

**Universidad CEU Cardenal Herrera**

**Departamento de Odontología**



**ESTUDIO DE LA ESTABILIDAD DE LOS  
IMPLANTES DENTALES Y LOS  
FACTORES QUE INFLUYEN EN ELLA  
MEDIANTE ANÁLISIS DE FRECUENCIA  
DE RESONANCIA.**

**TESIS DOCTORAL**

Presentada por:  
Bibiana Fabado Martínez

Dirigida por:  
Dra. M<sup>a</sup> Celia Haya Fernández

VALENCIA

2016



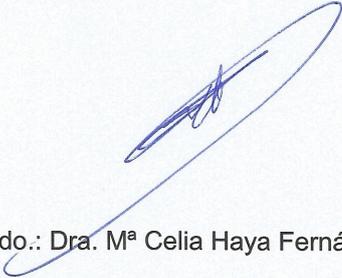


Dra. M<sup>a</sup> CELIA HAYA FERNÁNDEZ, profesora titular del departamento de Odontología de la Universidad CEU Cardenal Herrera,

CERTIFICO:

Que doña BIBIANA FABADO MARTÍNEZ, Licenciada en Odontología, ha efectuado bajo mi dirección la presente tesis Doctoral, titulada "ESTUDIO DE LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES DENTALES Y LOS FACTORES QUE INFLUYEN EN ELLA MEDIANTE ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA" para optar al Grado de Doctor.

Para que así conste, firmo la presente en Valencia, a 21 de Junio de dos mil dieciséis.

  
Fdo.: Dra. M<sup>a</sup> Celia Haya Fernández







## AGRADECIMIENTOS

A mi directora de tesis Celia Haya, excelente profesional y gran persona, por todo el tiempo que ha invertido en esta tesis, por su ayuda desinteresada, disponibilidad y por toda la confianza que ha depositado siempre en mí. Muchas gracias por todo.

A Bernat Hervás, por abrirme las puertas de su clínica, permitir que todo el proceso clínico de los paciente fuese viable, hubiese sido imposible sin tu ayuda, gracias por hacerme sentir como en casa y de la familia. A Juanma Olivera, por toda la gestión de artículos científicos y su implicación en temas informáticos en cualquier momento del día. A Verónica Darás, simplemente por ser una persona excepcional, gracias por cruzarte en mi camino.

A mi amiga, Marta Cabo, codo con codo desde primero de carrera, por estar siempre ahí, en cada uno de nuestros logros, por muy difíciles que parezcan. A Mónica Cabo, por todos los ánimos y aguantarnos durante todo el proceso de doctorado.

A Cristina Ribes, por estar siempre dispuesta a ayudar, por su ánimo, cariño y dejar que sea todo más fácil.

A mis tios, primos y sobrinos todos los buenos momentos que me hacen pasar, el tiempo con ellos es irrepitible. A mis pequeños, Kevin, Emma, Andrea y Álvaro, para que persigan todos sus sueños en esta vida y no se rindan nunca, todo esfuerzo tiene su recompensa.

A mi padre, por sus sabios consejos, la tranquilidad y seguridad que siempre me trasmite, ánimos y cariño incondicional. A mi hermana, por la que siento gran admiración, por su amor y ser irrepitible. A mi madre, porque todo lo que soy te lo debo a ti, por creer en mí, estar conmigo siempre y hacer que todo sea posible, no existen suficientes palabras ni hechos para agradecértelo.

A Vicente, por su amor sin condiciones, por brindarme siempre su apoyo sin límites para el logro de mis metas personales y entender que esto forma parte de mí. Gracias, por lo que va a llegar.



**A mis yayos y tio Mon**



# ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.	1
1.1. Generalidades de implantología oral.	5
1.1.1. Desarrollo del implante osteointegrado.	5
1.1.2. Tasas y criterios de éxito del tratamiento implantológico.	6
1.2. Estabilidad de los implantes dentales.	9
1.2.1. Estabilidad primaria.	9
1.2.2. Estabilidad secundaria.	9
1.3. Factores biológicos relacionados con la estabilidad.	13
1.3.1. Disponibilidad y calidad ósea.	13
1.4. Factores del diseño del implante relacionados con la estabilidad.	21
1.4.1. Características macroscópicas.	21
1.4.2. Características microscópicas.	24
1.5. Factores quirúrgicos relacionados con la estabilidad.	29
1.5.1. Influencia de la densidad ósea sobre la osteotomía quirúrgica.	29
1.5.2. Guías quirúrgicas.	32
1.6. Métodos para valorar la estabilidad de los implantes.	35
1.6.1. Métodos invasivos.	35
1.6.2. Métodos no invasivos.	35
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.	43
2.1. Justificación.	45
2.2. Objetivos.	46
3. MATERIAL Y MÉTODO.	49
3.1. Material.	53
3.1.1. Herramientas de diagnóstico y planificación del caso.	53
3.1.2. Implantes dentales.	53
3.1.3. Material de protección, aislamiento y desinfección para cirugía de implantes.	54
3.1.4. Instrumental y material básico de cirugía.	54
3.1.5. Instrumental específico empleado para la técnica de implantes.	55
3.1.6. Instrumental específico para cirugía guiada.	56
3.1.7. Análisis de frecuencia de resonancia.	57
3.2. Método.	59
3.2.1. Selección de la muestra.	59
3.2.2. Descripción del tratamiento recibido por los pacientes del estudio.	60
3.3. Metodología estadística empleada.	67
4. RESULTADOS.	71
4.1. Análisis descriptivo de las variables del estudio.	77
4.1.1. Variables relacionadas con los datos generales y clínicos del paciente.	77
4.1.2. Variables relacionadas con el espacio edéntulo.	81



4.1.3. Análisis descriptivo de la densidad ósea.	82
4.1.4. Variables relacionadas con el diseño del implante.	83
4.1.5. Variables relacionadas con los factores quirúrgicos.	84
4.1.6. Análisis descriptivo de la Frecuencia de Resonancia.	86
4.2. Estadística inferencial.	87
4.2.1. Justificación del uso de un modelo multinivel.	87
4.2.2. Factores relacionados con la estabilidad primaria.	88
4.2.3. Factores relacionados con la densidad ósea.	102
4.2.4. Factores relacionados con la estabilidad secundaria.	104
4.2.5. Análisis descriptivo del grupo de implantes fracasados.	118
5. DISCUSIÓN.	121
5.1. Discusión sobre el material y método empleado.	125
5.2. Discusión sobre los resultados del estudio.	129
5.2.1. Discusión sobre los factores relacionados con la estabilidad.	130
6. CONCLUSIONES.	147
7. BIBLIOGRAFÍA.	151
8. ANEXOS.	183



## **1. INTRODUCCIÓN**



1. INTRODUCCIÓN.	1
1.1. Generalidades de implantología oral.	5
1.1.1. Desarrollo del implante osteointegrado.	5
1.1.2. Tasas y criterios de éxito del tratamiento implantológico.	6
1.2. Estabilidad de los implantes dentales.	9
1.2.1. Estabilidad primaria.	9
1.2.2. Estabilidad secundaria.	9
1.3. Factores biológicos relacionados con la estabilidad.	13
1.3.1. Disponibilidad y calidad ósea.	13
1.4. Factores del diseño del implante relacionados con la estabilidad.	21
1.4.1. Características macroscópicas.	21
1.4.2. Características microscópicas.	24
1.5. Factores quirúrgicos relacionados con la estabilidad.	29
1.5.1. Influencia de la densidad ósea sobre la osteotomía quirúrgica.	29
1.5.2. Guías quirúrgicas.	32
1.6. Métodos para valorar la estabilidad de los implantes.	35
1.6.1. Métodos invasivos.	35
1.6.2. Métodos no invasivos.	35



## **1. INTRODUCCIÓN.**

### **1.1. Generalidades de implantología oral.**

#### **1.1.1. Desarrollo del implante osteointegrado.**

Los hallazgos realizados durante las excavaciones históricas en Europa, Oriente próximo y América Central demuestran que la humanidad ya se ocupaba desde los primeros tiempos de reemplazar los dientes desaparecidos por materiales homo o aloplásticos. La finalidad de estas piezas sustitutivas era la compensación estética y funcional de la pérdida dental pues su función masticatoria era nula<sup>1</sup>.

Comenzaron desde entonces a desarrollarse diferentes prototipos de implantes con resultados poco alentadores<sup>2</sup>, por lo que la implantología se basaba en la experiencia clínica, pero carecía de protocolos científicos<sup>3</sup>.

Sin embargo, el hito histórico en los avances implantológicos llegaría con el descubrimiento de forma casual del proceso de osteointegración por el profesor Brånemark y sus colaboradores de la Universidad de Göteborg (Suecia) en 1969. Brånemark, en su labor como traumatólogo, estaba interesado en la microcirculación del hueso y los problemas de cicatrización de heridas<sup>3</sup>. Para ello empleó la técnica de microscopía vital, colocando, mediante una técnica poco traumática, una cámara de observación de titanio en la tibia de un conejo. Se produjo un hecho significativo, en el momento de retirar la cámara, observó que el hueso se había adherido al metal con tenacidad. Demostró que era posible el contacto directo entre el hueso y la superficie de un implante de titanio. A este proceso, se le denominó osteointegración<sup>2</sup>.

Brånemark<sup>3</sup>, en su estudio, resaltó la importancia de comprender los aspectos biológicos de los procesos de cicatrización natural del organismo al introducir un cuerpo extraño en el hueso. El lugar preparado para recibir el implante fue visto como una herida en la que tenía que reducirse mucho la lesión de los tejidos.

Es a partir de este hecho, cuando se pone en marcha la idea de introducir un elemento de titanio en los huesos maxilares para, una vez fijado a él, conseguir rehabilitarlo con dientes<sup>4</sup>.

Actualmente la implantología dental se ha consolidado como una disciplina altamente predecible, quirúrgica y protésica, dentro del campo de la odontoestomatología<sup>5-9</sup>, y hoy en día, ha permitido la reposición de piezas dentales en pacientes total o parcialmente edéntulos, imitando al máximo la naturaleza y la

anatomía humana<sup>10,11</sup>. El tratamiento implantológico pretende devolver la estética y la función perdidas, no a través de elementos removibles apoyados sobre dientes o mucosa, ni por medio de la modificación de piezas adyacentes a las ausentes, sino mediante la incorporación en el tejido óseo de una fijación que imita a la raíz dental y que soportará la pieza que mejorará la masticación y la estética al paciente, y a su vez, estará íntimamente relacionada con los tejidos blandos de alrededor<sup>12</sup>.

### **1.1.2. Tasas y criterios de éxito del tratamiento implantológico.**

El éxito, a largo plazo, de los implantes ha sido extensamente constatado con el paso de los años<sup>13-16</sup>. Por ello ha sido necesario establecer unos criterios de éxito para poder predecir el tratamiento con implantes. Estos criterios han sido revisados a través de los años basándose en investigaciones científicas in vitro e in vivo sobre implantes. Así actualmente siguen vigentes los criterios de éxito citados por Albrektsson y cols.<sup>17</sup> en 1986:

- El implante individual, no ferulizado, tiene que ser inmóvil al explorarse clínicamente.
- La radiografía no debe mostrar ninguna evidencia de lesión radiolúcida periimplantaria.
- Se permite una pérdida ósea vertical de 1mm el primer año de función y de menos de 0,2 mm anuales en los siguientes.
- Ausencia de signos y síntomas persistentes o irreversibles tales como dolor, infecciones, neuropatías, parestesia o invasión del nervio dentario inferior.
- En el contexto de lo anterior, una tasa de éxito del 85% al final de un período de observación de 5 años, y del 80% al final de un período de 10 años deben ser los criterios mínimo de éxito.

Los estudios de Albrektsson y cols.<sup>17</sup>, admiten que estos porcentajes de éxito deberían evaluarse según la zona anatómica en la que está localizado el implante, por lo que, en la zona intermentoniana el éxito debería ser de un 90% a los 5 años y de un 85% a los 10 años, mientras que los implantes colocados fuera de la zona intermentoniana, se acepta un éxito del 85% a los 5 años y de un 80% a los 10 años.

Estas tasas de supervivencia de los implantes son similares al éxito de las prótesis apoyadas sobre dientes naturales<sup>18</sup>. Sin embargo, los criterios de éxito en implantología dental continúan siendo complejos. La gran mayoría de estudios clínicos

que presentan éxitos y fracasos no hablan de la calidad del tipo de éxito conseguido. En lugar de ello, se ha utilizado principalmente el término éxito de forma intercambiable con el de supervivencia del implante. El término fracaso se ha empleado para señalar el implante que ya no está en boca<sup>5</sup>.

Según Misch<sup>5</sup>, el término general éxito en implantología oral debería sustituirse por el concepto de calidad del estado de salud, con una continuidad entre salud y enfermedad que describe el estado de los implantes.

Con frecuencia los índices periodontales se utilizan para evaluar los implantes dentales, no obstante, éstos son diferentes en su fundamento, ya que no presentan caries, no tienen pulpa dental para que actúe como indicador temprano de enfermedad y no posee un ligamento periodontal<sup>5</sup>.

Los criterios propuestos en un principio no evalúan las prótesis. Por lo que se hizo necesario evaluar las tasas de supervivencia de los implantes y de las prótesis correspondientes de forma conjunta, debido a que el aspecto más importante para el paciente es la restauración<sup>4</sup>. Es por ello, que se establecieron los factores de calidad del implante por James<sup>19</sup> y que se modificaron posteriormente por Misch<sup>20</sup>.

En la Tabla 1 se puede observar, la escala de James-Misch, ésta no solo evalúa la continuidad entre salud y enfermedad en el implante, sino que también relaciona el tratamiento y el pronóstico con las condiciones existentes<sup>20</sup>.

ESCALA DE CALIDAD DEL IMPLANTE		
GRUPO	MANEJO	CONDICIONES CLINICAS
<b>I (salud óptima)</b>	Mantenimiento normal	Sin dolor o sensibilidad a la palpación, percusión o función. Fijación rígida; sin movilidad horizontal o vertical bajo una carga de 500g, movilidad implantaria (MI) 0. <1,5 mm de pérdida de hueso de la cresta a partir de la segunda cirugía. <1 mm de pérdida ósea en los 3 años anteriores. Después del primer año, profundidad de sondaje estable <4mm. Sin antecedentes de exudado. Sin imagen radiolúcida. Índice de sangrado de 0 a 1.
<b>II (salud satisfactoria)</b>	Reducción de tensiones Acortamiento de los intervalos entre citas de higiene Gingivoplastia Radiografías anuales	Sin dolor o sensibilidad a la palpación, percusión o función. Fijación rígida; sin movilidad horizontal ni vertical bajo una carga de 500 g (MI 0). Pérdida de hueso en la cresta de 1,5 a 3 mm. <1 mm de pérdida de ósea en el periodo de tiempo de los 3 años anteriores. Posibilidad de >4 mm de profundidad de sondaje debido al espesor original del tejido o de la pérdida ósea del primer año, pero estable en el último periodo de 3 años. Puede haber o no antecedentes de exudado transitorio. Sin imagen radiolúcida. Índice de sangrado de 0 a 1 (puede haber un sangrado provisional al sondaje, con un índice de 2)
<b>III (salud comprometida)</b>	Reducción de tensiones Terapia farmacológica, antibióticos, clorhexidina  Reapertura quirúrgica, cirugía de revisión  Cambio de prótesis o de los implantes	Sin dolor a la palpación, percusión o función. Puede haber o no una ligera sensibilidad.  Fijación inicial rígida; de 0 a 0,5 mm de movilidad horizontal (MI de 0 a 2) después de la colocación de la prótesis; sin movilidad vertical.  >3 mm de pérdida ósea durante el primer año. > 1 mm de pérdida de hueso de la cresta en los 3 años precedentes, pero menos del 50% de pérdida ósea total (implantitis). >5 mm de profundidad de sondaje, con aumento en los 3 años precedentes. Puede haber o no antecedentes de exudado durante 1 a 2 semanas en los últimos 3 años.  Puede haber o no una ligera imagen radiolúcida alrededor de la porción de la cresta del implante, con un índice de sangrado de 1 a 3.
<b>IV (fracaso clínico: cualquiera de las siguientes situaciones)</b>	Reducción de las tensiones  Retirada del implante	Dolor a la palpación, percusión o función. > 0,5 mm de movilidad horizontal; cualquier movilidad vertical (MI de 3 a 4). Pérdida ósea progresiva, sin control. Pérdida de más del 50% del soporte ósea del implante. Exudado sin control. Imagen radiolúcida generalizada.
<b>V (fracaso absoluto)</b>	Injerto óseo	Retirada quirúrgica de los implantes Implantes exfoliados

**Tabla 1.** Modificada de Misch CE: Implant success or failure: clinical assessment in implant dentistry<sup>4</sup>.

Las tasas de éxito de los implantes han mejorado notablemente, ya que diferentes estudios sobre los porcentajes de supervivencia a los 10 años de carga funcional obtienen entre 95,9-98,8% de éxito<sup>6,21-26</sup>.

