribocorrosion of carbon steel in aqueous solutions. Wear. 2001 Oct;251(1–12):1295–307.
 167. Kareem Dimah M. Estudio Del Comportamiento Frente A La Tribocorrosión De Aleaciones Biomedicas De Titanio En

Electrolitos Que Simulan El Suero Humano Mediante Técnicas Electroquímicas. Universitat Politecnica Valencia; 2012.

168. Yan Y, Neville A, Dowson D. Biotribocorrosion—an appraisal of the time dependence of wear and corrosion interactions: I. The role of corrosion. *J Phys D Appl Phys*. 2006 Aug 7;39(15):3200–5.
169. Yan Y, Neville A, Dowson D. Biotribocorrosion—an appraisal of the time dependence of wear and corrosion interactions: II. Surface analysis. *J Phys D Appl Phys*. 2006 Aug 7;39(15):3206–12.
170. Manda MG, Psyllaki PP, Tsiapas DN, Koidis PT. Observations on an in-vivo failure of a titanium dental implant/abutment screw system: a case report. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Apr;89(1):264–73.
171. Neale MJ. *The Tribology Handbook*. Neale M, editor. Oxford: Elsevier; 2001. 426 p.
172. McMillin C. Mechanical breakdown in the biological environment. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE, editors. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. 2nd ed. San Diego: Academic Press; 1996. p. 267–71.
173. Marsh PD, Martin M V. *Oral Microbiology*. 4th ed. London: Butterworth-Heinemann; 1999. 296 p.
174. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 1995 May;73(5):457–63.
175. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001 Jan;85(1):47–52.
176. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials*. 2002 Jun;23(12):2459–65.
177. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 1993 Sep;4(3):158–61.
178. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 1994 Dec;5(4):239–44.
179. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen

- M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Sep;7(3):201–11.
180. Broggin N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006 May;85(5):473–8.
181. Lambrechts P, Goovaerts K, Bharadwaj D, De Munck J, Bergmans L, Peumans M, et al. Degradation of tooth structure and restorative materials: A review. *Wear.* 2006 Nov;261(9):980–6.
182. Mair L. Wear in the mouth: the tribological dimension. In: Addy M, Edgar WM, Embery G, editors. *Tooth wear and sensitivity Clinical advances in restorative dentistry.* Glasgow, UK: Taylor & Francis; 2000. p. 378.
183. Tylczak J, Oregon A. Abrasive wear. In: Davis JR, editor. *Friction, lubrication and wear technology.* America Society for Metals; 1992.
184. Waterhouse R. Fretting wear. In: J. Davis, editor. *Friction, lubrication and wear technology.* America Society for Metals; 1992.
185. Yu HY, Cai ZB, Zhou ZR, Zhu MH. Fretting behavior of cortical bone against titanium and its alloy. *Wear.* 2005 Jul;259(7–12):910–8.
186. Landolt D, Mischler S, Stemp M, Barril S. Third body effects and material fluxes in tribocorrosion systems involving a sliding contact. *Wear.* 2004;256(5):517–24.
187. Godet M. Third-bodies in tribology. *Wear.* 1990 Feb;136(1):29–45.
188. Jemmely P, Mischler S, Landolt D. Tribocorrosion behaviour of Fe–17Cr stainless steel in acid and alkaline solutions. *Tribol Int.* 1999 Jun;32(6):295–303.
189. Okazaki Y. A New Ti–15Zr–4Nb–4Ta alloy for medical applications. *Curr Opin Solid State Mater Sci.* 2001 Jan;5(1):45–53.
190. Oltra R. Wear–Corrosion Interactions in Liquid Media. In: *Minerals, Metals and Materials Society.* Indianapolis, Indiana; 1991. p. 3–17.
191. Barril S, Mischler S, Landolt D. Electrochemical effects on the

- fretting corrosion behaviour of Ti6Al4V in 0.9% sodium chloride solution. *Wear*. 2005 Jul;259(1-6):282-91.
192. Gutiérrez JB, de Cerain Salsamendi AL. *Fundamentos de Ciencia Toxicológica*. 1st ed. Madrid: Díaz de Santos; 2001. 394 p.
193. Mateu J, Carrera, López E. *Síntesis Toxicológica*. Departamento Laboratorio Substancia S.A. 1967.
194. Klaassen CD, others. *Casarett and Doull's Toxicology: the basic science of poisons*. McGraw-Hill New York (NY); 2013. 1331 p.
195. Astolfi E. *Toxicología de Pregrado*. Buenos Aires: Ed. Libreros López; 1988.
196. Hardman J, Limbird L, Goodman, Gilman. *Las Bases farmacológicas de la terapéutica*. 9ª. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 1996.
197. Restrepo Ospina D, Ardila Medina C. Reacciones adversas ocasionadas por los biomateriales usados en prostodoncia. *Av Odontoestomatol*. 2010;26(1):19-30.
198. Flórez J, De Cos M. Reacciones adversas a los medicamentos. In: Flórez J, editor. *Farmacología Humana*. Barcelona: Masson; 2003. p. 155-64.
199. Lygre H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. *Acta Odontol Scand. Informa UK Ltd UK*; 2002 Jan 2;60(1):1-9.
200. Abbas A, Lichtman A, Pillai S. *Cellular and Molecular Immunology*. 7th ed. Elsevier Health Sciences; 2011. 560 p.
201. Cotran R, Kumar V, Robbins S. *Patología estructural y funcional*. Madrid: McGraw-Hill Interamericana; 2000. 208-213 p.
202. ISO 14801:2007. *Dentistry - Fatigue test for endosseous dental implants*. 2007.
203. de Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent*. 1994 Jan;22 Suppl 1:S21-7.
204. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent*. 1998 Sep;80(3):330-6.
205. Kohyama K, Sasaki T, Hayakawa F. Characterization of food physical properties by the mastication parameters measured by electromyography of the jaw-closing muscles and mandibular kinematics in young adults. *Biosci Biotechnol Biochem*. 2008 Jul;72(7):1690-5.

