

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Departamento de Estomatología III (Medicina y cirugía bucofacial)**



**TESIS DOCTORAL**

**Evaluación estructural del implante dental sometido a diferentes torques de inserción. Estudio "in vitro"**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**Miguel Ángel Perea García**

Directores

**Antonio Bascones Martínez**

**Rafael Gómez Font**

**Madrid, 2016**

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE MEDICINA Y CIRUGÍA

BUCOFACIAL



**TESIS DOCTORAL**

TESIS DOCTORAL  
MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTADA POR:

Miguel Ángel Perea García

EVALUACIÓN ESTRUCTURAL DEL IMPLANTE DENTAL SOMETIDO A  
DIFERENTES TORQUES DE INSERCIÓN. ESTUDIO “IN VITRO”

---

Directores:  
Antonio Bascones Martinez  
Rafael Gómez Font

Madrid, 2015

**A mi gran amigo Francisco Martín Román y a sus padres Paco y Rosa por ser ejemplos  
de Fortaleza y Amor.**

## INDICE

Resumen de la Tesis Doctoral	4
Resumen en Inglés	7
Agradecimientos.	13
1.Introducción	15
2.Justificación	72
3.-Hipótesis	73
4. Objetivos	74
5.Material y Metodología	75
6.Análisis estadístico	84
7.Resultados	85
8.-Discusión	113
9.Conclusiones	116
10-Bibliografía	118

**MEMORIA DE LA TESIS DOCTORAL**

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID. FACULTAD DE  
ODONTOLOGÍA. DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA III  
(CIRUGÍA BUCAL)**

EVALUACIÓN ESTRUCTURAL DEL IMPLANTE DENTAL SOMETIDO A  
DIFERENTES TORQUES DE INSERCIÓN. ESTUDIO "IN VITRO"

Autor: D. Miguel Ángel Perea García

Directores:  
Prof. Dr. D. Antonio Bascones  
Prof. Dr. Rafael Gómez

Madrid 2015

## **1.INTRODUCCIÓN**

El material más frecuentemente utilizado en la implatología oral en la es el titanio comercialmente puro, ya que presenta una gran biocompatibilidad y constituye el material ideal para conseguir la osteointegración con éxito a largo plazo tras la carga funcional

## **2.HIPÓTESIS DE TRABAJO**

Las diferentes hipótesis nulas que se plantearon con respecto a la relación de las diferentes variables observadas en nuestro estudio fueron las siguientes:

1.Ho:Fuerzas superiores a  $80\text{Nw}/\text{cm}^2$  no presentarían ni deformidades,ni alteraciones en la superficie de los implantes de conexión externa ni en los de conexión interna.

2.Ho:Fuerzas superiores a  $90\text{Nw}/\text{cm}^2$  no presentarían deformidades, ni alteración en la superficie, ni fisuras en los implantes de conexión externa ni en los de conexión interna.

3.Ho:Fuerzas superiores a  $100\text{Nw}/\text{cm}^2$  no presentarían deformidades en el transportador del implante, ni alteraciones en los hexágonos de los implantes de conexión externa ni en los de conexión interna.

## **3.OBJETIVOS**

1.Valorar si aparecen fisuras de fatiga en las superficie de los implantes, o alteraciones en la conexión del implante, tras ser sometidos a fuerzas de inserción.

2.Analizar qué tipo de fisuras y deformidades se producen en la superficie de los implantes analizados tras su inserción.

3.Comprobar los diferentes torques de inserción y ver los resultados sobre la superficie de los implantes y sus conexiones.

4.Cuantificar según el torque, la aparición de fisuras y deformidades

## **4.MATERIAL Y MÉTODO**

Hemos utilizado 100 implantes , 45 de conexión externa y 45 de conexión interna. Una llave dinamométrica electrónica indicó el torque de inserción al que fueron sometidos cada uno de los implantes. Se formarán grupos en función de los diferentes torques y del tipo de implante. El examinador será ciego en función del torque utilizado. Posteriormente se introdujeron en el microscopio electrónico de barrido para el análisis de las diferentes estructuras.

## **5.RESULTADOS**

Al aplicar una fuerza de 30 Nw/cm<sup>2</sup> se observan alteraciones en la superficie del implante. No existen diferencias significativas al 95% (p=0.655) entre el tipo de hexágono en las alteraciones en la superficie. En cuanto al tipo de hexágono no existen diferencias significativas al 95% (p=1.000) y la aparición de deformaciones. No existen diferencias significativas al 95% (p=0.694) entre el tipo de hexágono en la aparición de fisuras. Existen diferencias significativas al 95% (p<0.001) entre las fuerzas aplicadas y la aparición de fisuras aplicando fuerzas mayores de 100 Nw/cm<sup>2</sup>. Aplicando fuerzas mayores de 80 Nw/cm<sup>2</sup> obtienen un porcentaje significativo de deformaciones. Al aplicar fuerzas mayores de 50 Nw/cm<sup>2</sup> se obtiene un porcentaje significativo en las alteraciones en la superficie.

## **6.CONCLUSIONES**

1. Durante la manipulación del implante desde que lo extraemos del "blíster" hasta su colocación se puede producir una contaminación de la superficie
2. Al aplicar fuerzas mayores de 100 Nw/cm<sup>2</sup> se pueden producir fisuras en los implantes
3. Al aplicar fuerzas mayores de 80 Nw/cm<sup>2</sup> se producen la aparición de deformaciones, tanto en los implantes de hexágono externo como interno.
4. Con fuerzas mayores de 50 Nw/cm<sup>2</sup> se producen alteraciones de superficie en los implantes
5. A partir de 90 Nw/cm<sup>2</sup> produce una deformación del hexágono en los implantes de conexión externa.
6. Cuando aplicamos fuerzas de 120 Nw/cm<sup>2</sup> sí que hubo una deformación en el hexágono en el implante conexión externa y en el implante de conexión interna.
7. Un excesivo torque en los implante puede alterar el diseño de la conexión del implante pudiendo crear complicaciones en la fase protética.

**DOCTORAL THESIS STATEMENT**

**COMPLUTENSE UNIVERSITY OF MADRID. DENTISTRY FACULTY.  
DEPARTAMENT OF STOMATOLOGY III  
(SURGERY)**

STRUCTURAL EVALUATION OF DENTAL IMPLANT SUBJECTED TO DIFFERENT  
TORQUE INSERTION. STUDY "IN VITRO"

Author: D. Miguel Ángel Perea García

Directors:

Prof. Dr. Mr. Antonio Bascones

Prof. Mr. Rafael Gómez

Madrid 2015

## **1.-PREFACE**

Surgical and prosthetic procedures necessary for this purpose have evolved in the constant need to achieve more effective and satisfactory rehabilitations for patients. In this context, dental implants arise as a therapeutic option with which a firm anchoring of the pontics or prosthesis to the bone and to the tissues is obtained.

Oral implantology has revolutionized the dental clinical practice showing that the oral rehabilitation of patients with single, multiple or total tooth loss dental implant is a predictable treatment and with a high rate of success. The replacement of missing teeth underwent a revolution many years ago with the advent of osseointegrated implants - the possibility of replacing missing teeth in the mouth without grinding the remaining teeth or treatment of free-ends with fixed prosthesis represented a significant advance in the quality of the treatments that we can offer to our patients. Over the years, the technique of implant placement and subsequently prosthesis on implants, is more common in the treatment of edentulous to the point that begins to be considered the treatment of choice to propose to the patient. On the other hand, must take into account that the treatment of the unitary absence of a tooth, the cost to the patient of an implant and a crown, is next to the cost of a three-unit bridge. The increase of implant-supported treatments have caused that the implants have become an habitual activity in dental clinics, which requires that the technique of placing these implants have to be increasingly foreseeable considering the essential requirements of an operation to implant placement.

## **2.-RATIONALE AND OBJECTIVES**

Torques are applied during the insertion of an implant in his bed that can cause defects and strain in the different structures of the implant. This torque is greater when we find a very dense cortical bone or if we intend to achieve a high primary stability to make an immediate loading that can cause defects and deformations in the different structures of the implant. Whether it's internal connection implants as external connection these structures may be affected reaching fractures or cracks that could compromise the success of our implant planning.

### **3.-HYPOTHESIS**

As mentioned, the insertion forces that are considered normal in the different brands of implants in the dentistry market vary between 40 and 70 Nw/cm<sup>2</sup>. The working hypothesis raised was that high insertion torques on implant placement can produce distortions in their connection, changes in the surface, in the fixture mount, cracks or fractures in the implants and/or deformation on both connections on the surface of its external connection and the internal connection.

The different null hypotheses raised regarding the relationship of different variables observed in our study were:

1.- Ho: Greater than 80 Nw/cm<sup>2</sup> forces not present deformities in the fixture mount of the implant or alterations in the surface of external or internal connection implants. Nor would the inner surface deformities in internal connection implants.

2.- Ho: Greater than 90 Nw/cm<sup>2</sup> forces not present deformities in the fixture mount of the implant or alterations or cracks in the surface of external or internal connection implants. Nor would the inner surface deformities in internal connection implants.

3.-Ho: Greater than 100 Nw/cm<sup>2</sup> forces not present deformities in the fixture mount of the implant or alterations in the hexagons of external or internal connection implants. Nor would the inner surface deformities in internal connection implants.

## **OBJECTIVES**

### **GENERAL OBJECTIVES**

Determine with what torque of insertion it is possible to produce alterations in the structure of the implants, both in the fixture mount and in the structure of the implants, threads, and internal and external connection.

### **SPECIFIC OBJECTIVES**

1.-Assess whether fatigue cracks appear in the surface of implants, or alterations in the implant connection when subjected to insertion forces.

2.-Analyze what kind of cracks and deformities, if present, are produced in the surface of implants, in the connection of the implants and in its fixture mount after insertion.

3.- Check different insertion torque and see the results on the surface of implants, on their connections and on their fixture mount.

4.-Quantify depending on the torque, the varying amount of strain cracks and deformities that appear in the different components.

## **4.-MATERIALS AND METHODS**

We have used 100 implants, 45 of external connection and 45 of internal connection. An electronic torque wrench showed the insertion torque to which they were subjected each of the implants. Groups will be formed according to different torques and the type of implant. The examiner will be blind in terms of

the torque used. Subsequently they were entered into the scanning electron microscope to analyze the different structures.

## **5.-RESULTS**

By applying a force of 30 Nw/cm<sup>2</sup> alterations are observed on the surface of the implant. There are no significant differences at 95% (p= 0.655) between the types of hexagon in the alterations on the surface. Regarding the type of hexagon there are no significant differences at 95% (p=1.000) and the occurrence of deformations. There are no significant differences at 95% (p=0.694) between the types of hexagon in the appearance of cracks.

There are significant differences at 95 % (p<0.001) between the applied forces and the appearance of cracks applying greater forces than 100 Nw/cm<sup>2</sup>. Applying forces over 80 Nw/cm<sup>2</sup> a significant percentage of deformation is reached. By applying larger forces than 50 Nw/cm<sup>2</sup> is obtained a significant percentage on the surface alterations.

## **6. CONCLUSIONS**

- 1.-By applying larger forces than 100 Nw/cm<sup>2</sup> can produce cracks in the implants.
- 2.- By applying larger forces than 80 Nw/cm<sup>2</sup> no fatigue cracks were observed on the surface of implants but the occurrence of deformation occurs in both external and internal hexagon implants.
- 3.- With higher strength of 50 Nw/cm<sup>2</sup> surface alterations occur in the implants.
- 4.- From 90 Nw/cm<sup>2</sup> produces a deformation of the hexagon in implants of external connection.

5.- When we apply forces of  $120 \text{ Nw/cm}^2$  there was a deformation in the hexagon in the external and internal connection implant.

6.- It is important to highlight that an excessive torque in the implant difficult the connection of the the prosthetic abutment due to a deformation of the hexagon in both connections.

## **AGRADECIMIENTOS**

1.- A mi mujer, Nayra, por su **PACIENCIA**, cariño, comprensión y por todo el apoyo que me ha dado durante estos diez años de camino en común.

2.- A mis padres, Juan Antonio y Blanca, por la transmisión de los valores cristianos y por su amor hacia el paciente. Ellos despertaron en mí la inquietud para desarrollarme tanto personal como profesionalmente en el mundo sanitario.

3.- A mis hermanos, José, médico cirujano, y Juan, farmacéutico, por su amor a las ciencias de la salud

4.- A mi Director, el Profesor Bascones. Como gran maestro, me ha transmitido la inquietud por aprender en el campo de la Periodoncia, la cual ejerzo con orgullo y con alegría.

5.- A mi gran amigo, Antonio Bascones, por su paciencia, su amabilidad y cercanía

6.- A mi Codirector, el Dr. Rafael Gómez Font, por su ayuda, amabilidad y paciencia, factores que me han dado aliento durante la realización de este trabajo.

7.- A Cristina, a Ana y a José Luis, por el buen humor con el que me habéis aguantado.

8.- A mi gran amigo, el Dr. Pedro Cordente, por estar siempre en los momentos de alegrías y de dificultades.

9.- Quiero agradecer de todo corazón al Departamento de Estomatología III, y especialmente al Máster de Periodoncia, por todos los conocimientos recibidos y por haber conocido no sólo a compañeros de profesión, sino a amigos de verdad. Especialmente a Mariano Sanz y a David Herrera y a todos los profesores del Máster de Periodoncia.

10.- Al departamento de Microscopia Electrónica, por su apoyo en la realización de este proyecto.

11.- A la casa Euroteknika y a Manuel Guerrero, por brindarnos la oportunidad de realizar este trabajo de investigación y por su paciencia.

12.- A Mari Carmen, por su amabilidad, buen corazón y cariño. Sin su ayuda no hubiera conseguido terminar este trabajo.

13.- A todo el PAS de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense, en especial a Tomás y a Ángeles, por toda su ayuda durante y después de la realización del Máster de Periodoncia.

14.- Quiero agradecer de todo corazón a la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense, en todo su conjunto, el haber formado parte de mi vida. Os guardo un espacio dentro de mi corazón.

15.- A la organización de la cual fui presidente, Dentistas Sin Fronteras, a su Presidente honorífico, D. Antonio Bascones, y a la actual directiva, encabezada por Ignacio Urbiola, Sara Sainz y Manuel Poveda. Y a todos sus voluntarios.

16.- A todos mis amigos del Colegio El Prado y Nuestra Señora del Recuerdo, gracias a ellos la vida se hace entretenida.

17.- A mi familia política, por darme todo su apoyo, ánimo y cariño.

18.- A mi gran amigo Borja Carrascosa Nogales, por su ejemplo como persona y como periodista.

18.- A todos aquellos que me han ayudado en el día día de mi vida, y que no cabrían en esta larga lista de agradecimientos.

19.- A mis futuros hijos.

## **1.-INTRODUCCIÓN**

### **1.1.**

Los dientes son órganos vitales para desarrollar una vida normal. Su función principal es triturar los alimentos para favorecer una correcta digestión. Pero también desempeñan un papel social importante, ya que no sólo son cruciales para la fonación, sino también para una expresión armoniosa de la cara. Una buena dentadura es muchas veces un signo de salud y bienestar. El Hombre, desde sus inicios, se preocupó en reponer dientes perdidos a través de prótesis dentales y entre varias alternativas buscadas, exactamente una fue la implantación de piedras aloplásticas(1). Los hallazgos arqueológicos hablan de la reposición no sólo en vivos, sino también en muertos, con la intención de embellecer el recuerdo de la persona fallecida (2) Los procedimientos quirúrgicos y protésicos necesarios a tal fin, han ido evolucionando en la constante necesidad de lograr rehabilitaciones más eficaces y satisfactorias para los pacientes. En este contexto, surgen los implantes dentales, opción terapéutica con la que se obtiene un anclaje firme de los pónicos o prótesis al hueso y a los tejidos.(3)(4)

La implantología oral ha revolucionado la práctica clínica odontológica demostrando que la rehabilitación oral de los pacientes con pérdidas dentales unitarias, múltiples o totales con implantes dentales es un tratamiento predecible y con una elevada tasa de éxito(5). La reposición de ausencias dentarias vivió una revolución hace ya muchos años con la aparición de los implantes osteointegrados, la posibilidad de reponer dientes ausentes en boca sin necesidad de tallar los dientes remanentes o mediante el tratamiento de extremos libres con prótesis fija, supusieron un avance significativo en la calidad del tratamientos que podemos ofrecer a nuestros pacientes. Con los años la técnica de la colocación de implantes

y posteriormente una prótesis dental es más común en el tratamiento del edentulismo, hasta el punto que empieza a considerarse el tratamiento de elección a proponer al paciente, hay que tener en cuenta por ejemplo el tratamiento de la ausencia unitaria de un diente, para el paciente el coste de un implante y su corona es próximo al coste de un puente de tres piezas. El aumento de tratamientos implantosoportados , hace que la colocación de implantes se vaya convirtiendo en una actividad habitual en las clínicas odontológicas, lo que obliga a que la técnica de colocación de estos implantes tenga que ser cada vez más previsible teniendo en cuenta los requisitos indispensables de una operación de colocación de implantes. Del mismo modo debemos buscar la máxima biocompatibilidad en la prótesis a realizar sobre ese implante debido a los posibles fenómenos galvánicos que pueden existir por el contacto de metales de distinta naturaleza dentro de un medio conductor como es la saliva. Entendemos por cirugía implantológica correcta, aquella que no contamina el hueso que no provoca fracturas maxilares y sobre todo que no genera calor por encima de la temperatura crítica de necrosis del hueso gracias a la refrigeración de la fresas y el hueso durante el fresado(6). Podemos hacer un pequeño esquema de los tipos y formas de los implantes que actualmente se usan, en base a dos parámetros:

**- Materiales empleados:**

• Metales:

-Titanio:

-Titanio puro: 99,75%

-Aleación de titanio: 90% - 4%

• Ti- 6 Al - 4v

• Ti -5 Al- 2,5 fe

- Otras
  - Tantalio
  - Niobio
  - Aleaciones de Co-Cr-Mo.
  - Acero para implantes
  - Otros metales
- Cerámicas:
  - Cerámica de óxido de aluminio
    - Monocristalino
    - Policristalino
  - Cerámica de fosfato cálcico
  - Cerámica de Ha
  - Cerámica de Beta Fosfato Tricálcico.
  - Vitro-cerámica
- Oxido de zirconio:
  - Zr Oz -Tzp/ Tzp- Abiohp
- Materiales compuestos:
  - Titanio + Ha
  - Titanio + Tcp
  - Titanio + Al<sub>2</sub> O<sub>3</sub>
  - Titanio y otros

El material más frecuentemente utilizado en la realización de los implantes dentales ha sido el titanio comercialmente puro, debido a que presenta una gran biocompatibilidad y constituye el material ideal para conseguir la osteointegración

con éxito a largo plazo tras la carga funcional (7). La biocompatibilidad del titanio está relacionada con las propiedades de su óxido de superficie. En contacto con el aire o el agua, el titanio rápidamente forma un espesor de óxido de 3-5 nm a la temperatura ambiente. El óxido más frecuente es el dióxido de titanio ( $TiO_2$ ). Este óxido es muy resistente al ataque químico lo que hace que el titanio sea uno de los metales más resistentes a la corrosión y que contribuye a su biocompatibilidad. Además el titanio es un material de una resistencia más que suficiente para su aplicación clínica(8).

Se denominan implantes dentarios a los elementos aloplásticos (sustancias inertes, extrañas al organismo humano) que se alojan en pleno tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de conservar dientes naturales o de reponer piezas dentarias ausentes (9). Durante los últimos años, se han producido avances tecnológicos y biológicos muy importantes en la implantología, que han determinado que el número de pacientes tratados con este método sea cada vez mayor. Actualmente, las técnicas implantológicas brindan múltiples posibilidades de tratamiento con elevada predictibilidad de los resultados. Ello ha contribuido a ampliar el campo de la rehabilitación protésica. Para su realización, se exigen técnicas complejas del tipo multidisciplinario; sin embargo, su papel en la práctica clínica moderna está siendo muy destacado. Tienen elevado grado de precisión, funcionabilidad, comodidad y belleza, así como garantía en la calidad y su duración. La colocación de los implantes simplifica la rehabilitación, sobre todo, en aquellos casos desdentados completos mandibulares muy reabsorbidos, tan difíciles de solucionar por las técnicas convencionales. Y es gracias a la osteointegración que se resuelven los problemas de estética, retención, soporte y estabilidad de las prótesis. Esta tercera dentición como suelen llamarla algunos

autores es el resultado de la osteointegración de los implantes y el buen manejo de los tejidos blandos.(4)(10)

## **1.2.- HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA**

### **1.2.1-Prehistoria**

La Prehistoria es el período de la vida de la humanidad anterior a todo documento escrito. Abarca los períodos paleolíticos y neolíticos.

La primera prótesis de la que se tiene constancia es una implantación necrósica, realizada durante el Neolítico (hace unos 9 000 años). Este hallazgo tuvo lugar en el poblado de Fahid Suarda, en Argelia. El cráneo encontrado era de una mujer joven y presentaba un fragmento de falange de un dedo introducido en el alvéolo del segundo premolar superior derecho.(3,11,12)

### **1.2.2.-Edad Antigua**

Corresponde del año 4000 A.C con la invención de la escritura, hasta el año 476 d.c., con la caída del Imperio Romano.

El arqueólogo Popenoe, en 1931, descubrió en la Playa de los Muertos de Honduras una mandíbula, que data del año 400 D: C con tres fragmentos de concha de Sagaamote introducidos en los alvéolos de los incisivos. Los estudios radiológicos determinaron la formación de hueso compacto alrededor de los implantes, haciendo suponer que dichos fragmentos se introdujeron en vida (3,4,9,11,13) .Vemos que la idea de servirse del alvéolo como soporte de dientes artificiales es muy antigua, como ocurre con otras muchas técnicas de la Medicina. Existen antecedentes similares en el antiguo Egipto, donde se trasplantaban dientes humanos y de animales, y se implantaron piedras y metales preciosos. A pesar de todo, la evolución de la Implantología no ha tenido lugar de forma

progresiva, sino de forma escalonada, con períodos de relativo olvido y apagado entusiasmo.(3)

### **1.2.3.-Edad Media**

Comprende el período del año 476 (Caída del Imperio Romano) al 1640, con la Revolución Inglesa. En el Siglo X, Abulcasis, escribe: "En alguna ocasión, cuando uno o dos dientes se han caído, pueden reponerse otra vez en los alvéolos y unirlos de la manera indicada con hilos de oro y así se mantienen en su lugar. Esta operación debe ser realizada con gran delicadeza por manos habilidosas." Esto es, ni más ni menos, la perfecta descripción de un reimplante dentario (4,9,14,15)

Durante este período, los cirujanos barberos, pusieron de moda los trasplantes dentales, utilizando como donantes a los plebeyos, sirvientes y soldados. Estas prácticas fueron abandonadas ante los continuos fracasos y de transmisión de enfermedades.

### **1.2.4.-Edad Moderna**

Comprende desde 1640 con la Revolución Inglesa al 1871 con La Comuna de París. En la Edad Moderna, el conocimiento y la experiencia acumulada sobre la teoría y la práctica estomatológicas comienza a divulgarse en diversas publicaciones gracias a la invención de la imprenta en el Siglo XV. En Francia, Pierre Fauchard (1690-1761), publicó en 1728 su célebre obra *Le Chirurgien dentiste ou traité des dents*, en la que acredita amplios conocimientos médico-quirúrgicos. John Hunter, (1728-1793), publicó varias obras sobre Odontología, clasificó los dientes y recomendó extraer el primer o segundo premolar en los casos de **empiema** del seno maxilar. En 1778, publicó su segunda obra mayor *Actual treatise on the disease of the teeth* (4,15) Según algunos historiadores, la cirugía moderna nace en la primera mitad del Siglo XIX. Símbolo de este desarrollo

puede ser Guillaume Dupuytren (1777-1835), innovador de métodos operatorios. Los siglos XVII y XVIII se vieron dominados por múltiples intentos de trasplantes dentarios, con un claro epicentro en Francia, la cual influyó en toda Europa y América del Norte(16–20) Durante el Siglo XIX y principios del XX, se produjo un retroceso en el auge de la trasplantación por motivos morales (extraer un diente a un pobre para implantarlo en un rico) e higiénicos (peligro de transmisión de enfermedades) y también hubo decepción ante los resultados de la autotrasplantación, defendida casi exclusivamente por Magitot. El camino de la implantología y los autotrasplantes quedó cegado y sin rumbo. Se comienza a buscar alternativas a los dientes naturales(11,17). A finales de Siglo XIX y principios de XX, diferentes autores crearon raíces de diferentes materiales como iridio, plomo, cerámica, etcétera, para introducirlas en alvéolos de extracciones recientes. A principios del Siglo XIX se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes metálicos intralveolares, destacando autores como Maggiolo, odontólogo, quien, en 1809, introdujo un implante de oro en el alvéolo de un diente recién extraído, el cual constaba de tres piezas. Pero esto no era suficiente y el siguiente gran avance llegó de manos de la cirugía (21,22). La Edad Contemporánea va desde 1871, con la Comuna de París, a 1917, con la Revolución Rusa. Los cirujanos introducían alambres, clavos y placas para resolver las fracturas. Imitándolos, hubo varios dentistas a finales del Siglo XIX que lo intentaron. Harris, en 1887, implantó una raíz de platino revestida de plomo en un alvéolo creado artificialmente. Durante las primeras décadas del XX, se destacó, entre otros, R. Payne, quien presentó su técnica de implantación en el III Congreso Dental Internacional, celebrado en 1901, utilizando para ello una cápsula de plata colocada en el alvéolo de una raíz. Posteriormente, en 1909, Algrave demostró el

fracaso de esta técnica con plata, dada la toxicidad de este metal en el hueso (23–25). E.J. Greenfield utilizó, en 1910, una cesta de iridio y oro de 24 quilates, que introducía en el alvéolo. Este podría ser considerado como el científico que documentó en 1915 las bases de la Implantología moderna, haciendo referencia a las normas sanitarias de limpieza y esterilidad, e introduciendo conceptos tan innovadores y actuales como la relevancia de la íntima asociación entre el hueso y el implante antes de pasar a la siguiente etapa, describiendo, asimismo, el concepto de implante sumergido, la curación del tejido bucal y la inmovilidad del implante, aconsejando un período de curación de tres meses, sin ningún tipo de sobrecarga. Sin embargo, el problema estaba en encontrar el metal idóneo, lo mismo ocurría en cirugía general (2,23–26)

### **1.2.5.-Actualidad**

A partir de 1917, con la Revolución rusa, hasta el momento actual. Durante la Primera Guerra Mundial se utilizaron diversos materiales para tratamientos traumatológicos en los hospitales militares. Fracasaron casi todos. En boca, nadie se atrevía. Venable y Strock, en 1937, publicaron su estudio sobre el tratamiento de fracturas con prótesis e implantes elaborados con un nuevo material, el Vitallium (aleación de cobalto, cromo y molibdeno(14,21) La Odontología se aprovechó de esta experiencia y así surgieron las dos escuelas clásicas. *La Subperióstica* del sueco Dahl y la *Intraósea* de Strock, aunque su verdadero precursor fue el italiano Formiggini. Dahl no pudo desarrollar sus trabajos en Suecia por prohibición de las autoridades sanitarias (1943), Gerschkofer y Goldberg discípulos estadounidenses suyos, publicaron, en 1948, sus resultados con implantes de Vitallium. Su influencia en los Estados Unidos decayó pronto y nada nuevo hicieron a continuación. Por el contrario, en Europa, la Implantología se difundió rápidamente (15,27,28).Algunos

investigadores, a partir de 1937, llegaron a la conclusión de que los metales de diferente potencial eléctrico colocados en el cuerpo humano provocaban una verdadera batería y demostraron que las aleaciones mejores toleradas por él eran el Vitallium, Tantalio y Titanio, cuya ausencia de toxicidad ha sido totalmente comprobada (16)(23). En la década de los 50, se trabajaba en Italia la Implantología yuxtaósea. Marzini abría, tomaba la impresión del hueso y luego, al mes, y colocaba la infraestructura de Tantalio por debajo de la mucosa.