## **1.2. Estabilidad de los implantes dentales.**

La estabilidad del implante se puede definir como la ausencia de movilidad clínica de éste y es el resultado del contacto entre el hueso y la superficie de un implante desde un punto de vista estructural y morfológico<sup>27</sup>. Es uno de los parámetros fundamentales que influye en el modelo de carga y en el resultado de la terapia implantológica a largo plazo<sup>28,29</sup>. Un implante estable debe ser capaz de soportar cargas en dirección axial, lateral y rotacional<sup>30,31</sup>. En función del momento a considerar, se conocen dos tipos de estabilidad: primaria y secundaria.

### **1.2.1. Estabilidad primaria.**

Existen diferentes definiciones de estabilidad primaria en la literatura. Autores como Javed y Romanos<sup>32</sup> la definen como la ausencia de movimiento de un implante tras su inserción quirúrgica. También se puede definir como la resistencia y rigidez de la unión hueso-implante antes de producirse la osteointegración o conexión biológica<sup>30</sup>, es una estabilidad mecánica pura que evita el micromovimiento inicial<sup>28,33,34</sup> y está principalmente determinada por el contacto inmediato hueso-implante<sup>35</sup>, previniendo así la formación de una capa de tejido conectivo en la interfase hueso-implante<sup>34,36</sup>. Es un factor crítico para alcanzar la aposición ósea periimplantaria predecible, por lo que los micromovimientos por encima de 100-150µm pueden impedir una íntima aposición ósea<sup>37</sup>.

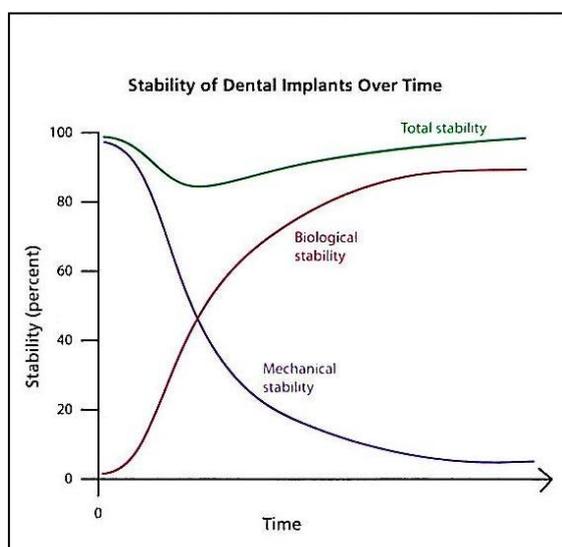
Es evidente que el grado de anclaje inicial influye en la consecución de una correcta osteointegración del implante, por tanto, numerosos autores afirman que es el factor clave para la supervivencia del implante<sup>29,38-43</sup>.

### **1.2.2. Estabilidad secundaria.**

La estabilidad secundaria o biológica hace referencia al proceso de formación y remodelación ósea que ocurre en la interfase implante-hueso y la maduración del tejido blando alrededor del implante durante el periodo de cicatrización postquirúrgico<sup>30,44</sup>.

Se determina por la estabilidad primaria y por cualquier ganancia de estabilidad que resulte de la formación ósea y remodelación de la interfase hueso-implante<sup>30</sup>.

Como se observa en la Figura 1, tras la colocación de un implante, la estabilidad primaria decrece, consecuencia de los eventos de cicatrización celulares y extracelulares en la interfase entre el hueso y el implante<sup>29,45-47</sup>. La estabilidad mecánica pura va siendo sustituida durante el periodo de osteointegración por una estabilidad biológica<sup>42</sup>.



**Figura 1.** Evolución de la estabilidad del implante<sup>44</sup>.

Si la estabilidad primaria es elevada en la colocación de los implantes en hueso denso, es probable que solo se produzca un modesto incremento de la estabilidad secundaria, ya que la mayoría de la superficie del implante está en contacto con el hueso desde el principio. En cambio, en situaciones con baja estabilidad primaria, el proceso de cicatrización puede añadir considerablemente estabilidad secundaria, pero en estos casos, el periodo de cicatrización será mas largo<sup>30</sup>.

#### 1.2.2.1. Concepto de osteointegración.

El mundo de los implantes, entendido como la búsqueda de análogos para los dientes perdidos, capaces de sustituir a las raíces y convivir de forma sana con las estructuras vivas de la cavidad oral, hueso y tejidos blandos, no tendría ningún sentido sin el fenómeno de la osteointegración, o lo que es lo mismo, sin las investigaciones del profesor Brånemark y su equipo de la Universidad de Göteborg<sup>48</sup>.

En 1969, Brånemark y cols.<sup>49</sup> definieron la osteointegración como una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional.

Se pensaba que existía una aposición de hueso sobre la superficie del implante y de hecho, fue en la década de los años ochenta del pasado siglo XX, cuando científicos como Schröder<sup>50</sup> introdujeron el concepto de “anquilosis funcional”. Esta osteointegración podría ser comparada con la curación de una fractura ósea en la que los fragmentos sueldan unos con otros sin la interposición de tejido fibroso o cartilaginoso, con una diferencia, que aquí no hay unión hueso-hueso, sino hueso-superficie del implante, que es un material extraño<sup>51</sup>.

Estos conceptos se revisaron y fueron definitivamente fijados en la conferencia de Toronto sobre osteointegración en el año 1982<sup>52</sup>.

#### 1.2.2.2. Proceso de osteointegración.

El proceso de osteointegración de los implantes es el mismo que el de curación normal del hueso. Existen dos tipos de curación<sup>53</sup>:

1. La curación primaria del hueso se produce en el emplazamiento de una fractura con una rotura limpia. En esta curación hay una formación ósea bien organizada con formación mínima de tejido de granulación; dicho tipo de curación resulta ideal para los diferentes sistemas de implantes. Para duplicar el proceso de curación primaria del hueso, la cirugía debería hacerse en un hueso sano, libre de infección o tejido necrótico.

Inicialmente hay una presencia de sangre entre el hueso y la fijación, donde se forma un coágulo, que es transformado por fagocitos, como los leucocitos polimorfonucleares, las células linfoides y los macrófagos. El nivel de actividad de los fagocitos llega a su punto álgido durante el tiempo transcurrido desde el primer al tercer día después de la cirugía. Durante este período tiene lugar la formación del callo, que contiene fibroblastos, tejido fibroso y fagocitos. El callo se convierte en tejido conectivo denso y las células mesenquimales se diferencian en osteoblastos y fibroblastos. Se refiere al tejido conectivo como callo, e incluye osteoblastos que aparecen en la superficie del implante. La fibra osteogénica formada por osteoblastos tiene posibilidad de calcificarse. El tejido conectivo denso forma entonces un callo fibrocartilaginoso, normalmente localizado entre la fijación y el hueso. El hueso nuevo penetra y la

matriz del mismo se denomina callo óseo. El hueso nuevo madura, incrementando su densidad y dureza<sup>54</sup>.

Es entonces cuando la prótesis se carga sobre los implantes y, mediante la estimulación, se produce la remodelación ósea. El hueso haversiano se calcifica y se vuelve más denso y homogéneo. Las fuerzas oclusales estimulan la remodelación ósea circundante y los implantes osteointegrados pueden soportar las funciones masticatorias<sup>53</sup>.

2. La curación secundaria se produce donde un emplazamiento con un gran defecto o una gran fractura imposibilita una aproximación de ambos emplazamientos. A diferencia de la curación primaria del hueso, es posible que la secundaria tenga formación de tejido de granulación e infección en el emplazamiento, lo que prolonga el período de curación. En algunos casos se forma fibrocartílago en lugar de tejido óseo; este tipo de curación no es deseable para la fijación del implante<sup>53</sup>.

Esta osteointegración pertenece al tipo de osificación intramembranosa y se compara con la cicatrización de una fractura directa, pero con una diferencia fundamental, el hueso se une biológicamente con un implante de titanio<sup>55</sup>. Existen dos mecanismos por los cuales el tejido óseo puede incorporarse a la superficie del implante<sup>56</sup>:

- Osteogénesis a distancia: el nuevo hueso alcanza la superficie del implante mediante crecimiento aposicional a partir del hueso periimplantario existente.
- Osteogénesis de contacto: La nueva formación de hueso ocurre directamente sobre la superficie del implante.

Ambos procesos se suceden en el tiempo cuando el nuevo hueso formado ha alcanzado una cierta distancia del implante durante la cicatrización del defecto óseo. Una vez activada la osteointegración, el proceso de formación ósea comienza durante la primera semana y continúa con un proceso biológicamente determinado y dividido en tres fases<sup>57</sup>:

- Formación del hueso primario, desde el primer día hasta la cuarta-sexta semana.

- Adaptación de la masa ósea, depósito de hueso laminar y de fibras paralelas, a partir del segundo mes.
- Adaptación de la estructura ósea a la carga, remodelación y modelación ósea, para mejorar su calidad, a partir del tercer mes y durante toda la vida.

### **1.3. Factores biológicos relacionados con la estabilidad.**

Según refiere la literatura<sup>34,35,58-61</sup>, la estabilidad primaria y secundaria de los implantes está dominada por factores adicionales que se han ido dilucidando a través de estudios in vitro e in vivo.

La estabilidad, conseguida en la colocación del implante, se determina principalmente por las propiedades biológicas del hueso relacionadas con su densidad y se afecta por la técnica quirúrgica y el diseño macroscópico y microscópico del implante<sup>29,30,42,47,58-61</sup>.

#### **1.3.1. Disponibilidad y calidad ósea.**

La disponibilidad de hueso es especialmente importante en implantología oral, ya que describe la arquitectura externa o el volumen de la zona desdentada a tener en cuenta para los implantes<sup>5,43,62,63</sup>. La estabilidad se obtiene cuando la parte marginal y apical del lecho del implante poseen cantidad suficiente de hueso compacto y esponjoso<sup>27</sup>.

Además, el hueso tiene una estructura interna descrita en términos de calidad o densidad, que refleja la resistencia del mismo. Las estructuras externas e internas del hueso controlan, teóricamente, cualquier faceta del ejercicio de la implantología<sup>5</sup>. La densidad del hueso disponible es un factor determinante para la planificación terapéutica ya que condiciona el diseño del implante, la técnica quirúrgica y el tiempo de cicatrización, por lo que influirá en el éxito del tratamiento, tanto en la osteointegración como en la supervivencia a largo plazo<sup>36,63-65</sup>.

##### **1.3.1.1. La estructura del hueso.**

El hueso es una forma rígida de tejido conectivo con propiedades mecánicas y biológicas únicas. Está formado de hueso cortical o compacto y de hueso esponjoso o trabecular, que tienen estructuras tridimensionales distintas, y por tanto, propiedades mecánicas diferentes<sup>66</sup>.

El primero consta de láminas o capas de células denominados osteocitos y de una matriz u osteoide, formada de componentes orgánicos como son el colágeno tipo I, glicosaminoglicanos y osteonectina y componentes inorgánicos como la hidroxiapatita<sup>67</sup>. El hueso esponjoso tiene una red tridimensional de trabéculas óseas. Presenta una arquitectura cavernosa y menos densa. La configuración de las trabéculas óseas crea una gran área de superficie destinada a la abundancia de osteoblastos y osteoclastos, los cuales van asociados a la formación y resorción ósea. Grandes vasos sanguíneos atraviesan las trabéculas óseas<sup>67</sup>.

#### 1.3.1.2. Densidad o calidad ósea.

Con frecuencia, la densidad de los huesos maxilares está relacionada con la posición en el arco facial. Generalmente, la parte anterior de la mandíbula tiene mayor densidad ósea que la del maxilar y la parte posterior de la mandíbula muestra una densidad peor que la de la región anterior<sup>5</sup> debido a la presencia o no de hueso cortical<sup>31,35,67,68</sup>. La peor calidad ósea del entorno oral se encuentra, de forma típica, en la parte posterior del maxilar, debido a la pobre existencia o falta total de hueso cortical y un hueso trabecular de mala calidad, es por ello que se asocia con altas tasas de fracaso<sup>64,69-71</sup>. Sin embargo, puede haber variaciones en la densidad ósea en todas las localizaciones<sup>5,63,71</sup>. En la mayor parte de las ocasiones, la reducción en la supervivencia de los implantes se relaciona más con la densidad ósea que con la arcada y localización<sup>5,64</sup>.

El volumen óseo no es el único factor que cambia como resultado de la pérdida dentaria. La reducción de la densidad en los maxilares también se relaciona con la duración del tiempo en el que la región ha estado desdentada, y no se ha cargado de forma apropiada<sup>5</sup>, dato que corrobora la ley de Wolff<sup>72</sup>. Wolff<sup>72</sup> sostuvo que el hueso debe su forma, densidad y propiedades a un proceso evolutivo de manera que éste se forma y transforma según las cargas de una forma óptima, afirmando que todo cambio producido en la forma y función del hueso, o únicamente en la propia función, viene seguido de ciertos cambios definitivos en la arquitectura interna y de una alteración similar en la conformación externa, en función de varias leyes matemáticas.

La densidad ósea también se puede ver afectada por distintas condiciones orales o sistémicas como son la enfermedad periodontal, las parafunciones, la nutrición del paciente, la genética, la farmacología y las influencias hormonales<sup>5,73,74</sup>.

Un factor importante y de preocupación actual, es la repercusión en implantología oral de un problema de primer orden mundial como es la osteoporosis. La pérdida de densidad ósea en los maxilares a partir de la quinta década, sobretodo en mujeres postmenopáusicas, puede llegar a comprometer los resultados satisfactorios del tratamiento implantológico<sup>75</sup>.

La osteoporosis es un trastorno esquelético que se caracteriza por una disminución de su resistencia y que predispone a una persona a un mayor riesgo de fracturas. El incremento de emplazamientos con remodelación ósea, debido a una actividad osteoclástica incontrolada da lugar a un adelgazamiento del hueso trabecular y a un aumento de la porosidad del hueso cortical en los maxilares<sup>76</sup>. Se ha demostrado mediante estudios de medición de las densidades óseas, que la osteoporosis afecta de la misma manera a los huesos maxilares que al resto del esqueleto óseo, habiendo mayor pérdida ósea en las zonas posteriores de las arcadas<sup>77-79</sup>, aunque no se ha encontrado su relación con la pérdida de implantes<sup>80-82</sup>.

#### 1.3.1.3. Clasificación de la densidad ósea.

Existen en la literatura desde hace más de 25 años múltiples clasificaciones del hueso en cuanto a calidad y cantidad<sup>4</sup>. Un factor importante dentro de la calidad del hueso es la densidad. Entre las más conocidas en cuanto a densidad, que es lo que compete a este estudio, cabría destacar las siguientes clasificaciones:

1. En 1970, Linkow y Chercheve<sup>83</sup> clasificaron la densidad del hueso en tres categorías:

- Estructura ósea de clase I: Este tipo ideal de hueso consta de trabéculas espaciadas de forma regular, con pequeños espacios cerrados. Constituía una base muy satisfactoria para las prótesis implantarias.
- Estructura ósea de clase II: El hueso presenta espacios cerrados ligeramente mayores, con menor uniformidad del patrón óseo. En general, este hueso era satisfactorio para los implantes.
- Estructura ósea de clase III: Existen grandes espacios rellenos de médula, entre las trabéculas óseas. Este hueso daba lugar a un implante con un ajuste escaso.

2. Una de las clasificaciones más conocidas sobre densidad ósea es la realizada por Lekholm y Zarb<sup>84</sup>, que en 1985 enumeraron cuatro calidades óseas, como se aprecia en la Figura 2:

- Hueso tipo I: hueso compacto homogéneo.
- Hueso tipo II: una capa gruesa de hueso compacto que rodea un núcleo de hueso trabecular denso.
- Hueso tipo III: una capa fina de hueso cortical que rodea un núcleo de hueso trabecular denso de dureza favorable.
- Hueso tipo IV: una fina capa de hueso cortical que rodea un núcleo óseo de baja densidad.

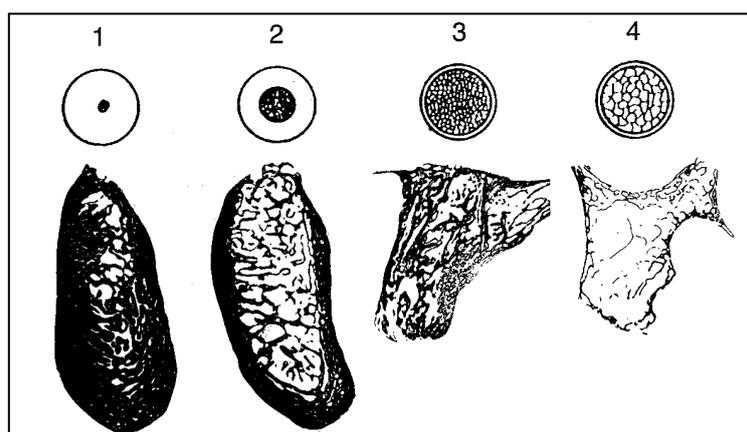


Figura 2. Clasificación ósea según Lekholm y Zarb<sup>84</sup>.