206. RG B. Titanium and titanium alloys. In: Powers JM, Sakaguchi RL, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*. Mosby; 2004. p. 488–94. (*Craig's Restorative Dental Materials*).
207. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. Elsevier Mosby; 2005. (Churchill Livingstone).
208. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996 Dec;76(6):633–40.
209. Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik C, Wichmann MG, Weber H-P. Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. *J Dent Res*. 2006 Aug;85(8):711–6.
210. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008 Dec;100(6):422–31.
211. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993 Feb;51(1):59–64.
212. Binon PP. The spline implant: Design, engineering, and evaluation. *Int J Prosthodont*. 1996;9(5):419–33.
213. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):519–26.
214. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003 Sep;15(8):625–32; quiz 634.
215. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Dec;19(12):1276–84.
216. al-Turki LEE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002;15(1):38–42.
217. Iglesia M a, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont*. 2001;14(6):570–4.

218. Nicoll RJ, Sun A, Haney S, Turkyilmaz I. Precision of fit between implant impression coping and implant replica pairs for three implant systems. *J Prosthet Dent. The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry*; 2013 Jan;109(1):37–43.
219. Kano SC. Avaliação da adaptação da interface intermediário / cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre-sistemas. Universidade de São Paulo; 1998.
220. Barbosa GAS, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos MDGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008 Jan;19(4):358–63.
221. Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes ÉA, Garcia IR. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res*. 2011 Jan;55(1):12–8.
222. Kim E-S, Shin S-Y. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(1):21–8.
223. Kano SC. Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno. Universidade de São Paulo; 2004.
224. Kim Y, Oh T-J, Misch CE, Wang H-L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2004;16(1):26–35.
225. Albrektsson T. The response of bone to titanium implants. *Crit Rev Biocompat*. 1985;1:53–84.
226. Røynesdal AK, Ambjørnsen E, Haanaes HR. A comparison of 3 different endosseous nonsubmerged implants in edentulous mandibles: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(4):543–8.
227. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004 Jun;20(5):449–56.
228. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc*. 2005;71(5):327.
229. Bae M-S, Sohn D-S, Ahn M-R, Lee H-W, Jung H-S, Shin I-H. Retrospective multicenter evaluation of tapered implant with a sandblasted and acid-etched surface at 1 to 4 years of function.

- Implant Dent. 2011 Aug;20(4):280–4.
230. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):254–61.
231. MIS Ibérica. Lance Presentación [Internet]. 2016 [cited 2016 Aug 1]. Available from: <http://misiberica.es/productos/implantes-dentales/lance-presentacion/>
232. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Sep;26(5):970–5.
233. ISO 14801:2007 - Dentistry -- Implants -- Dynamic fatigue test for endosseous dental implants.
234. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol.* 2002 Jan;28(2):67–73.
235. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater.* 2009 Nov;25(11):1419–25.
236. Salido M, Vilches JI, Gutiérrez JL, Vilches J. Actin cytoskeletal organization in human osteoblasts grown on different dental titanium implant surfaces. *Histol Histopathol.* 2007 Dec;22(12):1355–64.
237. Marin C, Granato R, Suzuki M, Janal MN, Gil JN, Nemcovsky C, et al. Biomechanical and histomorphometric analysis of etched and non-etched resorbable blasting media processed implant surfaces: an experimental study in dogs. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010 Jul;3(5):382–91.
238. Szmukler-Moncler S, Bischof M, Nedir R, Ermrich M. Titanium hydride and hydrogen concentration in acid-etched commercially pure titanium and titanium alloy implants: a comparative analysis of five implant systems. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Sep;21(9):944–50.
239. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis D a. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont.* 2006;15(2):77–81.
240. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.*