Formiggini diseñó un implante intraóseo en espiral, inicialmente de Tantalio y luego de Vitalio, que tuvo muchos adeptos. En los primeros tiempos, también tuvo gran auge la Implantología, en Francia e Italia(4)(29) Hasta este momento, la Implantología se basaba en la experimentación clínica, pero carecía de protocolo científico. En los años 60, en Suecia, el Dr. Brånemark y sus colaboradores descubrieron accidentalmente un mecanismo de adherencia de un metal al hueso. Brånemark estaba interesado en la microcirculación del hueso y los problemas de cicatrización de heridas (22,26) Para ello, utilizó una técnica que ya era conocida: la microscopía vital, introduciendo una cámara de observación en la tibia de un conejo. Cuando se utilizó una cámara de observación de Titanio y se la colocó con una técnica poco traumática, se produjo un hecho significativo: en el momento de su remoción, se descubrió que el hueso se había adherido al metal con gran tenacidad, demostrando que el titanio puede unirse firme e íntimamente al hueso humano y que aplicado en la boca puede ser pilar de soporte de diferentes tipos de prótesis, a este fenómeno, lo denomina Osteointegración (30,31). Lo importante del trabajo de Brånemark es que resaltó la necesidad de comprender los aspectos biológicos de los procesos de cicatrización natural del organismo al introducir un cuerpo extraño en el hueso. El sitio preparado para recibir el

implante fue visto como una herida en la que tenía que reducirse al mínimo la lesión de los tejidos (13)(3)(26). A partir de estos nuevos conceptos se hicieron diferentes estudios en perros, previamente desdentados y se desarrolló una fijación en forma de tornillo. En 1982, en Toronto (Canadá), Brånemark presenta al mundo odontológico la oseointegración y su implante de Titanio en forma de tornillo, avalado por un seguimiento clínico y una casuística irrefutable de más de 10 años. Así comienza la era científica o era de la Implantología moderna, que no sólo no se ha detenido, sino que además ha crecido en progresión geométrica desde entonces hasta nuestros días (9)(23)(27). Este estudio, todavía no interrumpido, revoluciona el mundo implantológico y estimula a diversas casas comerciales al desarrollo de lo que hoy es el «mercado implantológico». Mucho antes de los días de la osteointegración, algunos implantólogos ya cargaban los implantes dentales, aun cuando existía muy poca información científica confiable que respaldara estas técnicas para colocar en función a los implantes dentales y probablemente la carga inmediata tuvo un papel decisivo en la pérdida prematura de los implantes, dada la movilidad que producían (4)(19)(31). Los métodos imprecisos del fresado, utilizados entonces para realizar la osteotomía en los sitios de implantación, se traducían en la falta de estabilidad inicial y la generación de muchos espacios vacíos adyacentes al implante, y a esto se le sumaba que a estos implantes eran cargados inmediatamente. La carga prematura de estos implantes inestables, provocaban que los implantes se aflojaran y se encapsularan en tejido fibroso.(14)(28) (29) . Dejando rezagados, por su falta de documentación, los primeros ensayos de función inmediata sobre implantes de láminas, el primer trabajo de función inmediata sobre implantes Brånemark System fue publicado por Schitman y col. en 1996. (9,31,32). En 1999, Brånemark y col. publicaron sus

resultados sobre el concepto de función inmediata. La restauración protésica se completa en pocas horas. El resultado preliminar de los primeros 50 pacientes fue de 98 % de éxito. Conceptualmente, representó la función inmediata por excelencia, lo que se ha dado en llamar "diente en el día".(15,17,28)

Los implantes dentales tal y como los conocemos en la actualidad , tienen su origen en los estudios biológicos ya comentados con anterioridad que comenzaron en 1965 en la Universidad de Goteborg (Suecia), desarrollados por Bränemark y cols., en los que pretendía determinar la respuesta ósea ante distintos tipos de trauma en situaciones clínicas habituales (33-35) pudiendo observar "in vivo" la regeneración ósea. A partir de ahí, desarrollaron estudios de cicatrización tanto en el hueso como en los tejidos blandos bucales con el fin de crear un sustituto para la raíz de los dientes que estuviera anclado en los maxilares(36) desarrollando el concepto de osteointegración, cuya definición comentamos al inicio de esta introducción "la unión directa estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie del implante sometido a carga sin interposición de tejido fibroso". Bränemark aplicó posteriormente este descubrimiento a un revolucionario sistema de implantes

### **1.3.-LOS BIOMATERIALES**

La degradación de las propiedades de los tejidos asociadas a traumas y enfermedades relacionadas o no con el envejecimiento, hace necesario el uso de materiales biomédicos para reparar o reemplazar dichos tejidos. En el caso del hueso, un ejemplo de esta pérdida de propiedades es la disminución en su densidad a partir de los 30 años de edad que puede traducirse en una reducción de su resistencia mecánica de hasta el 40%, que puede ser aún mayor en el caso de las mujeres (Fig. 1). El efecto de la reducción en la densidad ósea en las propiedades

mecánicas puede verse acentuado por la degradación debida a tensiones cíclicas y al desgaste superficial en las articulaciones (37)

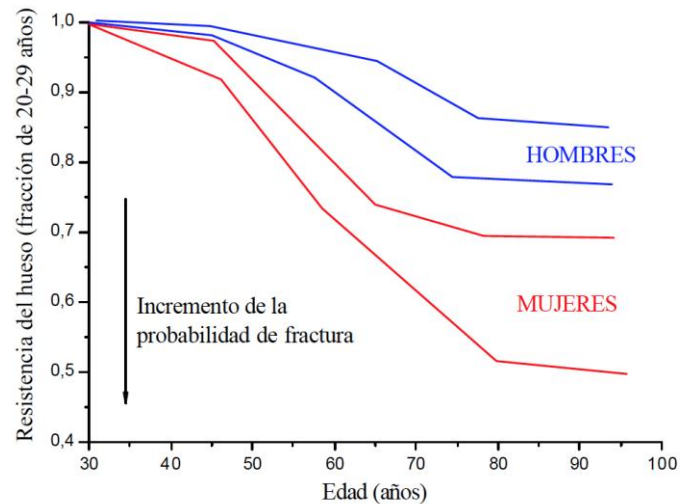


Figura 1. Efecto de la edad en la resistencia mecánica del hueso y en la probabilidad de fractura.

El trabajo interdisciplinario de médicos, biólogos, físicos, ingenieros y profesionales de otras áreas ha sido el principal motor para que la aplicación de los biomateriales en el campo de la medicina haya sufrido una importante evolución durante las últimas tres décadas. Esta mayor utilización de los biomateriales en la medicina ha sido, sin duda, uno de los factores de mayor repercusión en el aumento de la esperanza de vida observado durante la segunda parte del siglo XX. La importancia creciente de la aplicación de los materiales en la medicina queda mejor ejemplificada atendiendo a las estadísticas recientes de procedimientos quirúrgicos (Tabla 1) y del mercado de los biomateriales en los EEUU. Existen varios factores que han contribuido al incremento de estas estadísticas (38):

<b>Aparatos</b>	<b>Número/año</b>	<b>Biomaterial</b>
Lentes intraoculares	2,700,000	PMMA
Lentes de contacto	30,000,000	Acrilato de silicona
Injerto vascular	250,000	PTFE, PET
Prótesis de cadera y rodilla	500,000	Titanio, Co-Cr, PE
Catéter	200,000,000	Silicona, Teflon
Válvula cardiaca	200,000	Válvulas de cerdo, PyC, Ti, C-Cr.
Stent (cardiovascular)	>1,000,000	Acero inoxidable, NiTi, Co-Cr.
Implantes de seno	192,000	Silicona
Implantes dentales	300,000	Titanio
Marcapasos	430,000	Poliuretano
Dializador renal	16,000,000	Celulosa

Tabla 1.- Estadísticas sobre la cantidad de aparatos biomédicos consumidos en los Estados Unidos en el año 2000 según el National Institutes of Health

1. Limitada disponibilidad, inmuno-rechazo y otros aspectos relacionados con los transplantes que han hecho que las necesidades sean suplidas en muchos casos por implantes (aprox. 5 millones por año en el mundo).
2. La población mayor de 50 años está creciendo rápidamente debido fundamentalmente a la mayor expectativa de vida y al crecimiento de la población mundial.
3. En el caso del hueso, el progresivo deterioro de la calidad del tejido conectivo con la edad, especialmente a partir de los 30 años.
4. Aumento de la fiabilidad de implantes y prótesis, corroborada por cirujanos y pacientes.
5. Mejora de habilidades quirúrgicas, equipos e instalaciones hospitalarias para llevar a cabo las cirugías y tratamientos relacionados.
6. Avances en las prestaciones de los materiales utilizados para los implantes y sus diseños.
7. Normas internacionales y regulaciones gubernamentales que aumentan la fiabilidad de los implantes y prótesis.

#### **1.4.-BIOMATERIALES EN LA ACTUALIDAD**

Paralelamente a los avances alcanzados, la definición de biomaterial ha sufrido modificaciones para ser cada vez más coherente con los nuevos conocimientos que han permitido el desarrollo y aplicación de materiales de naturaleza diversa. Es así como, definiciones ampliamente aceptadas como la expuesta en la Conferencia de Chester de la Sociedad Europea de Biomateriales en 1986 (39) que define a un biomaterial como aquel material no vivo utilizado en un aparato médico y concebido para interactuar con sistemas biológicos, no abarca los materiales producto de la ingeniería de tejidos. En estos, las células son cultivadas en andamios (scaffolds) para que, con la señalización celular adecuada, construyan un tejido igual al que se desea reemplazar. Por tanto, es razonable pensar que la definición de biomaterial deber ser ahora más amplia incluyendo además a los materiales que, diseñados para interactuar con sistemas biológicos, poseen elementos vivos en su estructura. Por tanto, sin las palabras “no vivo” en la definición previa, esta se hace más general. Teniendo en cuenta que el material estudiado en este trabajo corresponde a la definición inicialmente expuesta, se omite en esta revisión a los materiales y procedimientos propios de la medicina regenerativa e ingeniería de tejidos (40,41). Más allá de las definiciones, la manera más efectiva de entender lo que es un biomaterial es a través del análisis de los requerimientos que debe cumplir para ser aplicado satisfactoriamente. Estos requerimientos están determinados por la naturaleza del tejido que se quiere reemplazar y su entorno funcional. En el caso particular de biomateriales para el reemplazo de hueso, se debe tener en cuenta que el material a reemplazar es un tejido denominado duro, evidente por comparación con otros tejidos, con una rigidez relativamente baja (12 a 20 Gigapascal(GPa), según la dirección (42) y una

resistencia mecánica longitudinal de unos 130 Megapascal (MPa) (42), de la cual es responsable fundamental la hidroxiapatita. Está formada por fosfato de calciocristalino ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ ); a veces formulado como  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  para denotar que la unidad cristalina está formada por dos entidades [comúnmente abreviada como OHAp, HA ó  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ] que es su fase mineral.

Las fibras de colágeno, esencialmente tipo I, sirven de substrato de la fase mineral (Fig. 2), equilibrando su baja elasticidad y tenacidad.

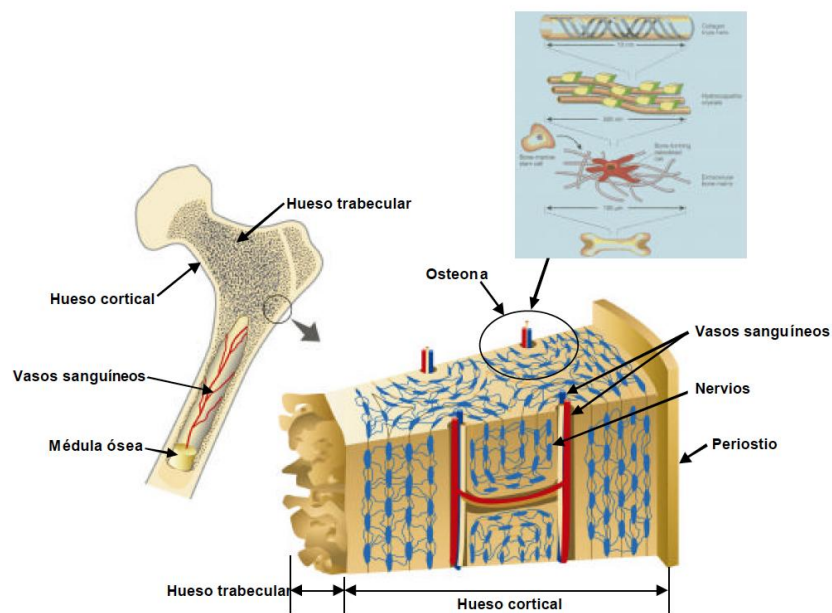


Figura 2. Estructura del hueso cortical

La fase viva del hueso la representan varios tipos de células (osteoblastos, osteoclastos, osteocitos y de revestimiento) en una matriz extracelular compuesta fundamentalmente por colágeno tipo I.

La complejidad de la estructura del hueso es la responsable de su comportamiento mecánico particular: anisótropo, heterogéneo, no lineal, viscoelástico y termo-reológicamente complejo(43). A todo esto se debe sumar la presencia de un ambiente fisiológico circundante altamente agresivo. Cabe destacar que las propiedades mecánicas antes mencionadas de hueso cortical ó

compacto, (capa exterior del hueso), cambian drásticamente en el caso del hueso trabecular o esponjoso (capa interna del hueso) de tal forma que la elasticidad se encuentra típicamente entre 0.010 y 2 GPa (44) y la resistencia a compresión, lineal y fuertemente correlacionada con la elasticidad, está en el rango de 0.1 a 30 MPa (45,46).

Por tanto, el material candidato para el reemplazo de hueso debe ser resistente a la corrosión en el ambiente fisiológico, biocompatible, bioadherente (crecimiento de hueso en contacto), biofuncional (propiedades mecánicas adecuadas, especialmente resistencia a fatiga y módulo de Young cercano al del hueso), conformable y disponible(47). De estas exigencias, es sin duda la biocompatibilidad, la condición fundamental que debe cumplir el material, que no debe ser considerada una propiedad, sino el resultado de la interacción de propiedades intrínsecas con el tejido receptor y su entorno biológico.

Es indispensable entonces que esta interacción sea positiva o por lo menos que no sea nociva para el tejido circundante y, por tanto, para el resto del organismo, permitiendo de esta manera que el material sea biocompatible.

Como en el caso de la definición de *biomaterial*, se pueden encontrar en la literatura varias definiciones de *biocompatibilidad*, la mayoría con una ilustración acertada del concepto. La idea principal de biocompatibilidad está expresada de manera precisa en la definición consensuada en la conferencia de Chester (39), estableciendo que biocompatibilidad es la capacidad de un material de ser utilizado con una respuesta apropiada del tejido receptor en una aplicación específica. Esta definición queda adecuadamente complementada con la norma ISO10993-1(48) en la cual se presentan las pautas para la evaluación sistemática in vivo de un material del cual se quiere saber su biocompatibilidad. La evaluación

de la “reacción a cuerpo extraño” del tejido receptor después de un mes de implantación es considerada como una manera práctica de estimar la biocompatibilidad de un material, especialmente útil a nivel clínico (49).

La evaluación de un material para utilizarse en implantes o prótesis pasan necesariamente por el análisis del tipo de reacción que induce en la interfase biomaterial- tejido, la cual a su vez, determina el mecanismo de adhesión al tejido. Se acepta ampliamente que ningún material probado hasta ahora en un tejido vivo puede considerarse totalmente inerte ya que se ha demostrado que todos generan una respuesta en dicho tejido, afectando invariablemente el proceso normal de curación. Generalmente se acepta la existencia de cuatro clases de respuesta tisular y cuatro formas de adhesión del biomaterial al tejido (50). La Tabla 2, resumen el tipo de respuesta del tejido al implante

---

**Material tóxico:** tejido circundante muere.

**Material no-tóxico y biológicamente inactivo (casi inerte):** se forma un tejido fibroso de espesor variable.

**Material no-tóxico y biológicamente activo (bioactivo):** se forma un enlace interfacial.

**Material no-tóxico y se disuelve:** el tejido circundante lo reemplaza.

---

Tabla 2. Tipos de respuesta del tejido al implante

El concepto de osteogénesis, formación de hueso por crecimiento o por reparación debido a la actividad de los osteoblastos, ha sido propuesto como el método más conveniente para evaluar la respuesta del hueso a los biomateriales utilizados para su reemplazo (51). La Tabla 2 y la Tabla 3 resumen de manera precisa tanto las clases de respuesta como las formas de adhesión asociada.

Tipo de adhesión	Ejemplo
1. Los cerámicos densos, no-porosos, casi inertes, se adhieren por crecimiento del hueso en las irregularidades superficiales por cementación del implante en el tejido o por ajuste a presión dentro del defecto (“fijación morfológica”).	$Al_2O_3$ (mono y policristalina)
2. En los implantes inertes y porosos el hueso crece al interior y la adhesión es de tipo mecánica (“fijación biológica”).	$Al_2O_3$ (policristalina) y metales porosos recubiertos con hidroxiapatita
3. Los cerámicos, vidrios y vitrocerámicas densos, no-porosos y reactivos superficialmente se adhieren directamente por enlace químico con el hueso (“fijación bioactiva”).	Vidrios y vitrocerámicas bioactivas e hidroxiapatita
4. Los cerámicos degradables, densos, no-porosos (o porosos), están diseñados para ser reemplazados lentamente por el hueso.	Sulfato de calcio, fosfato tricálcico, sales calcio-fosfato.

Tabla 3. Tipo de adhesión biocerámico-adhesión y su clasificación

A partir del análisis de los patrones de osteogénesis los biomateriales se dividen en tres clases, como se presenta en la Tabla 4. Nótese que esta clasificación es complementaria a la presentada previamente en función de la reacción interfacial, ya que la forma en la cual el hueso crece es consecuencia de la reacción del tejido en la interfase. Es por esto que el acero inoxidable es considerado un material biotolerante, según la osteogénesis que induce, pero estaría en una clasificación intermedia entre no-tóxico y bioinerte, según la reacción con el tejido. Esto debido a la posibilidad de liberación de iones y reacciones alérgicas asociadas a su composición química (52).

<b>Patrón de osteogénesis</b>	<b>Biomateriales</b>	
Osteogénesis intervenida	Acero inoxidable, Vitallium, PMMA	Materiales biotolerantes
Osteogénesis por contacto	Titanio y aleaciones, carbono, alúmina, circona, titania, nitruro de titanio, nitruro de silicio	Materiales bioinertes
Osteogénesis por enlace	Vidrios y vitrocerámicos bioactivos, hidroxiapatita	Materiales bioactivos

Tabla 4: Biocompatibilidad de algunos materiales según patrón de osteogénesis.

Por lo tanto, se utiliza a continuación la clasificación según el patrón de osteogénesis para presentar una revisión de dichos materiales. Al final, se hace una breve mención de los materiales no-tóxicos y biodegradables, los cuales no están incluidos en la clasificación según la osteogénesis. La descripción de los biomateriales bioactivos, los cuales presentan osteogénesis de enlace, se hace de manera separada más adelante.

Los biomateriales biotolerantes se caracterizan por que, una vez implantados, se ven rodeados por una capa delgada de tejido fibroso. Además, su composición química y propiedades superficiales pueden dar lugar a reacciones adversas del tejido circundante, debido a la liberación de iones al medio o de residuos particulados (51). El acero inoxidable es sin duda el más representativo de los biomateriales biotolerantes para el reemplazo de hueso, siendo también el primer material metálico utilizado con relativo éxito para este propósito (53). Otro ejemplo son las aleaciones base Co-Cr, representativas de las aleaciones de Co

utilizadas para aplicaciones biomédicas. Estas tienen mayor resistencia al desgaste que los aceros inoxidable y las aleaciones de titanio, por lo cual son más adecuadas para la cabeza de la prótesis. El polimetilmetacrilato (PMMA, cemento óseo) utilizado para la fijación de prótesis de cadera, es considerado también como biomaterial biotolerante. Esto se debe a que existe siempre la posibilidad de la formación de la cápsula de tejido fibroso en varias regiones de la interfase PMMA-hueso debido a factores como la toxicidad del monómero libre metilmetacrilato, necrosis del hueso por las altas temperaturas de polimerización o devascularización durante la preparación del canal en el hueso (54).

#### **1.4.1- Biomateriales bioinertes**

Como se ha mencionado previamente, ningún material de los utilizados hasta ahora para implantes puede considerarse como inerte ya que todos inducen una respuesta en el tejido vivo (Tablas 3 y 4). Desde el punto de vista de la respuesta en la interfase implante-tejido, los biomateriales bioinertes se caracterizan por no reaccionar de manera apreciable con el tejido (considerados química y biológicamente inactivos), permitiendo la formación de una capa de tejido fibroso de espesor variable (50) Como consecuencia, la adhesión del implante es exclusivamente mecánica produciéndose la denominada “fijación biológica”. El espesor de la cápsula fibrosa puede variar dependiendo del material y de la extensión del movimiento relativo. Desde el punto de vista del patrón de osteogénesis, los biomateriales bioinertes permiten una “osteogénesis por contacto” en la cual el hueso crece de manera ordenada en contacto directo con el implante generalmente con un espesor mínimo de capa de tejido fibroso (51). Esto es equivalente al concepto de osteointegración utilizado por primera vez por Brånemark (55) para describir el comportamiento de implantes dentales de titanio

en contacto con el hueso: aposición íntima del hueso con respecto al implante de titanio sin tejido intermedio. Esta definición de osteointegración supone la no presencia de tejido fibroso, al observar la interfase implante-hueso al microscopio óptico con una resolución de 0.5 mm. Sin embargo, numerosos trabajos posteriores al trabajo de Branemark, con instrumentos de mayor resolución, han corroborado la existencia de una delgada capa de tejido fibroso, modificando la concepción que inicialmente se tenía de la osteointegración (56) . En la Tabla 5 se resumen las principales aplicaciones y propiedades de los biomateriales bioinertes utilizados para implantes.

<b>Materiales</b>	<b>Aplicaciones</b>	<b>Propiedades</b>
Aleación Co-Cr	Vástago, bola y copa de las prótesis de cadera.	Rígido, duro y resistente al desgaste
Aleación de titanio	Vástago, recubrimiento poroso, soporte para el UHMWPE.	Baja rigidez
Titanio puro (c.p.)	Implantes dentales, recubrimiento poroso.	Excelente osteointegración
Hidroxiapatita	Recubrimiento.	Rápida osteointegración, degradación largo plazo.
Alúmina	Bola y copa.	Dura, frágil, elevada resistencia al desgaste.
Circona	Bola	Alta tenacidad, elevada resistencia al desgaste.
UHMWPE	Copa y plato de la tibia en prótesis de rodilla	Frágil, baja resistencia a tracción, baja resistencia a fatiga
PMMA	Fijación con cemento óseo	Frágil, baja resistencia a tracción, baja resistencia a fatiga

Tabla 5. Aplicaciones y propiedades de los materiales bioinertes más comunes

#### **1.4.2.-Biomateriales reabsorbibles**

Los biomateriales reabsorbibles están diseñados para degradarse gradualmente con el tiempo y, por tanto, para ser reemplazados por el tejido receptor. A pesar de que este es el concepto ideal para el reemplazo de cualquier tejido, el desarrollo de biocerámicos reabsorbibles funcionalmente óptimos presenta una serie de complicaciones asociadas fundamentalmente a la dificultad

para ajustar las velocidades de reabsorción con las de sustitución por tejido nuevo y al mantenimiento de la resistencia y de la estabilidad interfacial durante el periodo de degradación (57). Casi todos los biocerámicos reabsorbibles son variaciones de fosfato de calcio y su carácter biodegradable radica en su similitud con la fase mineral del hueso que consiste básicamente en iones calcio y fosfato, con trazas de magnesio, carbonato, hidroxilo, cloruro, fluoruro y citrato(50) .

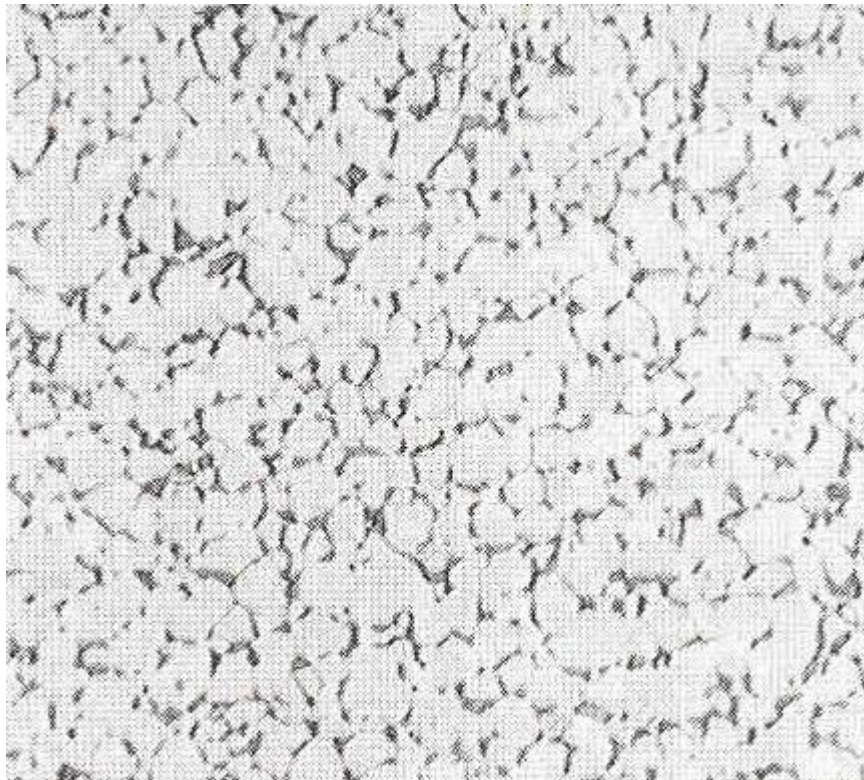
### **1.5 La aleación Ti6Al4V**

La aleación Ti6Al4V intersticial extra-baja (ELI) (ASTM F136) y el titanio comercialmente puro (Ti c.p., ASTM F67) son los biomateriales metálicos más ampliamente utilizados en la actualidad. Las aplicaciones principales son prótesis articulares (cadera, rodilla, hombro, etc.) e implantes dentales. El hecho de que la aleación Ti6Al4V y el Ti comercialmente puro (c.p.) cumplan de manera eficiente con las condiciones básicas para la utilización de un biomaterial en el reemplazo de hueso. Es la razón para su amplia aceptación a nivel clínico. A continuación se hace una descripción de las características metalúrgicas y propiedades mecánicas más relevantes de la aleación Ti6Al4V a la luz de su aplicación, al igual que se analiza su alta resistencia a la corrosión y su carácter bioinerte.

#### **1.5.1 Características metalúrgicas y propiedades mecánicas**

La aleación Ti6Al4V es una del tipo *alfa+beta* ( $\alpha+\beta$ ) y su microestructura depende del tratamiento térmico y de la conformación mecánica previa. Actualmente es la aleación de titanio de mayor uso, tal que más del 50% del titanio producido en el mundo se dedica a su fabricación (58). Aproximadamente el 80% de la producción se dedica a la industria aeroespacial, un 3% para aplicaciones biomédicas y el resto en los sectores automotriz, químico y marino.

La aleación Ti6Al4V más utilizada para el reemplazo de hueso es la que tiene una microestructura del tipo “*mill annealed*” (Fig. 3) que consiste en granos equiaxiales y placas de Widmanstätten  $\alpha$ , en una matriz  $\beta$  no transformada. Esta microestructura es el resultado de calentar y deformar en la región  $\alpha + \beta$  y enfriar luego lentamente, permitiendo la transformación de  $\beta$  a  $\alpha$ . Este tipo de microestructura permite obtener una excelente combinación de resistencia mecánica, tenacidad, ductilidad y resistencia a fatiga (58). Concretamente, su límite elástico, resistencia a tracción, porcentaje de alargamiento y estricción son superiores a los que presenta la aleación con microestructura tipo Widmanstätten (Tabla 6). Además, la velocidad de propagación de fisuras por fatiga es mayor en la aleación con microestructura tipo Widmanstätten con respecto a la *mill annealed* (59).