Actualmente esta clasificación presenta poca evidencia científica sobre la eficacia como método clínico para evaluar la densidad ósea previa a un tratamiento con implantes<sup>71,85</sup>. Además, hoy en día, se confirma que se trata de una clasificación subjetiva y que depende del observador<sup>71,86-89</sup>.

3. Las investigaciones realizadas por Misch<sup>90</sup>, le llevaron a proponer cinco grupos de densidad ósea, de forma independiente de las regiones de los maxilares, en función de la percepción subjetiva táctil durante el fresado. Lo clasifica siguiendo las características macroscópicas del hueso cortical y trabecular en:

- Hueso D1: Hueso compacto/cortical densa.

- Hueso D2: Hueso compacto de denso a poroso con trabeculación densa en el interior.
- Hueso D3: Hueso compacto fino y poroso con trabeculación fina.
- Hueso D4: Hueso esponjoso con trabeculación casi sin presencia de compacto.
- Hueso D5: Hueso muy blando con mineralización incompleta y amplios espacios intratrabeculares.

4. En 1999, las investigaciones realizadas por Trisi y Rao<sup>91</sup>, compararon las estimaciones hechas por los clínicos al colocar implantes con la valoración de estudios histomorfométricos en cilindros de hueso. Demostraron que la clasificación subjetiva de Misch de la percepción táctil resultaba pobre a la hora de discernir cambios finos en la densidad. Los clínicos solo eran capaces de diferenciar entre las densidades D1 y D4, pero existía una gran variabilidad de rangos entre D2 y D3.

5. Fue en 2001, cuando Norton y Gamble<sup>92</sup> concluyeron que era necesaria una clasificación cuantitativa de la calidad del hueso que además fuera preoperatoria y objetiva, así que mediante la Tomografía Computarizada (TC) hicieron una escala de la densidad mineral ósea basada en las unidades Hounsfield (HU). Se trata de un método no invasivo que permite determinar la calidad ósea antes de la colocación de los implantes<sup>93</sup>. De este modo completaron la clasificación de Lekholm y Zarb:

- Tipo I: >850 HU
- Tipo II y III: 500-850 HU
- Tipo IV: 0-500 HU
- Tipo V: <0 HU

6. La clasificación de la densidad ósea de Misch<sup>5</sup> puede evaluarse sobre las imágenes de TC, mediante la correlación con un intervalo de HU, con rangos de variación más estrechos. Además, añadió una percepción táctil, según el grado de perforación de diversos materiales, y la localización más frecuente en los maxilares, como puede verse en la Tabla 2:

CLASIFICACIÓN DENSIDAD ÓSEA DE MISCH			
D1	> 1250 UH	MADERA ROBLE O ARCE	ANTERIOR MANDÍBULA
D2	850-1250 UH	PINO BLANCO O ABETO	ANTERIOR Y POSTERIOR MANDÍBULA ANTERIOR MAXILAR
D3	350-850 UH	MADERA DE BALSA	ANTERIOR Y POSTERIOR MAXILAR POSTERIOR MANDÍBULA
D4	150-350 UH	POLIESTIRENO O CORCHO BLANCO	POSTERIOR MAXILAR
D5	<150 UH		POSTERIOR MAXILAR

**Tabla 2.** Clasificación densidad ósea de Misch<sup>5</sup>.

#### 1.3.1.4. Estudio de la densidad ósea mediante radiografía 3D.

Se puede determinar la densidad ósea de forma más precisa mediante radiografías topográficas, en especial, la TC. El descubrimiento y el desarrollo de la TC revolucionó el diagnóstico por imagen, que origina cortes tomográficos en los que cada capa no está contaminada por estructuras borrosas procedentes de la anatomía adyacente<sup>5</sup>.

La TC fue inventada por Sir Godfrey Newbold Hounsfield<sup>94</sup> y se presentó al mundo del diagnóstico por imagen en 1972. La TC produce imágenes axiales de la anatomía del paciente en perpendicular al eje mayor del cuerpo. Las imágenes de TC son en sí mismas tridimensionales, de 512x512 píxeles típicamente, con un espesor definido por la separación de cortes de la técnica de imagen. Cada elemento de la imagen de TC se denomina vóxel, el cual representa un valor, al cual se le refiere en UH, que describe la densidad de la imagen de TC en dicho punto. Universalmente se ha adoptado como unidad de medida de la atenuación de los rayos x al atravesar un objeto, la Escala de Hounsfield, la cual toma como referencia el índice de atenuación del agua y le asigna un valor de cero. Por debajo asigna -1000 HU al aire y por arriba +1000 UH el hueso compacto.

Los escáneres de TC están estandarizados a un valor Hounsfield de 0 para el agua. La escala de densidad de TC es cuantitativa y significativa para identificar y diferenciar estructuras y tejidos<sup>5</sup>.

La TC ha sufrido una revolución gradual (hasta 6 generaciones distintas), desarrollándose variaciones o modalidades como la Tomografía Computarizada Cuantitativa (Q-CT por Quantitative Computerized Tomography), la Microtomografía Computarizada (micro TC) y la Tomografía Computarizada Digital Volumétrica (CBCT por Cone Beam Computerized Tomography)<sup>95</sup>.

Las HU pueden ser calibradas a su equivalente en gramos de hidroxiapatita por superficie ( $\text{gHa/cm}^2$ ) o por volumen ( $\text{gHa/cm}^3$ ). Esta conversión fue descrita por Lagravère y cols.<sup>96,97</sup>, donde determinaron el coeficiente de conversión de las HU a  $\text{gr/cm}^3$  utilizando la CB-CT sobre muestras de diferentes materiales de densidades previamente definidas como el acetato, el acrílico, el nylon, el corcho, el abeto y la espuma. Observaron que los valores (HU) eran mayores en la CBCT que en la TC convencional y que variaban significativamente según el método y según el software. Diferentes estudios se han centrado en evidenciar que la CBCT proporciona valores densitométricos (HU) superiores a los de la TC y que hay una diferencia sistemática entre ambas técnicas, aunque con una alta correlación<sup>95,98,99</sup>.

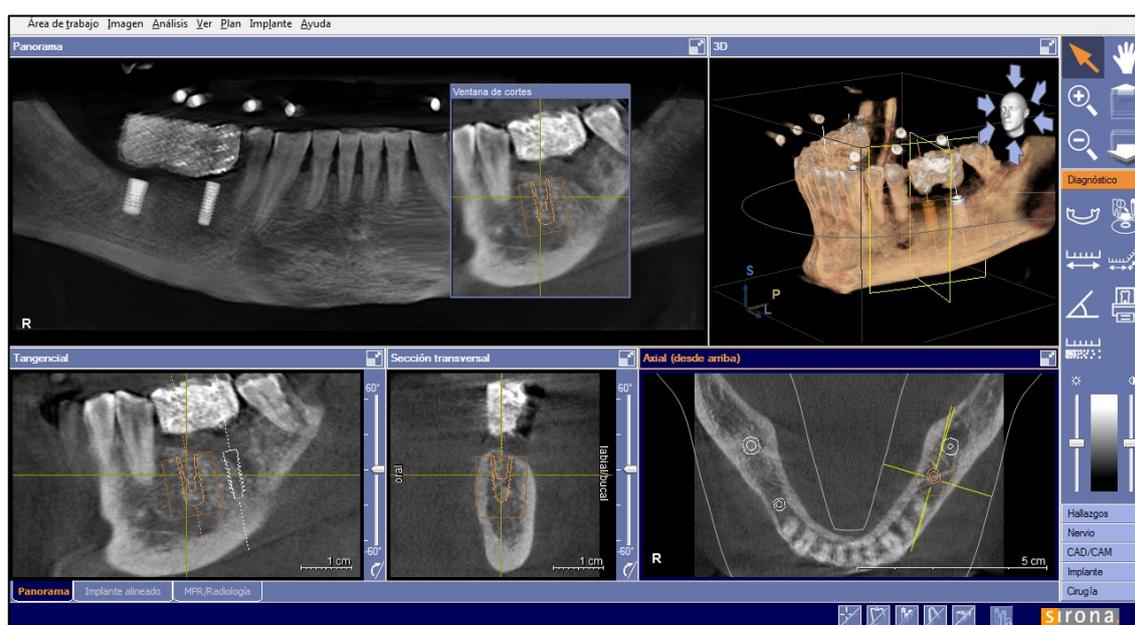
En este sentido, ya que la CBCT proporciona valores superiores e inexactos de HU sería necesario utilizar coeficientes de atenuación (distintos según cada material) con los que convertir los niveles de gris en verdaderas y significativas HU<sup>100</sup>. Por ello, actualmente se ha investigado la relación entre los niveles de grises y las HU en la CBCT, analizando diferentes escáneres de CBCT y de TC mediante fantomas con distintos materiales de densidades conocidas. Los resultados indican que hay una relación lineal y directa entre los niveles de gris y los coeficientes de atenuación de los materiales, obtenidos a partir de ecuaciones de regresión lineal para cada material<sup>43,100</sup>.

Birgul<sup>101</sup>, en 2008, ratificó la importancia de la calibración de los escáneres, incluso con fines industriales como se desprende de su estudio, de forma rutinaria y diaria mediante fantomas de calibración. Cuando el escáner está bien calibrado, el agua presenta un valor de entre -3 y +3 HU, dentro de un rango -1024 y 3071 HU.

Debido a la creciente demanda de una mayor precisión en los diagnósticos y en los tratamientos implantológicos, se ha favorecido el desarrollo de los software interactivos, convirtiéndose en una herramienta imprescindible de análisis y evaluación pre y postquirúrgica<sup>62,102,103</sup>.

El ordenador del operador se convierte en una estación de trabajo para el diagnóstico radiológico donde se puede medir la longitud y la anchura de la apófisis alveolar, así como la densidad ósea<sup>5,62,102-104</sup>. Se muestran las imágenes axiales, transversales y panorámicas, así como imágenes en 3D, de forma que se puede apreciar la misma posición o región dentro de la anatomía del paciente en cada una de las imágenes y localizar las estructuras anatómicas<sup>5,105</sup>.

En la Figura 3 se puede apreciar el área de trabajo del software Galaxis/Galileos Implant<sup>®</sup> (Sirona Dental System, Germany) con las diferentes imágenes para la planificación de un caso.



**Figura 3.** Área de trabajo del software Galaxis/Galileos Implant<sup>®</sup>.

Una característica importante de los software es que se puede llevar a cabo una cirugía virtual mediante la selección y colocación en las imágenes de cilindros de tamaño arbitrario que simulen los implantes<sup>4,106</sup> y así, obtener una planificación implantológica con la dirección oclusal óptima y poder predecir la estabilidad primaria que se va a obtener exactamente en el área donde se va a colocar el implante<sup>107</sup>.

#### **1.4. Factores del diseño del implante relacionados con la estabilidad.**

Actualmente existen más de 220 marcas de implantes diferentes, donde cada una de ellas presenta características y modificaciones en su diseño macroscópico y microscópico, encaminados a conseguir una mayor estabilidad primaria, en el momento de la colocación del implante, y una correcta osteointegración<sup>36,47,108</sup>.

A lo largo del tiempo han ido variando las tendencias en cuanto al diseño del implante, debido a razones clínico-científicas y comerciales<sup>108</sup>. Estos diseños se puede analizar según sus características macroscópicas y microscópicas.

##### **1.4.1. Características macroscópicas.**

###### **1.4.1.1. Diseño del cuerpo del implante.**

En todo tratamiento implantológico se dispone de un volumen y una densidad ósea concreta, es por ello, que se hace necesario optimizar el área superficial del cuerpo del implante con el objetivo de lograr un contacto íntimo entre el hueso y el implante<sup>90,109</sup>.

Cada implante dental dispone de una superficie funcional concreta, que se puede definir como el área que sirve para disipar activamente las cargas de tracción y de compresión, no de cizallamiento, a través de las interfase hueso-implante, para proporcionar estabilidad inicial al implante después de su colocación quirúrgica<sup>90</sup>.

Encaminados a conseguir la mejor superficie funcional, se persiguen aquellas formas que tengan la máxima congruencia y la mayor superficie de contacto, ya que estos factores, influyen en el micromovimiento inicial del implante, en la estabilidad secundaria y en el mantenimiento del hueso alrededor del implante una vez osteointegrado<sup>32,62,110</sup>.

Se han ido eliminado del mercado una serie de geometrías, como son los implantes transmandibulares ya que presentaban una elevada dificultad técnica y complicaciones postoperatorias<sup>111</sup>. También se dejaron de comercializar los implantes rectos sin espiras, que se diseñaron para colocarlos de forma impactada, lo que ocasionaba un insuficiente contacto entre hueso e implante y una desfavorable transmisión de fuerzas al tejido óseo<sup>111,112</sup>.

Hoy en día, los mejores resultados clínicos se consiguen con una macrogeometría roscada en forma de raíz dental como son los implantes cónicos autorroscantes<sup>42,111,113,114</sup>. Con este diseño de implante existe menor riesgo de dañar las estructuras anatómicas adyacentes. Otras de sus principales propiedades es que permite hacer una osteotomía 100µm más pequeña que el diámetro final del implante, de manera que el propio implante produce una compactación ósea a lo largo de la osteotomía aumentando así la superficie de contacto entre hueso e implante, por lo que se mejora, la estabilidad primaria del implante en huesos de baja densidad<sup>110,111,115,116</sup>.

Sin embargo, el diseño cilíndrico, en el que su parte coronal es igual a su porción apical, está más indicado en hueso denso. Esta forma de implante recto, a diferencia de los implantes cónicos, no son autorroscantes, por lo tanto, precisan del hacedor de rosca para ser insertados en el lecho óseo<sup>5,112</sup>.

#### 1.4.1.2. Diseño de las espiras del implante.

Uno de los conceptos del diseño para aumentar la estabilidad y lograr una transmisión de fuerzas más eficaz son las espiras del cuerpo del implante. La presencia de espiras aumenta la superficie de contacto de la interfase hueso-implante mejorando la transmisión de fuerzas<sup>42,117</sup>.

Es posible modificar la superficie funcional por unidad de longitud del implante variando tres parámetros de esta geometría, el paso de rosca, la forma y la profundidad de la misma<sup>4</sup>:

- El paso de rosca se define como la distancia existente entre las espiras adyacentes de un implante. Cuanto menor sea el paso de rosca, más espiras tendrá el implante y por tanto, mayor será el área de superficie, mayor fijación inicial y mayor área de superficie tras la carga. Un paso de rosca más corto ayuda a compactar el hueso más esponjoso, aumentando el contacto hueso-implante y la estabilidad primaria<sup>5,113,114,118</sup>.

Un estudio realizado por Abuhusseini y cols.<sup>119</sup>, afirmaron que el paso de rosca de 0,8 mm es el óptimo para lograr una buena estabilidad primaria y resistir cargas verticales si se compara con el paso de rosca de 1,6 mm o 2,4 mm.

Varios autores proponen a nivel del cuello del implante la presencia de microespiras ya que han demostrado que contribuyen en la estabilidad inicial del implante<sup>120-122</sup>.

- La forma de la rosca es otra característica importante de esta geometría. Los implantes dentales pueden ser con rosca cuadrada, triangular o con rosca inversa. Dependiendo del diseño de la espira las fuerzas tensionales se van a concentrar en diferentes puntos del hueso. Los implantes con espiras triangulares concentran la dispersión de las cargas en los vértices exteriores de la espira dando lugar a la resorción ósea en esos puntos<sup>123</sup>. La forma de rosca cuadrada está diseñada para soportar las fuerzas de cizalla en la interfase hueso-rosca, esto es muy importante en el hueso de densidad comprometida, implantes cortos o magnitudes de fuerzas mayores<sup>4</sup>. Por último, el diseño de espira inverso, soporta de manera óptima las fuerzas de tracción, por lo que estaría indicado para cargas inmediatas<sup>123</sup>.
- La profundidad de rosca es la distancia entre el diámetro mayor o externo y el menor o interno de la rosca. Un implante que posea un mayor número y profundidad de espiras, tendrá asimismo incrementada el área de osteointegración y alcanzará una mayor estabilidad primaria<sup>124</sup>. Por lo que un implante que vaya a ser colocado en un hueso de tipo D4 debería poseer roscas en mayor número y profundidad que en un hueso de tipo D1<sup>4</sup>. En los diseños actuales, la profundidad de rosca oscila entre 0,24 y 0,42 mm según los distintos fabricantes<sup>124</sup>.

#### 1.4.1.3. Diámetro del implante.

En la actualidad, no existe ninguna clasificación aceptada de forma general, en relación con el diámetro de los implantes. Sin embargo, en términos generales se considera un implante estrecho aquel que presenta un diámetro mayor o igual a 3,0 mm y menor o igual a 3,5 mm<sup>8</sup>. Los implantes estándar son aquellos que presentan un diámetro mayor a 3,5 mm y menor o igual a 4,5 mm. Por último los implantes anchos son aquellos que tienen un diámetro mayor a 4,5 mm<sup>125</sup>.