- 2006;21(4):575–80.
241. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):928–38.
242. Vigolo P, Fonzi MF, Majzoub CDTZ. An In Vitro Evaluation of ZiReal Abutments with Hexagonal Connection : In Original State and. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):108–14.
243. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis D a. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(4):575–9.
244. Hjerpe J, Lassila LVJ, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(1):132–8.
245. Park J-I, Lee Y, Lee J-H, Kim Y-L, Bae J-M, Cho H-W. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Oct;15(5):769–78.
246. Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2007 Jan;50(2):101–4.
247. Bakke M. Bite Force and Occlusion. *Semin Orthod*. 2006 Jun;12(2):120–6.
248. Li J, Liao H, Hermansson L. Sintering of partially-stabilized zirconia and partially-stabilized zirconia-hydroxyapatite composites by hot isostatic pressing and pressureless sintering. *Biomaterials*. 1996 Sep;17(18):1787–90.
249. Calderon PS, Dantas PMC, Montenegro SCL, Carreiro AFP, Oliveira AGRC, Dantas EM, et al. Technical complications with implant-supported dental prostheses. *J Oral Sci*. 2014 Jan;56(2):179–84.
250. Kurt M, Güler AU, Duran İ. A technique for removal of a fractured implant abutment screw. *J Oral Implantol*. 2013 Dec;39(6):723–5.
251. Suarez-Feito J-M, Sicilia A, Angulo J, Banerji S, Cuesta I, Millar B. Clinical performance of provisional screw-retained metal-free acrylic restorations in an immediate loading implant protocol: a 242 consecutive patients' report. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Dec;21(12):1360–9.

252. Zinner ID, Markovits S, Jansen CE, Shapiro HJ, Reid PE. Solutions to complications of implant therapy. *Gen Dent*. 2010;58(5):416–22.
253. Eliasson A, Blomqvist F, Wennerberg A, Johansson A. A retrospective analysis of early and delayed loading of full-arch mandibular prostheses using three different implant systems: clinical results with up to 5 years of loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 Jun;11(2):134–48.
254. Nothdurft FP, Nonhoff J, Pospiech PR. Pre-fabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: success and failure after 3 years of function. *Acta Odontol Scand*. 2014 Jul;72(5):392–400.
255. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(4):681–90.
256. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Feb;19(2):119–30.
257. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent*. 1996 Jan;5(4):235–48.
258. 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 Jan;19(4):358–63.
259. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000 Aug;84(2):194–9.
260. Ricciardi Coppedê A, de Mattos MDGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Jun;20(6):624–32.
261. Binon PP. The external hexagonal interface and screw joint stability: A primer on threaded fasteners in implants dentistry. *Quintessence Dent Technol*. 2000;(23):91–105.
262. 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 Dec;15(4):427–35.

263. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont.* 2006;15(3):164–71.
264. 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.
265. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent.* 2003 Jan;15(1):10–23; discussion 24.
266. Williams D, Williams R. Degradative effects of the biological environment on metals and ceramics. In: Ratner BD, Hoffmann A, Schoen F, Lemons J, editors. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine.* London: Elsevier Academic Press; 2004. p. 430–9.
267. Suito H, Iwawaki Y, Goto T, Tomotake Y, Ichikawa T. Oral factors affecting titanium elution and corrosion: an in vitro study using simulated body fluid. *PLoS One.* 2013 Jan;8(6):e66052.
268. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19(6):826–31.
269. Flatebø RS, Johannessen AC, Grønningsaeter AG, Bøe OE, Gjerdet NR, Grung B, et al. Host response to titanium dental implant placement evaluated in a human oral model. *J Periodontol.* 2006 Jul;77(7):1201–10.
270. Olmedo DG, Duffó G, Cabrini RL, Guglielmotti MB. Local effect of titanium implant corrosion: an experimental study in rats. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Nov;37(11):1032–8.
271. Olmedo DG, Paparella ML, Brandizzi D, Cabrini RL. Reactive lesions of peri-implant mucosa associated with titanium dental implants: a report of 2 cases. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010 May;39(5):503–7.
272. Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent.* 2002 Jan;11(2):137–43.
273. Olmedo DG, Paparella ML, Spielberg M, Brandizzi D, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Oral mucosa tissue response to titanium cover screws. *J Periodontol.* 2012 Aug;83(8):973–80.
274. Frisken K, Dandie G, Lugowski S, Jordan G. A Study of Titanium