**Figura 3.** Microestructura típica de la aleación Ti6Al4V mill annealed de grado

médio

<b>Microestructura</b>	<b>Límite elástico (MPa)</b>	<b>Resistencia a tracción (MPa)</b>	<b>Elongación (%)</b>	<b>Estricción (%)</b>
Mill-annealed	880	945	18	34
Widmanstätten	750	885	15	18
Martensita	840	1070	7	14

Tabla 6. Propiedades mecánicas a tracción de la aleación Ti6Al4V

### **1.5.2. Comportamiento del titanio como implante: bioinerte, biocompatible y osteointegrable**

Los mecanismos involucrados en la respuesta de los tejidos a los biomateriales son complejos debido a la gran variedad de factores involucrados relacionados con la naturaleza del material, especialmente las propiedades superficiales, y con el ambiente fisiológico. Estos mecanismos no se han dilucidado completamente y siguen siendo motivo de estudio e investigación en el ámbito de los biomateriales. La etapa final del proceso curativo de respuesta al implante de un biomaterial bioinerte como la aleación Ti6Al4V es la fibrosis ó encapsulación fibrosa compuesta de colágeno y fibroblastos (60). A esta etapa final le preceden una secuencia de eventos previos (Tabla 7), más o menos bien caracterizados, que determinan las características definitivas de la capa de tejido fibroso y, por lo tanto, de la interfase general tejido receptor-implante. En este apartado, sólo se hace una breve descripción de dichos eventos.

---

<b>Herida</b>
<b>Interacciones material-sangre</b>
<b>Formación de la matriz provisional</b>
<b>Inflamación aguda</b>
<b>Inflamación crónica</b>
<b>Granulación del tejido</b>
<b>Reacción a cuerpo extraño</b>
<b>Desarrollo de la cápsula fibrosa (Fibrosis)</b>

---

Tabla 7. Secuencias de reacciones en el tejido receptor después de la implantación.

El primer evento que sucede, casi inmediatamente después de implantar el biomaterial, es la adsorción de proteínas, tal que, en pocos minutos, se forma una monocapa de ellas en la superficie. Las propiedades fisicoquímicas de la superficie implantada determinan la naturaleza de las proteínas adsorbidas. En vista de que esta adsorción ocurre mucho antes de que las células lleguen a la superficie del material, las proteínas es lo primero que las células se encuentran. El resultado de los procesos celulares originados por la naturaleza de las proteínas adsorbidas es lo que se conoce generalmente como “reacción a cuerpo extraño”, que es una forma especial de inflamación no específica. La etapa posterior de reacción a cuerpo extraño está determinada fundamentalmente por la forma y la topografía de la superficie del biomaterial.

Finalmente, aún en materiales altamente inertes como el Ti c.p. y Ti6Al4V, la fibrosis (i.e. cápsula de tejido fibroso) rodea el implante con el tejido resultante de la reacción a cuerpo extraño, aislándolo del tejido local. Las características de la fibrosis dependen de una serie de factores que no están totalmente clarificados: la

naturaleza fisicoquímica de la superficie, las condiciones de carga, las condiciones del tejido receptor, la extensión de la lesión creada durante la implantación y la cantidad de matriz provisional generada, etc (61).

La resistencia mecánica del Ti c.p. y de la aleación Ti6Al4V es menor que la del acero inoxidable 316L y de la aleación CoCrMo (Tabla 8). Sin embargo, cuando se compara la resistencia específica (relación resistencia mecánica/densidad), tanto el Ti c.p. como la aleación Ti6Al4V superan a las otras aleaciones antes mencionadas

Material	ASTM	Condición	M. de Young (GPa)	Límite elástico (MPa)	Resistencia a tracción (MPa)	Límite de fatiga* (MPa)
Acero inoxidable	F745	Recocido	190	221	483	221-280
	F55, F56, F138, F139	Recocido	190	331	586	241-276
		30% trabajado en frío	190	792	930	310-448
Aleaciones Co-Cr	F75	Forjado en frío	190	1213	1351	820
		Fundido/recocido	210	448-517	655-889	207-310
	F799	P/M HIP	253	841	1277	725-950
		Forjado en caliente	210	896-1200	1399-1586	600-896
	F90	Recocido	210	448-648	951-1220	NA
		44% trabajado en frío	210	1606	1896	586
F562	Forjado en caliente	232	965-1000	1206	500	
	Trabajado en frío, envejecido	232	1500	1795	689-793 (tracción axial, R = 0.05, 30 Hz)	
Aleaciones de Ti	F67	30% trabajado en frío, G4	110	485	760	300
	F136	Forjado recocido	116	896	965	620
		Forjado, tratado térmicamente	116	1034	1103	620-689

\*Para  $10^7$  ciclos y  $R = -1$ .

Tabla 8. Propiedades mecánicas típicas de los metales para prótesis e implantes

La gran osteointegración del titanio, especialmente referida a los implantes dentales, es una consecuencia directa de su alta biocompatibilidad y, por lo tanto, de su carácter bioinerte o casi inerte. Como se mencionó antes, el concepto de

osteointegración fue desarrollado inicialmente por el grupo del Prof. Per-Invar Brånemark en la universidad de Goteborg en Suecia (55). Sin embargo, la primera definición de osteointegración propuesta por Brånemark, en la que se consideraba que la conexión del hueso con la superficie del implante era de íntima aposición sin tejido intermedio, se ha visto modificada en los años posteriores, con la demostración de la existencia de la capa intermedia de tejido fibroso, generalmente muy delgada. Esto ha llevado a la definición modificada años más tarde por el mismo Brånemark, en la cual la osteointegración se define como la conexión directa estructural y funcional entre hueso vivo y ordenado y la superficie de un implante soportando carga (62).

A pesar de que las estadísticas de fallo en los implantes de Ti c.p. y Ti6Al4V no se relacionan siempre a la presencia de la cápsula de tejido fibroso o la liberación de iones y partículas al medio, el hecho de que la mayoría de estos fallos se originan en la interfase tejido-implante (63,64), permite pensar que, especialmente la fibrosis, puede tener un papel importante en dichos fallos. Este papel será más importante, en la medida en que el espesor de la capa de tejido fibroso sea mayor, ya que la posibilidad de micromovimientos aumenta y, por lo tanto, se ve comprometida la estabilidad mecánica del implante e incluso la osteointegración original del implante.

### **1.6.1. Modificación superficial para mejorar la respuesta del tejido**

Los diferentes métodos de modificación superficial aplicados en los implantes y prótesis de titanio buscan actuar sobre una o varias de las propiedades que caracterizan la superficie (Tabla 9), con el objetivo de afectar positivamente uno o varios de los factores que determinan la reacción de respuesta del tejido

receptor. La modificación de la naturaleza química de la superficie de los implantes de Ti6Al4V es una de las alternativas existentes para el mejoramiento de su comportamiento en contacto con el hueso y, al ser utilizada en este trabajo, se describe detalladamente a continuación.

<b>Propiedad</b>	<b>Descripción</b>
Composición química	Composición atómica y estado químico de los elementos
Estructura y defectos	Cristalinidad, inclusiones, vacantes y límites de grano
Morfología	Forma 2D y 3D de los detalles superficiales
Textura	Área específica
Rugosidad	Porosidad
Energía superficial	Mojabilidad Adsorción Energía superficial
Eléctrica	Potencial de superficie
Mecánica	Elasticidad/plasticidad Tensión residual

Tabla 9. Propiedades que caracterizan la superficie de un implante

### **1.7.1. Modificación de la naturaleza química superficial: bioinerte a bioactiva**

El carácter bioinerte de materiales como el titanio ha sido descrito en apartados anteriores definiéndose como la capacidad que tienen algunos biomateriales de no inducir una reacción apreciablemente adversa en el tejido huésped, quedando finalmente encapsulados en una capa muy delgada de tejido fibroso (fibrosis). Como consecuencia, no forman un enlace directo con el tejido,

lográndose por lo tanto una unión exclusivamente mecánica denominada “fijación biológica”(50). Los biomateriales bioactivos tienen un comportamiento intermedio entre los reabsorbibles y los bioinertes, y se caracterizan por estimular reacciones favorables en el tejido receptor tal que, finalmente, logran un enlace químico directo con él, produciéndose una fijación denominada “fijación bioactiva” (50). Formalmente, un material bioactivo se define como aquel que no es tóxico y que es biológicamente activo, a diferencia de los biomateriales bioinertes que se consideran no tóxicos y biológicamente no activos (39). Una definición más completa de material bioactivo fue propuesta por Hench y Wilson (65): un material bioactivo es aquel que genera una respuesta biológica específica en la interfase del material con el tejido resultando en un enlace entre ambos. Este concepto, utilizado por primera vez por Hench (66) a partir de su descubrimiento de los vidrios bioactivos, está basado en el control de la química superficial del material tal que, cuando este es bioactivo, reacciona químicamente con el fluido fisiológico de manera compatible con el proceso de reparación del tejido.

El mecanismo de bioactividad de los materiales bioactivos en contacto con el hueso se caracteriza por una modificación de la superficie, dependiente del tiempo en contacto con el fluido fisiológico, que ocurre después de la implantación (67). Después de implantado, se forma en la superficie del material una capa biológicamente activa de hidroxicarbonato de apatita (HCA) que promueve el enlace con el tejido. La extensión en la reacción de formación de esta capa depende del nivel relativo de reactividad de la superficie con el medio (Figs. 4).

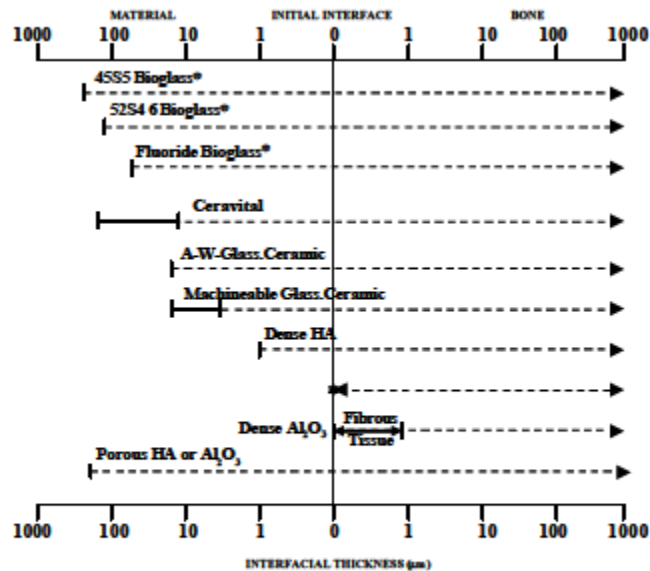


Figura 4. Comparación del espesor interfacial ( $\mu\text{m}$ ) de la capa de reacción en implantes bioactivos o tejido fibroso de biocerámicos inactivos

La capa de HCA que se forma es química y estructuralmente equivalente a la fase mineral del hueso. Sin embargo, es su comportamiento biológicamente equivalente al de dicha fase mineral, el principal responsable del enlace interfacial con el hueso. Los materiales bioactivos desarrollan una interfase adherente con el tejido que resiste tensiones mecánicas de cierta magnitud. En muchos casos, la resistencia de la interfase es equivalente o mayor que la resistencia intrínseca del material del implante o del tejido receptor. La Figura 5 muestra un implante bioactivo unido al hueso con una adherencia suficientemente grande para resistir a la fractura. El fallo se presenta ya sea en el implante o en el hueso, pero rara vez en la interfase. Esta buena resistencia mecánica de la interfase tejido implante se debe a la ausencia del tejido fibroso intermedio, reemplazado por hueso reparado y enlazado directamente al implante.

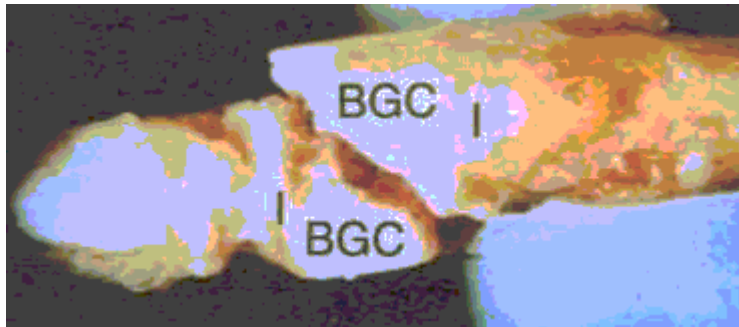


Fig. 5. Fractura por impacto torsional de BGC (Bioglass<sup>®</sup>-ceramic) 45S5 utilizado en reemplazo de hueso de mono. Nótese la intercara enlazada

La estabilidad mecánica de la interfase también se ve favorecida por las fibrillas de colágeno que se enlazan dentro del aglomerado policristalino de HCA, enlazando a su vez la superficie del implante con los componentes orgánicos del tejido. Por tanto, se considera que la interfase entre el material bioactivo y el hueso es casi idéntica a la que se presenta naturalmente entre el hueso y los tendones y ligamentos (65). Esto implica que la transferencia de carga a través de la interfase genera un gradiente de tensiones similar al que se presenta en la interfase fisiológica original. Esta ventaja, sin embargo, no ha podido ser explotada con el uso de materiales bioactivos monolíticos debido a su gran fragilidad. En consecuencia, la opción ha sido utilizarlos como recubrimientos sobre metales como el titanio, generando una bioactividad superficial con substrato de alta resistencia mecánica. Siendo el material estudiado en este trabajo un ejemplo de esta aplicación, se dedica más adelante un apartado completo a la utilización de recubrimientos de materiales bioactivos sobre el titanio. El concepto actual de material bioactivo se ha visto ampliado con la inclusión de un gran número de materiales que no sólo se caracterizan por la formación de HCA, sino que además, poseen un amplio rango de velocidades de enlace con el hueso y de espesores de capa de HCA precipitada (Fig.4 y Tabla 4).

Desde el punto de vista del patrón de osteogénesis con respecto a la superficie del implante, los biomateriales bioactivos pueden clasificarse en dos grupos: los osteoconductores que se enlazan al hueso y estimulan su crecimiento a lo largo de la superficie del material (ej. HA sintética y las cerámicas de fosfato tricálcico) y los osteoproductores que estimulan el crecimiento de nuevo hueso lejos de la interfase hueso- implante (ej. el vidrio bioactivo).

### **1.8. Recubrimientos bioactivos sobre la aleación Ti6Al4V**

Con el objetivo de aprovechar la biofuncionalidad superficial de los materiales bioactivos y la funcionalidad mecánica del titanio, estos materiales se pueden combinar en un sistema recubrimiento bioactivo/substrato de titanio. Se conocen dos maneras de aproximarse a este concepto:

1.- La modificación fisicoquímica de la capa protectora de  $TiO_2$  convirtiéndola en una superficie bioactiva

2.- El aporte de un nuevo material bioactivo que recubra la superficie bioinerte del titanio o, más concretamente, del  $TiO_2$ .

De las dos aproximaciones mencionadas, la primera se ha realizado mediante el ataque químico alcalino de la capa de  $TiO_2$ , seguido por un tratamiento térmico que forma una capa compuesta mayoritariamente de titanato de sodio ( $Na_2Ti_5O_{11}$ ) (68,69). Cuando el titanio, así modificado superficialmente, se sumerge en fluido fisiológico se presenta la formación de apatita similar a la del hueso y fuertemente adherida al substrato. La alternativa mixta, en la cual, antes de este tratamiento termoquímico, el titanio se somete a un tratamiento de granallado con partículas cerámicas de diferente naturaleza, demostrando mejores resultados en la osteointegración del titanio. El material bioactivo por excelencia utilizado para recubrir el titanio ha sido la hidroxiapatita sintética

[Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub>] depositada mediante proyección por plasma. Los vidrios bioactivos también han sido candidatos para esta aplicación, por su capacidad de precipitar HCA en presencia de fluido fisiológico. En vista de que estas dos vías tienen una gran relevancia dentro de la hipótesis de trabajo de esta investigación, se tratan con suficiente detalle a continuación.

### **1.8.1. Recubrimientos de hidroxiapatita (HA)**

La hidroxiapatita sintética, como biomaterial para el reemplazo de hueso, debe considerarse, en principio, como una opción obvia teniendo en cuenta que el hueso natural tienen aproximadamente el 70 % en peso y el 50% en volumen de una fase mineral de apatita biológica. Aunque esta apatita difiere de la hidroxiapatita sintética en estequiometría, composición, cristalinidad, propiedades físicas y mecánicas, ha demostrado ser biológicamente equivalente, ya que induce básicamente la misma respuesta celular (70).

La apatita biológica presente en el hueso es un fosfato deficiente en calcio (Ca<sup>2+</sup>) y siempre sustituido por carbonato (CO<sub>3</sub><sup>2-</sup>). Por tanto, es más apropiado referirse a esta fase como apatita carbonatada y no como HA (71). Esta apatita carbonatada se presenta generalmente en forma no-estequiométrica, con bajas relaciones Ca/P y contiene, además de imperfecciones estructurales, cantidades importantes de otros iones extraños diferentes al CO<sub>3</sub><sup>2-</sup>, como el citrato (C<sub>6</sub>H<sub>7</sub>O<sub>7</sub><sup>-</sup>), magnesio (Mg<sup>2+</sup>), sodio (Na<sup>+</sup>) y trazas de cloruro (Cl<sup>-</sup>), fluoruro (F<sup>-</sup>), potasio (K<sup>+</sup>), estroncio (Sr<sup>2+</sup>) y otros iones metálicos(72-74). La Tabla 10 presenta una comparación entre las propiedades de la apatita carbonatada del hueso y la hidroxiapatita sintética.

La HA, estrictamente hidroxiapatita de calcio, es un compuesto perteneciente a la familia de las apatitas, con una composición definida  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$  y una estructura cristalográfica definida (sistema hexagonal) (75).

	Hueso	HA
<i>Constituyentes (% en peso)</i>		
Calcio, $Ca^{2+}$	24.5	39.6
Fósforo, P	11.5	18.5
Ca/P molar	1.65	1.67
Sodio, $Na^+$	0.7	trazas
Potasio, $K^+$	0.03	trazas
Magnesio, $Mg^{2+}$	0.55	trazas
Carbonato, $CO_3^{2-}$	5.8	-
Fluoruro, F <sup>-</sup>	5.8	-
Cloruro, Cl	0.1	-
Residuo seco (inorgánico total)	65	100
Orgánico total	25.0	-
Agua absorbida (cortical)	9.7	-
<i>Propiedades cristalográficas</i>		
Parámetros de red ( $\pm 0.003 \text{ \AA}$ )		
Eje a	9.419	9.422
Eje c	6.880	6.880
Índice de cristalinidad	33-37	100
<i>Propiedades mecánicas</i>		
Modulo de elasticidad ( $10^6 \text{ MPa}$ )	0.020	0.01
Resistencia a tracción (MPa)	150	100

Tabla 10. Comparación de la composición cristalografía y propiedades mecánicas del hueso y la hidroxiapatita.

El comportamiento bioactivo de la HA ha sido ampliamente demostrado por numerosos estudios. La formación de microcristales de apatita carbonatada, generalmente con crecimiento epitaxial, sobre la superficie de muestras de HA, tanto in vitro como in vivo, se cree que es la consecuencia de un proceso de disolución-precipitación en dicha superficie (70). Estos cristales se han visto siempre íntimamente asociados a la formación de una matriz orgánica, sin estar esto totalmente explicado hasta ahora. De otro lado, el efecto favorable de la bioactividad de la HA en la respuesta del tejido receptor ha sido también

ampliamente estudiado, demostrando el aumento de la adhesión de diferentes tipos de células, incluyendo osteoblastos y osteoclastos (76). La HA es considerada bioactiva y osteoconductora, con lo cual, además de formar un enlace directo con el hueso receptor, sin la presencia de fibrosis (osteogénesis de enlace), permite la formación de hueso sirviendo como “andamio” ó “plantilla”, lo que a su vez contribuye a la adhesión de células productoras de matriz extracelular y de moléculas orgánicas (70). A pesar de las enormes ventajas que ofrece la HA para su utilización en el reemplazo de hueso, desde el punto de vista de la respuesta biológica, sus pobres propiedades mecánicas (Tabla 10) han limitado su aplicación clínica a situaciones en las que las exigencias biomecánicas son despreciables: pequeños implantes sin carga como los del oído medio, con metal de refuerzo en implantes dentales ó para implantes porosos de baja carga en los cuales el hueso actúa como fase de refuerzo (50). Las bajas prestaciones mecánicas de la HA han sido una de las principales motivaciones para utilizarla como recubrimiento de los implantes metálicos con el ánimo de sumar su bioactividad con la resistencia mecánica del sustrato. Existen varias técnicas disponibles para aplicar recubrimientos de HA como la electrofóresis, el sol-gel, técnicas electroquímicas, biomiméticas y de recubrimiento en vacío (PVD). Sin embargo, la más utilizada es la proyección por plasma (77,78) que consiste básicamente en emplear un plasma ó gas ionizado como vehículo para depositar las partículas de HA sobre el sustrato. Las variables involucradas en la proyección por plasma son numerosas, tales como los gases usados, los dispositivos eléctricos, la separación entre la boquilla y el sustrato, la naturaleza química de las partículas y su estabilidad térmica, su morfología, tamaño medio de partícula y distribución de tamaño, entre otras (79). Concretamente, debido a las altas temperaturas y cortos tiempos

involucrados en el proceso, el comportamiento del polvo de HA es generalmente diferente al esperado a partir del diagrama de equilibrio. Así, los análisis de difracción de rayos X han mostrado que los recubrimientos de HA difieren en cristalinidad (HA de baja cristalinidad y otros fosfatos tanto amorfos como cristalinos) y composición (no homogénea, con mayor contenido en fosfato amorfo cerca del substrato) con respecto al polvo HA de partida (80,81). Teniendo en cuenta que cada fase de fosfato de calcio tiene diferente solubilidad en solución acuosa, la presencia de estas fases compromete la estabilidad de los implantes recubiertos con HA, especialmente a mediano y largo plazo, como se ha observado en algunas investigaciones (82).

### **1.9.-OSTEOINTEGRACIÓN**

Los implantes dentales logran su osteointegración por el contacto estructural y funcional de la conexión entre el hueso y la superficie del implante (83,84). Sin embargo, se requiere de mantenimiento para preservar la integridad del tornillo durante la colocación y la posterior función. El contacto hueso / implante está relacionado con un tratamiento superficial de los implantes, que, a su vez, tiene como objetivo aumentar esta superficie, facilitar la unión al hueso, y mejorar la propiedades biomecánicas del implante (85-87). Las características mecánicas de unión proporcionadas por la rugosidad de la superficie, aumentan la resistencia a la torsión al aumentar la cantidad de contacto hueso-implante (85,87,88)

### **1.10.-CARACTERÍSTICAS DEL IMPLANTE DENTAL**

Los implantes dentales logran su osteointegración por el contacto estructural y funcional de la conexión entre el hueso y la superficie del implante (5-6). Sin embargo, se requiere de mantenimiento para mantener la integridad del

tornillo durante la colocación y la posterior función. La estabilidad primaria en los implantes consiste en la resistencia al movimiento inmediatamente después de la inserción del implante. Es uno de los factores que determinan la osteointegración y depende de varios factores como el tipo de hueso, la forma, longitud, diámetro, y superficie de tratamiento del implante así como el tipo y el número de espiras (10-12). La geometría de la espira del implante dental es un factor importante para lograr una buena estabilidad y una osteointegración inicial ya que influye en el contacto hueso implante, el torque de desinserción y en la fuerza del implante para soportar fuerzas mecánicas, funcionales y de inserción (13).

#### **1.11.-CONSECUENCIAS EN LA COLOCACIÓN DE IMPLANTES DENTALES**

La sobrecarga o la distribución irregular de fuerzas puede producir tanto alteración en el hueso marginal como deformaciones en las diferentes estructuras de los implantes (14). La estabilidad primaria está influenciada por unión entre el implante y el lecho óseo creado. Se sugiere que el éxito del implante puede aumentarse o mejorar con el uso de los protocolos quirúrgicos aplicando torques de inserción más elevados. Por el contrario, otros estudios han sugerido que un torque de inserción elevado produce una fuerzas comprensivas en el hueso periimplantario que puede alterar la microcirculación ósea y producir necrosis ósea y por lo tanto comprometer la osteointegración del implante. La incidencia de fractura de implantes es pequeña. Sin embargo cuando ocurre una fractura de implantes producen problemas tanto en el paciente como en los clínicos. En primer lugar hay que averiguar cuál es la etiología de la fractura y el tratamiento puede ser complejo. Las causas de la fractura de implantes puede ser debido en tres categorías, defecto del diseño de implantes, ajuste no pasivo desde el punto de vista protético, y sobrecarga fisiológica y biomecánica(3). Las causas de fractura de

implantes pueden ser varias. En primer lugar el defecto en el diseño o en la producción. En un estudio sobre 4045 implantes Brånemark System y ocho implantes de 3,75 mm de diámetro se fracturaron durante los cinco primeros años. El análisis microscópico de los componentes fracturados no reveló ni porosidades ni defectos en titanio y no se observaron defectos en la fabricación (89). La segunda causa de fracturas de implantes son la falta de ajuste en la unión implante-prótesis. El continuo stress al que es sometida la unión implante-prótesis hace que se lleguen a producir fisuras o fracturas. Este stress puede ser causado por el desajuste entre la interfase de implante-prótesis realizando un efecto cuchillo que predispone la fractura del implante. La fractura puede resultar de la flexión combinada con tensión axial o de compresión y torsión. Con frecuencia el aflojamiento del tornillo en el componente localizado por encima del implante puede dar lugar a la fractura del implante. Las fracturas de los implantes se pueden presentar como consecuencia de la pérdida de los tornillos. Por tanto un continuo aflojamiento de los tornillos que unen el implante y la corona pueden llegar a producir una fractura. Uno de los signos más claros que podemos observar cuando se produce alguna fractura de implantes es una pérdida ósea de manera circular ya que los pacientes experimentan respuesta inflamatoria en la mucosa alrededor en la zona de la fractura. En algunos casos se observó una pérdida ósea de manera rápida a nivel de la fractura. El correcto tratamiento es la extracción quirúrgica

### **1.12-ESTABILIDAD PRIMARIA**

La estabilidad primaria en los implantes consiste en la resistencia al movimiento inmediatamente después de la inserción del implante. Es uno de los factores que determinan la osteointegración y depende de varios factores como el tipo de hueso, la forma, longitud, diámetro, y superficie de tratamiento del

implante así como el tipo y el número de espiras (88,90,91). Como hemos comentado anteriormente la geometría de la espira del implante dental es un factor importante para lograr una buena estabilidad y una osteointegración inicial ya que influye en el contacto hueso implante, el torque de desinserción y en la rigidez o resistencia del implante para soportar fuerzas mecánicas, funcionales y de inserción (92). Altas fuerzas de torque durante la colocación del implante reducen el riesgo de micro-movimientos en la interfase hueso implante, por lo que en principio se obtendría un mayor rango de éxito en los implantes con carga inmediata (93,94) si no fuera porque la biología ósea limita este parámetro como se ha comentado anteriormente. La sobrecarga o la distribución irregular de fuerzas puede producir tanto alteración en el hueso marginal así como deformaciones en las diferentes estructuras de los implantes (95). Se sugiere que el éxito del implante puede aumentarse o mejorar aplicando torques de inserción más elevados. Por el contrario, como se vió anteriormente, otros estudios sugieren que un torque de inserción elevado produce una fuerzas comprensivas en el hueso periimplantario que puede alterar la microcirculación ósea y producir necrosis ósea y por lo tanto comprometer la osteointegración del implante. A pesar de la previsibilidad de los protocolos tradicionales basados en dos etapas quirúrgicas establecidos por Branemark y cols. (96-98) las exigencias sociales hacen que los pacientes demanden, cada día más, reducir los tiempos de tratamiento y número de procedimientos para la restitución de sus dientes ausentes. Es por ello que la terapia implantológica contemporánea requiere responder a estas exigencias, sin obviar los parámetros necesarios e imprescindibles para el éxito en la práctica clínica, tales como criterios biológicos y mecánicos.(99)

En un intento por alcanzar y ofrecer a nuestros pacientes una solución funcional y estética definitiva, en el menor tiempo posible, la implantología se enfrenta a un reto biomecánico que desafía los protocolos tradicionales y que le permite conseguir una apropiada osteointegración (100). Con la idea de poder reducir estos tiempos de cicatrización sin que esto vaya en detrimento de la unión hueso-implante, encontramos que la estabilidad primaria es uno de los parámetros primordiales, del que dependerá un apropiado remodelado óseo periimplantario, tanto en protocolos quirúrgicos tradicionales como en protocolos de actuación para carga inmediata(101). Como hemos visto con anterioridad la estabilidad se define como: la dificultad de desplazar un objeto o sistema en equilibrio, mientras que la estabilidad primaria de un implante después de ser insertado no está claramente definida, entendiéndose comúnmente como la falta de movimiento del implante inmediatamente.(102)

Durante el momento de la inserción de los implantes en el hueso, el clínico tendrá posibilidad de percibir la estabilidad de los implantes de acuerdo a la resistencia rotacional que se produce al insertarlos (103)Diversos autores como O'Sullivan en el 2000 (104), Ottoni en el 2005 (105) y Trisi en el 2009 (106), sugieren que un elevado torque de inserción en los implantes es deseable para mejorar los fenómenos de osteointegración ya que el torque presenta una relación directamente proporcional con la estabilidad primaria(107)

El conseguir una alta estabilidad primaria es directamente proporcional a la tasa de supervivencia de implantes dentales. Sin embargo, este procedimiento se asocia con la posible aparición de una sobrecompresión ósea y con la formación de una necrosis ósea por dicho efecto, que podría ocasionar la pérdida de fijación del implante dental al hueso (108) La hipótesis de la sobrecompresión ósea, tiene su

razonamiento sobre la superación de los límites fisiológicos de adaptación del hueso y por consiguiente la aparición de fenómenos de reabsorción ósea debido a la isquemia que se produce tras la inserción del implante en el hueso. Siendo más comúnmente tenido en cuenta este proceso en presencia de un hueso altamente corticalizado.