Hoy en día, los implantes dentales en general reflejan el principio científico según el cual, al aumentar el ancho del implante, se incrementa el área sobre la que se pueden disipar las fuerzas oclusales. Además, los diseños más anchos presentan un área de contacto mayor que las fijaciones más estrechas de diseño similar, ya que aumenta el contacto óseo circunferencial. Por cada incremento de 0,5 mm en la anchura, existe un aumento de superficie de entre el 10 y el 15%<sup>126</sup>. Por lo tanto, numerosos estudios afirman que con los implantes de mayor diámetro se consigue una mejor estabilidad primaria y secundaria, por lo que estaría especialmente indicado

en huesos con densidad comprometida<sup>31,125,127-130</sup>. Sin embargo, hay estudios que observan un mayor índice de fracasos en implantes anchos<sup>131-133</sup>.

#### 1.4.1.4. Longitud del implante.

En cuanto a la longitud de los implantes tampoco existe una clasificación aceptada en la literatura pero se considera un implante corto aquel que presenta una longitud igual o menor a 8,0 mm<sup>117</sup>.

A medida que aumenta la longitud, aumenta el resto de la superficie total. Como resultado, la tendencia más común ha sido colocar un implante lo más largo posible y preferentemente, en la tabla cortical adyacente<sup>70</sup>, pero se han introducido varios cambios adaptándolos a la densidad ósea<sup>5</sup>.

En el hueso tipo D1, no está justificado el uso de implantes largos para lograr la estabilización bicortical porque ya se trata de un hueso cortical homogéneo, explicando así porque la longitud del implante no tiene un papel tan trascendente en la estabilidad primaria en huesos con buena densidad<sup>5,68,134</sup>. En los casos donde la densidad ósea es de peor calidad, se hace necesario maximizar la superficie funcional, donde la longitud del implante alcanza mayor importancia para lograr mayor estabilidad<sup>68,129,135</sup>.

### 1.4.2. Características microscópicas.

#### 1.4.2.1. Biomaterial del implante.

La estabilidad secundaria del implante está condicionada por el biomaterial que forma el implante<sup>128,136</sup>. Existen muchos materiales biocompatibles que no son capaces de soportar la magnitud de las cargas parafuncionales que pueden actuar sobre los implantes dentales. A pesar de ser compatibles con tejidos biológicos, los materiales como la silicona, la hidroxiapatita y el carbono se caracterizan por poseer un límite de resistencia máxima muy bajo cuando se utilizan como el biomaterial principal de un implante<sup>5</sup>.

El titanio y las aleaciones de titanio se utilizan con éxito, tanto en aplicaciones odontológicas como en ortopédicas. Se ha demostrado la excelente biocompatibilidad del titanio y sus aleaciones. Los tejidos locales toleran muy bien este material, debido

a su capa de óxido de titanio ( $\text{TiO}_2$ ) altamente activa<sup>3,137</sup>. La aleación de titanio, aluminio y vanadio ( $\text{Ti6Al4V}$ ) combina a la perfección las propiedades físicas y mecánicas, presenta una gran resistencia a la corrosión y una biocompatibilidad general con todos los biomateriales metálicos. La principal ventaja de la aleación de titanio, en comparación titanio puro comercial, es su resistencia. La aleación de titanio es cuatro veces más fuerte que el titanio puro comercial de grado I y casi dos veces más fuerte que el de grado IV<sup>5</sup>.

La aleación de  $\text{Ti6Al4V}$ , presenta ciertos inconvenientes a la hora de obtener una superficie rugosa óptima que se adhiera al implante, y por este motivo, se empezaron a investigar otras aleaciones<sup>138-140</sup>.

El desarrollo de una nueva aleación de titanio con zirconio para implantes dentales fue presentado por primera vez en 1995 por Kobayashi y cols.<sup>141</sup>, pero no fue hasta 2012, cuando Grandin y cols.<sup>142</sup>, demostraron que la nueva aleación formada por un 83-87% de titanio con un 13-17% de zirconio ( $\text{TiZr1317}$ ) (Roxolid® Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) presentaba altas propiedades mecánicas comparada con la aleación  $\text{Ti6Al4V}$ . Esta nueva aleación parece ser una alternativa muy prometedora al titanio puro y a la aleación de  $\text{Ti6Al4V}$ .

Desde entonces se han publicado diversos estudios, donde se comparan los implantes de titanio convencionales con las aleaciones de titanio y zirconio. Este nuevo biomaterial ha demostrado tener una buena resistencia a la corrosión, presentar altas propiedades mecánicas, ser biocompatible y ofrecer una osteointegración más rápida<sup>9,81,143-147</sup>.

En las investigaciones de Gottlow y cols.<sup>144</sup>, obtuvieron una resistencia a la tracción de  $230,9 \pm 22,4$  Ncm para los implantes de  $\text{TiZr1317}$  frente a  $204,7 \pm 24,0$  Ncm para los implantes de titanio grado IV. En la histomorfometría, obtuvieron un  $45,5 \pm 13,2\%$  de cantidad de hueso entre las espiras para los implantes de  $\text{TiZr1317}$  frente a un  $40,2 \pm 15,2\%$  para los implantes de titanio grado IV a las 12 semanas de la colocación de las fijaciones.

#### 1.4.2.2. Morfología de la superficie del implante.

La morfología de la superficie del implante puede acelerar el proceso de osteointegración por lo que condiciona de manera directa la evolución de la estabilidad secundaria<sup>108,109</sup>.

Los tipos de superficies pueden ser:

- Superficies lisas: en términos generales, una superficie es lisa cuando su rugosidad es igual o menor a  $1\mu\text{m}$ . Los implantes mecanizados de titanio son de superficie lisa, con una rugosidad de  $0,53$  a  $0,96\mu\text{m}$ , dependiendo de los protocolos de fabricación, grado del material, forma y afilado de las herramientas de corte<sup>148</sup>.

El principal problema de los implantes con superficie mecanizada es que la proliferación de los fibroblastos es más rápida que la de los osteoblastos, dando lugar a una encapsulación de los implantes con tejido fibroso. Este tipo de superficie presenta una menor área de unión entre el hueso y el implante por lo que la aposición ósea o estabilidad secundaria será baja o nula<sup>148,149</sup>.

En la actualidad su uso se limita a implantes que combinan superficie pulida en la zona cervical del implante con superficie rugosa en el resto del cuerpo del implante. Este diseño se justifica por la menor afinidad que tiene la flora bacteriana hacia una superficie lisa limitando así, la progresión bacteriana a nivel cervical del implante<sup>150</sup>.

- Superficies rugosas: uno de los objetivos del tratamiento de la superficie de los implantes es conseguir aumentar la superficie de contacto hueso-implante y así favorecer la migración de células indiferenciadas en toda la superficie de la fijación y maximizar la formación de hueso nuevo<sup>128,151</sup>.

Se han realizado ciertas modificaciones mediante métodos aditivos y de sustracción, donde se incrementa el área y la rugosidad de la superficie de los implantes siempre con el fin de mejorar la osteointegración<sup>152,153</sup>.

Las superficies rugosas presentan unas irregularidades microscópicas más o menos uniformes, con independencia de la morfología del implante<sup>148,150</sup>.

Según la naturaleza de la rugosidad se clasifican en:

- Superficies rugosas por adición: las dos más conocidas son la superficie de revestimiento de plasma de titanio (titanio plasma spray o TPS) y la de

hidroxiapatita (HA). La superficie TPS, es tratada mediante la proyección de hidruro de titanio pulverizado, es altamente estable y consigue un grosor superficial de aproximadamente 30 a 50  $\mu\text{m}$  incrementando de 6 a 10 veces la superficie del cuerpo del implante. Estimula la osteogénesis por mecanismos de adhesión celular. Una desventaja de este tipo de recubrimiento es su posible despegamiento después de la inserción del implante, sobretodo en hueso denso y la presencia de gránulos de titanio aislados de la superficie hueso-implante<sup>154,155</sup>.

La superficie de HA consigue grosores superficiales de 50 a 70  $\mu\text{m}$ . Sin embargo, se han descrito fracturas, la pérdida parcial o total del revestimiento y la colonización por microorganismos<sup>151</sup>. En un estudio realizado por Gottlander y Albrektsson<sup>156</sup> describieron que este tipo de recubrimiento en la primeras seis semanas tiene un 65% de contacto hueso-implante pero al año presentó un 52% de contacto, lo que indicó que la hidroxiapatita no favorece la osteointegración.

- Superficies rugosas por sustracción: existen diferentes tipos de tratamiento de la superficie del núcleo de titanio. Un tipo de tratamiento es el arenado con partículas de óxido de titanio, con sílice, con óxido de aluminio o con fosfato tricálcico<sup>4,155</sup>.

Otra forma de tratamiento es el grabado con distintos ácidos. Los más frecuentes son el ácido clorhídrico (HCl), el sulfúrico ( $\text{H}_2\text{SO}_4$ ), el nítrico ( $\text{HNO}_3$ ) y el fluorhídrico (HF)<sup>154</sup>.

Estas sustancias erosionan la superficie del implante creando depresiones de diferentes formas y dimensiones, en función de las concentraciones de las soluciones ácidas, del tiempo y la temperatura<sup>109</sup>.

Estas superficies ofrecen un abanico de ventajas ya que, incrementan la adhesión, proliferación y diferenciación osteoblástica<sup>154,157</sup>, han demostrado tener mayor fuerza de torque para la remoción de los implantes, mayores valores de contacto óseo en la interfase hueso-implante<sup>73,154</sup> y elevadas tasas de éxito en tratamientos con carga inmediata, implantes postextracción y sobredentaduras<sup>46,109,158</sup>.

En este grupo también se engloban los implantes tratados mediante diversas combinaciones de chorreado y grabado ácido<sup>148</sup>. Es el caso de la superficie SLA de Straumann<sup>®</sup>, tratada con chorreado de arena y grabado con ácido sulfúrico-hidroclorhídrico, lo cual proporciona a la superficie del implante una media de rugosidad de 3,3  $\mu\text{m}$ , mientras que la rugosidad de

los implantes tratados sólo con grabado ácido es de  $1,3 \mu\text{m}$ <sup>159,160</sup>. Estas superficies incrementan la rugosidad del implante, mejoran la adhesión de células de estirpe osteoblástica y tienen un efecto sobre la configuración y conformación de pseudópodos celulares que aumentan la proliferación celular en la superficie del implante<sup>159-162</sup>.

Por último, se encuentran las superficies modificadas. El tratamiento de esta superficie consiste en el acondicionamiento del material mediante láser o mediante oxidación anódica. Estas superficies proporcionan unas características topográficas, reproducibles y controladas que mejoran la adherencia celular a los implantes y mejoran el sellado en el cuello del implante que constituye un mecanismo de defensa de la mucosa periimplantaria<sup>163-165</sup>.

- Superficies bioactivas: más recientemente, se han introducido diversas superficies de implantes con características, materiales y procesos de producción muy diferentes<sup>162</sup>. Las superficies bioactivas aceleran la osteointegración, mediante la incorporación de diversas sustancias con actividades biológicas. Además, forman uniones con los tejidos vivos, facilitan la colonización sobre su superficie de las células osteogénicas y posteriormente su crecimiento y maduración<sup>166,167</sup>.

Un tipo de superficie bioactiva es la fluorada (OsseoSpeed<sup>®</sup>, Astra Tech), los fluoruros tienen la capacidad de atracción por el calcio, por sus efectos clínicos en los tejidos calcificados y por su inducción de la calcificación ósea e incremento de la densidad del hueso trabéculas<sup>168</sup>.

Los implantes con superficie chorreada y grabada activa (SLActive<sup>®</sup>, Straumann), se elaboran mediante un proceso químico hidrofílico que permite favorecer la osteointegración desde la etapa inicial. La humectabilidad de la superficie se consigue mediante un lavado en una atmósfera de nitrógeno, sumergiéndose después en una solución isotónica de cloruro sódico. De esta forma, esta superficie posee una mayor energía libre superficial que da como resultado su activación química y una menor contaminación atmosférica<sup>167,169-171</sup>.

## **1.5. Factores quirúrgicos relacionados con la estabilidad.**

El objetivo principal de la cirugía de implantes consiste en establecer el anclaje para la construcción de la prótesis futura<sup>39,53</sup>. A fin de obtener un resultado favorable y duradero, es fundamental, entender que el hueso es un tejido vivo, que no puede ser alterado durante la cirugía y que toda operación debe efectuarse con técnicas definidas y correctas<sup>17,66,90</sup>.

En primer lugar, la técnica quirúrgica debe ser lo mas atraumática posible donde el diseño y despegamiento de los colgajos sean el mínimo suficiente para asegurar el control de la colocación correcta de los implantes y para mantener al máximo la irrigación del hueso a través del periostio<sup>172</sup>.

En segundo lugar, la osteotomía debe realizarse con la mínima remoción ósea posible durante el fresado. Peñarrocha y cols.<sup>173</sup>, recomiendan no superar las 800 rpm, aunque hay situaciones clínicas donde se acepta hasta 1.500 rpm de velocidad siendo siempre necesaria la irrigación abundante con suero fisiológico durante la osteotomía.

En tercer lugar y último, diversos estudios han demostrado que producir un sobrecalentamiento óseo durante el fresado mayor de 47°C durante un minuto, puede producir una necrosis ósea y formación de tejido fibroso periimplantario y a partir de 60°C, durante un minuto, las consecuencias son irreversibles<sup>174-176</sup>. La ausencia de daño del hueso receptor es muy importante para el éxito de la osteointegración y del tratamiento<sup>4,36,39,66,172,173</sup>.

### **1.5.1. Influencia de la densidad ósea sobre la osteotomía quirúrgica.**

La secuencia de fresado consiste en la realización quirúrgica de una perforación en el área ósea donde se insertará el implante<sup>177</sup>.

Existen en la literatura estudios como los de Lekholm y Zarb<sup>84</sup> e Higuchi y cols.<sup>178</sup>, donde independientemente de las distintas calidades óseas, todos los huesos se trataron con el mismo diseño de implante y con el protocolo quirúrgico estándar. Experimentaron un fracaso mayor en las zonas donde la densidad ósea era de peor calidad, es por ello que, la técnica quirúrgica debe garantizar la estabilidad primaria del implante y estar estrechamente relacionada con la calidad ósea.

Actualmente los protocolos de fresado están adaptados a las distintas densidades óseas<sup>177,179,180</sup>.

- Hueso tipo D1: los mayores problemas pueden venir determinados por necrosis térmica del hueso periimplantario<sup>175</sup>. Durante la técnica quirúrgica se debe prestar especial atención al calor generado durante la perforación del lecho, ya que el hueso cortical disipa peor el calor que el hueso esponjoso y tiene más riesgo de sobrecalentamiento. Se necesitan sistemas de corte altamente efectivos y poco traumáticos. Los implantes no deben ser colocados a la máxima presión, pero sí a un torque suficiente para garantizar la estabilidad antirrotacional del implante<sup>172</sup>. Diversas investigaciones indican que los implantes con poca estabilidad primaria en este tipo de hueso tienen especialmente un mal pronóstico<sup>29,39,65,67,181</sup>.

En el hueso D1, se debe utilizar una fresa redonda o piloto para iniciar el fresado del lecho; pasándose después a utilizar la fresa espiral de 2 mm de diámetro<sup>173</sup>. Caravallo y cols.<sup>182</sup>, aconsejan medir la cantidad de hueso cortical antes de llegar al hueso esponjoso, debido a que este tipo de hueso es de perforación difícil en toda la longitud de la osteotomía. Puede apreciarse la mayor dureza de la capa cortical, pero el compartimento medular seguirá ofreciendo una resistencia considerable.

Por otro lado, este tipo de hueso experimenta una pequeña expansión, por lo que la osteotomía final deberá ajustarse lo más posible al diámetro del implante. Puede que sea necesario labrar la rosca con el macho de terraja, pero con los modernos implantes autorroscantes no suele hacer falta<sup>182</sup>.

Si se inserta el implante mediante el contraángulo quirúrgico, un torque de 40 Ncm será suficiente para introducirlo en su mayor parte. Puede ser razonable enroscar dos o tres vueltas a mano, pero no se recomienda insertar a mano todo el implante por el peligro de generar torques demasiado grandes. En el caso de notar una excesiva resistencia a la inserción, se deberá retirar el implante y agrandar la osteotomía<sup>173</sup>.

Normalmente en este tipo de hueso, los implantes pueden colocarse en posición supracrestal, crestal o subcrestal. En algunos implantes, la plataforma es más ancha que el cuerpo, por lo que, si se coloca la plataforma a nivel de la cresta ósea, puede ser necesario utilizar el avellanado para agrandar la osteotomía a nivel de la capa de hueso cortical y facilitar así la colocación. Sin embargo, este método puede disminuir la estabilidad primaria del implante<sup>183</sup>.

- Hueso tipo D2 y D3: Los mejores resultados, según refiere la bibliografía, se recogen en estos dos tipos de hueso<sup>29,181,182,184</sup>.

En los huesos de densidad media, se nota una clara disminución de la resistencia al fresado una vez se ha atravesado totalmente el hueso cortical, sin embargo, sí que se aprecia resistencia al paso de la fresa espiral por la cortical, y se hace evidente la distancia desde la cresta ósea hasta el compartimento medular<sup>182</sup>.