- Release into Body Organs Following the Insertion of Single Threaded Screw Implants into the Mandibles of Sheep. *Aust Dent J.* 2002 Sep;47(3):214-7.
275. Schliephake H, Reiss J, Neukamp FW, Günay H. Freisetzung von Titan aus Schraubenimplantaten. *Zahnärztl Implant.* 1991;7:6-10.
276. Schliephake H, Reiss G, Urban R, Neukam FW, Guckel S. Metal release from titanium fixtures during placement in the mandible: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993 Jan;8(5):502-11.
277. Schliephake H, Neukam F, Urban R. Titanbelastung parenchymatöser Organe nach Insertion von Titanschraubenimplantaten. *Zahnärztl Implant.* 1989;5:180-4.
278. Lalor PA, Revell PA, Gray AB, Wright S, Railton GT, Freeman MA. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br.* 1991 Jan;73(1):25-8.
279. Chaturvedi T. Allergy related to dental implant and its clinical significance. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2013 Jan;5:57-61.
280. Chaturvedi T. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res.* 2009;20(1):91.
281. Olmedo D, Fernández MM, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Macrophages related to dental implant failure. *Implant Dent.* 2003 Jan;12(1):75-80.
282. Lugowski SJ, Smith DC, McHugh AD, Van Loon JC. Release of metal ions from dental implant materials in vivo: determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V, and Ti in organ tissue. *J Biomed Mater Res.* 1991 Dec;25(12):1443-58.
283. Yamauchi R, Morita A, Tsuji T. Pacemaker dermatitis from titanium. *Contact Dermatitis.* 2000 Jan;42(1):52-3.
284. Peters MS, Schroeter AL, van Hale HM, Broadbent JC. Pacemaker contact sensitivity. *Contact Dermatitis.* 1984 Oct;11(4):214-8.
285. Schweitzer A. Erstfeststellung einer Titan-Allergie. *Dermatosen.* 1997;45:190.
286. Suzuki R, Frangos JA. Inhibition of inflammatory species by titanium surfaces. *Clin Orthop Relat Res.* 2000 Mar;(372):280-9.
287. Yoshinari M, Oda Y, Kato T, Okuda K, Hirayama A. Influence of

- surface modifications to titanium on oral bacterial adhesion in vitro. *J Biomed Mater Res*. 2000 Nov;52(2):388–94.
288. Grimm W, Braasch V, Schmitz I, Müller K-M. No Title. *Dtsch Zahnärztl*. 2001;7:96–101.
289. Kronström M, Svensson B, Erickson E, Houston L, Braham P, Persson GR. Humoral immunity host factors in subjects with failing or successful titanium dental implants. *J Clin Periodontol*. 2000 Dec;27(12):875–82.
290. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal--a review. *Quintessence Int*. 2005;36(7–8):523–30.
291. Geurtsen W. Biocompatibility of dental casting alloys. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2002 Jan;13(1):71–84.
292. Nakagawa Y, Wakuri S, Sakamoto K, Tanaka N. The photogenotoxicity of titanium dioxide particles. *Mutat Res*. 1997 Nov 27;394(1–3):125–32.
293. Bumgardner JD, Johansson BI. Galvanic corrosion and cytotoxic effects of amalgam and gallium alloys coupled to titanium. *Eur J Oral Sci*. 1996 Jun;104(3):300–8.
294. Harloff T, Hönle W, Holzwarth U, Bader R, Thomas P, Schuh A. Titanium allergy or not? “Impurity” of titanium implant materials. *Health (Irvine Calif)*. 2010;2(4):306–10.
295. Forte G, Petrucci F, Bocca B. Metal allergens of growing significance: epidemiology, immunotoxicology, strategies for testing and prevention. *Inflamm Allergy Drug Targets*. 2008 Sep;7(3):145–62.
296. Schuh A, Thomas P, Kachler W, Göske J, Wagner L, Holzwarth U, et al. Allergic potential of titanium implants. *Orthopade*. 2005 Apr;34(4):327–8, 330–3.
297. Gilbert JL, Mehta M, Pinder B. Fretting crevice corrosion of stainless steel stem-CoCr femoral head connections: comparisons of materials, initial moisture, and offset length. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Jan;88(1):162–73.
298. Denaro V, Cittadini A, Barnaba SA, Ruzzini L, Denaro L, Rettino A, et al. Static electromagnetic fields generated by corrosion currents inhibit human osteoblast differentiation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 Apr 20;33(9):955–9.
299. Sun ZL, Wataha JC, Hanks CT. Effects of metal ions on osteoblast-like cell metabolism and differentiation. *J Biomed*

- Mater Res. 1997 Jan;34(1):29–37.
300. Doran A, Law FC, Allen MJ, Rushton N. Neoplastic transformation of cells by soluble but not particulate forms of metals used in orthopaedic implants. *Biomaterials*. 1998;19(7–9):751–9.
 301. Lohmann CH, Schwartz Z, Köster G, Jahn U, Buchhorn GH, MacDougall MJ, et al. Phagocytosis of wear debris by osteoblasts affects differentiation and local factor production in a manner dependent on particle composition. *Biomaterials*. 2000 Mar;21(6):551–61.
 302. Rahal MD, Delorme D, Brånemark PI, Osmond DG. Myelointegration of titanium implants: B lymphopoiesis and hemopoietic cell proliferation in mouse bone marrow exposed to titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):175–84.
 303. Goldberg JR, Gilbert JL. Electrochemical response of CoCrMo to high-speed fracture of its metal oxide using an electrochemical scratch test method. *J Biomed Mater Res*. 1997 Dec 5;37(3):421–31.
 304. Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Tannenbaum R, Boyan BD, Schwartz Z. Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants. *J Dent Res*. 2011 Dec;90(12):1389–97.
 305. Dorr LD, Bloebaum R, Emmanuel J, Meldrum R. Histologic, biochemical, and ion analysis of tissue and fluids retrieved during total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1990 Dec;(261):82–95.
 306. Jacobs JJ, Roebuck KA, Archibeck M, Hallab NJ, Glant TT. Osteolysis: basic science. *Clin Orthop Relat Res*. 2001 Dec;(393):71–7.
 307. Jacobs JJ, Urban RM, Hallab NJ, Skipor AK, Fischer A, Wimmer MA. Metal-on-metal Bearing Surfaces. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009 Feb 1;17(2):69–76.
 308. Pioletti DP, Takei H, Kwon SY, Wood D, Sung KL. The cytotoxic effect of titanium particles phagocytosed by osteoblasts. *J Biomed Mater Res*. 1999 Sep 5;46(3):399–407.
 309. Finet B, Weber G, Cloots R. Titanium release from dental implants: an in vivo study on sheep. *Mater Lett*. 2000 Apr;43(4):159–65.
 310. Smith DC, Lugowski S, McHugh A, Deporter D, Watson PA,