### **1.13.-COMPLICACIONES EN LA COLOCACION DE IMPLANTES**

La incidencia de fractura de implantes es pequeña. Cuando ocurre una fractura de implantes producen problemas tanto al paciente como al profesional. Hay que averiguar cuál es la etiología de la fractura y su tratamiento puede ser complejo.

Las causas de la fractura de implantes puede agruparse en tres categorías, defecto del diseño de implantes, ajuste no pasivo desde el punto de vista protético, y sobrecarga fisiológica y biomecánica(3).

El análisis microscópico de los componentes fracturados no suele proporcionar datos de porosidad, ni defectos estructurales en el titanio, ni defectos de fabricación como demuestran algunos estudios (89)

El continuo stress en la unión implante-prótesis hace que se lleguen a producir fisuras o fracturas. Este stress puede ser causado por el desajuste entre la interfase de implante-prótesis realizando una efecto cuchillo que predispone la fractura del implante. La fractura puede resultar de la flexión combinada con tensión axial o de compresión y torsión. Con frecuencia el aflojamiento del tornillo de la prótesis, por encima del implante puede dar lugar a la fractura del implante con la consiguiente pérdida ósea circular alrededor de la zona de la fractura.

### **1.14.-DISEÑO DE LOS IMPLANTES**

En relación al diseño de los implantes intraóseos, se han ido desechando

una serie de macrogeometrías como los implantes transmandibulares por su dificultad técnica y complicaciones postoperatorias, los implantes impactados por su transmisión biomecánica desfavorable al hueso (109) y los implantes laminares también por su mala distribución biomecánica (110). Actualmente, es una opinión generalizada que los mejores resultados clínicos y de transmisión biomecánica se consiguen con una macrogeometría roscada en forma de raíz dental (111) El reto se encuentra ahora en buscar cuál es el diseño que consigue unas mejores propiedades biológicas y biomecánicas, modificando ese diseño inicial roscado(112)

### **1.15.-TORQUE**

Se puede definir torque como el “momento de torsión” o medida de la capacidad de una fuerza para hacer girar un cuerpo. En este sentido el torque de inserción promueve un giro en el implante sobre el cual se aplica la fuerza siendo expresada en unidades  $Nw/cm^2$ . Habitualmente los implantes que disponemos en el mercado son de inserción roscada, bien sea por accionamiento eléctrico o manual. De acuerdo a diferentes aspectos, necesitaremos ejercer un determinado torque tanto en las fases de preparación ósea, inserción y asentamiento del implante en su posición final. De forma directa algunos autores como (113) y posteriormente Friberg y cols (114–117) valoraron la necesidad energética ( $J/mm^3$ ) para perforar el hueso en la fase de preparación ósea implantológica. Esta energía resulto estar significativamente correlacionada con la densidad ósea de la zona donde se insertaría posteriormente el implante. Siendo este aspecto, la calidad ósea, un aspecto altamente significativo con respecto a la estabilidad del implante (116,118). Este valor de torque puede ayudar al clínico a interpretar in situ la calidad ósea del área de preparación, permitiéndole hacer modificaciones

del protocolo de preparación del lecho periimplantario así como del tipo de implante a utilizar según la calidad ósea que se encuentra durante la cirugía. En cuanto a la propia inserción del implante, se puede hacer referencia a dos aspectos: el torque máximo de inserción del implante y el torque de asentamiento final del implante tras ser insertado.

- El torque máximo de inserción de un implante es la máxima fuerza que necesitamos en algún punto de su inserción. Esto es debido a que el implante puede discurrir por diferentes calidades óseas a lo largo de su inserción. Dándonos idea tridimensional del contacto que está sufriendo el implante a lo largo de su inserción.

- El torque de asentamiento final es el torque necesario para hacer girar el implante en el momento en el que el implante alcanza su posicionamiento final de acuerdo al protocolo descrito por el fabricante. Se tiene que tener en cuenta que dependiendo de la geometría y características del implante, puede ocurrir que consigamos torques de asentamiento final que enmascaren un contacto tridimensional óptimo del implante. Por tanto es preferible que exista una correlación entre el torque de inserción y el de asentamiento final.

### **1.16.-RELACIÓN ENTRE ESTABILIDAD PRIMARIA Y ALTO TORQUE**

La inserción de los implantes se puede llevar a cabo de acuerdo a la utilización de instrumentos accionados eléctricamente o bien con instrumentos accionados manualmente. Cuando utilizamos instrumentos eléctricos para la preparación del hueso (fresado) y posteriormente inserción de los implantes, nos encontramos con unidades comercializadas que poseen limitadores de torque máximo (50-70 Nw/cm<sup>2</sup>). Al igual que si utilizamos instrumental de accionamiento manual con control de torque (llaves dinamométricas). Esto se debe en gran medida para

evitar el daño a las estructuras propias del implante o al daño del hueso circundante.

Somos los clínicos los que ayudados de dispositivos de accionamiento manual sin limitador de torque los que instalamos los implantes con alto torque de acuerdo a nuestra percepción y experiencia sin poder registrar el pico o valor máximo de inserción en cada momento. Es por ello que suponemos que hemos superado ampliamente los rangos de 50-70 Nw/cm<sup>2</sup> sin quedar por ello registradas estas situaciones. No es habitual que la industria odontológica ponga a disposición de los clínicos, herramientas adaptadas al uso quirúrgico intraoral para poder medir con precisión valores de inserción a alto torque.

La bibliografía hace referencia a la utilización de aparatos dinamométricos de procedencia industrial utilizados en estudios de experimentación animal con instalación de implantes fuera de la cavidad bucal (119) o aquellos estudios clínicos que utilizan aparatos de control de torque con unas dimensiones y características no compatibles con el uso médico quirúrgico oral. Otros estudios refieren el uso de unidades quirúrgicas con contraángulos estándar y control de torque hasta 70 Nw/cm<sup>2</sup> haciendo referencia a la inserción de implantes con valores máximos de torque de 178.5 Nw/cm<sup>2</sup> que difícilmente pueden ser alcanzados con este tipo de unidades y que el autor no explica(120) Las demandas clínicas hacen que autores como Trissi P(106). ponga de manifiesto la necesidad de tener una unidad de control de alto torque con una serie de especificaciones y diseño aptas para el uso médico quirúrgico bucal. Habiendo recurrido para ello a la fabricación de prototipos. Llevar a cabo procedimientos clínicos de instalación de implantes con protocolos de alto torque lleva implícito una serie de riesgos que deben ser tenidos en cuenta por el clínico, entre los cuales destacan: daño en la

conexión y transportadores de instalación del implante, fractura del implante y fracturas óseas. Es por ello que el clínico debe de poseer la experiencia suficiente en el campo de la implantología para poder solventar las incidencias que se le pudieren presentar y responder ante ellas de una forma adecuada, no comprometiendo por ello el éxito del tratamiento. Debe tenerse en cuenta por tanto que se debe elegir cuidadosamente tanto el tipo de implantes como los materiales utilizados para la instalación de estos, cuando se utilicen protocolos de inserción a alto torque.

### **1.17.-CLASIFICACION OSEA Y DISTRIBUCION DE CALIDADES OSEAS.**

De acuerdo a la clasificación de Lekholm y Zarb (121), los procesos alveolares que van a recibir la inserción de implantes se pueden clasificar atendiendo a la cantidad de hueso corticalizado y medular en 4 tipos:

**Tipo1:** Hueso en el que prácticamente su totalidad se compone de hueso compacto homogéneo.

**Tipo2:** Hueso en el que una capa gruesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso.

**Tipo3:** Hueso en el que una capa delgada de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso.

**Tipo4:** Hueso caracterizado por presentar una capa delgada de hueso cortical que rodea un núcleo de hueso trabeculado de baja densidad. Proporcionando este hueso una baja resistencia. Estas diferencias en calidad ósea se pueden asociar con diferentes zonas anatómicas de los maxilares. Así pues, las mandíbulas presentan un mayor grado de corticalización que los maxilares. A su vez, la mandíbula a medida que se aleja de la zona sinfisaria experimenta una

disminución de su corticalización, disminuyendo su densidad ósea a medida que nos localizamos en zonas posteriores.

### **1.18.-ALTO TORQUE Y METABOLISMO ÓSEO DURANTE LA OSTEINTEGRACIÓN.**

Es necesario comprender el fenómeno de la cicatrización ósea perimplantaria para poder manejar y entender ciertos aspectos clínicos en relación a la estabilidad primaria y al torque de inserción. Aunque existen todavía algunas incógnitas por dilucidar en relación al metabolismo óseo celular, intentaremos explicar brevemente la cascada que se produce en la cicatrización ósea durante el proceso de osteointegración con el objetivo de acercarnos a estos conceptos.

Podemos clasificar la reacción biológica ósea cicatricial perimplantaria en tres fases:

La primera y más importante en la fase de cicatrización es la fase de osteoconducción, en la que se produce la migración de células osteogénicas y su reclutamiento sobre la superficie del implante a través del coágulo inicial.

La segunda fase o fase de formación de hueso nuevo o neoformación ósea, resulta de la mineralización de la matriz ósea formada en la interfase entre hueso-implante.

Como consecuencia de estas dos primeras fases de osteogénesis se producirá un contacto entre la superficie del implante y el nuevo hueso de unión. En la tercera fase, fase de remodelado óseo, tendrá lugar un proceso más lento que comprende la formación de hueso maduro alrededor del implante.

Del éxito de estas tres fases, así como de otros factores descritos a lo largo de este trabajo dependerán los resultados del tratamiento implantológico(122)

1. Osteoconducción Los términos “distancia y contacto en la

osteogénesis” fueron descritos por primera vez por Osborn y Newesley en 1980 y se refieren a la formación de hueso sobre la superficie del implante en el lecho periimplantario, similar a una aposición ósea de hueso en crecimiento. La superficie ósea provee a la zona de interfase entre hueso-implante de células osteogénicas que invadirán la superficie del implante, el cual quedará rodeado de esta matriz en osteoformación, de mayor complejidad que el coágulo transitorio.

En este momento, como si de una fractura cicatrizando se tratara, la migración de células de tejido conectivo tendrá lugar a través de la fibrina que se forma durante la resolución del coágulo. Estas células de tejido conectivo proveerán de tejido conectivo temprano a esta zona como medio para las células osteogénicas.

Es importante saber que una vez que comienza la diferenciación celular comienza la secreción de matriz ósea, y que la tensión generada por esta matriz frenará la continuidad de esta migración celular. La formación y crecimiento óseo en los tres planos del espacio dentro de las superficies implantarias con microporos será consecuencia de la migración de células osteogénicas, tal y como ilustraron Osborn y Newesley (123). En esta fase de osteoconducción conviven la diferenciación celular, migración celular y la formación de matriz ósea. Será de gran influencia el diseño del implante manteniendo el anclaje de esta matriz como si fuera un andamio a través del cual las células alcanzan toda la superficie del implante. En este sentido podríamos decir que la rugosidad del implante podría intervenir como factor osteoconductor. Incluso podemos encontrar en la actualidad superficies que intervienen en la quimiotaxis y en la microrretención que aumentan la adsorción y retención macromolecular de proteínas. De acuerdo a Davies JE (124), podemos definir la osteoconducción como el reclutamiento de células osteogénicas diferenciadas sobre la superficie del implante junto con la

formación de nuevo hueso. Osteoconducción es un fenómeno que también ocurre durante el proceso de remodelación ósea mediante la diferenciación de células osteogénicas derivadas de células indiferenciadas procedentes del tejido conectivo perivascular “pericitos” y de fibroblastos del tejido blando derivados de células mesenquimales procedentes de los vasos sanguíneos de nueva formación como consecuencia del trauma ocasionado. Sin embargo, tendrá lugar un medio transitorio de características complejas en el tejido de cicatrización perimplantario.

En este proceso de osteoconducción no sólo tenemos que tener en cuenta los efectos e interacciones de las células sanguíneas sino también el papel temporal de la fibrina para dar lugar a la matriz estructural y el coagulo sanguíneo a través del cual las células deben migrar hasta alcanzar la superficie del implante.

Las células sanguíneas perimplantarias: Las plaquetas son una de las células principales y de particular importancia que podemos encontrar en estas fases tempranas de cicatrización. Son activadas mediante un proceso de quimiotaxis resultante en la liberación de citoquinas y factores del crecimiento que aceleraran el proceso de cicatrización de la herida. La adhesión inicial de las plaquetas, tiene que ver con un mediador denominado GPII b/III a integrina. Este mediador es absorbido por el fibrinógenos que se une a la superficie del implante. La superficie con mayor microtopografía muestran una mayor absorción de fibrinógeno lo cual podría explicar un aumento en la adhesión plaquetaria. La migración de células osteogénicas perimplantarias ocurrirá a través de una matriz biológica transitoria tridimensional formada como producto de la cascada de la coagulación y potenciada directa o indirectamente a través de eventos que implican a los

leucocitos, la liberación citoquinas, factores del crecimiento y micropartículas procedentes de plaquetas activadas a través de la superficie del implante.

Fibrina: La matriz transitoria La fibrina producto de la reacción de la trombina y el fibrinógeno liberado en el lugar de cicatrización se adhiere a las superficies y será el medio osteogénico de migración celular hacia el material implantado. Sin embargo a la vez que se produce la cicatrización de la herida, células del tejido conectivo migrarán hacia el lugar de la herida provocando una contracción que comenzará alrededor del quinto día postinserción del implante en el hueso.

Las células que intervienen principalmente en este proceso y que se consideran responsables de esta contracción son los fibroblastos, los cuales transmiten una fuerza de contracción de aproximadamente  $3 \text{ Nw/cm}^1$ . Por lo tanto la habilidad de la superficie del implante en retener fibrina en las fases de contracción de la herida es crítica en determinar si la migración de células alcanzará la superficie del implante. Esto implica que el diseño de la superficie del implante jugará un papel destacado en la retención de la fibrina y si la misma será recubierta a los pocos días de su inserción por la matriz transitoria que aportará el medio de la migración de las células osteogénicas hasta el implante. Por lo tanto el proceso de osteoconducción, se basa en la migración y diferenciación de células osteogénicas sobre la superficie del implante, cuyo diseño tendrá una profunda influencia sobre el nivel de activación de las plaquetas y para mantener el anclaje de las células osteogénicas que alcanzan la superficie del implante. Por otro lado, la activación de plaquetas provocará una densidad de gradientes de citoquinas y factores del crecimiento a través del cual los leucocitos y células osteogénicas entraran a formar parte del proceso de cicatrización.

2. Neoformación ósea: Finalmente cuando las células osteogénicas

alcanzan la superficie del implante, inician la formación de matriz ósea. Como mencionamos previamente, la fase inicial de formación de hueso consiste en la producción por parte de células osteogénicas de cemento matricial, esta es una matriz mineralizada interfacial que se deposita entre el hueso nuevo y el maduro libre de colágeno. La cascada de formación de hueso nuevo puede ser arbitrariamente dividida en cuatro fases durante su proceso, las cuales han sido confirmadas in vivo e in vitro. Brevemente podemos decir que ocurre una diferenciación de células osteogénicas, que han sido producidas inicialmente una matriz orgánica libre de colágeno que proporciona un lugar para la deposición de fosfato cálcico para dar lugar a una mineralización posterior. Se han identificado dos proteínas óseas no colagénas como son la osteopontina y la sialoproteína ósea y dos proteoglicanos en esta fase inicial orgánica pero no colágeno.

La disposición de fosfato cálcico sobre la matriz y su cristalización así como el crecimiento de esta cristalización será el inicio para deposición de las fibras de colágeno. Finalmente la calcificación del colágeno tendrá lugar, finalizando así el proceso de formación de hueso nuevo.

3. Remodelación ósea El remodelado óseo constituye la parte más crítica y de mayor importancia para lograr la estabilidad a largo plazo del implante, principalmente en la porción transcortical. En esta etapa hemos de tener en cuenta dos aspectos:

a. Durante esta fase de cicatrización del tejido periimplantario, se produce un remodelado de la osteona y del hueso nuevo neoformado que afectará a la superficie ósea transcortical en contacto con el implante, el resto de la superficie del implante está ocupada por hueso viejo, hueso necrosado o tejido conectivo generado por la necrosis periimplantaria y la lisis ósea tisular.

b. Aunque el remodelado y la reorganización del hueso trabecular también tendrá lugar en esta etapa, esto no es vital para la estabilidad y supervivencia del implante (124) Este remodelado durante el proceso de osteogénesis tendrá lugar por la invasión de osteoclastos que provienen del tejido medular subyacente a la cortical. Para que esto ocurra la superficie reabsortiva de hueso viejo será poblada por células osteogénicas para que el hueso nuevo se forme y sea depositado sobre la superficie del implante. Estas células precursoras de la osteogénesis o células osteogénicas sufren un proceso de diferenciación (107) que consiste en la capacidad de migración y en la diferenciación a osteoblastos. Estas células osteogénicas podemos definir las como preosteoblastos o como osteoprogenitoras cuando están relacionadas con la expresión intracelular de proteínas relacionadas con el hueso. Uno de los requisitos esenciales para que se produzca el fenómeno de la formación de hueso nuevo será que el hueso viejo haya sido eliminado para poder producirse la síntesis de matriz ósea extracelular y el remodelado óseo. La utilización de técnicas específicas de preparación ósea como son el infrafresado, provoca a parte de un aumento del torque de inserción del implante, la aparición de partículas óseas que se distribuyen a lo largo de la superficie del implante y rellenan su microgeometría, aumentando por tanto el contacto hueso implante inicial y pudiendo influir en la respuesta osteogénica (125). Es por ello que el incremento en los torques de inserción de los implantes podría tener una repercusión a nivel histológico como pone de manifiesto Tabassum y cols.(125) Pues encuentra mayor contenido cálcico en la matriz ósea neoformada durante los primeros doce días postinserción de los implantes. Provocando una mayor respuesta osteogénica como consecuencia del aumento del número de partículas óseas que actúan a modo de autoinjerto aportando osteoconducción y

osteoinducción. Sin embargo estas investigaciones fueron realizadas in vitro, con lo que no contempla ciertos aspectos de la biología ósea humana, en este sentido debemos tener en cuenta sus conclusiones con precaución.(106)

### **1.19.-APARATOS DE MEDICIÓN**

Se pueden utilizar varios métodos indirectos para determinar la densidad ósea de la zona a tratar con implantes, por tanto de forma previa a su inserción dispondremos de valores predictivos de la estabilidad primaria que alcanzarán los implantes dentales tras su inserción. Como patrones de medición destacan:(126)

**- Determinaciones histológicas y morfométricas:** Consideradas estas como “Gold Standard”. Mediante pequeñas biopsias previamente obtenidas de la zona a tratar para su estudio histomorfométrico, nos permite el cálculo de áreas de hueso trabecular y corticalizado.

**- Tomografía computerizada cuantitativa:** Esta técnica es frecuentemente utilizada en la determinación de la densidad ósea de pacientes osteoporóticos donde se determina la densidad ósea de una zona estudia de acuerdo a la aparición en la zona de estudio de un objeto con una densidad conocida. De acuerdo a esta técnica, Lindh y cols (127) llevaron a cabo un estudio en quince mandíbulas encontrando diferencias significativas en zonas anteriores respecto a zonas posteriores así como diferencias significativas entre las mandíbulas estudiadas. En la actualidad recurrimos a una calibración de las imágenes de acuerdo a una escala de grises para determinar su valor en unidades Hounsfield (Hu), donde cada pixel recibe un valor numérico donde el agua es considerado valor 0, el aire -1000 y el hueso valores de +50 a +2500. El avance tecnológico ha puesto en escena la utilización cada vez más habitual en el campo odontológico de tomógrafos de haz cónico los cuales también cuantifican los valores de densidad ósea en unidades

Hounsfield (Hu). De acuerdo al estudio de Aranyarachkul y cols (128) se pone de manifiesto la importante correlación de los valores de densidad entre zonas estudiadas con tomógrafos de haz helicoidal y tomógrafos de haz cónico. Siendo estos últimos los que expresan una sobrestimación de áreas radiodensas respecto a los de tipo helicoidal.

**- Absorciometría dual de Rx (DEXA):** Esta técnica de determinación de densidad ósea está basada en la utilización de dos fuentes de radiación ionizantes con energías diferentes, siendo atenuados estos rayos por las estructuras anatómicas de forma diferente. Esta técnica es frecuentemente utilizada en grandes estudios epidemiológicos para determinar los riesgos de fractura ósea. Denissen y cols. (129)llevo a cabo en estudio en mandíbulas, siendo los coeficientes de variación similares a los registrados con tomografías computerizadas cuantitativas. Este tipo de técnica para determinar la densidad ósea no es utilizada de forma habitual en odontología por lo que no es habitual encontrar bibliografía que haga referencia a su utilización.

**- Resonancia magnética nuclear:** Como alternativa al uso de radiación ionizante Gray y cols. (130)llevaron a cabo un estudio descriptivo para determinar la densidad ósea en mandíbulas y maxilares, permitiendo así llevar a cabo una planificación implantológica.

**- Determinación ordinaria de la densidad ósea basada en el análisis de ortopantomografías y radiografías cefalométricas:** Lekholm y Zarb (121)describieron un método de clasificación preoperatorio de la densidad ósea valorando imágenes radiográficas. Esta clasificación ha sido referenciada por la bibliografía internacional y aún hoy sigue siendo utilizando. Encontrándose una significativa relación entre la densidad ósea determinada mediante tomografía

axial computerizadas respecto a los valores predictivos determinados con radiografías panorámicas previamente (131). Estas clasificaciones pueden ser de gran ayuda en la planificación implantológica pero son necesarias clasificaciones más objetivas que se adapten a los criterios clínicos en los cuales se basa la implantología de nuestros días, donde las demandas sociales obligan a disminuir los tiempos de osteointegración. Como métodos directos para valorar la densidad ósea y por tanto su extrapolación en cuanto a estabilidad primaria del implante, ya sea durante su preparación quirúrgica, inserción o inmediatamente después de su inserción. Estos métodos que pretenden valorar la densidad ósea de la zona donde se han insertado los implantes atienden a las características biomecánicas del hueso en el cual se insertan los implantes. Tales como:

- **Resistencia al fresado durante la instrumentación del lecho quirúrgico implantario:** Durante la preparación mediante fresado del lecho quirúrgico del implante el cirujano puede interpretar la densidad ósea de la zona de acuerdo a la percepción táctil de resistencia al fresado. De acuerdo con esto Misch en 1999 (132) lleva a cabo un estudio experimental donde establece 4 tipos de densidades tomadas como referencia a la hora de interpretar la densidad ósea, estando en función de la presencia de hueso cortical o trabeculado. Correspondiéndose el tipo I con hueso altamente corticalizado y Tipo IV con hueso trabeculado.(133)

Esta forma de interpretar la densidad también es utilizada por Friberg y cols.(134) el cual concluye que parece ser un método adecuado para valorar la densidad de la zona a tratar con implantes. Sin embargo, este método de determinar la densidad de la zona está sujeto a la subjetividad como así demuestra el estudio de Trisi y Rao . (135) donde se concluye que el cirujano será capaz de diferenciar mediante el

fresado densidades de hueso tipo D1 y D4 pero no tendrá capacidad de diferenciar densidades de tipo D2 y D3 de acuerdo a la clasificación de Misch (132) .

- **Resistencia a la inserción del implante:** Cuando insertamos un implante en el hueso se produce una resistencia a su inserción condicionada por la macro y microgeometría del implante así como por la densidad ósea de la zona receptora. Esta resistencia es habitualmente medida de acuerdo a la unidad de medida Ncm. La valoración del torque a la hora de preparar el hueso para la posterior inserción de implantes dentales fue descrito por primera vez por Johansson y Strid.<sup>28</sup>

**-Análisis de Frecuencia de Resonancia.(RFA)** Este es un método que proporciona mediciones de la micromovilidad lateral de un implantes inmediatamente después de su inserción en el hueso así como en momentos posteriores. A raíz de los estudios de Meredith y cols. (136) la empresa Osstell® desarrollo una escala de medición denominada “coeficiente de Estabilidad del Implante” (ISQ) que nos permite determinar la estabilidad primaria y secundaria de un implante. La técnica consiste en utilizar un transductor (varilla de metal atornillada al implante con un imán en su parte superior) que se estimula mediante impulsos magnéticos procedentes de un dispositivo electrónico. Con ello se genera una fuerza extremadamente pequeña que provoca una flexión a lo largo de la superficie de contacto hueso-implante. Es el equivalente, en términos de dirección y tipo, a la aplicación de una fuerza lateral fija al implante y a la medición de su desplazamiento. El valor ISQ es una representación casi lineal, desde la frecuencia de la resonancia medida en Khz a la escala clínica de mayor utilidad de 1-100 ISQ. Cuanto más alto sea el valor de ISQ, más estable será el implante. Podemos interpretar como adecuados, valores de ISQ de 55-85 en cuanto a

estabilidad primaria se refiere y valores que rondan los 70 ISQ en cuanto a estabilidad secundaria se refiere. El transductor posee dos frecuencias de resonancia fundamentales, es decir, que vibra en dos direcciones perpendiculares entre si. Proporcionándonos en cada medición dos valores ISQ que hacen referencia a 18 la diferencia de densidad que rodea al implante y que debemos interpretar adecuadamente.

**1.20.- ALTO TORQUE Y PÉRDIDA ÓSEA:** Llevar a cabo ostectomias de diámetros reducidos para insertar implantes dentales de diseño cónico, ha sido asociado frecuentemente con elevados torques de inserción de implantes. Este es el motivo por el que provocan una elevada compresión en el hueso, la cual puede dar lugar a una disminución en la vascularización ósea y por consiguiente la aparición de un proceso de necrosis ósea que traería como consecuencia el fracaso en la osteointegración (137). El proceso de osteointegración requiere de la existencia de un estrés ideal que favorezca un adecuado proceso de remodelado óseo, de no ser así, se producirán lesiones óseas perimplantarias (138). La utilización de procesos de simulación por ordenador han puesto de manifiesto que el estrés óseo fruto de esa elevada compresión ósea y la aparición de tensiones hidrostáticas en el líquido intersticial pueden modular la diferenciación tisular y el remodelado óseo. Autores como Sotto-Maior B y cols en el 2010 (138) recurren al análisis mediante elementos finitos para dilucidar el estrés óseo tanto en su porción cortical crestal como en la zona medular que sufre el hueso tras la inserción de un implante dental. Poniendo de manifiesto la escasa capacidad para disipar el estrés en la cortical ósea en comparación con la medular, la cual experimenta mayores valores de tensión, es decir, deformación, a medida que recibe mayor fuerza compresiva. La utilización de procedimientos matemáticos para aclarar los fenómenos de

estabilidad primaria o fenómeno de anclaje primario que experimenta el implante tras su inserción es puesto de manifiesto en estudios como el de Natali A y cols (137) , quienes en el 2011 hacen referencia a cómo se comportan las distintas porciones del implante con respecto al hueso. En esta línea podemos observar la respuesta ósea frente a aumentos de torque. Duyck J y cols.en 2010 (139) ponen de manifiesto el mayor remodelado óseo crestal y la mayor pérdida ósea en esta zona, en aquellos casos en los que la geometría del implante y modo de preparación ósea provocan un exceso de compresión ósea. Este parece ser el motivo aparente de la pérdida del hueso crestal. Aportar claridad a cerca del proceso biológico que acompaña la inserción de implantes con alto torque ha sido el objetivo de trabajos como el de Trisi P y cols 2011 (140) Quienes mediante análisis histológicos e histomorfométricos tratan de esclarecer que procesos biológicos ocurren a lo largo de la interfase hueso implante en implantes colocados a alto torque. Concluyendo que la inserción de implantes con alto torque en hueso cortical denso no induce necrosis óseas ni fracaso del implante, si no que por el contrario produce un incremento en la estabilidad primaria y secundaria de los implantes instalados con este protocolo(140) Degidi M y cols. en 2009 (141) analizan desde un punto de vista histomorfométrico cuáles son las diferencias en cuanto a cicatrización ósea perimplantaria y porcentaje de contacto hueso-implante (%BIC) en relación a diferentes torques de inserción. Concluyen que no existe una relación estadísticamente significativa entre % BIC y torque de inserción en la muestra estudiada (141)

## **2.-JUSTIFICACIÓN**

Durante la inserción de un implante en su lecho, se aplican torques que puedes producir defectos o deformaciones en las diferentes estructuras del implante. Este torque es mayor cuando nos encontramos un hueso cortical muy denso o si pretendemos alcanzar una estabilidad primaria muy alta para poder realizar una carga inmediata. Tanto si hablamos de implantes de conexión interna como de conexión externa estas estructuras se pueden verse afectadas llegando a producirse fracturas o fisuras que podrían comprometer y el éxito de nuestra planificación implantológica produciéndose complicaciones posteriores tanto a nivel del hueso marginal como a nivel protético. El aflojamiento de las prótesis sobre implantes puede ser causa de la deformación de la conexión del implante debido a una alteración o deformación de la estructura interna del implante.