Cuando el hueso cortical tiene una altura aproximada de 3mm, y el hueso medular ofrece una resistencia al fresado que es claramente menor, los estudios científicos recomiendan las siguientes modificaciones en el protocolo de fresado e inserción del implante<sup>172,185-187</sup>:

- Preparar la osteotomía con un diámetro menor que el del implante.
  - Eliminar el avellanado del proceso para evitar que se reduzca el hueso cortical y, posiblemente, la estabilidad primaria.
  - El aterrajado del lecho no es necesario en los implantes roscados.
  - Colocar el implante en posición supracrestal para evitar perder hueso cortical y con ello, estabilidad.
  - En la porción coronal de la osteotomía, utilizar una fresa cuyo diámetro se aproxime al del implante; y en la porción apical, realizar una preparación mínima para favorecer un anclaje óseo mejor.
- Hueso D4: Diversos estudios han demostrado que en este tipo de hueso, la gran mayoría de fallos están relacionados con la falta de estabilidad del implante, lo cual indicaría que la respuesta del hueso trabecular al estrés mecánico es especialmente crítica<sup>181,184,186,188</sup>.

Tanto Sennerby y cols.<sup>39</sup>, como O'Sullivan y cols.<sup>116</sup>, demostraron en sus estudios una alta diferencia en la estabilidad primaria de los implantes cuando se omitía el formador de roscas, ya que inicialmente, se realizaba este paso en todas las calidades de hueso, lo que daba un alto porcentaje de fracasos en el hueso D4. Este hallazgo subraya la importancia que tiene la técnica quirúrgica para obtener una estabilidad primaria en el hueso blando.

Otros autores recomiendan que ante una baja densidad ósea, se pueden obviar en ciertas ocasiones, pasos en la preparación del lecho, como son la utilización de la fresa de terraja o la creación de un lecho para la cabeza del implante con la fresa avellanadora, incluso en ocasiones omitir la última fresa espiral para aumentar la resistencia del hueso al paso del implante y mejorar así la estabilidad primaria<sup>188-190</sup>.

De manera que, cuando se aprecie que la fresa espiral de 2 mm penetra con poca resistencia, se procurará que el diámetro de la osteotomía sea substancialmente menor que la del implante, ante un hueso tipo D4. Por ejemplo, se puede colocar un implante de 4 mm de diámetro y 10 mm de longitud en una osteotomía cuyo diámetro es de 3 mm en la mitad coronal, pero de sólo 2mm en el resto. El diámetro del sector coronal debe ser un poco mayor que en el resto del implante para facilitar la inserción. Si el diámetro de un implante cónico va desde 5mm, en la porción coronal, hasta 4 mm, en la parte apical, el diámetro de la osteotomía será de 1 y 2 mm más estrecho y, generalmente, con la colocación del implante, se generarán fuerzas de compresión sobre el mismo<sup>182</sup>.

También pueden utilizarse osteotomos, en huesos de mala calidad, para preparar la osteotomía después de utilizar la fresa espiral de 2 mm. Con esto se generan fuerzas de compresión ósea que aumentan la estabilidad primaria del implante<sup>191,192</sup>.

Además, el clínico debe ser capaz de distinguir si el implante continúa girando en la osteotomía después de haberse introducido en su totalidad o si se trata de un implante con movilidad bucolingual o mesiodistal. En estos casos, si la anatomía del paciente lo permite, puede utilizarse un implante de mayor diámetro para reemplazarlo sin fresado adicional.

También pueden aplicarse las siguientes estrategias adicionales según refiere la bibliografía<sup>137,172,173,177,186</sup>.

- Sumergir el implante para protegerlo durante la osteointegración.
- Dar más tiempo a la osteointegración (hasta 6 meses).
- Utilizar un implante con perfil de emergencia para una mayor compresión ósea.
- Colocar el implante en posición ligeramente subcrestal para protegerlo de la carga transmucosa.

### **1.5.2. Guías quirúrgicas.**

La posición del implante es la clave determinante para el éxito estético y funcional en el tratamiento implantológico. La posición ideal del implante puede verse afectada por diversos factores como son la planificación protésica, la cantidad y calidad ósea del lugar de la osteotomía, la experiencia del cirujano y el uso de guías

quirúrgicas<sup>194</sup>. Para garantizar la precisión de la posición ideal del implante es esencial el uso de un dispositivo de transferencia, como son las guías quirúrgicas. Este tipo de dispositivos permiten establecer una continuidad lógica entre el diagnóstico, el plan protésico y las fases quirúrgicas<sup>195,196</sup>.

Existen múltiples técnicas de ingeniería, tales como la sinterización por láser, para fabricar modelos tridimensionales. Uno de los sistemas más utilizados actualmente es la estereolitografía, que consiste en un proceso de fabricación de férulas asistido por ordenador<sup>4</sup>. Este proceso rápido de prototipado se ha utilizado ampliamente en la industria para obtener modelos tridimensionales, donde se deposita y polimeriza una capa de polímero líquido por un láser dirigido por ordenador. Se colocan capas o secciones adicionales y se polimerizan hasta que se genera el modelo final. Para la aplicación médica o dental, la fuente de datos es un archivo de TC o de CBCT<sup>197</sup>.

Para la fabricación de guías quirúrgicas para implantes dentales, se utiliza la planificación del clínico para diseñarlas y los archivos de TC o CBCT para preparar las guías tanto de tejidos duros como blandos. Los programas de software son capaces de maximizar la estabilidad y la retención del implante detectando la mejor vía de inserción a la vez que evitan zonas de retención dentro del hueso. Los diseños incluyen también los agujeros de irrigación, las áreas superficiales suficientes para mantener la presión mientras se realizan las osteotomías, así como otras características específicas, tales como extensiones vestibulares si se quiere poner un tornillo de retención transversal<sup>4</sup>. Una vez completado el diseño, se colocan a presión, los tubos de acero inoxidable en su sitio<sup>198</sup>, como se puede observar en la Figura 4.



**Figura 4.** Férula para cirugía guiada.

#### 1.5.2.1. Precisión en cirugía oral guiada por ordenador.

La cirugía guiada realizada con férulas estereolitográficas ha demostrado aumentar la precisión en la colocación de los implantes y permite transferir la planificación tridimensional de los implantes a la situación clínica real<sup>199</sup>.

Para calcular la precisión en la colocación de los implantes dentro de la cirugía oral guiada, es necesario calcular la desviación de la posición que se produce entre el implante que se planea de forma virtual previamente a la cirugía y el implante una vez colocado en el paciente. Esta medida trata de establecer una comparación entre la TC o CBCT preoperatoria y la postoperatoria. Existen dos parámetros para medir la desviación, uno se halla a nivel apical y el otro a nivel coronal del implante<sup>195,196</sup>.

Sarment y cols.<sup>198</sup>, compararon la desviación de los implantes colocados mediante guía estereolitográfica de soporte óseo y sin ella, mostraron que se producía una desviación de 1,5 mm a nivel apical y de 2,1 mm a nivel coronal en la cirugía convencional, mientras que la desviación a nivel apical fue de 0,9 mm y a nivel coronal fue de 1,0 mm en aquellos implantes colocados mediante cirugía convencional.

Otro estudio realizado por Kühl y cols.<sup>200</sup>, obtuvieron una desviación de 1,56 mm a nivel apical y de 1,84 mm a nivel coronal cuando realizaron cirugía convencional mientras que la desviación a nivel apical fue de 1,52 mm y a nivel coronal fue de 1,55 mm para la cirugía mediante férula estereolitográfica de soporte óseo.

## **1.6. Métodos para valorar la estabilidad de los implantes.**

Durante los últimos años se ha producido un gran avance en el desarrollo de técnicas de diagnóstico para conseguir mejorar la predictibilidad del tratamiento con implantes dentales. Entre estos avances, se incluye el desarrollo de métodos clínicos para valorar la estabilidad primaria y secundaria de un implante<sup>89</sup>. Meredith<sup>36</sup> los clasificó en métodos invasivos y no invasivos en función de si afectan o no a la interfase hueso-implante.

### **1.6.1. Métodos invasivos.**

#### 1.6.1.1. Análisis histológico-histomorfométrico.

Esta técnica se basa en la preparación de cortes descalcificados de un grosor de 10  $\mu\text{m}$ , para la evaluación en microscopio óptico de la interfase intacta del hueso-implante. Mediante esta técnica se puede evaluar la respuesta del tejido óseo a los implantes, según la cantidad de contacto hueso-metal y del área ósea que hay dentro de las espiras del implante<sup>201</sup>. Debido a que es una técnica directa, se considera una de las más precisas, pero no es factible en la práctica clínica diaria puesto que requiere una biopsia y la pérdida del implante<sup>36</sup>.

#### 1.6.1.2. Torque de desinserción.

Es otro método invasivo desarrollado por Johansson y Albrektsson<sup>202</sup>, mide la fuerza de torsión necesaria para romper la interfase hueso-implante.

Proporciona un diagnóstico fiable acerca de si un implante está osteointegrado o fracasado pero no puede cuantificar el grado de estabilidad secundaria. Su uso no está justificado en pacientes, pues supone un estrés en esta unión hueso-implante que puede llevar a su destrucción<sup>151</sup>.

Sullivan y cols.<sup>203</sup>, concluyeron en su estudio que si un implante no puede soportar un torque de remoción de 20 Ncm debería eliminarse.

### **1.6.2. Métodos no invasivos.**

#### 1.6.2.1. Análisis radiográfico.

La evaluación radiográfica es una opción que permite medir el nivel crestal en diferentes periodos de cicatrización. Es una de los métodos clínicos más simples para

evaluar la pérdida de la altura de la cresta ósea e identificar áreas radiolúcidas periimplantarias<sup>204</sup>. La conservación de la cresta ósea marginal se propuso como uno de los criterios principales de éxito, se acepta una pérdida de 0,2 mm por año tras finalizar el primer año de funcionamiento del implante<sup>17</sup>.

El análisis radiográfico tiene una serie de limitaciones que hacen que este método no sea el de elección para la valoración de la estabilidad del implante<sup>205,206</sup>:

- Los cambios radiográficos no implican una pérdida de estabilidad.
- Los cambios a nivel radiográfico de 0,2 mm son de difícil evaluación por parte del clínico
- Solo valora cambios en sentido mesiodistal y la estandarización de la técnica radiográfica es compleja.
- El nivel de resolución además de ser limitado es una representación bidimensional de una estructura en tres dimensiones.

#### 1.6.2.2. Percusión.

La estabilidad primaria y secundaria de un implante viene siendo comprobada desde hace años percutiendo el implante lateralmente con el mango de un espejo de exploración. Aunque esta técnica está enormemente extendida, existe muy poca evidencia en la literatura que sugiera la validez de este método<sup>4,36</sup>.

El test de percusión valora la integración o la estabilidad primaria de un implante según el timbre de sonido que genera después de ser percutido con un elemento metálico. Cuanto más agudo sea el timbre mayor frecuencia tiene el sonido de resonancia que emite, lo que significa que la transmisión del sonido a través del hueso es buena y corresponde a un alto grado de estabilidad primaria o secundaria del implante. Este test, en ningún caso es cuantificable y es subjetivo, debido a que depende de la agudeza auditiva del explorador<sup>207</sup>.

#### 1.6.2.3. Torque de inserción del implante.

El torque de inserción es un método no invasivo y fiable que mide la fuerza requerida por un motor para insertar un implante en la osteotomía realizada quirúrgicamente<sup>36</sup>.

Los valores de torque de inserción oscilan en un intervalo entre 5 y 50 Ncm, según diversos estudios, para conseguir una correcta estabilidad primaria los valores deben ser al menos de 30 Ncm<sup>184, 208, 209</sup>.

Según la literatura, esta fuerza está significativamente relacionada con la densidad del hueso, es por ello que cuando los valores de torque de inserción son inferiores a 30 Ncm indican que hay una densidad mineral baja, entre 30 y 40 Ncm corresponde a una densidad media y los valores por encima de 40 Ncm están relacionados con una densidad mineral alta<sup>62,64,68,89,184</sup>. En un estudio realizado por Shiigai<sup>210</sup>, sugirió que existe una fuerte correlación entre un alto valor de torque de inserción y la supervivencia del implante.

Sin embargo, este método sólo ofrece la posibilidad de realizar una sola medición en el momento de la colocación del implante, es decir, la estabilidad primaria. La eficacia de este método en la valoración progresiva de la estabilidad de un implante con el transcurso del tiempo es un gran inconveniente<sup>36, 184,208</sup>.

#### 1.6.2.4. Métodos basados en análisis modal o vibración.

Las medidas de análisis modal de los sistemas de resonancia con carácter frecuencial fueron inicialmente desarrolladas por sistemas externos de ondas constantes e impulsos de fuerzas transitorias. El análisis modal es un análisis de frecuencia y se utiliza en ingeniería y en ciencias médicas como un test de análisis estructural<sup>211</sup>. Su aplicación en la implantología se basa en cuantificar la osteointegración<sup>212,213</sup>. En el análisis modal se distinguen dos métodos: teórico y experimental<sup>211</sup>.

##### 1.6.2.4.1. Análisis teórico modal. Modelo de elementos finitos.

El modelo de elementos finitos (FEM) de 2 o 3 dimensiones es un ejemplo de procesador simulador de análisis teórico modal y se construye matemáticamente basándose en las propiedades biomecánicas de las estructuras. El FEM se utiliza para investigar las características vibratorias de los objetos. En Odontología se emplea en el cálculo del stress y de la tensión en simulaciones de implantes rodeados de hueso<sup>212-214</sup>.

#### 1.6.2.4.2. Análisis modal experimental.

El análisis modal experimental o dinámico mide los cambios estructurales y las características dinámicas de los sistemas que son estimulados en modelos in vivo e in vitro mediante test de vibración. El análisis modal experimental se utiliza en odontología para evaluar la estabilidad primaria y secundaria de los implantes<sup>215</sup>.

- Pulsed Oscillation Waveform® (POWF): Kaneko y cols.<sup>216</sup>, describen un método que utiliza las características mecánicas vibratorias de la interfase hueso-implante, utilizando la fuerza de excitación de ondas constantes. En este método, una aguja conectada a un transductor acústico-eléctrico y otra a un receptor, atraviesan la mucosa y transmiten una señal vibratoria al implante. Según el autor la señal aplicada al implante hará vibrar al hueso, sobre todo si es medular por lo que la sensibilidad del test POWF depende de la dirección de la carga, de las posiciones y de la densidad ósea<sup>217</sup>.

Existen, sin embargo, dos métodos que por su utilidad clínica y su documentación científica han demostrado resultados muy prometedores en la valoración de la estabilidad de los implantes<sup>89</sup>. Estos métodos son:

- Instrumento Periotest® (Siemens Medical Systems Inc, Charlotte, Nc): fue diseñado por Schulte y cols.<sup>218</sup> en 1983 para medir la movilidad dentaria. Sin embargo, su aplicación con este fin no ha sido de gran valor y se ha buscado su aplicación para evaluar el grado de osteointegración de los implantes dentales<sup>89</sup>.

El punto de aplicación de este instrumento consiste en una punta percutora metálica con un peso de 8 gramos, que se desplaza con movimiento de vaivén a una velocidad determinada. Durante el proceso de medición, el implante es golpeado con esta punta de un modo automático 16 veces, 4 veces por segundo. De este modo este aparato valora de forma directa, tanto acústica como ópticamente, la capacidad de amortiguación del periodonto o de la interfase hueso-implante y de forma indirecta, la movilidad en forma de un valor Periotest (VPT)<sup>219</sup>.

El tiempo de contacto por impacto entra en el rango de milisegundos, pero el valor se establece en una escala de -8 a +50, de modo que un valor negativo indica contacto con una interfase dura, es decir, un implante con buena

estabilidad y un valor positivo, a partir de +5 a +7, indica contacto con una interfase blanda o estabilidad comprometida<sup>110,219,220</sup>.

Pese a su uso frecuente, este dispositivo presenta una baja resolución, poca sensibilidad y susceptibilidad a las variables del operador por lo que este instrumento no se recomienda para adoptar decisiones clínicas acerca de la estabilidad del implante<sup>221,222</sup>.

- Sistema de análisis de la frecuencia de resonancia (RFA), método Osstell® (Integration Diagnostics AB, Goteborg, Suecia): en una época más reciente, Meredith y cols.<sup>223</sup> describieron un método no invasivo de valoración de la estabilidad de la interfase implante-hueso, midiendo in vivo la frecuencia de resonancia mediante un pequeño transductor atornillado al implante.

En sus inicios, este método usaba un transductor piezoeléctrico en forma de L que era unido al implante mediante un tornillo siendo excitado por una corriente eléctrica y emitiendo una vibración en un rango de frecuencias desde 5.000 Hz, donde no había estabilidad primaria o integración del implante, hasta 15.000Hz, que se correspondía con una alta estabilidad primaria o integración rígida del implante. Mientras, otro cristal piezoeléctrico situado en el lado opuesto de la sonda, funcionaba como elemento receptor del impulso de la respuesta siendo éste analizado por un ordenador con un software especializado<sup>224-226</sup>.