- Chipman M. Systemic metal ion levels in dental implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(6):828–34.
311. Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub JR, Hellerich U, Assenmacher J, et al. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1994 Dec;23(6 Pt 2):450–2.
312. McGuff HS, Heim-Hall J, Holsinger FC, Jones AA, O'Dell DS, Hafemeister AC. Maxillary Osteosarcoma Associated With a Dental Implant: Report of a Case and Review of the Literature Regarding Implant-Related Sarcomas. *J Am Dent Assoc*. 2008 Aug 5;139(8):1052–9.
313. Poggio CE. Plasmacytoma of the mandible associated with a dental implant failure: a clinical report. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Aug;18(4):540–3.
314. Baan R, Straif K, Grosse Y, Secretan B, El Ghissassi F, Coglianò V. Carcinogenicity of carbon black, titanium dioxide, and talc. *Lancet Oncol*. 2006 Apr;7(4):295–6.
315. Davidson JA, Poggie RA, Mishra AK. Abrasive wear of ceramic, metal, and UHMWPE bearing surfaces from third-body bone, PMMA bone cement, and titanium debris. *Biomed Mater Eng*. 1994 Jan;4(3):213–29.
316. Ingham E, Fisher J. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. *Proc Inst Mech Eng H*. 2000 Jan;214(1):21–37.
317. Bonnaig NS, Freiberg RA, Freiberg AA. Total hip arthroplasty with ceramic-on-ceramic bearing failure from third-body wear. *Orthopedics*. 2011 Feb;34(2):132.
318. Tawse-Smith A, Atieh M a., Leichter J, Girvan L, Rich AM. Peri-Implant Bone Loss and its Uncommon Causes: A Case Report. *Clin Adv Periodontics*. 2014 Aug 4;1–11.
319. Wilson TG, Valderrama P, Burbano M, Blansett J, Levine R, Kessler H, et al. Foreign Bodies Associated With Peri-Implantitis-Human Biopsies. *J Periodontol*. 2014 Sep 15;1–12.
320. Wilson TG, Valderrama P, Rodrigues DBC. The case for routine maintenance of dental implants. *J Periodontol*. 2014 May;85(5):657–60.
321. Cunningham BW, Orbegoso CM, Dmitriev AE, Hallab NJ, Seftor JC, McAfee PC. The effect of titanium particulate on development and maintenance of a posterolateral spinal arthrodesis: an in vivo rabbit model. *Spine (Phila Pa 1976)*.

- 2002 Sep 15;27(18):1971-81.
322. Olmedo DG, Nalli G, Verdú S, Paparella ML, Cabrini RL. Exfoliative cytology and titanium dental implants: a pilot study. *J Periodontol.* 2013 Jan;84(1):78-83.
323. Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Apr;16(2):155-65.
324. Nordqvist C. What is inflammation?What causes inflammation? Nordqvist C.What is inflammation?What causes inflammation? *Medical New Today.MediLexicon International* 2012; 202-203. 42. *Medical News Today. MediLexicon International.MediLexicon International;* 2012. 202-203 p.
325. García Fernández E. Influencia del recubrimiento cerámico en el ajuste marginal de puentes de tres unidades de óxido de circonio: estudio "in vitro." *Universidad Complutense De Madrid;* 2013.




Difusión de la Investigación

10 Difusión de la Investigación

10.1 Publicaciones presentadas


Poster presentado en la International Association for Dental Research General Session, en Boston EE.UU. 2015 y publicado en el *Journal of Dental Research* 94(A) 2266, 2015.

2266 Wear of the implant hexagon with Zirconia and Titanium abutments, loose screw

José Alexandre Reis^{1*}, P. D. Mauricio¹, L. Reis², F. Vaz²

1 CiiEM, Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, Almada
2 Mechanical Engineering Department, Instituto Superior Técnico, Lisboa, PORTUGAL



Introduction

In contrast to the high success rates of osseointegration (95% to 97%), mechanical complications are still common in implant dentistry.^{1,2} Mechanical complications such as screw loosening, screw fracture, and framework fracture have been reported to be as high as 44.9%.^{2,3}

Objectives

To classify and quantify the wear of the implant and abutments interface after a rotational test that simulates a loose abutment situation.