### 3.-HIPÓTESIS

Como hemos comentado, las fuerzas de inserción del implante que se consideran normales en las diferentes marcas de implantes del mercado oscilan entre los 40 y los 70 Nw/cm<sup>2</sup> (138)

La hipótesis de trabajo que se planteó fue que elevados torques de inserción en la colocación de implantes pueden llegar a producir deformaciones en sus conexión, alteraciones en las superficie, en las espiras, fisuras o fracturas en los implantes y/o deformaciones en sus conexiones tanto en la superficie de conexión externa como en su superficie de la conexión interna.

Las diferentes hipótesis nulas que se plantearon con respecto a la relación de las diferentes variables observadas en nuestro estudio fueron las siguientes:

1.- Ho=Fuerzas superiores a 80 Nw/cm<sup>2</sup> no presentarían deformidades en el transportador del implante ni alteraciones en la superficie de los implantes de conexión externa ni en los de conexión interna. Tampoco habría deformidades en la superficie interna en implantes de conexión interna

2.- Ho: Fuerzas superiores a 90 Nw/cm<sup>2</sup> no presentarían deformidades en el transportador del implante ni alteración en la superficie, ni fisuras en los implantes de conexión externa ni en los de conexión interna. Tampoco habría deformidades en la superficie interna en implantes de conexión interna

3.-Ho: Fuerzas superiores a 100 Nw/cm<sup>2</sup> no presentarían deformidades en el transportador del implante, ni alteraciones en los hexágonos de los implantes de conexión externa ni en los de conexión interna. Tampoco habría deformidades en la superficie interna en implantes de conexión interna

## **4.-OBJETIVOS**

### **4.1OBJETIVO GENERAL**

Determinar con qué torque de inserción se puede llegar a producir alteraciones en la estructura de los implantes, tanto en el transportador como en la estructura de los implantes, espiras, conexión tanto interna como externa

### **4.2OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Mediante el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) vamos a analizar las siguientes variables:

1.-Valorar si aparecen fisuras de fatiga en las superficie de los implantes, o alteraciones en la conexión del implante, tras ser sometidos a fuerzas de inserción.

2.-Analizar qué tipo de fisuras de esfuerzo y deformidades, si aparecen, se producen en la superficie de los implantes en la conexión de estos

3.-Comprobar diferentes torque de inserción y ver los resultados sobre la superficie de los implantes y sus conexiones.

4.-Cuantificar según el torque, la mayor o menor cantidad de fisuras de esfuerzo y deformidades que aparecen en los diferentes componentes

## **5.-MATERIAL Y METODOLOGÍA:**

### Recursos Materiales:

Hemos utilizado 100 implantes Euroteknika (Euroteknika Iberia. Euroteknika Group. 726 rue du Général de Gaulle 74700 Sallanches - France), de los cuales 45 eran de conexión externa (UNEVA) y 45 de conexión interna (NATEA) Figura 6. Así como 5 implantes de cada conexión para ser observados y manipulados previamente a la experimentación. El número de implantes del estudio fueron 90. El número de implantes previos al estudio fueron 10. El implante UNEVA es un implante en dos fases quirúrgicas que se apoyan sobre los últimos datos científicamente adquiridos en implantología para limitar cualquier pérdida marginal y optimizar la estabilidad primaria. El implante NATEA es un implante en dos fases quirúrgicas de titanio grado puro IV , basado en los últimos datos científicamente adquiridos en implantología para limitar cualquier pérdida ósea marginal y optimizar el anclaje primario .

Sus dimensiones (cuello recto) y su posicionamiento ligeramente supracrestal proporcionan una respuesta a la mayoría de los casos clínicos y facilitan la obtención de un resultado estético y duradero (localización y control de la junta protética.



Fig.6 Diseños de los implantes Natea y Uneva.

Una llave dinamométrica electrónica para que nos indicará el torque de inserción al que fueron sometidos cada uno de los implantes. (Proporcionada por el fabricante).Figura 7.

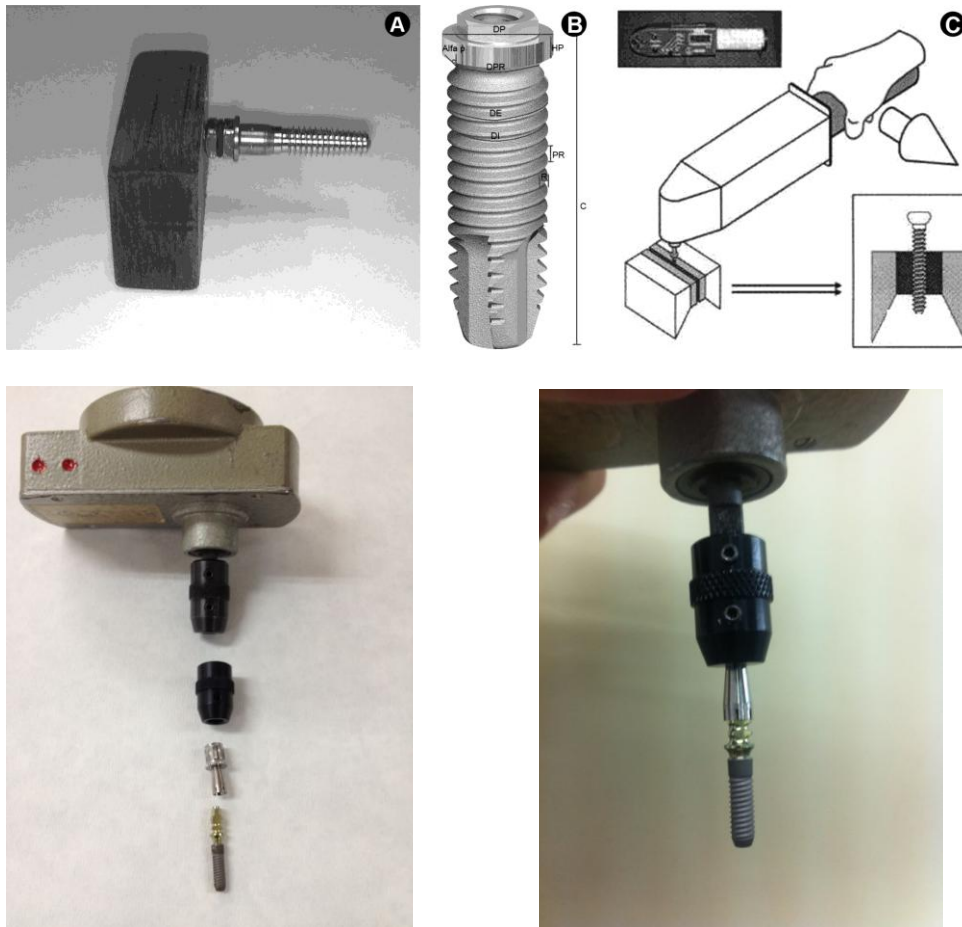




Fig.7. Esquema del proceso que hemos realizado.



Fig. 8: Microscopio Electrónico Barrido JEOL JSM 6400.

Se utilizaron bolsas de plástico transparente para transporte de cada uno de los grupos de implantes estudiados.

Metodología:

Antes de someter a ningún implante a un torque de inserción, se analizaron las superficies de 5 implantes con el microscopio electrónico de barrido para

valorar el punto de partida de estas superficies, y poder comparar con lo que observáramos después de someterlos a carga.

Cada uno de los implantes del estudio fue sujetado con el elemento de fijación y sometido a un torque determinado, formando grupos de torque que se transportaron en bolsas de plástico numeradas sin anotación del torque al que, habían sido sometidos. De manera que el examinador sea ciego para el torque utilizado para que el operador del microscopio no estuviera influenciado por el torque. Las bolsas y su contenido fueron las siguientes:

**1) Bolsa nº 1:**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud para un torque de 30 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud para un torque de 30 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión interna

**2) Bolsa nº 2**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10mm de longitud para un torque de 40 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10mm de longitud para un torque de 40 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión interna

**3) Bolsa nº 3:**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud para un torque de 50 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud para un torque de 50 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión interna

**4) Bolsa nº 4:**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 60 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 60 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión interna

**5) Bolsa nº 5:**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 70 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 70 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión interna

**6) Bolsa nº 6:**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 80 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 80 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión interna

**7) Bolsa nº 7:**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 90 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 90 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión interna

**8) Bolsa nº 8:**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 100 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 100 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión interna

**9) Bolsa nº 9:**

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 120 Nw/cm<sup>2</sup> con conexión externa

5 implantes de 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud  
para un torque de 120 Nw/cm<sup>2</sup>

### **Estudio de Microscopia Electrónica de Barrido:**

Este estudio fue realizado en el *ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica* de la Universidad Complutense de Madrid. Para cualquier elemento que se desee introducir en el Microscopio Electrónico de Barrido(MEB) para su estudio, se requiere un posicionador de latón. El Centro de Microscopía dispone de varios tamaños de posicionadores, pero durante el estudio piloto ya se determinó la necesidad de fabricar un posicionador de mayor tamaño que el mayor del que disponen en dicho centro. Las medidas de dicho posicionador se pueden observar en la figura 9. Esta tarea fue encomendada a la sección “Programa de asistencia técnica a la investigación” de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid. Una vez facilitadas las medidas y el diseño del posicionador requerido, en un plazo de dos días nos fue proporcionando dicho posicionador.

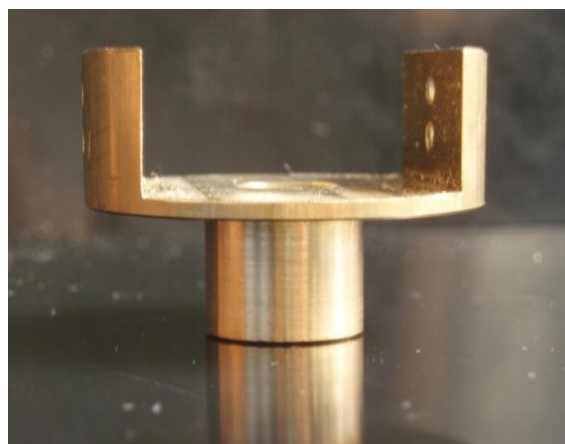


Figura 9: Posicionador diseñado para nuestro estudio

El microscopio electrónico que se utiliza es un microscopio de Barrido tipo JEOL JSM 6.400 (Tokyo, Japón), que se encuentra en el Centro de Nacional de Microscopía (UCM ), el cual permite una resolución 3D de 4nm en un voltaje de 20 Kv. Para realizar el análisis al MEB, las muestras han de estar previamente metalizadas para que la emisión de electrones no produzca imágenes con cargas que no sean nítidas. Dicho procedimiento también fue realizado en las instalaciones del Centro de Nacional de Microscopía.

Se posiciona el primero de ellos con su estructura correspondiente sobre el portaobjetos de latón diseñado, se fija dicha muestra con dos tornillos transversales y se han de esperar unos segundos hasta que se hace el vacío en esta precámara del microscopio, momento en el que ya se puede adentrar la preparación al interior de la cámara de vacío, para su posterior análisis. El sistema de medición consistió en analizar cada uno de los cuatro implantes de cada espécimen con la mesoestructura atornillada a mano sobre pilares de 45 grados, tanto por la cara vestibular como por la cara lingual de la muestra.

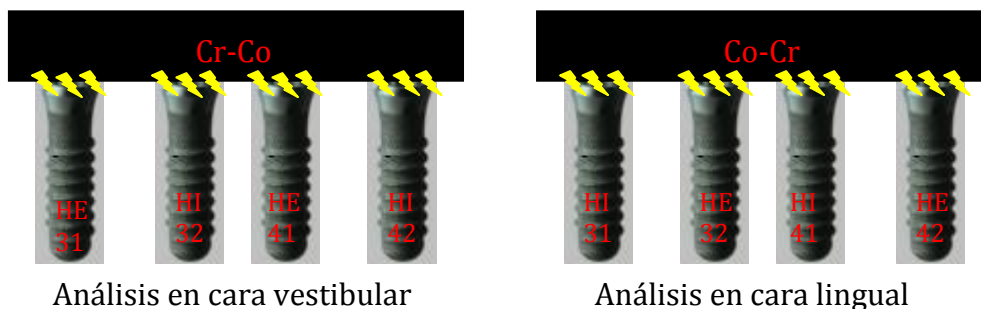


Fig. 10: Ilustración de las zonas medidas en cada modelo.

En todas las muestras se realizaron las mediciones siguiendo el siguiente protocolo. El atornillado se hizo siempre progresivamente y siguiendo un mismo

orden, el cual era, primero el implante 31, después el implante 41, en tercer lugar el implante 42 y por último se atornilla el implante en posición 32. Se dispone cada fragmento de modelo a analizar en el portamuestras y se dispone paralelo al suelo dentro del microscopio. Una vez colocada la muestra, lo primero que se hace es analizar la cara vestibular y siempre en todas ellas el orden de análisis fue primero el implante en posición 42 y subsecuentemente los implantes 41, 31 y por último el implante 32. Para ello, primero en todos los implantes se recoge una imagen de a 25 aumentos en la que se observa la parte más coronal de cada implante.

Una vez que se dispone de la imagen a 25 aumentos de cada implante por vestibular, se toma el primer implante, en nuestro caso, el de posición 42 y según nuestro protocolo se tomó una imagen a 250 aumentos de la parte más distal del implante 42, dónde se realizaron nueve mediciones. Para ello, se abren las imágenes con ayuda del software INCA (INCA microanalysis suite 4.04; Oxford Instruments, Abingdon, UK), y se divide en 8 partes equidistantes cada una de las imágenes a 250 aumentos, obteniéndose un total de 9 mediciones en cada imagen a 250 aumentos. A continuación se adquiere otra imagen a 250 aumentos, esta vez de la porción central del implante y mediante el mismo procedimiento se realizaron otras nueve mediciones más, y finalmente en otra imagen de la porción más mesial del mismo implante, donde se realizaron otras nueve mediciones. Del mismo modo se analizan el resto de los implantes por la cara vestibular y cuando se termina de hacer este proceso, se extrae la muestra del MEB, se desatornilla el espécimen del portamuestras y se le da la vuelta a la preparación para poder ser a continuación explorado al MEB por la parte lingual.

Para el análisis de la parte lingual de cada muestra, se introduce de nuevo la muestra con su estructura atornillada en el MEB, pero girada 180° respecto al

análisis vestibular, y procedimos siempre con el análisis del implante 32, primero con una imagen a 25 aumentos y luego a continuación las imágenes de 25 aumentos de los implantes 31, 41, y finalmente 42 por lingual. Una vez se disponen de las cuatro imágenes de 25 aumentos de los cuatro implantes por lingual, se retoma el implante 32 y se analizan a 250 aumentos las porciones distal, central y mesial. En cada una de esas

## 6.-ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se ha realizado mediante el análisis de las diferentes conexiones tanto la conexión interna como la conexión externa al ejercer diferentes fuerzas en los implantes tanto de hexágono externo como de hexágono interno. Otra de las variables que se analizaron fueron las superficies de los implantes en función de fuerza ejercida, las posibles deformaciones y fisuras que pueden aparecer al ejercer esas fuerzas en los diferentes diseños de implantes

El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa SPSS 22.0 para Windows. Los métodos estadísticos utilizados fueron los siguientes (*IBM SPSS, 2013*):

- Tablas de contingencia para la relación entre variables cualitativas (procedimiento CROSSTABS). Test Exacto de Fisher o Prueba de Chi-cuadrado para contrastar la independencia o influencia entre dos variables cualitativas, con información en cada casilla de la tabla de contingencia del porcentaje en fila y los residuos corregidos no tipificados para ayudar a descubrir las tramas en los datos que contribuyen a una influencia significativa. (142,143)
- Árboles de decisión (procedimiento TREE), gráficos que ilustran reglas de decisión de forma que parten de un nodo raíz que contiene todas las observaciones de la muestra y a medida que se desplaza por el árbol, los datos se ramifican en subconjuntos de datos que se excluyen mutuamente. Se realiza para segmentar, estratificar, predecir e identificar interacciones de variables en la muestra. (IBM SPSS, 2013).

## 7.-RESULTADOS

El análisis estadístico se ha realizado mediante el análisis de las diferentes conexiones tanto la conexión interna como la conexión externa al ejercer diferentes fuerzas en los implantes tanto de hexágono externo como de hexágono interno. Otra de las variables que se analizaron fueron las superficies de los implantes en función de fuerza ejercida, las posibles deformaciones y fisuras que pueden aparecer al ejercer esas fuerzas en los diferentes diseños de implantes. Cuando se valoraron los implantes previamente a someterlos a las diferentes fuerzas de torque se observaron en los implantes de conexión externa la presencia de un elemento que podía ser un elemento contaminante del exterior. Podemos observar el correcto ajuste entre el transportador y el implante. Previamente a ejercer cualquier tipo de fuerza no se observó ninguna anomalía ni en su estructura ni en su superficie tanto en los implantes de conexión externa (Figuras 11, 12, 13, 14, 15) como los de conexión interna. (Figuras 16,17).

Cuando se realizó la comparativa entre el tipo de hexágono la aparición de fisuras no existieron diferencias estadísticamente significativas al 95% ( $p=0.694$ ) entre el tipo de hexágono en la aparición de fisuras (Tabla 11) (Figura 18). Se comparó el tipo de hexágono y la aparición de deformaciones en las estructuras de los implantes No existiendo diferencias estadísticamente significativas al 95% ( $p=1.000$ ) entre el tipo de hexágono en la aparición de deformaciones. (Tabla 12) (Figura 19). Comparando entre el tipo de hexágono y la aparición de alteraciones en las superficies de los implantes no existen diferencias significativas al 95% ( $p=0.655$ ) entre el tipo de hexágono en las alteraciones en la superficie. (Tabla 13)

(Figura 20). Cuando se aplicó una fuerza de 30 Nw/cm<sup>2</sup> y observamos al microscopio alteraciones en la superficie del implante (Figura 21).

Aplicando una fuerza de 40 Nw/cm<sup>2</sup>, no se observó ningún defecto ni en la visión oclusal del implante, ni a lo largo de la superficie de los implantes tanto en el de conexión interna como el de conexión externa.

Cuando aplicamos 50 Nw/cm<sup>2</sup>, no encontramos anomalías en ninguna de las muestras estudiadas. Es a partir de la aplicación de una fuerza de 60 Nw/cm<sup>2</sup>, 70 Nw/cm<sup>2</sup>, 80 Nw/cm<sup>2</sup>, 90 Nw/cm<sup>2</sup>, 100 Nw/cm<sup>2</sup>, 120 Nw/cm<sup>2</sup> cuando se puede observar una alteración en la superficie tanto en los implantes de hexágono externo como interno. En la Figura 22 vemos como existe una alteración de la superficie en los implantes con conexión externa. Se puede observar como existe un pequeño "gap" entre el implante de conexión externa y el transportado (Figura 23).

Realizando el análisis estadístico donde se comparó las diferentes fuerzas aplicadas y la aparición de alteraciones en la superficie de los implantes se observó que fuerzas mayores de 50 Nw/cm<sup>2</sup> obtienen un porcentaje significativo en las alteraciones en la superficie (Tabla 14) (Figura 24a). Esta conclusión, también se observa en el árbol de decisión de la figura 24b.

En cuanto a la aparición de fisuras se observan que existían diferencias al 95% ( $p < 0.001$ ) entre las fuerzas aplicadas en las fisuras aparecidas. Se observa en la tabla que fuerzas mayores de 100 Nw/cm<sup>2</sup> obtienen un porcentaje significativo de fisuras (Tabla 15) (Figura 25). Esta conclusión, también se observa en el árbol de decisión de la figura 25 b.

Se puede observar la imagen al MEB con una magnificación de 25 una alteración de la superficie y una deformación de los vértices del hexágono interno,

llegándose a apreciar pequeñas fisuras de fátiga del hexágono. (Figura 26,27,28,29). Estas imágenes fueron tomadas tras la aplicación de una fuerza de 120 Nw/cm<sup>2</sup> en los implantes de conexión interna.

Se analizó mediante una tabla cruzada las diferentes tipos de fuerzas aplicadas y aparición de cualquier tipo de deformación en los implantes donde se observaron diferencias significativas al 95% ( $p < 0.001$ ) entre las fuerzas aplicadas en las fisuras aparecidas. Se observa en la tabla que fuerzas mayores de 80 Nw/cm<sup>2</sup> obtienen un porcentaje significativo de deformaciones independientemente de la conexión (Tabla 16)(Figura 30). Esta conclusión se puede observar en la Figura 30b.

En el análisis del MEB se observa como los implantes de conexión externa a 90Nw/cm<sup>2</sup> la alteración del hexágono externo más concretamente la deformación de los vértices de los hexágonos(Figura 31). En la imagen que se muestra en la figura 32 se puede observar la fractura del vértice del hexágono a un mayor aumento.

La aplicación de fuerzas de más de 90 Nw/cm<sup>2</sup> produce una deformación del hexágono tanto en la conexión externa como interna. (Figuras 33,34)

Es a partir de la aplicación de 90 Nw/cm<sup>2</sup> ,100 Nw/cm<sup>2</sup> y 120Nw/cm<sup>2</sup>, cuando se observa deformaciones tanto en los implantes con hexágono externo como en hexágono interno (Figura 35). Al aplicar 100 Nw/cm<sup>2</sup> y 120Nw/cm<sup>2</sup> se observa la presencia de imágenes compatibles con fisuras (Figura 36)

Cuando comparamos las fuerzas aplicadas y la aparición de fisuras en relación con el tipo de conexión tanto hexágono interno como externo se observó que al aplicar una fuerza de 100 Nw/cm<sup>2</sup> observamos imágenes compatibles con fisuras solo en los implantes con hexágono externo, mientras que si aplicáramos

unas fuerzas de  $120\text{Nw}/\text{cm}^2$  se observó cómo ambas conexiones presentaban imágenes compatibles con fisuras (Figura 37)

Al aplicar  $100\text{ Nw}/\text{cm}^2$  se observaron líneas de deformación tanto en la superficie oclusal del implante con conexión externa como en la superficie oclusal del implante con conexión interna.

Alrededor del implante se encontraron diferentes alteraciones en la superficie del implante como arañazos y pequeñas deformidades en los vértices de los hexágonos (Figuras 28 , 29)

Al aplicar  $120\text{Nw}/\text{cm}^2$  si que hubo una deformación en el hexágono en el implante conexión externa y en el implante de conexión interna. Alrededor de la superficie también se encontraron deformaciones que nos indicaban que con una mayor fuerza de torque si que habría una deformación más acentuada de las diferentes superficies del implante (Figura 26). Se observa una clara deformación del hexágono externo donde los vértices deformados dando lugar a una imagen donde aparece el hexágono duplicado (Figura 33, 34) . En el implante de conexión interna se observa una imagen en forma de “sacabocados” en la parte marginal del implante (Figura 27).

## FOTOS INICIALES DEL IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA

EXT-A-INI-1x12-1

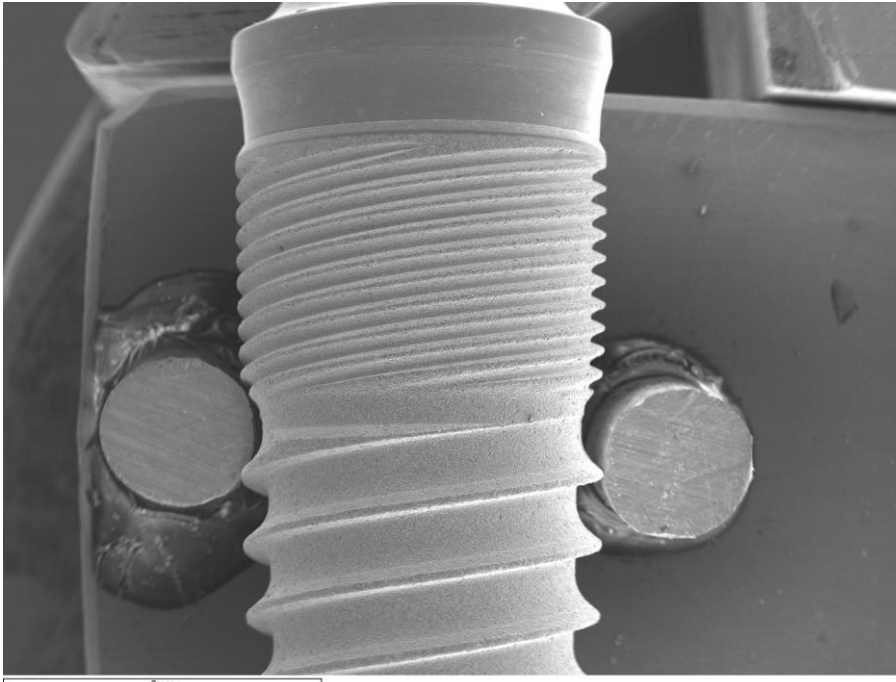


Fig. 11: Implante con transportador colocado en microscopio óptico de barrido previo a la aplicación de fuerzas. Se observa los diferentes tipos espiras asimétricas y la interfase entre el transportador y el implante

EXT-A-INI-1-x40-2

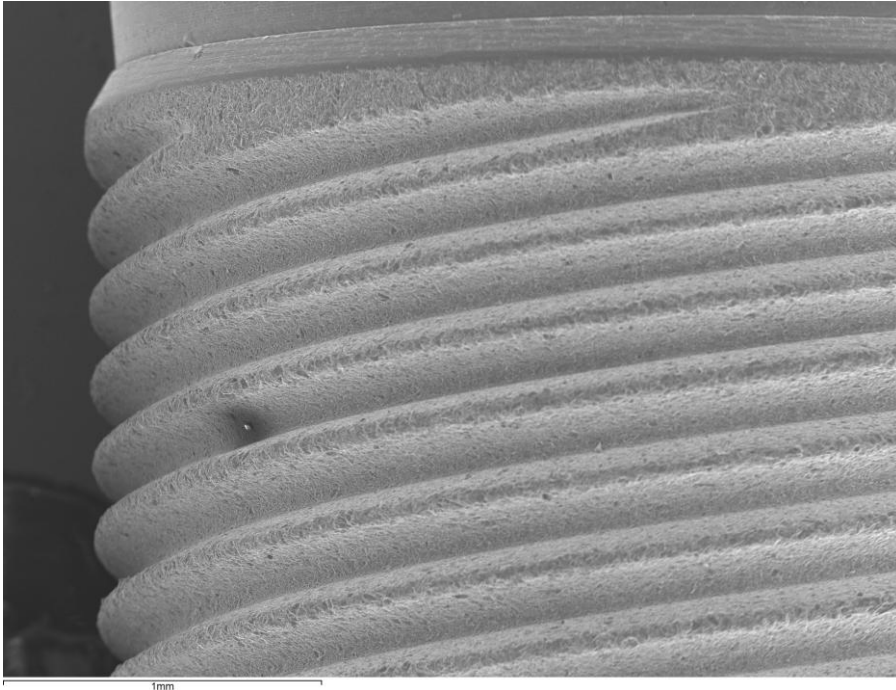


Fig 12: Magnificación a 40 de la interfase implante transportador. Se observa implante con transportador colocado en microscopio óptico de barrido previo a la aplicación de fuerzas. Se observa una pequeña alteración en la parte cóncava de la espira media