Actualmente se dispone de un nuevo diseño técnico mediante el cual no es necesario conectar un transductor al implante o al pilar y se registra sin cables el mismo parámetro, simplificando en gran medida esta técnica<sup>27</sup>. Comercialmente se denomina Osstell® Mentor y en su versión más actual Osstell® ISQ, en el que los valores se obtienen mediante radiofrecuencia<sup>30</sup>.

Los valores obtenidos se expresan en forma de cociente de estabilidad del implante (ISQ) que oscila de 0 a 100 y se corresponde con un rango de 3.500 Hz (ISQ=0) a 8.500 Hz (ISQ=100)<sup>36</sup>.

El RFA es un procedimiento usado en mecánica para evaluar la estabilidad de estructuras. Básicamente, se basa en el principio del diapasón, cuanto más rígida es la interfase, mayor es la frecuencia<sup>224</sup>.

Es posible realizar mediciones de estabilidad utilizando el Osstell® ISQ en cualquier momento después de haber colocado un implante<sup>27,29,30,31,127,228</sup>.

Después de cada medición, se registran los valores ISQ en un software y se utilizan como base para la siguiente medición. Un cambio en el valor ISQ reflejará un cambio en la estabilidad del implante. En general, un incremento de los valores ISQ indica progresión hacia una mayor estabilidad, mientras que unos valores inferiores indicarán una pérdida de estabilidad y, quizás un fallo en el implante. Un valor ISQ estable indica que no se ha producido ningún cambio en la estabilidad<sup>27,30,36,224,227-229</sup>.

El objetivo de Osstell® es medir dicha estabilidad mecánica, y permitir tomar decisiones sobre cuándo cargar el implante, indica situaciones en las que es mejor no cargar el implante, permite documentar casos y realizar una medición objetiva de la estabilidad adicional a los métodos tradicionales existentes<sup>27,29,31,89,110,220,230</sup>.

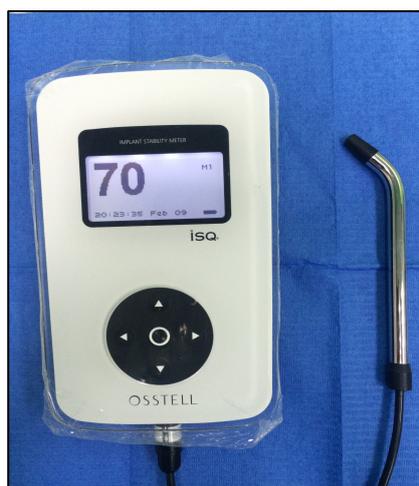
Como una herramienta de diagnóstico, Osstell® es capaz de discriminar entre implantes clínicamente móviles y estables, por lo que requiere un valor límite entre estos dos parámetros. En base a este valor límite, diferentes estudios hallaron una sensibilidad del 100% y una especificidad del 97% para este dispositivo<sup>127,186,231</sup>. Además, el cociente de correlación intraclase, recomendado para cuantificar la fiabilidad de las mediciones clínicas, para este aparato es de 0,97, lo que implica un grado de concordancia casi perfecto, constatándose que no serían necesarias realizar varias mediciones desde el mismo punto para valorar la fiabilidad del instrumento<sup>229</sup>.

Cuanto mayor sea el valor ISQ mayor será la estabilidad de la fijación. Según diferentes estudios publicados, los valores de ISQ se clasifican en los siguientes rangos<sup>224,225,231,232</sup>:

- ISQ <40, corresponde a una alta tasa de fracasos.
- ISQ 41-49 son implantes de éxito dudoso.
- ISQ >50 alta tasa de éxito.
- ISQ 60-65 corresponde a implantes aptos para carga inmediata<sup>226,233</sup>.

Con la introducción de Osstell® Mentor en el año 2.000 y más recientemente Osstell® ISQ en 2.009, como el que se puede ver en la Figura 5, los transductores se han sustituido por los Smartpegs™, aditamentos metálicos que se atornillan al implante con diferentes diseños según el sistema de implantes. Este aditamento es desechable, lo que permite una aplicación más conveniente

en la cirugía y en los procedimientos restauradores. El Smartpeg™ se excita con impulsos magnéticos<sup>27,30</sup>.



**Figura 5.** Osstell® ISQ (Integration Diagnostics AB, Goterborg, Suecia).

La cabeza del Smartpeg™ es magnética y se activa por pulsos magnéticos cuando se acerca el terminal del aparato. Las mediciones se realizan colocando la sonda perpendicular al Smartpeg™ desde cualquier orientación, así se obtienen valores desde distintas posiciones para ofrecer una situación real de la estabilidad del implante<sup>30,36</sup>.

A diferencia de Osstell® Mentor, el Osstell® ISQ envía 30 impulsos magnéticos al Smartpeg™, por lo que los valores de ISQ todavía son más precisos<sup>228,229</sup>.

Es importante remarcar que la gran ventaja del procedimiento es que, al no ser invasivo, no afecta en absoluto a la estabilidad del implante<sup>30,31,116</sup>. Otra ventaja es que es una técnica objetiva para decidir si realizar carga inmediata o no, y establecer cuando sustituir la prótesis provisional por la definitiva<sup>226,233,234</sup>. Sin embargo, presenta el inconveniente de que para realizar la monitorización del implante la prótesis debe ser retirada<sup>229,230,231</sup>.



## **2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**



## **2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.**

### **2.1. Justificación.**

El descubrimiento de la osteointegración, a finales del siglo XX, supuso un punto de inflexión en el campo de la implantología dental<sup>2,4</sup>. Es por ello que en los últimos 25 años, la sustitución de los dientes perdidos por implantes osteointegrados se ha convertido en el tratamiento de elección para la rehabilitación bucofacial de los pacientes edéntulos, ya sean totales o parciales, imitando al máximo la naturaleza y anatomía humana<sup>10,11</sup>, con el fin de restablecer a los pacientes una salud oral óptima<sup>12</sup>. La implantología presenta actualmente unos resultados predecibles y por este motivo, es uno de los más grandes avances científico-técnicos de aplicación clínica de estos tiempos<sup>16,26,59,82,143</sup>.

Un requisito básico para conseguir la osteointegración de los implantes, y con ello el éxito del tratamiento, es lograr la mayor retención mecánica inicial de la fijación<sup>29,38-43</sup>. Según diversos estudios, una estabilidad primaria adecuada impide los micromovimientos que se producen en la interfase hueso-implante y que interfieren en la cicatrización de los implantes o la estabilidad secundaria<sup>28,33,34,36</sup>.

Numerosos estudios en el campo de la implantología oral han publicado artículos que tratan de evidenciar la relación entre la densidad ósea del paciente, la técnica quirúrgica y el diseño macroscópico y microscópico del implante con la estabilidad de los implantes ya que modulan el grado de anclaje del implante y con ello el éxito del tratamiento<sup>30,31,33,68,73,163,224,233</sup>.

Dada la importancia de valorar qué estabilidad primaria y secundaria se ha conseguido en la colocación de los implantes a fin de predecir el resultado del tratamiento, se desarrollaron una serie de métodos experimentales y clínicos para valorar el grado de anclaje del implante al hueso<sup>36,89</sup>.

Actualmente, la estabilidad de la fijación se puede medir objetivamente en el momento de su colocación, monitorizarla durante la cicatrización y tras la carga protésica mediante el análisis de frecuencia de resonancia. Esta herramienta está catalogada como un método diagnóstico idóneo para poder establecer el momento apropiado de la carga, controlar la evolución de la osteointegración, así como detectar posibles fracasos implantológicos<sup>29,30,31,127,228</sup>.

Ante la relevancia de este tema, por todo lo anteriormente expuesto y debido a la importancia de la estabilidad como factor de éxito implantológico, consideramos que está justificado el estudio de la estabilidad primaria y secundaria de los implantes dentales fabricados mediante una aleación de titanio y zirconio, valorando de un modo objetivo mediante TC la densidad ósea de la zona que va a recibir el implante y comparando si existen diferencias entre un fresado convencional con una guía quirúrgica estereolitográfica en la preparación de la osteotomía mediante el análisis de frecuencia de resonancia.

## **2.2. Objetivos.**

Los objetivos de este trabajo pueden ser descritos en dos niveles; un objetivo general que determina el planteamiento global de la investigación y unos objetivos específicos que articulan y ordenan los diversos aspectos del objetivo general.

El objetivo general fue estudiar mediante el análisis de frecuencia de resonancia la estabilidad primaria y secundaria conseguida en la colocación de 274 implantes dentales con aleación de titanio-zirconio analizando los factores que pueden influir en ellas.

Los objetivos específicos fueron:

- 1.- Estudiar el efecto de los factores generales del paciente en la estabilidad primaria y secundaria de los implantes dentales, medida con el análisis de frecuencia de resonancia.
- 2.- Evaluar la influencia de las características macroscópicas y la aleación titanio-zirconio del implante, mediante el análisis de frecuencia de resonancia, en la estabilidad inicial y a los 4 meses de la colocación del implante.
- 3.- Analizar la influencia de la técnica quirúrgica empleada en la estabilidad primaria y secundaria de los implantes mediante el análisis de frecuencia de resonancia.
- 4.- Estudiar la evolución de la estabilidad de los implantes a las 12 semanas de su colocación.





### **3. MATERIAL Y MÉTODO**



3. MATERIAL Y MÉTODO.	49
3.1. Material.	53
3.1.1. Herramientas de diagnóstico y planificación del caso.	53
3.1.2. Implantes dentales.	53
3.1.3. Material de protección, aislamiento y desinfección para cirugía de implantes.	54
3.1.4. Instrumental y material básico de cirugía.	54
3.1.5. Instrumental específico empleado para la técnica de implantes.	55
3.1.6. Instrumental específico para cirugía guiada.	56
3.1.7. Análisis de frecuencia de resonancia.	57
3.2. Método.	59
3.2.1. Selección de la muestra.	59
3.2.2. Descripción del tratamiento recibido por los pacientes del estudio.	60
3.3. Metodología estadística empleada.	67



### 3. MATERIAL Y MÉTODO.

#### 3.1. Material.

##### 3.1.1. Herramientas de diagnóstico y planificación del caso.

- Equipo radiológico Orthophos XG 3D (Sirona Dental Systems GmbH 2012, Germany) para realizar a los pacientes las TC.
- Programa Sidexis XG (Sirona Dental Systems GmbH 2012, Germany) para el análisis de imágenes del procesado de las TC.
- Sonda periodontal y espejo bucal (Hu-Friedy®).

##### 3.1.2. Implantes dentales.

- Implantes Roxolid® SLActive® Bone Level (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland):

Macroscópicamente es un implante de paredes paralelas, como se puede observar en la Figura 6. En cuanto al diseño de las espiras del implante presenta un paso de rosca de 0,8 mm<sup>119</sup>, la forma de la espira es cuadrada y con una profundidad de rosca de 0,4 mm<sup>124</sup>.

Los diámetros empleados han sido de 3,3 mm y de 4,1 mm.

Las longitudes utilizadas fueron de 8 mm, 10 mm y 12 mm.



**Figura 6.** Diseño macroscópico implante dental Roxolid® SLActive® Bone Level. Fuente:

<http://www.straumann.es/es/para-profesionales/lineas-de-implantes.html>

Microscópicamente está fabricado mediante una aleación metálica compuesta entre un 83-87% de titanio grado IV y un 13-17% de zirconio<sup>142</sup>. La morfología de la superficie de estos implantes presenta una rugosidad de 3,3  $\mu\text{m}$ , ya que se tratan mediante chorreado de arena de grano grueso y grabado con ácido sulfúrico-

hidroclorhídrico<sup>159</sup>. La humectabilidad de la superficie SLAactive<sup>®</sup> se realiza en una atmósfera de nitrógeno, sumergiéndose después en una solución isotónica de cloruro sódico<sup>167,169</sup> (Figura 7).

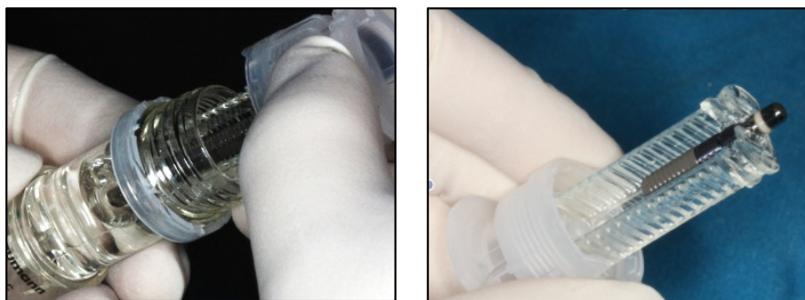


Figura 7. Humectabilidad de la superficie SLAactive<sup>®</sup>.

### 3.1.3. Material de protección, aislamiento y desinfección para cirugía de implantes.

- Batas quirúrgicas, gorros, mascarillas y guantes estériles (Medline<sup>®</sup>).
- Paños y gasas estériles (Medline<sup>®</sup>).
- Povidona Yodada (Betadine<sup>®</sup> solución dérmica).
- Clorhexidina 0,12% colutorio (Perioaid<sup>®</sup>).

### 3.1.4. Instrumental y material básico de cirugía.

- Espejos y pinzas de campo (Hu-Friedy<sup>®</sup>).
- Separador de tejidos Langenbeck (Hu-Friedy<sup>®</sup>).
- Jeringa de anestesia (Uniject<sup>®</sup>).
- Agujas de 0,3x25 mm (Octoplus<sup>®</sup>).
- Carpules de anestesia articaína y epinefrina 40/0,01mg/ml (Ultracain<sup>®</sup>).
- Aspiradores quirúrgicos estériles (Omnia<sup>®</sup>).
- Hojas de bisturí del número 5 (Hu-Friedry<sup>®</sup>) y mango de bisturí (Mestra<sup>®</sup>).
- Periostotomo de Molt y legra (Hu-Friedry<sup>®</sup>).
- Portaagujas, pinzas de Adson y tijeras de punta fina (Hu-Friedy<sup>®</sup>).
- Seda de 3/0 con aguja de 3/8 sección triangular de 15-20mm (Aragó<sup>®</sup>).
- Bisturí circular de 4,1 mm (Omnia<sup>®</sup>).

En la Figura 8, se puede observar el instrumental empleado para la cirugía de implantes.



**Figura 8.** Instrumental empleado para la cirugía de implantes.

### 3.1.5. Instrumental específico empleado para la técnica de implantes.

- Motor quirúrgico de implantes SurgicPro y contraángulo para implantología (NSK®).
- Suero fisiológico (Braun®).
- Bandeja quirúrgica Straumann® para cirugía convencional que contiene las fresas implantológicas, paralelizadores, trasportador del implante, llave de carraca y destornilladores (Figura 9).



**Figura 9.** Bandeja quirúrgica Straumann® para cirugía convencional.

### 3.1.6. Instrumental específico para cirugía guiada.

- Bandeja quirúrgica Straumann® Guided Surgery, para cirugía guiada que contiene las fresas guiadas implantológicas, mangos cilíndricos de fresado, paralelizadores, trasportador del implante, llave de carraca y destornilladores (Figura 10).

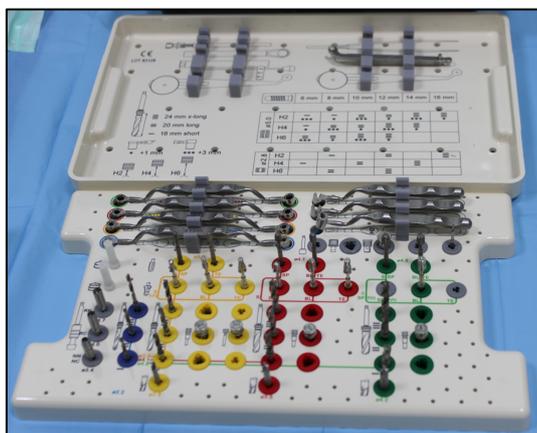


Figura 10. Bandeja quirúrgica Straumann® Guided Surgery.

- Férulas radiológicas con dientes de bario personalizada para cada caso, como se puede ver en la Figura 11.

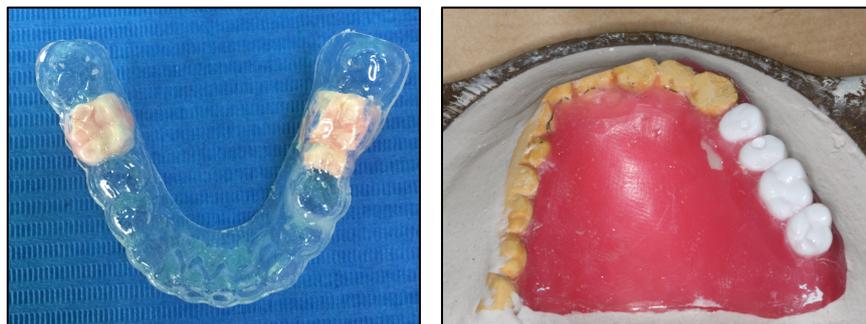


Figura 11. Férulas radiológicas personalizadas con dientes de bario.

- Pletina oclusal con perforaciones de referencia (SICAT<sup>®</sup> GmbH & Co. KG Bonn, Alemania) para la realización del TC, como la que se aprecia en la Figura 12.