Methods

5 external hex implants Lance (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel) Lot W0198132, were embedded with acrylic resin Orthocryl (Dentaum GmbH Co. KG, Ispringen, Germany) and divided into 3 groups. Control group with 1 no hex titanium abutment. Group A 2 hex titanium abutment, REF ED-TCH13 Lot W01146577 (MIS Implants Technologies Ltd, Bar Lev Industrial Park, Israel) and Group B 2 hex Zirconia abutment (ICE Zirkon, Zirkonzahn GmbH, Gais, Italy). Prior to testing the rotational freedom for each pair was access with a custom made device. Each pair was torqued to 35Ncm and placed on an Instron 8874 (Instron Corporation, Norwood, MA, USA) machine and loaded on a rotational test: +/-3,3 degrees at 4Hz, with 100N vertical force; for 250.000 cycles. After testing the rotational freedom was measured, and a SEM evaluation was made.



Figure 1 Evaluating the rotational freedom with a custom device



Figure 2 Prepared implants for testing



Figure 3 Implant and abutment during testing

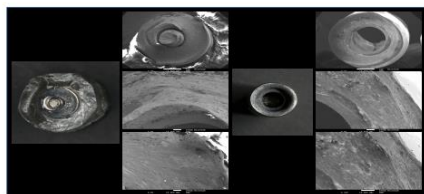


Figure 5 Group A: Implant + hex titanium abutment.

Bibliography

1. Berglundh T, et al A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29:197-212.
2. Esposito M, et al Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants, Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998;106:721-64.
3. Goodacre C, et al Clinical complications of osseointegrated Implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-52.

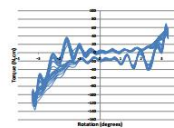
Contact information: jreis@egasmoniz.edu.pt



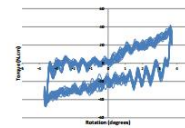
Results

Table 1 Rotational Freedom before and after testing

	Titanium	Zirconia
Initial	1,63	1,91
Final	7,07	3,29



Graph 1 – Mechanical hysteresis curve from the Titanium abutment



Graph 2 – Mechanical hysteresis curve from the Zirconia abutment

The screws in all groups were loose. The non hexed titanium abutment did not show evidence of wear but there was wear on the outside ring of the implant, not the hex. There was evidence of adhesive wear and abrasion with the titanium abutment and with the Zirconia abutments there was adhesive wear, abrasion and 3 body abrasion.

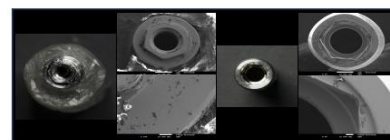


Figure 4 Control group: Implant and no hex titanium abutment

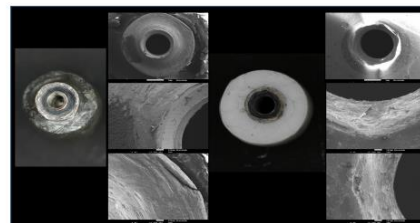


Figure 6 Control group: Implant + Zirconia hex abutment

Conclusions

The loose screw in an implant prosthesis may lead to the wear of the hexagon on both implants. The wear is sufficient to compromise the implant abutment connection beyond repair.

Acknowledgement

The authors would like to thank MIS Implants Technologies Ltd, Israel for supplying the implants and prosthetic screws

Anexos

11 Anexos

11.1 Anexo I

11.1.1 Ensayos preliminares

El estudio de torsión fue adaptado para los dos tipos de pilares. Se hicieron dos tests de prueba para evaluar los componentes y la configuración de la máquina de ensayo.

Fueron realizados estudios de torsión en rotación continua que llevó a la destrucción de la conexión hexagonal para cuantificar y evaluar la evolución del comportamiento y respuesta del material.

11.1.1.1 Pilares de Titanio

Para este fin, se utilizaron dos muestras sin tornillo y cuatro con tornillo sobre las que se aplicó, una precarga de 25 N.cm^{-1} como indica el fabricante. Para las muestras con tornillo, en dos de ellas se aplicó rotación en la misma dirección del ajuste, mientras que en las otras dos se aplicó rotación en sentido contrario al ajuste.

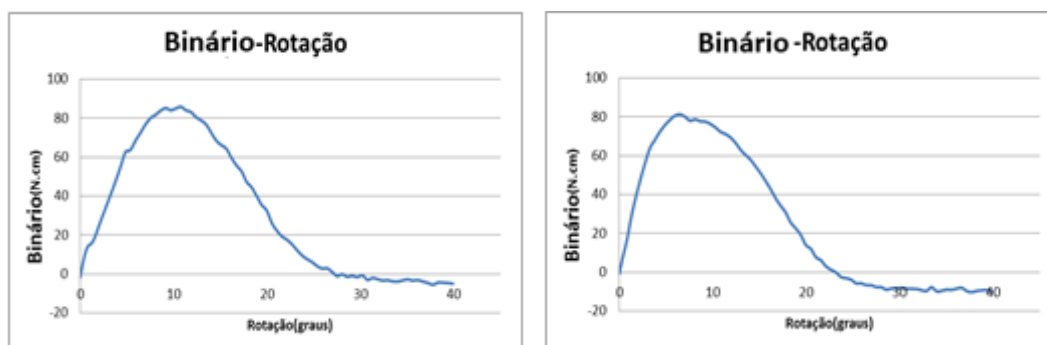


Gráfico 16 - Ensayos de torsión sin ajuste en sentido horario.