EXT-B-INI-1-x25-3

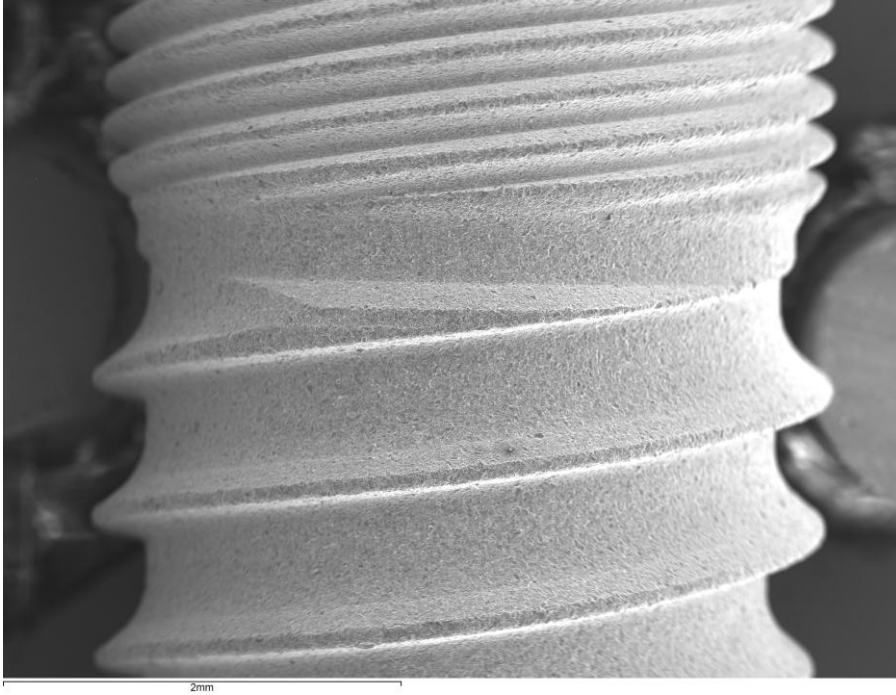


Fig. 13: Magnificación al 25. Análisis de las espiras del implante. Se observa la forma de las espiras aplanadas

EXT-B-INI-1-x40-1

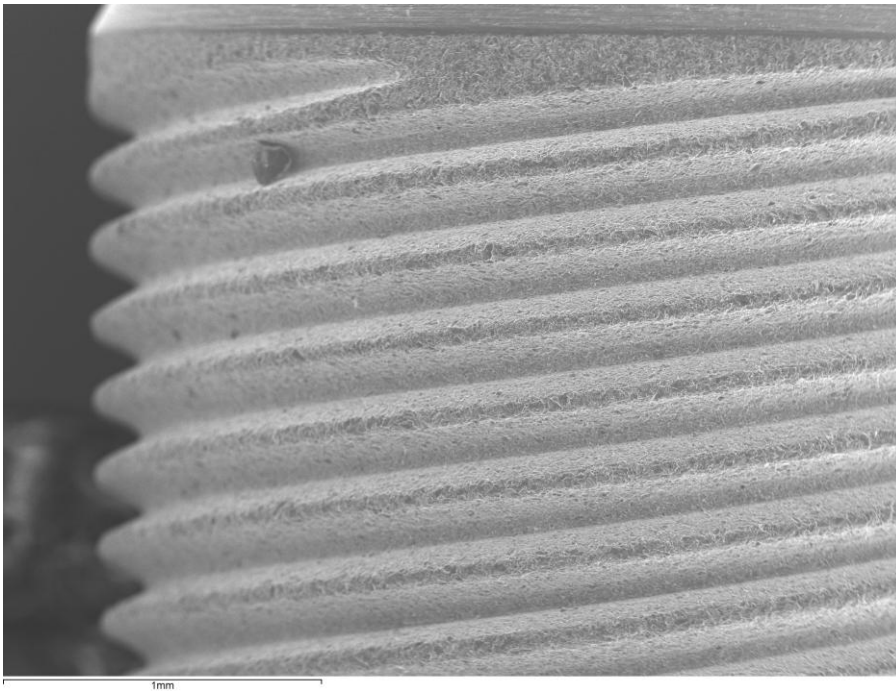


Fig. 14: Magnificación al 40. Se observan en la primera espira alteración de superficie

EXT-B-INI-1-x40-2

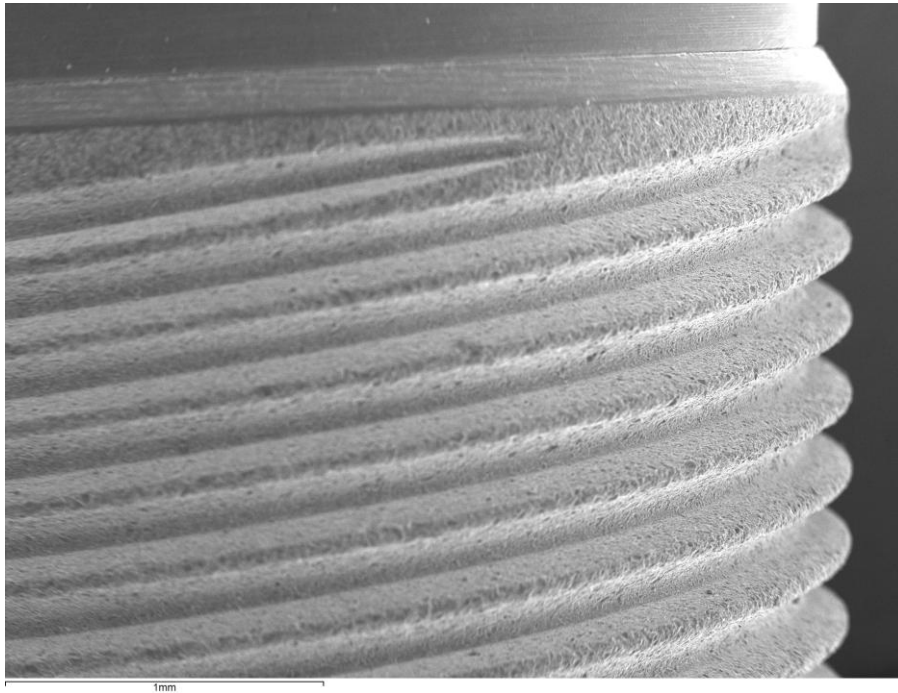


Fig.15: Magnificación a 40 . Implante de conexión externa, se observa el cuello pulido y las diferentes espiras y la superficie tratada

## FOTOS INICIALES DEL IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA

INT-A-INI-1-x12-1

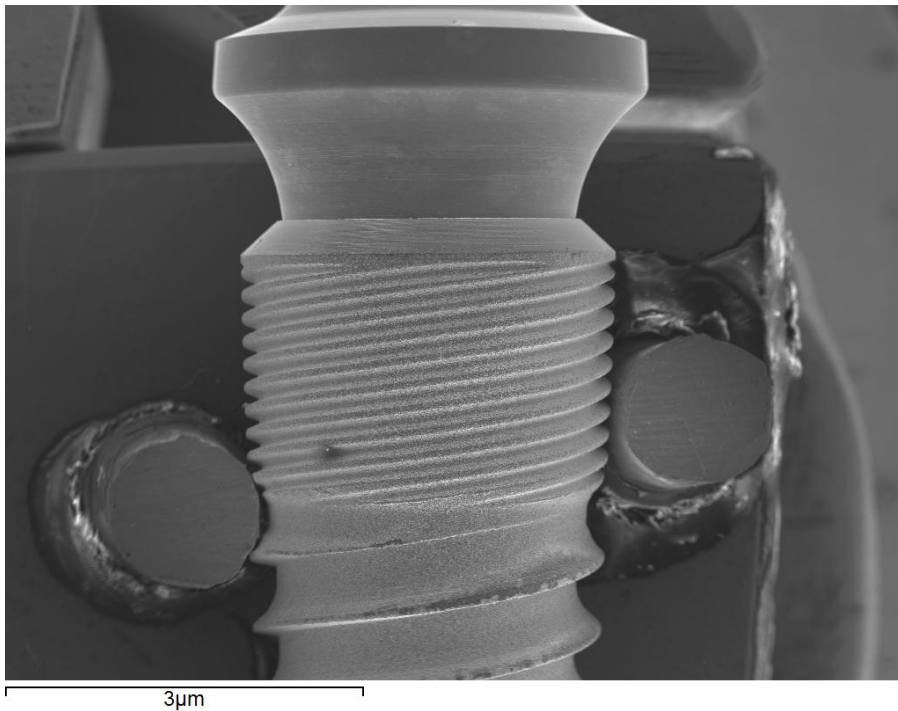


Fig 16: Magnificación al 12 de un implante con conexión interna. Se observa una imagen en la zona de las espiras pequeñas. Se observa como alteración en la superficie del implante

INT- A INI-1X25-3

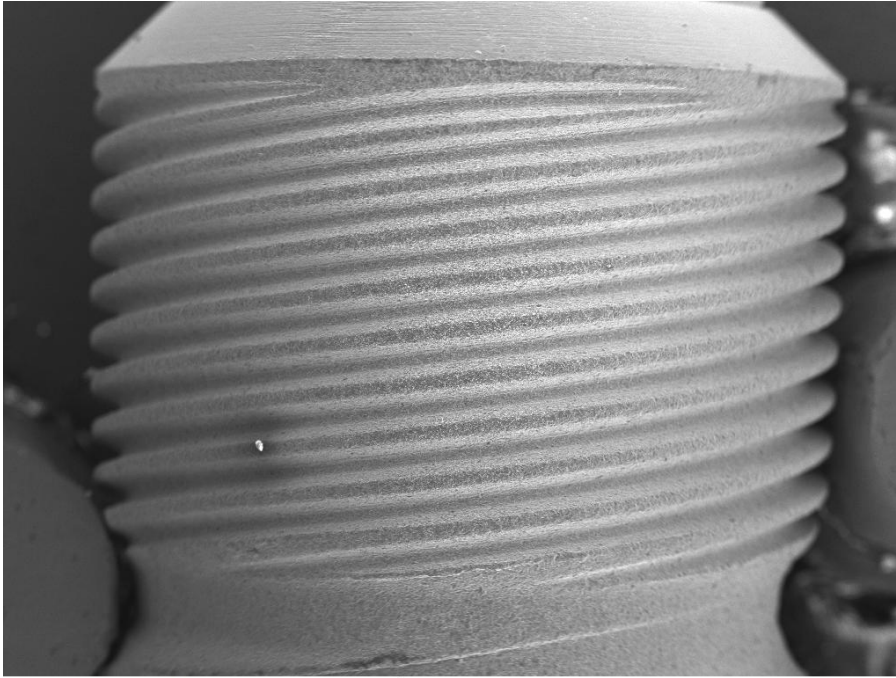
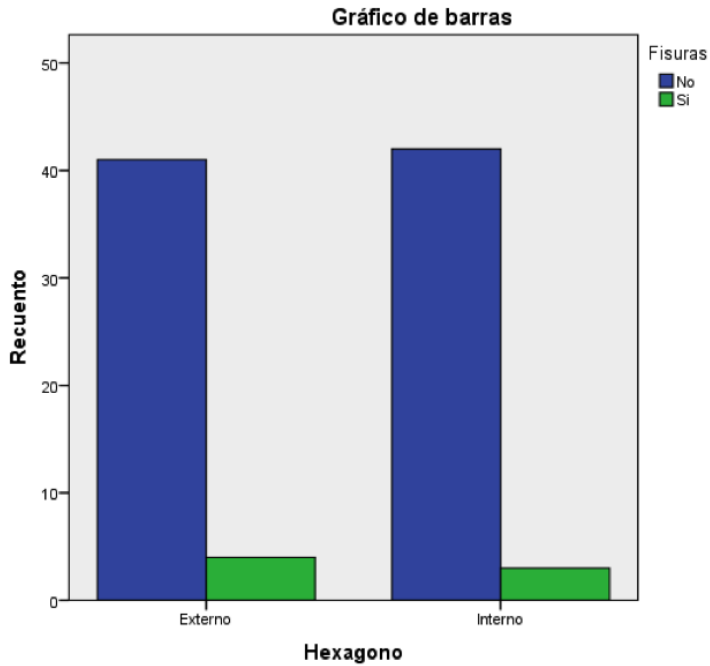


Fig 17: Se observa un elemento como si fuera una alteración. Observamos la alteración de la superficie en el pico de las espiras



**Fig.18: COMPARATIVA ENTRE EL TIPO DE HEXÁGONO Y LA APARICIÓN DE FISURAS**

**Tabla cruzada**

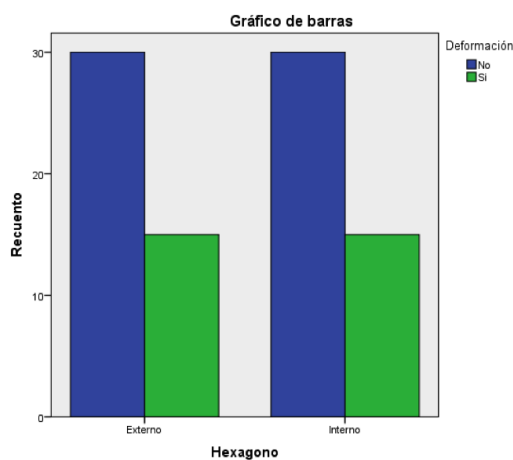
			Fisuras		Total
			No	Si	
Hexagono	Externo	Recuento	41	4	45
		% dentro de Hexagono	91,1%	8,9%	100,0%
		Residuo corregido	-,4	,4	
Interno	Interno	Recuento	42	3	45
		% dentro de Hexagono	93,3%	6,7%	100,0%
		Residuo corregido	,4	-,4	
Total		Recuento	83	7	90
		% dentro de Hexagono	92,2%	7,8%	100,0%

**Tabla 11: COMPARATIVA ENTRE EL TIPO DE HEXÁGONO Y LA APARICIÓN DE FISURAS**

Tabla cruzada

			Deformación		Total
			No	Si	
Hexagono	Externo	Recuento	30	15	45
		% dentro de Hexagono	66,7%	33,3%	100,0%
		Residuo corregido	,0	,0	
Hexagono	Interno	Recuento	30	15	45
		% dentro de Hexagono	66,7%	33,3%	100,0%
		Residuo corregido	,0	,0	
Total		Recuento	60	30	90
		% dentro de Hexagono	66,7%	33,3%	100,0%

**TABLA 12: COMPARACIÓN ENTRE EL TIPO DE HEXÁGONO Y LA APARICIÓN DE DEFORMACIONES EN LAS ESTRUCTURAS DE LOS IMPLANTES**

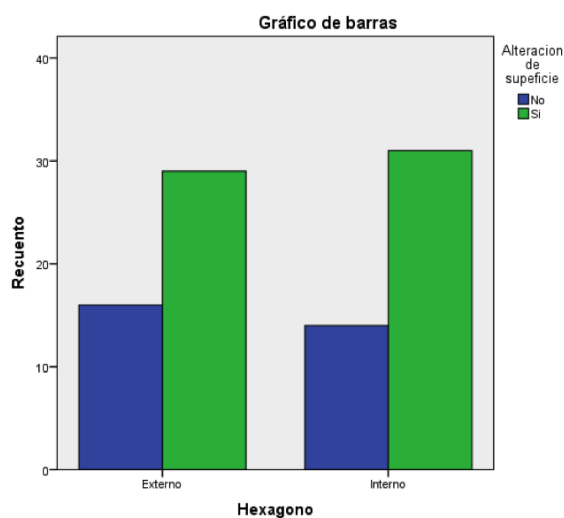


**Fig. 19 COMPARACIÓN ENTRE EL TIPO DE HEXÁGONO Y LA APARICIÓN DE DEFORMACIONES EN LAS ESTRUCTURAS DE LOS IMPLANTES**

Tabla cruzada

			Alteracion de supeficie		Total
			No	Si	
Hexagono	Externo	Recuento	16	29	45
		% dentro de Hexagono	35,6%	64,4%	100,0%
		Residuo corregido	,4	-,4	
Hexagono	Interno	Recuento	14	31	45
		% dentro de Hexagono	31,1%	68,9%	100,0%
		Residuo corregido	-,4	,4	
Total		Recuento	30	60	90
		% dentro de Hexagono	33,3%	66,7%	100,0%

**TABLA (13): COMPARATIVO ENTRE EL TIPO DE HEXÁGONO Y LA APARICIÓN DE ALTERACIONES EN LA SUPERFICIES DE LOS IMPLANTES**



**Fig.20: COMPARACIÓN ENTRE EL TIPO DE HEXÁGONO Y LA APARICIÓN DE ALTERACIONES EN LA SUPERFICIES DE LOS IMPLANTES**

**FOTOS DESPUÉS DE LA APLICACIÓN DEL TORQUE EN EL IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA A 30 NW/CM<sup>2</sup>**

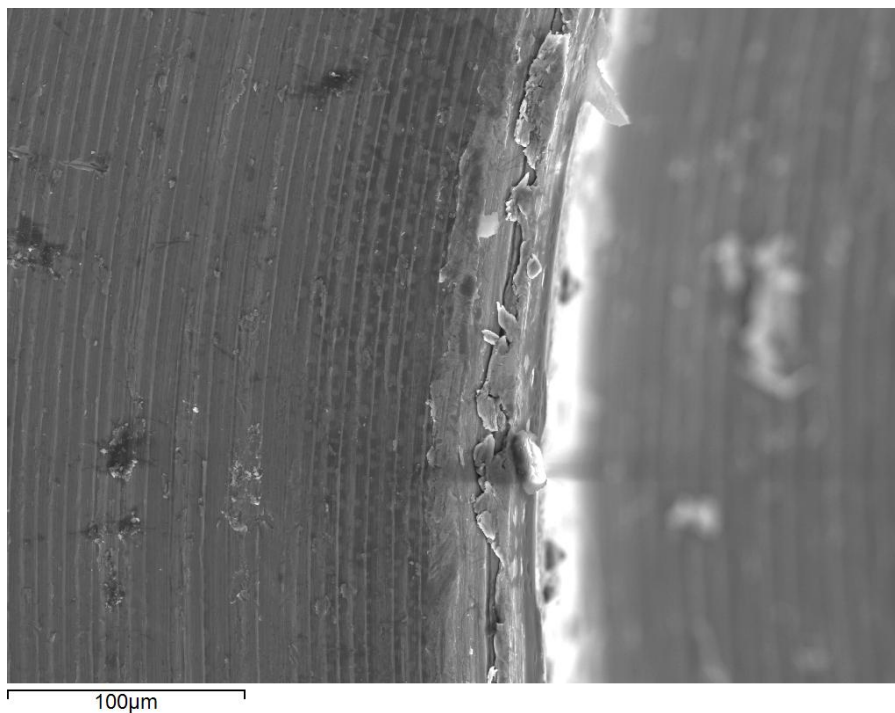


Fig 21: Se observa alteración de la superficie, tras la aplicación de una fuerza de 30 Nw/Cm<sup>2</sup>. Se observa un desprendimiento de la superficie.

## FOTOS DESPUÉS DE LA APLICACIÓN DEL TORQUE EN EL IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA A 120 NW/CM<sup>2</sup>

EXT-A-DES-1ro-x25-1

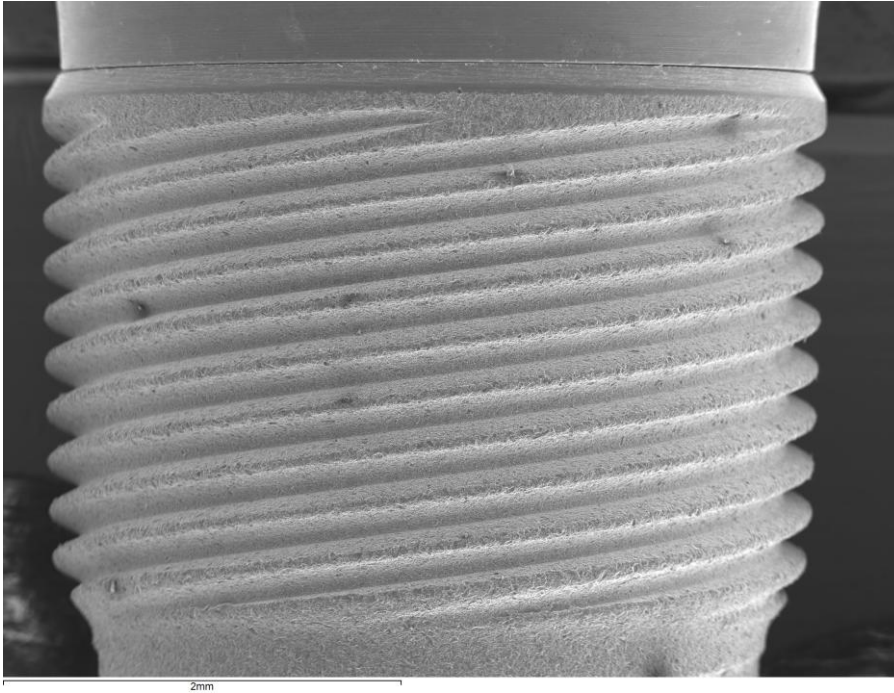


Fig 22: Se observa una interfase entre el transportador y el implante. Se observan pequeñas alteraciones en la superficie del implante

EXT-A-DES-2n-x25-1

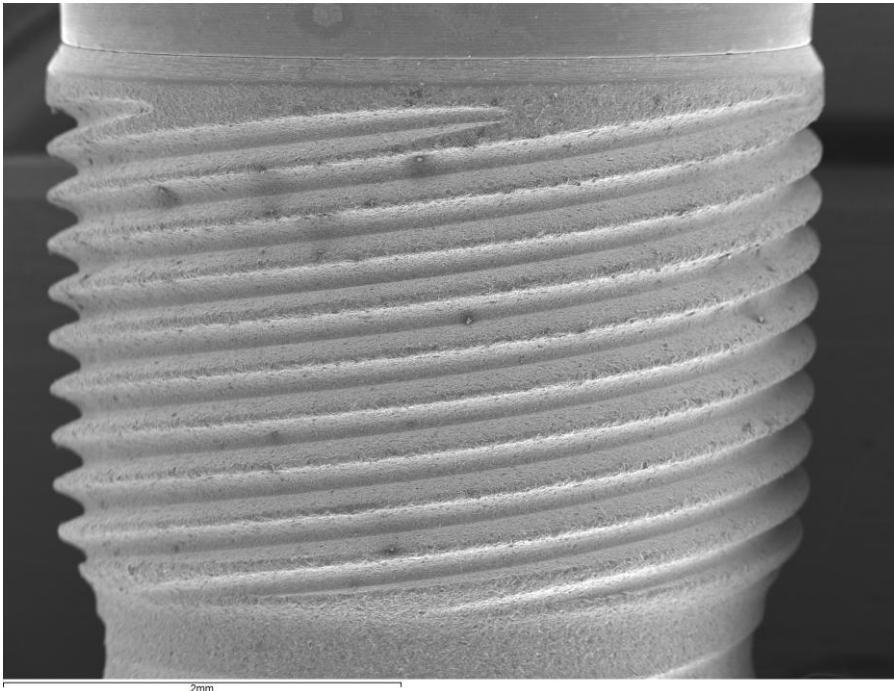


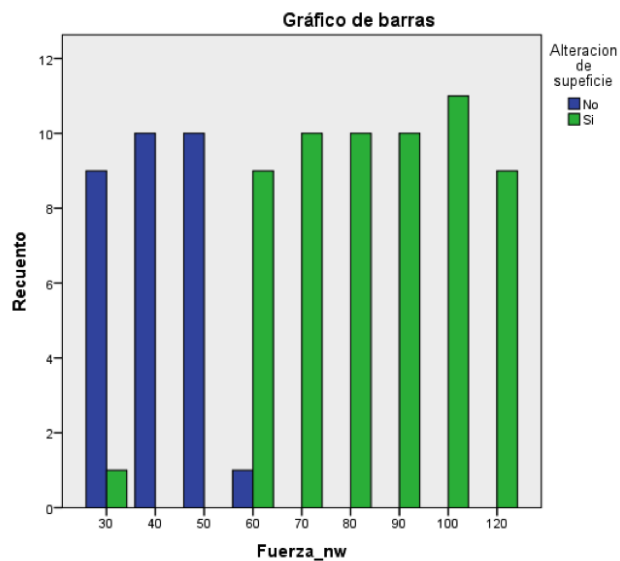
Fig 23 : Magnificación al 25. Pequeñas alteraciones en la interfase entre transportador y el implante localizado en la parte derecha

Tabla cruzada

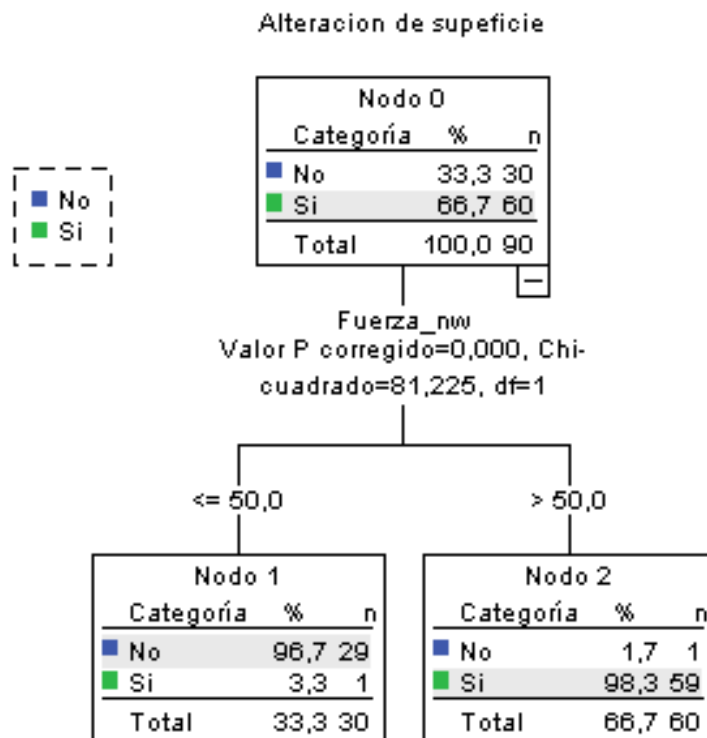
			Alteracion de supeficie		Total
			No	Si	
Fuerza_nw	30	Recuento	9	1	10
		% dentro de Fuerza_nw	90,0%	10,0%	100,0%
		Residuo corregido	4,0	-4,0	
40		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	4,7	-4,7	
50		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	4,7	-4,7	
60		Recuento	1	9	10
		% dentro de Fuerza_nw	10,0%	90,0%	100,0%
		Residuo corregido	-1,7	1,7	
70		Recuento	0	10	10
		% dentro de Fuerza_nw	0,0%	100,0%	100,0%
		Residuo corregido	-2,4	2,4	
80		Recuento	0	10	10
		% dentro de Fuerza_nw	0,0%	100,0%	100,0%
		Residuo corregido	-2,4	2,4	
90		Recuento	0	10	10
		% dentro de Fuerza_nw	0,0%	100,0%	100,0%
		Residuo corregido	-2,4	2,4	

100	Recuento	0	11	11
	% dentro de Fuerza_nw	0,0%	100,0%	100,0%
	Residuo corregido	-2,5	2,5	
120	Recuento	0	9	9
	% dentro de Fuerza_nw	0,0%	100,0%	100,0%
	Residuo corregido	-2,2	2,2	
Total	Recuento	30	60	90
	% dentro de Fuerza_nw	33,3%	66,7%	100,0%

**TABLA (14) : COMPARACIÓN ENTRE LAS DIFERENTES TIPOS DE FUERZAS APLICADAS Y LA APARICIÓN DE ALTERACIONES EN LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES**



**Fig. 24a: COMPARATIVA ENTRE LAS DIFERENTES TIPOS DE FUERZAS APLICADAS Y LA APARICIÓN DE ALTERACIONES EN LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES**



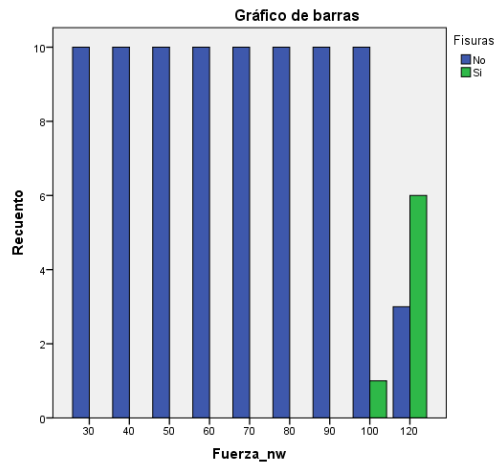
**Figura 24b: ÁRBOL DECISION SOBRE FISURAS APARECIDAS EN FUNCION DE LAS FUERZAS APLICADAS Y LAS ALTERACIONES EN LA SUPERFICIE**