**Figura 12.** Pletina oclusal SICAT<sup>®</sup>.

- Férula estereolitográfica con casquillos metálicos de titanio personalizada (SICAT<sup>®</sup> Surgical Guide Lab, Bonn, Alemania) (Figura 13).



**Figura 13.** Férula estereolitográfica SICAT<sup>®</sup> Classic Guide.

### 3.1.7. Análisis de frecuencia de resonancia.

- Osstell<sup>™</sup> ISQ (Integration Diagnostics AB, Goterborg, Suecia), es un instrumento de mano portátil, como se puede observar en la Figura 14, que utiliza una técnica no invasiva mediante un análisis de frecuencia de resonancia. Tiene una potencia de 5VA, mide 195x120x45 mm y pesa 0,4 kg. La precisión del ISQ se encuentra entre +/- 0,5 unidades ISQ<sup>235</sup>.



**Figura 14.** Dispositivo Ostell™ ISQ.

- SmartPeg™ (Integration Diagnostics AB, Goterborg, Suecia) es un aditamento magnético que se atornilla sobre el implante que se quiere analizar. Se empleó el SmartPeg™ número 53 para los implantes de 3,3 mm de diámetro y el número 54 para los de diámetro de 4,1 mm (Figura 15).
- Transportador para SmartPeg™ (Figura 15).



**Figura 15.** Transportador y SmartPeg™ número 53 y 54.

### **3.2. Método.**

Este estudio clínico de cohortes analítico, longitudinal y prospectivo fue desarrollado en una clínica odontológica privada en Valencia. El trabajo sobre la muestra se llevó a cabo desde Abril de 2014 hasta Septiembre de 2015. El estudio se realizó con la aprobación de la Comisión de investigación y ética de la Universidad CEU Cardenal Herrera de Valencia (ANEXO 1).

#### **3.2.1. Selección de la muestra.**

Se seleccionó mediante un muestreo no probabilístico los pacientes que, de forma consecutiva, acudieron a la consulta demandando un tratamiento implantológico, y que superaron los criterios de inclusión y exclusión que se detallan a continuación:

##### 3.2.1.1. Criterios de inclusión:

- Pacientes que presentaban un edentulismo unitario, parcial o total en los que había un proceso de cicatrización ósea de al menos 6 meses de evolución.
- Pacientes colaboradores y con ausencia de enfermedad sistémica que pudiera contraindicar el tratamiento (ASA I y II).
- Pacientes con un Índice de placa de Silness y Løe igual o inferior a 1.
- Pacientes con suficiente disponibilidad ósea que permitiera la colocación de implantes de 8 mm de longitud y 3,3 mm de diámetro como mínimo.

##### 3.2.1.2. Criterios de exclusión:

- Pacientes con algún tipo de enfermedad sistémica, síndrome o deficiencia que pudiera contraindicar el tratamiento y afectar a la osteointegración de los implantes (ASA III, IV y V).
- Pacientes con enfermedad periodontal activa sin controlar o focos infecciosos en la cavidad oral.
- Pacientes fumadores.
- Pacientes embarazadas o en lactancia.
- Pacientes con apertura bucal inferior de 40 mm.
- Pacientes a los que no se les realizó una tomografía computarizada previa a la cirugía de implantes.

- Pacientes que precisaran regeneración ósea, elevación de seno maxilar atraumática o no o injertos mucogingivales.
- Pacientes candidatos a implantes post-extracción.
- Pacientes a los que se les iba a realizar carga inmediata.
- Pacientes con marcapasos.

Finalmente, según los criterios de inclusión y exclusión que se mencionan anteriormente y previo consentimiento de participación por parte del paciente (ANEXO 2), la muestra final fue de 107 pacientes a los que se les colocaron 274 implantes dentales.

### **3.2.2. Descripción del tratamiento recibido por los pacientes del estudio.**

#### **3.2.2.1. Historia clínica, exploración y estudio radiológico.**

A los pacientes que fueron aptos para el estudio se les realizó, antes de comenzar el tratamiento implantológico, una historia clínica. Se registraron los datos generales del paciente, las patologías sistémicas que presentaba, el número de fármacos que tomaba y el motivo de la pérdida dentaria.

A continuación, se valoró con ayuda de un espejo y una sonda periodontal el índice de placa y cálculo, para ello se exploraron todos los dientes del paciente por la superficie vestibular y lingual/palatino y se catalogaron según los criterios de Silness y Løe. Este índice no se pudo valorar en los pacientes desdentados.

Además, se realizó una tomografía computarizada a cada uno de los pacientes, donde se planificaron los implantes de cada caso y se midió la densidad ósea, en HU, de la zona que iba a recibir el implante y así, programar la intervención quirúrgica.

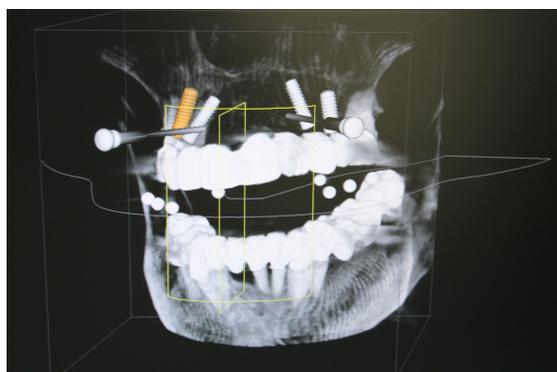
Todos los datos de los pacientes fueron recogidos sobre un protocolo, que se adjunta al final de este manuscrito bajo el epígrafe ANEXO 3.

Los pacientes fueron informados del tratamiento que se les iba a realizar, y firmaron el consentimiento para su participación en el estudio (ANEXO 2) y para la intervención quirúrgica (ANEXO 4).

Además, aquellos pacientes que fueron intervenidos mediante cirugía guiada, por voluntad propia, se les realizó una segunda TC con una férula radiológica personalizada con dientes de bario unida a la pletina oclusal SICAT®. Esta guía contenía unas marcas de referencia para la posición en la TC.

La férula radiológica ofrecía información acerca de la restauración protodóncica final deseada. Una vez se realizó la segunda TC, se planificaron los implantes, como se muestra en la Figura 16 y se midió la densidad ósea, en HU, de la zona donde se realizó la intervención implantológica.

Una vez planificado el caso, se solicitó la férula estereolitográfica para la cirugía de implantes a través del software Sidexis XG a SICAT® Surgical Guide Lab, Bonn, Alemania.



**Figura 16.** Planificación para tratamiento mediante cirugía guiada.

Por último, el laboratorio fabricaba la férula quirúrgica del caso planificado y enviaba, junto a la guía, un protocolo de fresado por cada uno de los implantes previstos, como se muestra de la Figura 17 a la 19.



**Figura 17.** Férula quirúrgica estereolitográfica enviada por SICAT®.

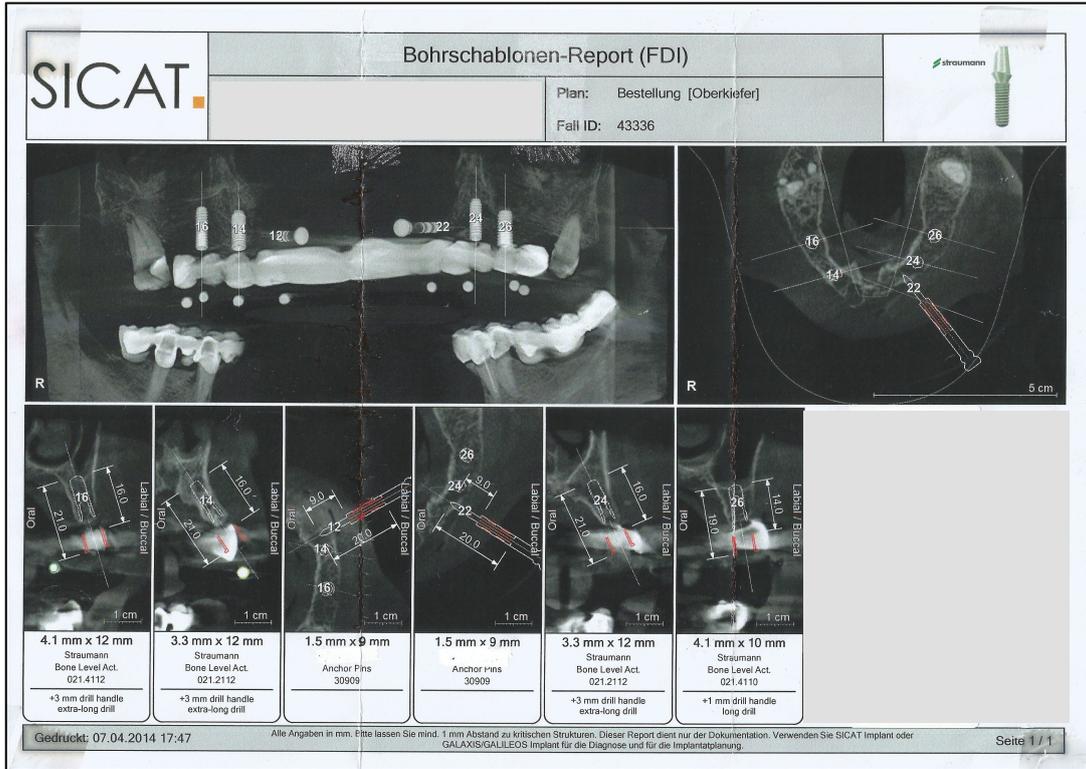


Figura 18. Información sobre los implantes colocados mediante cirugía guiada.

**SICAT** Surgical Protocol 

a **strona** company

Patient ID: \_\_\_\_\_  
Case ID: \_\_\_\_\_  
Contact Person: \_\_\_\_\_  
Date of Order: \_\_\_\_\_

Implant position (FDI)	Implant Art. No.	Implant	Sleeve height	Sleeve position	Basic guided implant bed preparation			Fine guided implant bed preparation		
					Milling cutter	Cylinder of drill handle	Guided drill	Profile drill	C-handle	Guided Tap
16	021.4112	BL, RC, Ø4.1mm, 12mm, SLActive	5mm	H4	3.5mm	••• +3 mm	≡ extra-long	BL, Ø4.1mm	H4	BL, Ø4.1mm
14	021.2112	BL, NC, Ø3.3mm, 12mm, SLActive	5mm	H4	2.8mm	••• +3 mm	≡ extra-long	BL, Ø3.3mm	H4	BL, Ø3.3mm
24	021.2112	BL, NC, Ø3.3mm, 12mm, SLActive	5mm	H4	2.8mm	••• +3 mm	≡ extra-long	BL, Ø3.3mm	H4	BL, Ø3.3mm
26	021.4110	BL, RC, Ø4.1mm, 10mm, SLActive	5mm	H4	3.5mm	• +1 mm	≡ long	BL, Ø4.1mm	H4	BL, Ø4.1mm

\* Please finish following the conventional procedure without surgical template described in the brochure "Straumann® Dental Implant System: Basic Information on the Surgical Procedures" (art. no. 152.754).

For detailed information about using this protocol please refer to "Straumann® Dental Implant System: Basic information on Straumann® Guided Surgery" (art. no. 152.753)

1 / 1

Figura 19. Protocolo de fresado para cirugía guiada.

## 3.2.2.2. Fase quirúrgica.

- Preparación del paciente y anestesia: Preoperatoriamente, el paciente realizó un enjuague con clorhexidina al 0,12% durante un minuto y se desinfectó el tercio inferior facial mediante povidona yodada aplicada con una gasa estéril. A continuación, se le realizó la técnica anestésica de la zona quirúrgica a tratar.
- Incisión y despegamiento del colgajo: Se realizó una incisión en la cresta alveolar, con una hoja de bisturí del nº 15 y el despegamiento del colgajo mucoperióstico bucal y lingual o palatino mediante el periostotomo de Molt.
- Técnica quirúrgica:  
Se realizaron siempre por el mismo cirujano y el mismo auxiliar.

- Osteotomía mediante fresado convencional:

El sistema de implantes que se utilizó en este estudio fue Straumann® por lo que se siguió el protocolo de fresado recomendado por el fabricante (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), en función del diámetro y longitud del implante.

Se comenzó con la fresa de inicio redonda de 1,4 mm a 800 rpm en todos los casos y se continuó con las fresas restantes a las revoluciones por minuto que marca el fabricante (Tabla 3).

TIPO DE IMPLANTE	SECUENCIA DE FRESADO		
Straumann® 3,3 mm	Fresa helicoidal 2,2 mm 800 rpm	Fresa helicoidal 2,8 mm 600 rpm	
Straumann® 4,1 mm	Fresa helicoidal 2,2 mm 800 rpm	Fresa helicoidal 2,8 mm 600 rpm	Fresa helicoidal 3,5 mm 500 rpm

**Tabla 3.** Secuencia de fresado de los implantes Straumann® Bone Level de paredes paralelas.

En los casos donde la densidad ósea era superior a 500 HU, se utilizó una fresa de perfil Straumann® Bone Level hasta el nivel planeado del hombro del implante a 300 rpm.

- Osteotomía mediante férula quirúrgica guiada:

Tras el despegamiento, se colocó la plantilla quirúrgica y se estabilizó mediante los pernos de estabilización.

En los casos donde la férula era de soporte mucoso y no hubo despegamiento, tras estabilizar la férula se empleó el punch a 15 rpm a través de los casquillos de la férula para eliminar la mucosa.

Se realizó el protocolo de fresado quirúrgico que recomendó el software, según el diámetro y longitud del implante (Tabla 4).

TIPO DE IMPLANTE	SECUENCIA DE FRESADO CIRUGÍA GUIADA		
Straumann® 3,3 mm	Fresa helicoidal 2,2 mm 800 rpm con Mango de perforación de + 1mm o + 3mm	Fresa helicoidal 2,8 mm 600 rpm con Mango de perforación de + 1mm o + 3mm	
Straumann® 4,1 mm	Fresa helicoidal 2,2 mm 800 rpm con Mango de perforación de + 1mm o + 3mm	Fresa helicoidal 2,8 mm 600 rpm con Mango de perforación de + 1mm o + 3mm	Fresa helicoidal 3,5 mm 500 rpm con Mango de perforación de + 1mm o + 3mm

**Tabla 4.** Secuencia de fresado de los implantes Straumann® Bone Level para cirugía guiada.

En los casos donde la densidad ósea era superior a 500 UH, se utilizó una fresa de perfil Straumann® Bone Level junto con los mangos C específicos para cirugía guiada.

- Inserción del implante:

Una vez preparado el lecho quirúrgico, los implantes se insertaron con el motor quirúrgico en todos los casos, sin irrigación. El torque inicial fue de 20Ncm<sup>173</sup>, que se fue aumentando en función de la resistencia ósea hasta un máximo de 50Ncm. De este modo, se controló el torque de inserción de los implantes y se anotó en la hoja de trabajo el torque final de inserción (ANEXO 3).

Si la cirugía se realizó mediante férula guiada, la inserción de los implantes se hizo a través de la plantilla de perforación y una vez insertados se retiró la férula.

### 3.2.2.3. Medición de la estabilidad primaria de los implantes mediante el Análisis de Frecuencia de Resonancia.

Todas las mediciones de la estabilidad primaria se realizaron con el sistema Osstell ISQ® (Integration Diagnostics AB, Goterborg, Suecia).

Inmediatamente después de ser insertado el implante en su posición y antes de colocar el tapón de cierre, se procedió a medir mediante análisis de frecuencia de resonancia, la estabilidad inicial del implante objetivamente.

Las mediciones se realizaron del siguiente modo:

1. Se conectó el Smartpeg™ de Osstell™ ISQ específico por el diámetro del implante, con el transportador dedicado para este fin y así evitar el contacto con instrumentos metálicos que pudieran dar lugar a distorsiones.
2. Se atornilló el Smartpeg™ al implante con una fuerza aproximada de 4-6 Ncm, para evitar que se deformen las roscas de este aditamento<sup>235</sup> y a continuación, se retiró el transportador.
3. Se colocó la sonda de medición del Osstell™ ISQ en posición perpendicular al Smartpeg™ sin tocarlo (Figura 20) hasta que el instrumento emitió un pitido. En el momento, apareció en la pantalla del dispositivo el valor ISQ obtenido. Los valores ISQ facilitados por el dispositivo son siempre números enteros.



**Figura 20.** Medición de la estabilidad primaria.

4. Se realizaron 4 mediciones por cada implante: desde distal, mesial, vestibular y palatino/lingual. Para el análisis de datos se obtuvo la media de los valores ISQ vestibulares y palatinos/linguales y para los valores ISQ mesiales y distales se realizó lo mismo. Por tanto, se analizaron dos valores: ISQ medio de las caras libres (vestibular y palatino/lingual) e ISQ medio de las caras proximales (mesial y distal).
5. Todos los valores ISQ fueron anotados en el protocolo del estudio (ANEXO 3).
6. Una vez realizadas las mediciones se retiró el Smartpeg™ y se colocó el tapón de cierre correspondiente al diámetro del implante.

#### 3.2.2.4. Sutura y cuidados postoperatorios.

La sutura se realizó en función de la localización e incisión realizada mediante puntos simples y de colchonero horizontal.