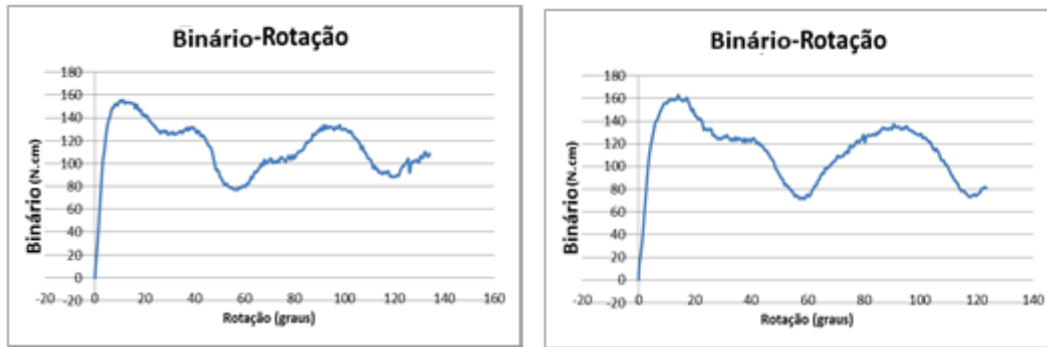


Gráfico 17 - Ensayos de torsión con ajuste (25N.cm^{-1}) en sentido horario.

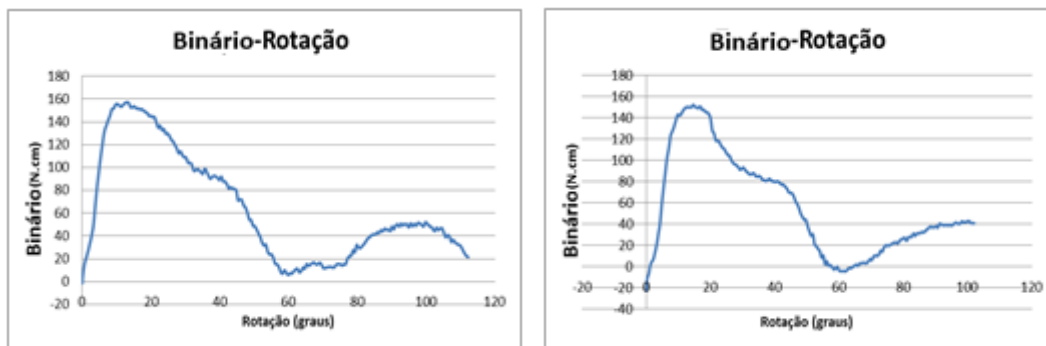


Gráfico 18 - Ensayos de torsión con ajuste (25N.cm^{-1}) en sentido antihorario.

Se llevaron a cabo más estudios preliminares en los cuales se observaron la respuesta de las muestras al cambio de ángulo, ciclo y carga vertical.

Tabla 21 - Ensayos realizados

Ensayo	Carga axial (N)	Angulo de rotación (grados)	Ciclos	Material del pilar	Torque (N.cm^{-1})
1	100	2,5	1.000.000	TI	0
2	50	2,5	1.000.000	TI	0
3	5	2,5	1.000.000	TI	0
4	5	5	600.000	TI	0
5	100	2,15	250.000	TI	0

11.1.1.2 Pilares de Zirconio

Para este fin se utilizó solamente una muestra ajustada a 25 N.cm^{-1}

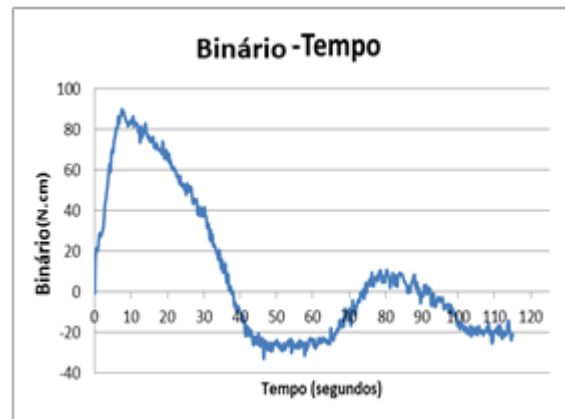


Gráfico 19 – Ensayos de torsión con ajuste (25 N.cm^{-1}) y en el sentido horario