Tabla cruzada

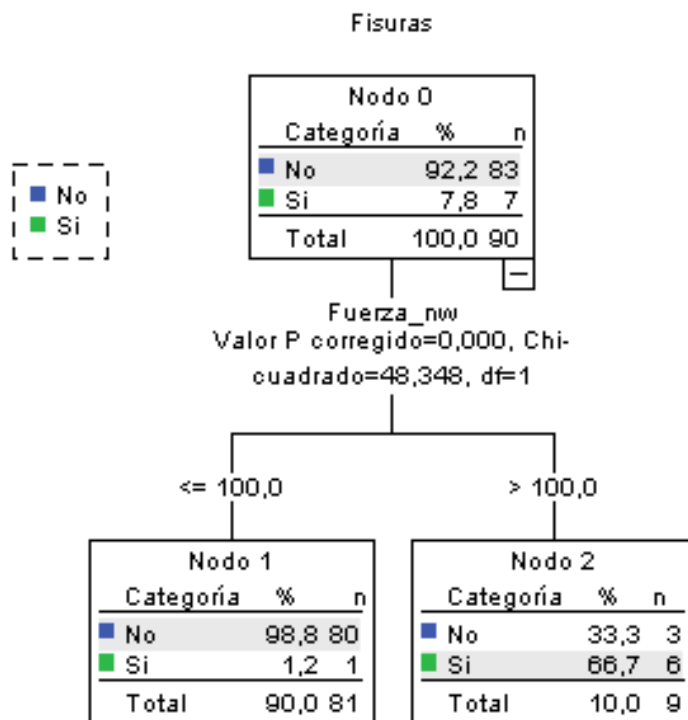
			Fisuras		Total
			No	Si	
Fuerza_nw	30	Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	1,0	-1,0	
40		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	1,0	-1,0	
50		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	1,0	-1,0	
60		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	1,0	-1,0	
70		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	1,0	-1,0	
80		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	1,0	-1,0	
90		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	1,0	-1,0	

100	Recuento	10	1	11
	% dentro de Fuerza_nw	90,9%	9,1%	100,0%
	Residuo corregido	-,2	,2	
120	Recuento	3	6	9
	% dentro de Fuerza_nw	33,3%	66,7%	100,0%
	Residuo corregido	-7,0	7,0	
Total	Recuento	83	7	90
	% dentro de Fuerza_nw	92,2%	7,8%	100,0%

**TABLA 15 :COMPARATIVA ENTRE LAS DIFERENTES TIPOS DE FUERZAS APLICADAS Y LAS FISURAS APARECIDAS**



**Fig. 25: COMPARATIVO ENTRE LAS DIFERENTES TIPOS DE FUERZAS APLICADAS Y LAS FISURAS APARECIDAS**



**Fig.25b: ÁRBOL DECISION SOBRE FISURAS APARECIDAS EN FUNCION DE LAS FUERZAS APLICADAS Y LAS FISURAS APARECIDAS**

## FOTOS DESPUÉS DE LA APLICACIÓN DEL TORQUE EN EL IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA A 120 NW/CM<sup>2</sup>

INT1-x120-1

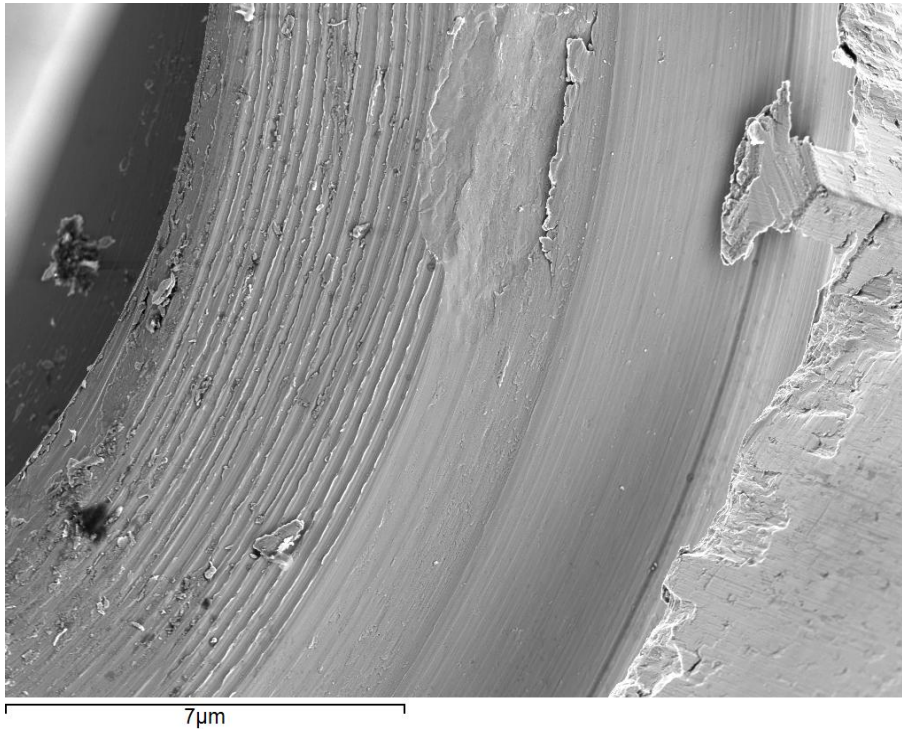


Fig 26 : Con magnificación del 25 se observa en la alteración de la superficie llegando a aparecer fisuras en los bordes de los implantes .Tambien se aprecia imagen en sacabocados del hexágono y pequeñas fisuras

INT-A-DES-2RO-X25-1

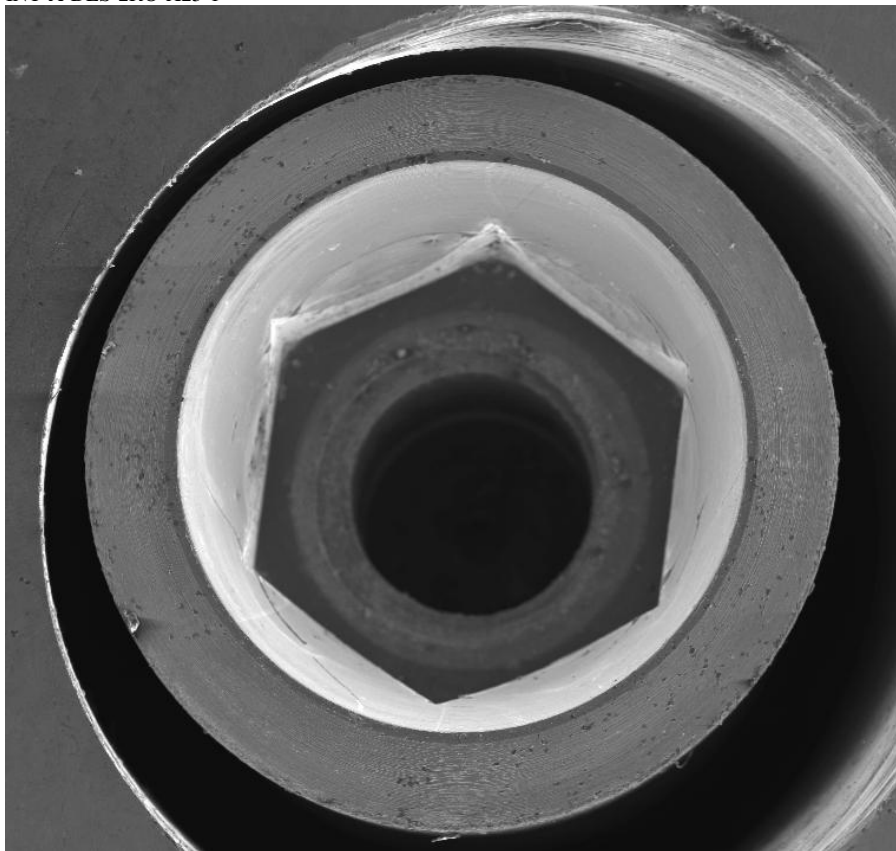
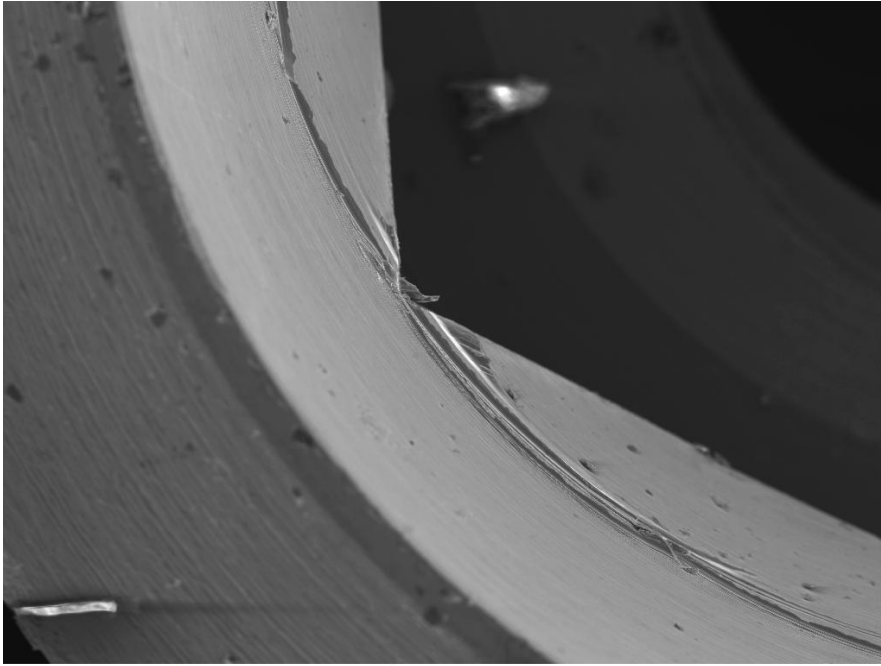
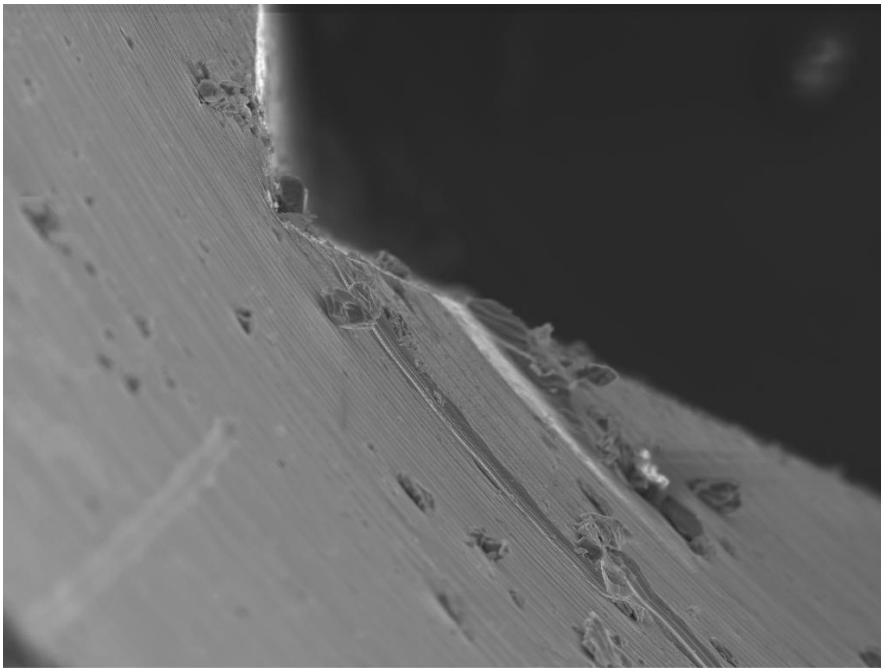


Fig 27 : Con magnificación del 25 se observa en la alteración de la superficie y deformación de los vertices del hexágono interno. Aparición de fisuras en lo bordes del hexágono



500 $\mu$ m

Fig. 28: Alteración de la superficie al aplicar 60 Nw/cm<sup>2</sup> ·70 Nw/cm<sup>2</sup>· 80 Nw/cm<sup>2</sup> ,90 Nw/cm<sup>2</sup> , 100 Nw/cm<sup>2</sup> ,120Nw/cm<sup>2</sup>



100 $\mu$ m

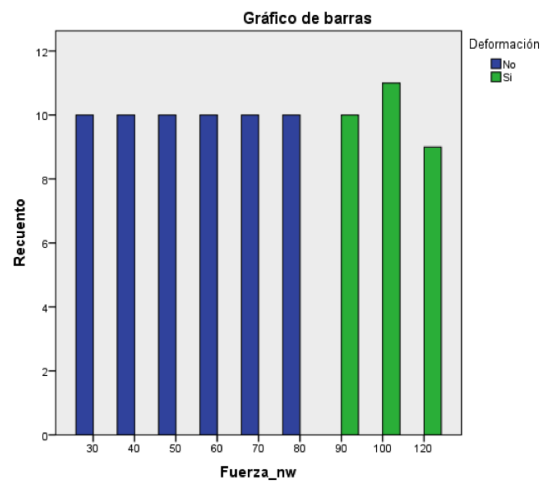
Fig. 29: Alteración de la superficie con fracturas de fatiga al aplicar 60 Nw/cm<sup>2</sup> ·70 Nw/cm<sup>2</sup> 80 Nw/cm<sup>2</sup> ,90 Nw/cm<sup>2</sup> , 100 Nw/cm<sup>2</sup> ,120Nw/cm<sup>2</sup>

Tabla cruzada

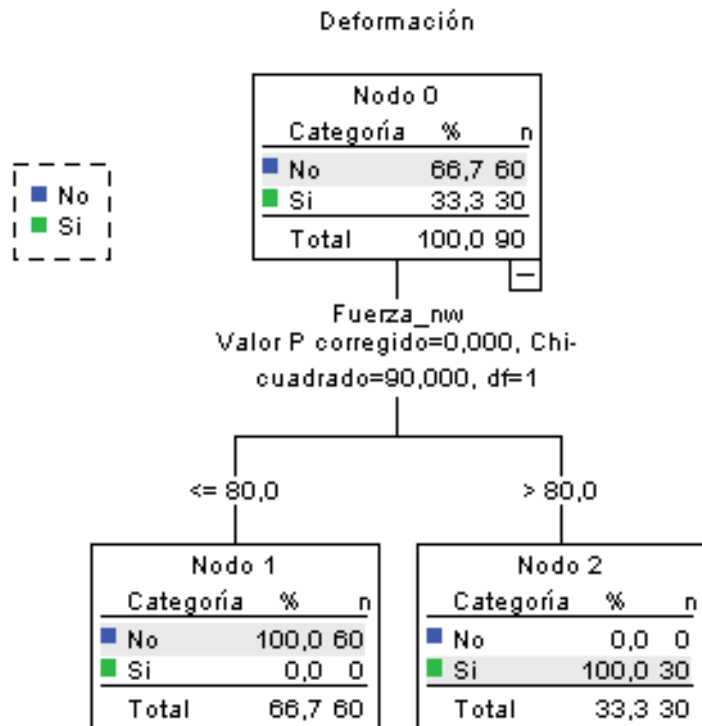
			Deformación		Total
			No	Si	
Fuerza_nw	30	Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	2,4	-2,4	
40		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	2,4	-2,4	
50		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	2,4	-2,4	
60		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	2,4	-2,4	
70		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	2,4	-2,4	
80		Recuento	10	0	10
		% dentro de Fuerza_nw	100,0%	0,0%	100,0%
		Residuo corregido	2,4	-2,4	
90		Recuento	0	10	10
		% dentro de Fuerza_nw	0,0%	100,0%	100,0%
		Residuo corregido	-4,7	4,7	

100	Recuento	0	11	11
	% dentro de Fuerza_nw	0,0%	100,0%	100,0%
	Residuo corregido	-5,0	5,0	
120	Recuento	0	9	9
	% dentro de Fuerza_nw	0,0%	100,0%	100,0%
	Residuo corregido	-4,5	4,5	
Total	Recuento	60	30	90
	% dentro de Fuerza_nw	66,7%	33,3%	100,0%

**TABLA (16): COMPARATIVO ENTRE LAS DIFERENTES TIPOS DE FUERZAS APLICADAS Y APARICIÓN DE CUALQUIER TIPO DE DEFORMACIÓN**

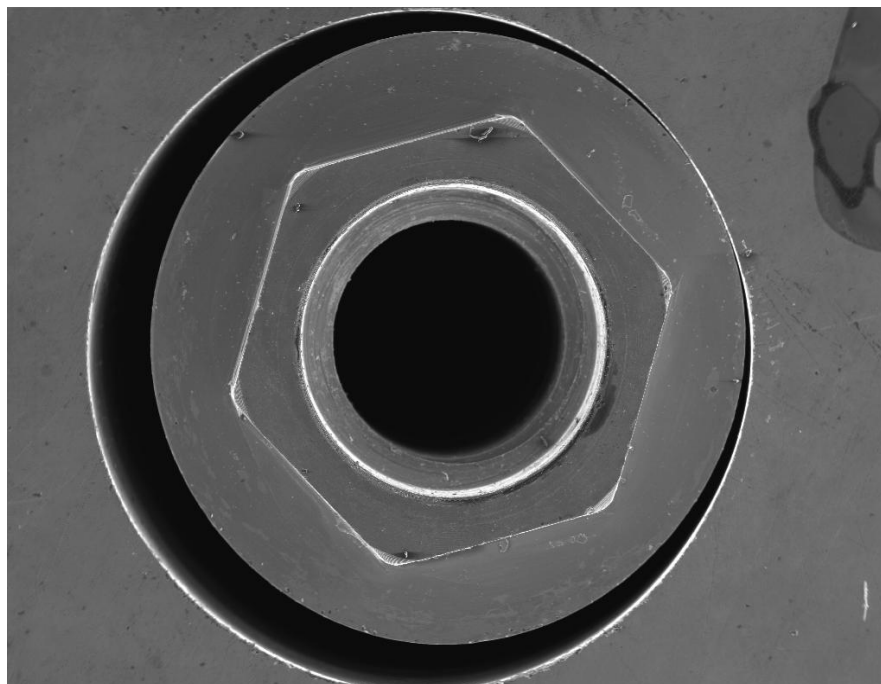


**Fig.30: COMPARATIVO ENTRE LAS DIFERENTES TIPOS DE FUERZAS APLICADAS Y APARICIÓN DE CUALQUIER TIPO DE DEFORMACIÓN**

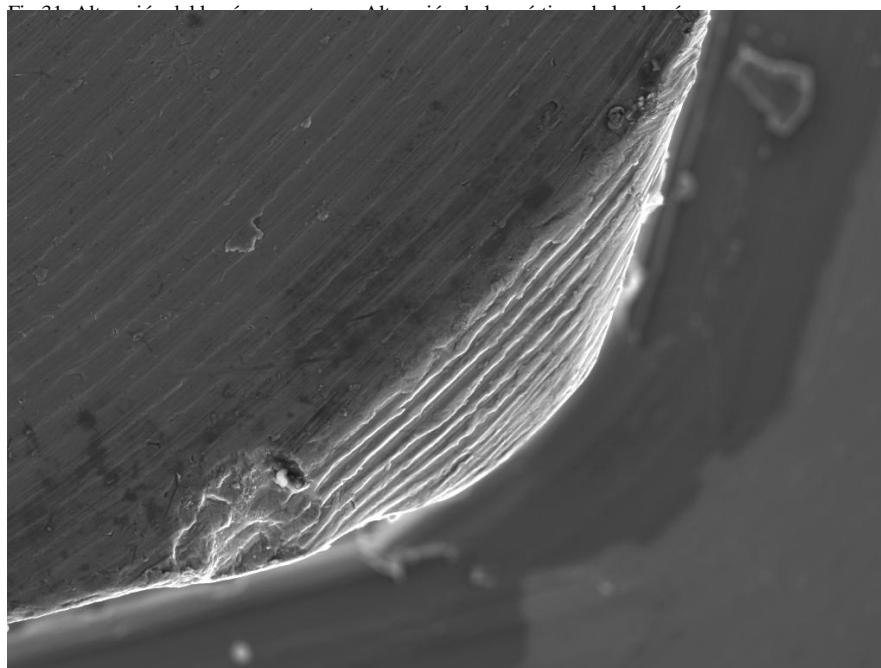


**Figura(30b): ÁRBOL DECISION SOBRE FISURAS APARECIDAS EN FUNCION DE LAS FUERZAS APLICADAS Y LAS DEFORMACIONES APARECIDAS**

**FOTOS DESPUÉS DE LA APLICACIÓN DEL TORQUE EN EL IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA A 90 NW/CM<sup>2</sup>**



2mm



100µm

Fig32. Fracturas del interior del implante del hexágono interno

EXT2-x25-1

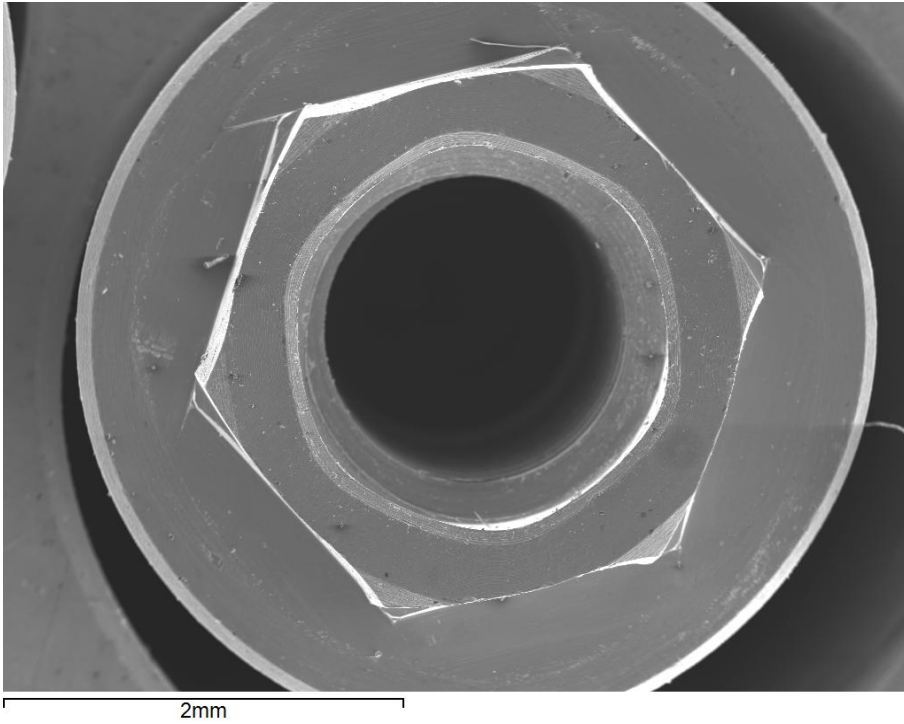
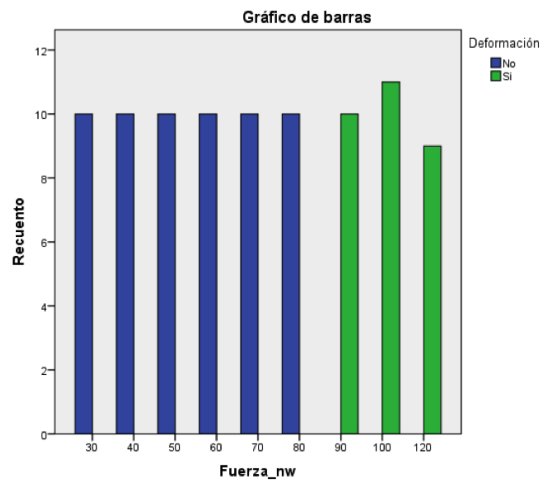


Fig 33 : Con magnificación del 25 se observa la deformación del hexágono. Se aprecia imagen en sacabocados del hexágono y pequeñas fisuras

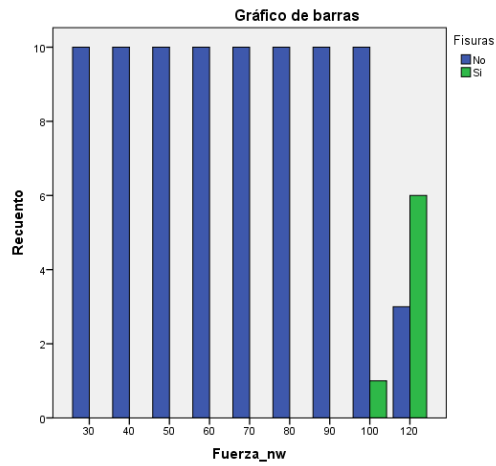
EXT-X20-1



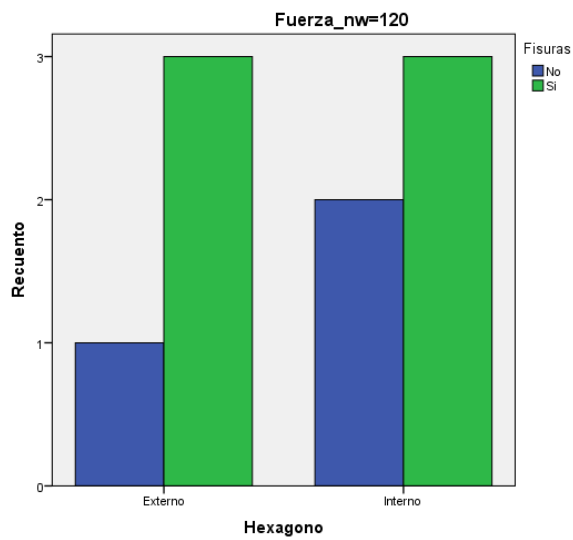
Fig 34 : Con magnificación del 25 se observa la deformación de ambos hexágonos. Se aprecia imagen en sacabocados del hexágono y pequeñas fisuras



**Fig.35: COMPARATIVO ENTRE LAS DIFERENTES TIPOS DE FUERZAS APLICADAS Y APARICIÓN DE CUALQUIER TIPO DE DEFORMACIÓN**



**Fig. 36: COMPARATIVO ENTRE LAS DIFERENTES TIPOS DE FUERZAS APLICADAS Y LAS FISURAS APARECIDAS**



**Figura (37): COMPARACIÓN ENTRE LOS DIFERENTES TIPOS DE HEXÁGONO Y LA APLICACIÓN DE 120NW/CM2 EN RELACIÓN CON LA APARICIÓN DE FISURAS**

## 8.-DISCUSIÓN

El diseño de los implantes dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años, con el objetivo de mejorar la osteointegración y facilitar los procedimientos clínicos. El diseño de los implantes dentales es importante desde el punto de vista de transmisión de cargas, proceso de remodelado óseo, y la estabilización de hueso receptor. El éxito del tratamiento con implantes dentales en parte depende de la alineación entre la fuerza y la longitud del implante(144). Las cargas en un implante dental tienen un componente vertical y horizontal. Se ha comprobado que los picos de esfuerzos en el hueso y en sistema de implante, se generan ante cargas horizontales , las cuales pueden inducir a la reabsorción ósea(145). Existen diversos tipos de conexiones entre los pilares protésicos y los implantes; las más utilizadas son las conexiones de tipo hexágono interno y externo. Los implantes con conexión del hexágono interno han sido exitosamente utilizados debido a que evitan la rotación del aditamento. Maeda y cols (2006) (146)en un estudio in vitro que comparó las concentraciones de esfuerzos para las conexiones de hexágono interno y externo , concluyeron que los aditamentos de conexión externa , concentran mayores tensiones en el área cervical bajo cargas oblicuas, y reportaron un mejor comportamiento en la distribución de esfuerzos con los pilares del hexágono externo. En nuestro estudio se observó que a partir de la aplicación de  $90 \text{ Nw/cm}^2$  , $100 \text{ Nw/cm}^2$ , y  $120 \text{ Nw/cm}^2$  se observaron deformaciones en los hexágonos. En un estudio donde se realizan análisis de elementos finitos se realizaron fuerzas de hasta  $200 \text{ Nw/cm}^2$  y observaron que en implantes con un mayor diámetro y mayor longitud se reduce el estrés y el esfuerzo en las diferentes zonas periimplantarias mejorando los diferentes

patrones de distribución de fuerzas. Se observó como la zona que más se afecta es la zona más coronal del implantes produciéndose deformaciones de los implante y pérdida ósea marginal (147) al igual que sucede en nuestro estudio

Hay estudios donde se ejercieron fuerzas de entre 55 N/cm<sup>2</sup>, 70 Nw/cm<sup>2</sup> y hasta 150Nw/cm<sup>2</sup>, encontrando deformidades en el hexágono externo(148) .En este estudio realizado por Teixeira se observaron deformidades tanto en los implantes con hexágono externo como los implantes de hexágono interno (148). En nuestro estudio también hemos valorado la influencia que tienen las fuerzas aplicadas a los implantes sobre su estructura física y sus propiedades mecánicas.

El implante Natea tiene una conexión hexagonal interna con cono Morse que mejora la conexión, le da firmeza y le impide movimientos rotacionales.

Los implantes Uneva son implantes con conexión externa y presentan una espira asimétrica retentiva y un tratamiento de superficie ampliamente probado (18 años de estudios clínicos - numerosos estudios histológicos

La forma y distribución de las espiras, junto a la plataforma protésica del implante debe ser tenida en consideración para evitar la deformación de esos elementos después de la colocación, dado que la forma y la distribución de las espiras también influye en la carga del torque (149). Torques más elevados durante la colocación reduce el riesgo de micromovimientos en la interfase hueso implante. Por lo que se obtiene un mayor grado de éxito en los implantes de carga inmediata (150). Los implantes pueden tener cambios morfológicos externos e internos durante la torsión cuando se inserta en el hueso (151) La resistencia del titanio o de la composición de sus aleaciones de titanio depende de su

microestructura la cual influye por su composición, el tratamiento del calor y el proceso mecánico (152) . Si aplicamos mayor torque de inserción que el máximo permitido, puede producirse fractura del implante o alteraciones en la estructura del hueso . De acuerdo con esto hay que establecer correctos protocolos de torque de los implantes para evitar el daño óseo y /o del implante, con el consiguiente fracaso de la rehabilitación protésica.

El estudio de Soares nos dice que torques elevados comprometen la plataforma protésica pudiendo comprometer la estabilidad de la prótesis sobre la plataforma deformada del implante y la estabilidad del propio implante (153) y a lo largo del tiempo se pueden llegar a producir fracturas de los implantes cuando las prótesis ya están cargadas (154)Atmaram y Mohamed (155–157) fueron los primeros en analizar mediante el Análisis de Elementos Finitos (AEF) la distribución de estrés en un implante unitario para entender el efecto de los parámetros elásticos y la geometría de los implantes , la variación de la longitud del implantes y la incorporación del pseudo-ligamento periodontal . La principal dificultad del AEF es simular el comportamiento mecánico en los implantes dentales, en el hueso humano(2) y su respuesta a las fuerzas mecánicas aplicadas (158)

El módulo de elasticidad de diferentes implantes influyen en la interfase hueso e implante. Implantes con un módulo de elasticidad demasiado bajo tienen que evitarse. Malaith et al. (159) demostró que los implantes tienen un módulo de elasticidad de al menos  $110,000 \text{ N/mm}^2$  . Rieger et al. (160) indicó que los implantes con geometría con espiras tienen mayor estrés en el hueso que está en contacto con la punta de las espiras. Los Implantes largos proporcionan mejor distribución del estrés. El análisis de elementos finitos se ha usado para mostrar que el estrés en el hueso cortical disminuye inversamente proporcional al

aumento del diámetro del implante tanto cuando se producen cargas verticales como laterales (161)

Hay muchos factores que influyen en la transmisión de carga en la interfase hueso e implante incluyendo el tipo de carga, las propiedades del implante y de la prótesis, la longitud del implante, el diámetro, la forma, la estructura de la superficie del implante, la naturaleza del hueso y la calidad y cantidad del hueso que rodea al implante. De estos factores biomecánicos, la longitud del implante, el diámetro y la forma del implante puede ser modificados por el diseño del implante. Un hueso más cortical o medular necesita ser evaluado clínicamente y puede influir en las diferentes fuerzas de toque que se apliquen para la colocación del implante (158)

## 9.-CONCLUSIONES

1.-Durante la manipulación del implante desde que lo extraemos del “blíster” hasta su colocación se puede producir una contaminación de la superficie.

2.- Con fuerzas mayores de  $50 \text{ Nw/cm}^2$  se producen alteraciones de superficie en los implantes, lo que puede influir en el proceso de osteointegración

3.- Al aplicar fuerzas de  $90 \text{ Nw/cm}^2$  , $100 \text{ Nw/cm}^2$  y  $120\text{Nw/cm}^2$  , se observa deformaciones tanto en los implantes con hexágono externo como en hexágono interno

5.- Al aplicar fuerzas mayores de  $100 \text{ Nw/cm}^2$ se pueden producir fisuras en los implantes

6.-Es importante que ante un hueso cortical preparemos el lecho de manera que no introduzcamos el implante con un torque elevado evitando posibles alteraciones en la estructura del implante.

7.-Un excesivo torque en los implante puede alterar el diseño de la conexión del implante pudiendo crear complicaciones en la fase protética.

8.-Es necesario realizar más estudios donde se comparen diferentes sistemas de implantes con diferentes torques de inserción y posteriormente analizarlos en MEB.

## 10.-BIBLIOGRAFÍA

1. Reyes Velazquez Joel Omar. La evolución de los implantes dentales. *Odont Moder.* 2012;8((95)):12-5.
2. Tecnol C, Centro G, Echezarreta RD, Echezarreta YD, Grado EP, Habana L, et al. Impacto científico y ético del desarrollo de la implantología en la sociedad  
Scientifical and ethical impact of the development of implantology in society.
3. Bechelli Alberto H. Diagnóstico y Planeamiento en Prótesis Oseointegrada. *Rev Asoc Odontol Argent.* 1991;79(May-Jun).
4. Alley BS, Kitchens GG, Alley LW EP. A comparison of survival of teeth following endodontic treatment performed by general dentists or by specialists. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;98:115-8.
5. Velasco E, Pato J, Segura JJ, Medel R, Poyato M, Lorrio JM. La investigación experimental y la experiencia clínica de las superficies de los implantes dentales (I). *DENTUM.* 2009;9(1):36-42.
6. Roma EP. Estudio de la optimización del tratamiento quirúrgico y prostodóncico en implantología. Tesis doctoral presentada por: Enric Pedemonte Roma . 3 de Septiembre de 2003. :13-22.
7. S S. The properties of titanium. *Oral implantology.* Nueva York; 1996. p. 37-58.
8. Kasemo B LJ. Selección del metal y características de la superficie. Prótesis tejido-integradas La oseointegración en la odontología clínica. Quintessen. Barcelona; 1999. p. 99-116.
9. Planificación en implanto-prótesis. *Rev Int Prótesis Estomatológica.* 2003;5(4).
10. MW: B. Transmisión de fuerzas en implantes odontológicos. *J Oral Implant.* 2002;18:264-74.
11. Bidez MW: Transmisión de fuerzas en implantes odontológicos. *J Oral Implant.* 2002;264-74.
12. H. BA. Diagnóstico y Planeamiento en Prótesis Oseointegrada. *Revista de la Asociación Odontológica Argentina. Rev Asoc Odontol Argent.* 1991;79(May-Jun).
13. Haruyuki K. Oseointegración bajo carga inmediata: tensión/compresión, biomecánica y formación/reabsorción del hueso. *Implant Dent.* 2003;12(1).
14. Miguel Peñarrocha Diago. *Implantología Oral.* 2006.

15. Glantz Olof P. ¿Es realmente importante la elección de los materiales aloplásticos para los implantes dentales? *Rev Internac Prótesis Estomatol.* 1991;3(1):270-9.
16. Iglesias MA MJ. Obtención de ajuste clínico pasivo en prótesis sobre implante. *Rev Int prótesis estomatológicas.* 4(2):290-7.
17. Malchiodi L QAAA. Jaw reconstruction with grafted autologous bone: early insertion of osseointegrated implants and early prosthetic loading. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64:1190-8.
18. RR P. Implantología Multidisciplinaria. Atrofias totales de los maxilares. Atrofias de hueso basal. *Rev Maxillaris.* 2005;8(79):82-96.
19. Llambés Arenas F. Regeneración ósea guiada. Aumento horizontal de reborde alveolar. *Rev Maxillaris.* 2005;8(79):82-96.
20. DP JMS. Advanced surgical guidance technology: a review. *Implant Dent.* 2006;15:135-42.
21. Buser D, Ruskin T HF. Osseointegration of Titanium Implants in Bone Regenerated in Membrane Protected [en línea] [Internet]. Available from: <http://www.odontologia.com>
22. JB P. Use of mineral trioxide aggregate in the open apex of a maxillary first premolar. Department of Periodontology. Seoul Nac J Oral Sci. 2008;50(3):355-8.
23. BK. B. The use of high-density polytetrafluoroethylene membrane to treat osseous defects: Clinical reports. *Implant Dent.* 1995;4:22-6.
24. ML. P. Endodontics or implants. *Implant Dent.* 2006;15(111).
25. García DA, Martín MMR SA. Injerto pediculado de tejido conectivo palatino para aumento de reborde y/ o evitar exposición de barrera en regeneración ósea guiada. *RCOE.* 2006;11(1):79-86.
26. Shabahang S, Bohsali K, Boyne P J, Caplanis N, Lozada J TM. Effect of teeth with periradicular lesions on adjacent dental implants. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.* 2003;96:321-6.
27. S. MG. Treatment planning for the future: Endodontics, post and core, and periodontal surgery- Or an implant.? *J Calif Dent Assoc.* 2003;31(323-325).
28. Newman M, Takei H H CF. *Periodontología clínica.* Mexico: McGraw- Hill; 2004.

29. J M. Do dental implants toll the end of endodontics? *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.* 2002;9:633-4.
30. F. LA. Regeneración Osea Guiada (Parte II): Aumento Vertical de Reborde Alveolar. *Rev Maxillaris.* 2004;6(66):54-62.
31. Melo M D, Shafie H OG. Implant survival rates for oral and maxillofacial surgery residents: a retrospective clinical review with analysis of resident level of training survival. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64:1185-9.
32. Debicka P, Lipski M BJ. Biofilm formation on root canal-review. *Ann Acad Med Stetin.* 2008;54(1):152-6.
33. Albrektsson T SL. Update in dental implants. *J Clin Periodontol.* 1991;(18):174-81.
34. Burns C. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: part 1 -retention, stability and tissue response-. *J Prost Dent* 1995. 1995;73(4):365-9.
35. Schroeder A, Sutter F KG. *Implantología oral.* Ed. Paname. Madrid.; 1993.
36. Bascones A. *Tratado de Odontología.* 1999.
37. Branemark P, Zarb G AT. *Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en la Odontología clínica.* Quintessen. Barcelona; 1999.
38. J PP. *Medicina nuclear clínica.* Marban, editor. Madrid; 1991.
39. Desgrez X, Moretti X, Robert X VX. *Compendio de medicina nuclear.* A.C, editor. Madrid; 1979.
40. Gil Gayarre M, Delgado García M, Martínez Morillo M OSC. *Manual de radiología clínica.* Harcourt España, editor. Madrid; 1994.
41. M. M. *Medicina nuclear. Aspectos clínicos.* Doyma, editor. Barcelona; 1983.
42. Brown M, O'Connor M, Hung J HR. Technical aspects of bone scintigraphy. *Radiol Clin North Am.* 1993;31:721-30.
43. Ishizu K, Mukai T, Yonekura Y, Pagani M, Fujita T, Magata Y y cols. Ultrahigh resolution SPECT system using four pinhole collimators for samall animal studies. *J Nucl Med.* 1995;36:2287-9.
44. Weber D, Ivanovic M FD. Pinhole SPECT: An approach to in vivo high-resolution SPECT imaging in small laboratory animals. *J Nucl Med.* 1994;35:342-8.

45. Weber D IM. Pinhole SPECT:Ultra-high resolution imaging for small animal studies. *J Nucl Med.* 1995;36:2287–9.
46. Weber D IM. Ultra high resolution imaging of small animals: Implications for preclinical and research studies. *J Nucl Cardiol.* 1996;6:332–44.
47. Hasegawa B, Kirch D, Stern D, Adams M, Sklar J JT. Single-photon emission tomography with a 12 pinhole collimator. *J Nucl Med.* 1982;23:606–12.
48. Murray I DJ. The role of single photon emission computed tomography in bone scintigraphy. *Skelet Radiol.* 1989;18:493–505.
49. Vanhove C, Defrise M, Franken P, Everaert H, Deconinck F AB. Interest of the ordered subsets expectation maximization (OS-EM) algorithm in pinhole single-photon emission tomography reconstruction: A phantom study. *Eur J Nucl Med.* 2000;27:140–6.
50. Yokoi T KH. Development of a high resolution pinhole SPECT system using dual-head gamma camera for small animal studies. *Yaku Igaku.* 1998;35:901–7.
51. Grosev D, Medvedec M, Loncaric S, Zuvic M, Dodig D ST. Determination of small objects from pinhole scintigrams. *Nucl Med Communic.* 1998;19:679–88.
52. Bahk Y, Chung S, Park Y, Kim S LH. Pinhole SPECT imaging in normal and morbid ankles. *J Nucl Med.* 1998;39:130–9.
53. Jaszczak R, Li J, Wang H, Zalutsky M CR. Pinhole collimation for ultra high resolution, small field of view SPECT. *Phys Med Biol.* 1994;39:425–37.
54. Schliephake H BG. Evaluation of bone healing in the patients with bone grafts and endosseous implant using single photon emission tomography (SPECT). *Clin Oral Impl Res.* 1998;9:34–42.
55. Connolly L, Treves S, Connolly S, Zimmerman R, Bar-Sever Z, Itrato D Y, Cols. Pediatric skeletal scintigraphy: Applications of pinhole magnification. *Radiograph.* 1998;18::341–51.
56. Bahk Y, Park Y, Chung S CJ. Bone pathologic correlation of multimodality imaging in Paget’s disease. *J Nucl Med.* 1995;36:1421–6.
57. Maillefert J, Toubreau M, Piroth C, Brunotte F TC. Bone scintigraphy equipped with a pinhole collimator for diagnosis of avascular necrosis of the femoral head. *Clin Reum.* 1997;16:372–7.
58. Spence L, Kaar K, McCabe J O’nM. The role of bone scintigraphy with pinhole collimation in the evaluation of symptomatic paediatric hips. *Clin Radiol.* 1994;49:820–3.

59. Gumerman L, Fogel S, MA G, Hanley EJ, Kappakas G, Rutkowski R y cols. Experimental fracture healing: Evaluation using radionuclide bone imaging: Concise Commun J Nucl Med. 1978;19:1320-3.
60. Chan W, Carolan M, Fernandes V AD. Planar versus SPET imaging in the assessment of condylar growth. Nucl Med Communic. 2000;21:285-90.
61. DeNucci D, Chen C, Sobiski C SM. The use of SPECT bone scans to evaluate patients with idiopathic jaw pain. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2000;90:750-7.
62. Schimming R, Juengling F, Lauer G SR. Evaluation of 99mTc-, microvascular bone graft reconstruction of the head and neck with 3-D Scans., DPD SPECT. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2000;90:679-85.
63. Bahk Y, Kim O CS. Pinhole collimator scintigraphy in differential diagnosis of metastasis, fracture, and infections of the spine. J Nucl Med. 1987;28::447-51.
64. Mc Kinney RJ, Steflik D KD. The biological tissue response to dental implants. Endosteal . St. Louis.: Mosby Year Book: McKinney RJ,; 1991. p. 37-50. p.
65. Lynch S, Genco R MR. Tissue ingieneering. Quintessen. Carol Stream; 1999.
66. A. B. Prótesis implantosoportada. Bases biológicas. Biomecánica. Aplicaciones clínicas. Actualidad. Caracas; 2001.
67. Young M, Kierr J, Ibaraka K, Heegaard A RP. Structure, expression, and regulation of the major noncollagenous matrix proteins of bone. Clin Orthop. 1991;281::285-93.
68. Urist M SB. Bone morphogenetic protein. J Dent Res. 1971;50:1392-6.
69. Wozney J, Rosen V, Celeste A, Mitsock L, Whitters M, Kriz R y cols. Novel regulators of bone formation: Molecular clones and activities. Science (80- ). 1988;242:15-28.
70. Celeste A, Ross B, Yamaji N WJ. The molecular cloning of human bone morphogenetic proteins -10, -11 and 12, three members of the transforming growth factor-beta superfamily. J Bone Min Res. 1995;10:334-9.
71. Nishitoh H, Ichijo H, Kimura M, Matsumoto T, Makishima F YA, Cols. Y. Identification of type I and type II serine/threonine kinase receptors for growth/differentiation factor-5. J Biol Chem. 1996;271:213-45.
72. Anitua E AI. Nuevo enfoque en la regeneración ósea. Vitoria: Puesta al día publicaciones; 2000. 17-92. p.

73. Bambini F, Meme L, Procaccini M, Ross B LML. Bone scintigraphy and SPECT in the evaluation of the osseointegrative response to immediate prosthetic loading of endosseous implants: A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2004;19:80-6.
74. J. D. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11::391-401.
75. L. K. Superficies de implante y formación de hueso. *Insight.* 2003;3:10-2.
76. Shibata Y, Hosaka M, Kawai H MT. Glow discharge plasma treatment of titanium plates enhances adhesion of osteoblast-like cells to plates through the integrin-mediated mechanism. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2002;17:771-7.
77. Meyer U, Joos H WJ. Biological and biophysical principles in extracorporeal bone tissue engineering. Part I. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33:325-32.
78. Lavos-Valereto I, Deboni M, Azambuja N MM. Evaluation of the titanium Ti-6Al-7Nb alloy with and without plasma-sprayed hydroxyapatite coating on growth and viability of cultured osteoblast-like cells. *J Periodontol.* 2002;73:900-5.
79. L. S. On the bone tissue response to titanium implants. University. Gothenburg; 1991.
80. Albrektsson T, Branemark P, Hansson H, Ivarsson B JU. Ultrastructural analysis of the interface zone of titanium and gold implants. *Adv Biomater.* 1982;4:167-77.
81. Hansson H, Albrektsson T BP. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent.* 1983;50:109-13.
82. Manero J, Salsench J, Nogueras J, Aparicio C, Padrós A, Balcells M y cols. Growth of bioactive surfaces on dental implants. *Impl Dent.* 2002;11:170-3.
83. Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B MR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review. *J Rehabil Res Dev.* 201AD;38::175-81.
84. Novaes Jr. AB, Souza SLS, Barros RRM, Pereira KKY, Iezzi G PA. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J.* 2010;21:471-81.
85. Barros RRM, Novaes Jr. AB, Papalexiou V, Souza SLS TJM, Palioto DB et al. . Effect of biofunctionalized implant surface on osseointegration - A histomorphometric study in dogs. *Braz Dent J.* 2009;20:91-8.
86. Cheng Z, Zhang F, He F, Zhang L, Guo C, Zhao S et al. . Osseointegration of titanium implants with a roughened surface containing hydride ion in a

- rabbit model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110:e5-12.
87. Ferguson SJ, Langhoff JD, Voelter K, Rechenberg B SD, Bierbaum S et al. . Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2008;23::1037-46.
  88. Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA CN. Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *J Dent Res.* 2006;85::496-500.
  89. Branemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J. & Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1963;3:81-100.
  90. O'Sullivan D, Sennerby L MN. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:85-92.
  91. Mesa F, Muñoz R, Noguerol B, de Dios Luna J, Galindo P OF. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implant Res.* 2008;19:196-200.
  92. Steigenga J A-, Shammari K, Misch C, Nociti FHJR WH. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol.* 2004;75:1233-41.
  93. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M SG. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implant Res.* 2009;20:467-71.
  94. Barbosa GAS, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ MM, FD. N. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J.* 2007;18:139-43.
  95. Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA, Triplett RG WR. Implant materials. Desings, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 2000;15:675-90.
  96. Branemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J. & Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastics and Reconstructive Surgery.* *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3:81-100.
  97. Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. & Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1997;16 (Suppl):1-132.

98. Lindquist, L.W., Carlsson, G.E. & Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clinical results and marginal bone loss. Clin Oral Implants Res.* 1996;7:329–36.
99. Anitua E, Carda C AI. Anobel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22:138–45.
100. Meltzer A, Testori T, Baumgarten H TP. Necrosis por sobrecompresión y osteointegración. *Mag Dent Biomet 3i Clin Res.* 2010;
101. Toyoshima T, Wagner W, Oliver Klein M, Stender E, Wieland M A-NB. Primary stability of a hybrid self-taping implant compared to a cylindrical non-self-taping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(1):71–8.
102. L M. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Imp Res.* 2006;17((Suppl. 2)):124–35.
103. Friberg, B., Sennerby, L., Grondahl, K., Bergstrom, C., Back, T. & Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1:75–83.
104. O'Sullivan, D., Sennerby, L. & Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:85–92.
105. Ottoni, J.M., Oliveira, Z.F., Mansini, R. & Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:769–76.
106. Trisi, P., Perfetti, G., Baldoni, E., Berardi, D., Colagiovanni, M. & Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:467–71.
107. Freitas AC Jr, Bonfante EA, Giro G, Janal MN CP. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Impl Res.* 2012;23(1):113–8.
108. Bashutski J.D, D'Silva N.J WH-L. Implant Compression Necrosis: Current Understanding and Case Report. *J Periodontol.* 2009;80:700–4.
109. Block MS, Gardiner D, Kent N, Misiak DJ , Finger 1M GL. Hydroxiapatite-coatedcylindrical implants inthe posterior mandible: 10-year observations. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 1996;11:626–33.
110. KK. K. Veterans administration cooperative dentalimplant study-comparisons between fixed partial dentu- res supported by blade vent

- implants and removable part dentures. Part II. Comparisons of success rates and periodontal health between two treatments modalities. *J Prosth Dent.* 1989;62:685-703.
111. Tonetti MS. Determination of the success and failure of root- form osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res.* 1999;13:173-80.
  112. Kingston G WC. Heroes of implant dentistry: osseointegration and titanium. *Prim Dent J.* 2013;April 2(2):74-5.
  113. Johansson P SK. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1994;9:279-88.
  114. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(3):164-71.
  115. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(4):297-303.
  116. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4):213-9.
  117. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(4):266-72.
  118. Liu C, Tsai MT, Huang HL, Chen MY, Hsu JT, Su KC, Chang CH, WA. Relation between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study. *Clin Oral Investig.* 2012;6(6):1679-84.
  119. Martínez-González JM, García-Sabán F, Ferrándiz-Bernal J, Gonzalo-Lafuente JC, Cano-Sánchez J, Barona-Dorado C. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. An experimental study in Beagle dogs. *Med oral, Patol oral y cirugía bucal.* 2006;11(3).
  120. Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig.* 2007;11(3):257-65.
  121. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. *Tissue integrated prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry.* 1985. p. 109-209.

122. J.E D. Mechanisms of Endosseous Integration. *IntJ Prosthodont.* 1998;11:401.
123. Osborn JF NH. The material science of calcium phosphate ceramics. *Biomaterials.* 1980;April 1(2):108–11.
124. Davies JE. Bone bonding at natural and biomaterial surfaces. *Biomaterials.* 2007;28(34):5058–67.
125. Tabassum A, Walboomers XF, Wolke JGC, Meijer GJ, Jansen JA. Bone particles and the undersized surgical technique. *J Dent Res.* 2010;89(6):581–6.
126. L. M. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Imp Res.* 2006;12(2):124–13.
127. Lindh C, Nilsson M, Klinge B, Petersson A. Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996;25(3):146–50.
128. Aranyarachkul, P, Caruso J, Cantes B, Schulz, E, Riggs M, Dus I, Yamada J.M CM. No Title. *Int J OralMaxillofac Implant.* 2005;20:416–24.
129. Denissen H, Eijsink-Smeets R, Van Lingen A VWR. Assessing mineral density in small trephined jawbone biopsy specimens. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:320–5.
130. Gray CF, Redpath TW, Smith F. Pre-surgical dental implant assessment by magnetic resonance imaging. *J Oral Implantol.* 1996;22:147–53.
131. Klemetti, E. & Kolmakow S. Morphology of the mandibular cortex on panoramic radiographs as an indicator of bone quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 1997;(26):22–5.
132. CE. M. Density of bone: effect on surgical approach, and healing. *Contemporary implant dentistry.* Mosby-Year. St. Louis; 1999. p. 371–84.
133. Bashutski J.D, D’Silva N.J WH-L. Implant Compression Necrosis: Current Understanding and Case Report. *J Periodontol.* 2009;80:700–4.
134. Friberg B, Sennerby L, Roos J LU. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin oral Implant Res.* 1995;6::213–9.
135. Trisi P RW. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implant Res.* 1999;10:1–7.
136. Meredith N ADCP. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Imp Res.* 1996;7:261–7.

137. Khayat P, Arnal H, Tourbah B SL. Clinical Outcome of Dental Implants Placed with high Insertion Torques (Up to 176 Ncm). *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;2(80):2-7.
138. Sotto-maior B.S, Rocha E.P, Almeida E.O, Freitas A.C, Anchieta R.B DBCAA. Influence of High Insertion Torque on Implant Placement - An Anisotropic Bone Stress Analysis. *Braz Dent J*. 2010;21(6).
139. Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, Jacobs R NI. Histological histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Impl Res*. 2010;21:877-84.
140. Trisi P, Todisco M, Consolo U TD. High Versus Low Implant Insertion Torque: A Histologic, Histomorphometric, and biomechanical Study in the Sheep Mandible. *Oral Maxillofac Implant*. 2011;26:837-49.
141. Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piatelli A IG. Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin Oral Impl Res*. 200AD;20:778-81.
142. Ferrán Aranaz M. SPSS para Windows. Programación y Análisis Estadístico. Hill MG, editor. 1996.
143. Everitt BS. The Analysis of Contingency Tables. Second Edi. Chapman & Hall, editor. 1992.
144. Oğuz Kayabaşı, Emir Yüzbasıoğlu FE. "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method." *Adv Eng Softw*. 2006;37(10):649-58.
145. Gladys M. Uzcáteguia, José A. Cedeñob, Miguel E. Cerrolazaa AS. DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN MODELO DE IMPLANTE DENTAL POR ELEMENTOS FINITOS. *Mec Comput*. 2010;29:6653-63.
146. Maeda, Y., Satoh, T., Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-aditamento connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 33(1):75-8.
147. Qian L1, Todo M, Matsushita Y KK. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2009;24(5):877-86.
148. Ana Beatriz V. Teixeira, Gabriela B. S. P. Beja ACS, Ana Paula Macedo, Nathalia Ferraz Oliscovicz AC dos R. Influence of the Ultimate Torsion on the Geometry of Dental Implants. *Braz Dent J*. 2013;24(3):213-7.

149. Ferraris S, Spriano S, Bianchi CL, Cassinelli C VE. Surface modification of Ti-6Al-4 V alloy for biomineralization and specific biological response: part II, alkaline phosphatase grafting. *J Mater Sci Mater Med*. 2011;22(8):1835–42.
150. Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Yuasa T, Kyung HM MI. Effects of sodium fluoride mouth rinses on the torsional properties of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;139(5):588–93.
151. Asaoka K, Kuwayama N, Okuno O MI. Mechanical properties and biomechanical compatibility of porous titanium for dental implants. *J Biomed Mater Res*. 1985;19(6):699–713.
152. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F VG. 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;100(6):422–31.
153. Soares MAD, Ciuccio RL, Filho AJ, Lenharo A LN. Implant cone morse self-drilling implant with internal torque - Part I: product development. *J Biomater Esthet*. 2006;1:63–9.
154. Nergiz I, Schmage P SR. Removal of a fractured implant abutment screw: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004;91:513–7.
155. Atmaram GH MH. . Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist*. 1983;84(3):24–9.
156. Atmaram GH MH. Stress analysis of single-tooth implants. II. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist*. 1983;84(3):58–62.
157. Mohammed H, Atmaram GH SF. Dental implant design: a critical review. *J Oral Implant*. 1979;8:393–410.
158. Jian-Ping Geng, Keson B. C. Tan, BDS G-RL. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85:585–98.
159. Mailath G, Stoiber B, Watzek G MM. Bone resorption at the entry of osseointegrated implants—a biomechanical phenomenon. Finite element study. *Z Stomatol*. 1989;86:207–16.
160. Rieger MR, Fareed K, Adams WK TR. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;61:223–8.
161. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H ST. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implant*. 1990;16:611.