11.2 Anexo II

11.2.1 Programa Python

```

from decimal import *
import csv
import math

def isfloat(value):
    try:
        float(value)
        return True
    except ValueError:
        return False

def printColumn():
    with open('./data.Exp.csv', 'rb') as csvfile:
        reader = csv.reader(csvfile, delimiter=';', quotechar='|')
        r = reader.next()
        for row in reader:
            if (int(row[len(row) -3]) == 500):
                print(row[len(row)-2])

def startAnalysis():
    rot_total = 0
    torque_total = 0
    cycle_total = 0
    avg_R = []
    avg_T = []

    template = "{0:8}|{1:14}|{2:14}|{3:18}|{4:14}|{5:14}|{6:14}" # column widths:
    8, 10, 15, 7, 10
    print template.format("CYCLE",
"MAX_ROTATION", "MIN_ROTATION", "AVG_ROTATION",
"MAX_TORQUE", "MIN_TORQUE", "AVG_TORQUE")

    with open('./data.csv', 'rb') as csvfile:
        reader = csv.reader(csvfile, delimiter=';', quotechar='|')
        reader.next()
        #print(r)
        r = reader.next()
        print("r",r)
        curr_maxRotacao = float(r[len(r)-2].replace(",","."))
        curr_minRotacao = float(r[len(r)-2].replace(",","."))
        curr_maxTorque = float(r[len(r)-1].replace(",","."))
        curr_minTorque = float(r[len(r)-1].replace(",","."))
        currCycle = int(r[len(r)-3])
        rot_total = curr_maxRotacao
        torque_total = curr_maxTorque
        cycle_total = 1

        #print(str(curr_minRotacao) + " " + str(curr_maxRotacao))

    for row in reader:

        cycle = int(row[len(row) -3])

        if (cycle != currCycle) and (currCycle != -1):
            #print("cycltotal", cycle_total+1)
            averageR = rot_total / cycle_total
            averageT = torque_total / cycle_total

```



```

        avg_R.append(averageR)
        avg_T.append(averageT)

        print template.format(str(currCycle),str(curr_maxRotacao),
str(curr_minRotacao), str(averageR),
str(curr_maxTorque), str(curr_minTorque), str(averageT))

        curr_maxRotacao = float(row[len(row)-2].replace(",","."))
        curr_minRotacao = float(row[len(row)-2].replace(",","."))
        curr_maxTorque = float(row[len(row)-1].replace(",","."))
        curr_minTorque = float(row[len(row)-1].replace(",","."))

        currCycle = int(row[len(row)-3])
        rot_total = 0
        torque_total = 0
        cycle_total = 0

    #print(row)
    torque = float(row[len(row)-1].replace(",","."))
    rotacao = float(row[len(row)-2].replace(",","."))

    rot_total += rotacao
    torque_total += torque
    cycle_total += 1

    #MAX and MIN for ROTACAO
    #CarregaBenfica
    if (rotacao > curr_maxRotacao):
        curr_maxRotacao = rotacao
    if (rotacao < curr_minRotacao):
        curr_minRotacao = rotacao

    if (torque > curr_maxTorque):
        curr_maxTorque = torque
    if (torque < curr_minTorque):
        curr_minTorque = torque

    print("cycltotal", cycle_total)
    averageR = rot_total / cycle_total
    averageT = torque_total / cycle_total
    avg_R.append(averageR)
    avg_T.append(averageT)

        print template.format(str(currCycle),str(curr_maxRotacao),
str(curr_minRotacao), str(averageR),
                                str(curr_maxTorque), str(curr_minTorque),
str(averageT))

    #####
    #####33
    #REWIND
    csvfile.seek(1)
    r = reader.next()
    print("\n")
    r = reader.next()
    currCycle = int(r[len(r) -3])
    avgIndex = 0
    total = 0
    valueT = 0
    valueR = 0

    template = "{0:10}| {1:28}| {2:28}"

```

```
print template.format("CICLO", "DESVIO PADRAO TORQUE",
"DESVIO_PADRAO ROTACAO")

for row in reader:

    cycle = int(row[len(row) -3])
    total += 1

    #print(cycle, " ", currCycle)
    #RumoAo36
    if (cycle != currCycle):

        dp_Torque = math.sqrt(valueT / (total-1))
        dp_Rotacao = math.sqrt(valueR / (total-1))

        print template.format(str(currCycle),str(dp_Torque),
str(dp_Rotacao))

        avgIndex += 1
        valueT = 0
        valueR = 0
        currCycle = int(row[len(row)-3])

        torque = float(row[len(row)-1].replace(",","."))
        rotacao = float(row[len(row)-2].replace(",","."))

        valueT += math.pow(torque-avg_T[avgIndex], 2)
        valueR += math.pow(rotacao-avg_R[avgIndex], 2)

    dp_Torque = math.sqrt(valueT / (total-1))
    dp_Rotacao = math.sqrt(valueR / (total-1))
    print template.format(str(currCycle),str(dp_Torque), str(dp_Rotacao))

startAnalysis()
#printColumn()
```