Una vez terminado el acto quirúrgico se colocó una gasa estéril con gel de clorhexidina al 0,12% en la zona quirúrgica, para comprimir durante 30 minutos y así reducir el riesgo de hemorragia y formación de hematomas. Los pacientes recibieron de forma verbal y por escrito unas recomendaciones a seguir en los días posteriores a la intervención (ANEXO 5); y se prescribió la medicación adecuada a cada paciente.

#### 3.2.2.5. Retirada de suturas y revisiones.

Trascurridos 7 días desde la colocación de los implantes se procedió a la retirada de los puntos de sutura si la cicatrización había sido correcta.

Se revisó al paciente al mes de la intervención para controlar la cicatrización de la zona intervenida.

#### 3.2.2.6. Medición de la estabilidad secundaria de los implantes.

Se consideró, para el presente estudio, que el momento idóneo para realizar las medidas de la estabilidad secundaria fuese a las 12 semanas. Ya que, según refieren diferentes estudios<sup>3,57,236</sup>, es el periodo de tiempo en el que la osteointegración ha concluido y la estabilidad secundaria ha alcanzado las medidas máximas.

Por ello, a las 12 semanas de la inserción de los implantes, se realizó una segunda cirugía por el mismo operador que realizó las medidas de la estabilidad inicial.

Para esta intervención se procedió mediante anestesia local, a retirar el tejido blando que había sobre la cabeza del implante mediante un bisturí circular. Se retiró el tapón de cierre y se conectó de nuevo el Smartpeg™ de Osstell™ ISQ para volver a realizar las cuatro mediciones que se hicieron en el momento de la cirugía de colocación de los implantes (Figura 21).



**Figura 21.** Medición de la estabilidad secundaria.

Los valores obtenidos se anotaron en el protocolo, como valores ISQ de la estabilidad a las 12 semanas (ANEXO 3).

### **3.3. Metodología estadística empleada.**

En primer lugar se realizó un análisis descriptivo inicial que contiene los estadísticos básicos de las variables continuas: media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana; así como la distribución de frecuencias y porcentajes para las variables categóricas.

En segundo lugar, para poder usar tanto coeficientes aleatorios como variables de distintos niveles (paciente e implante), se utilizaron modelos multinivel. Por eso, se estimó para la estadística inferencial, un modelo multinivel para respuesta continua con función de enlace lineal (regresión lineal múltiple).

El análisis multinivel permite incluir características de grupos diferentes en modelos de comportamiento individual. Al incorporar las características de grupos al modelo multinivel, se tiene en cuenta la estructura jerárquica de los datos, se obtienen estimaciones correctas de los errores estándar y se facilita la exploración de la variación entre grupos que puede ser de interés por derecho propio. En datos estructurados, los individuos pertenecientes al mismo grupo (implantes del mismo paciente) probablemente son más parecidos entre sí que individuos en grupos diferentes. Debido a esto, las variaciones en el resultado se pueden deber a diferencias entre grupos y a diferencias individuales dentro de un mismo grupo.

Resumiendo, los modelos multinivel amplían los modelos lineales generales de manera que:

- El destino o variable dependiente tenga relación lineal con los factores y covariables mediante una función de enlace especificada, en este caso, lineal.
- El destino pueda tener una distribución no normal.
- Y lo más relevante, que las observaciones de implantes de un mismo sujeto pueden estar correlacionadas aunque se mantiene el supuesto de incorrelación entre observaciones de implantes de sujetos diferentes.

Así pues, los modelos multinivel proporcionan la flexibilidad de modelar no sólo la media/ratio de la variable respuesta sino también su estructura de covarianza.

Por lo tanto, el nivel de significatividad empleado en todos los análisis multinivel ha sido el 5% ( $\alpha=0,05$ ). Por lo que, los valores p menores de 0,05 se han considerado estadísticamente significativos.

El p-valor es, suponiendo que no hay diferencias entre grupos, la probabilidad de que los resultados obtenidos puedan ser debidos al azar. Cuanto menor es p-valor, menor será la probabilidad de que los resultados obtenidos se deban al azar, y mayor evidencia habrá en contra de la hipótesis nula (inexistencia de diferencias).





## **4. RESULTADOS**



4. RESULTADOS.	71
4.1. Análisis descriptivo de las variables del estudio.	77
4.1.1. Variables relacionadas con los datos generales y clínicos del paciente.	77
4.1.2. Variables relacionadas con el espacio edéntulo.	81
4.1.3. Análisis descriptivo de la densidad ósea.	82
4.1.4. Variables relacionadas con el diseño del implante.	83
4.1.5. Variables relacionadas con los factores quirúrgicos.	84
4.1.6. Análisis descriptivo de la Frecuencia de Resonancia.	86
4.2. Estadística inferencial.	87
4.2.1. Justificación del uso de un modelo multinivel.	87
4.2.2. Factores relacionados con la estabilidad primaria.	88
4.2.3. Factores relacionados con la densidad ósea.	102
4.2.4. Factores relacionados con la estabilidad secundaria.	104
4.2.5. Análisis descriptivo del grupo de implantes fracasados.	118







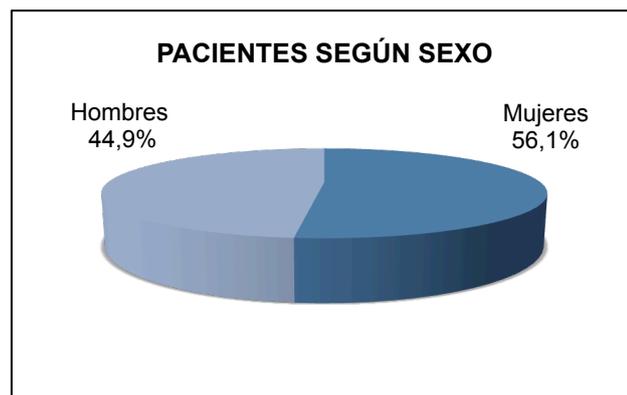
#### 4. RESULTADOS.

##### 4.1. Análisis descriptivo de las variables del estudio.

##### 4.1.1. Variables relacionadas con los datos generales y clínicos del paciente.

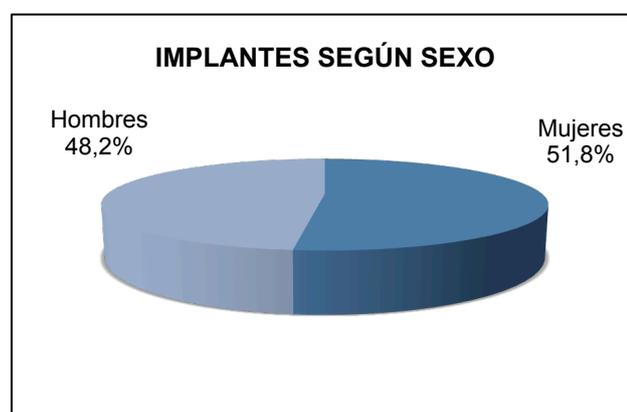
##### ▪ Distribución de los pacientes e implantes según el sexo.

Del total de la muestra, 107 pacientes, 59 eran mujeres (56,1%) y 48 eran hombres (44,9%) como se observa en la Figura 22.



**Figura 22.** Distribución de los pacientes por sexo.

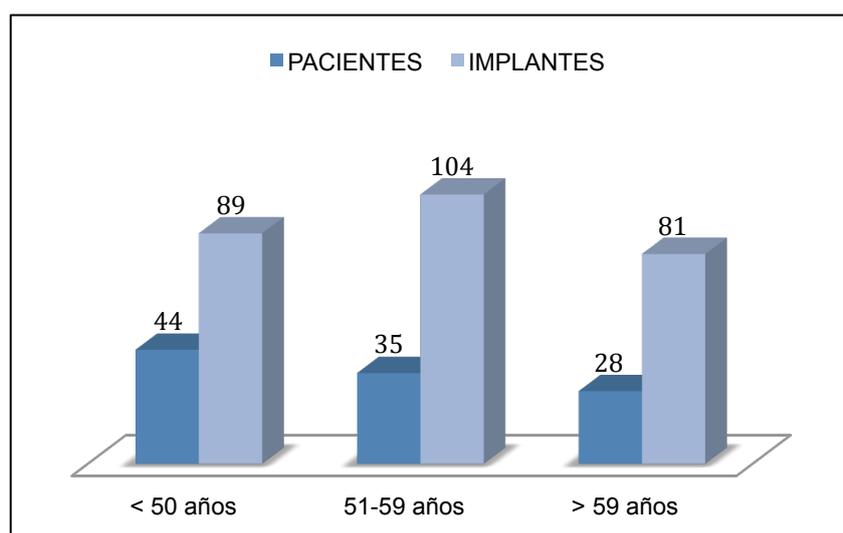
De 274 implantes, el 51,8% se colocaron en mujeres, con un total de 142 implantes y el 48,2% que corresponde a 132 implantes se colocaron en hombres, como se representa en la Figura 23.



**Figura 23.** Distribución de los implantes según el sexo.

- **Distribución de los pacientes e implantes según la edad.**

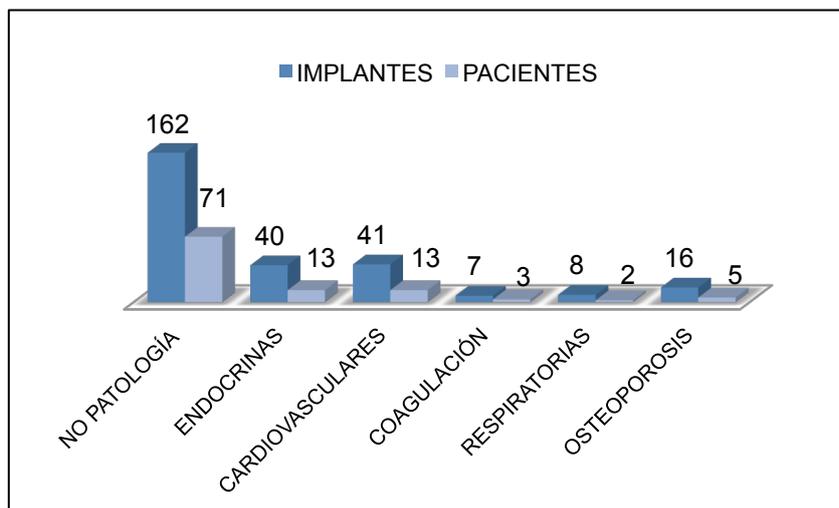
La edad media de los pacientes fue de 54 años, con un rango de 20 a 79 años. Se establecieron 3 grupos de edad: el 41,1% de los pacientes (89 implantes colocados) se incorporaron al grupo de menores de 50 años de edad, el 32,7% de los pacientes (104 implantes insertados) al grupo de edad entre 51 y 59 años y el 26,2% de los pacientes (81 implantes colocados) al grupo de mayores de 59 años, como se puede observar en la Figura 24.



**Figura 24.** Distribución de los pacientes e implantes según la edad.

- **Distribución de los pacientes e implantes según la patología médica.**

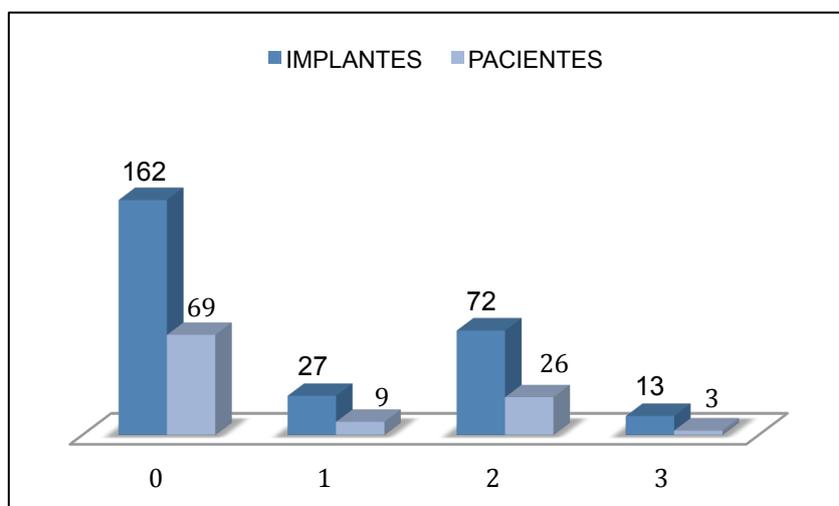
De los 107 pacientes que forman la muestra del estudio, 71 de ellos no presentaban ningún tipo de patología y se colocaron 162 implantes en estos pacientes, las patologías más frecuentes fueron las endocrinas con 13 pacientes que recibieron en total 40 implantes y las alteraciones cardiovasculares, que presentaban 13 de los sujetos estudiados y se les colocaron 41 implantes. Del total de la muestra 5 pacientes estaban diagnosticados de osteoporosis y fueron insertados 16 implantes en este grupo. Por último, las patologías menos frecuentes fueron las alteraciones de la coagulación con 3 pacientes donde se colocaron 7 implantes y patologías de tipo respiratorio con 2 pacientes que recibieron 8 implantes, todos estos datos quedan representados en la Figura 25.



**Figura 25.** Distribución de los pacientes e implantes según la patología médica.

▪ **Distribución de los pacientes e implantes según el número de fármacos.**

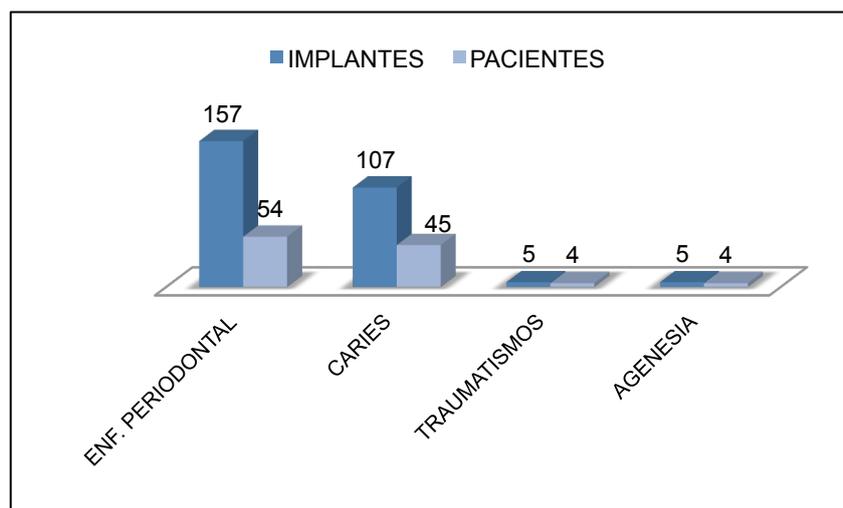
Del total de la muestra analizada, 69 pacientes no ingerían ningún fármaco durante el proceso del estudio y se les colocaron 162 implantes. Los pacientes que tomaban 1 fármaco fueron 9 en total y se colocaron 27 implantes. En los 26 pacientes que tomaban 2 fármacos se insertaron 72 implantes. Por último, en fueron únicamente 3 pacientes del total de la muestra que ingerían 3 fármacos o más diarios donde se colocaron 13 implantes, como se observa en la Figura 26.



**Figura 26.** Distribución de los pacientes e implantes según el número de fármacos.

- **Distribución de los pacientes e implantes según la causa de la pérdida dentaria.**

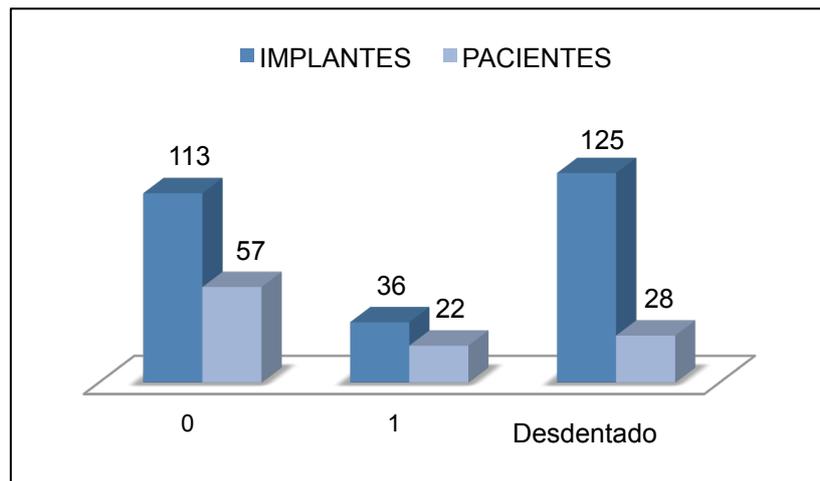
La causa más frecuente de pérdida dentaria fue por enfermedad periodontal con un total de 54 pacientes a los que se les colocaron 157 implantes, la segunda causa fue la caries dental con 45 pacientes que recibieron 107 implantes y con los mismos valores en pacientes e implantes colocados fueron la pérdida dentaria por traumatismos dentales y agenesias, como se puede ver en la Figura 27.



**Figura 27.** Distribución de los pacientes e implantes según la causa de la pérdida dentaria.

- **Distribución de los pacientes e implantes según el Índice de placa de Silness y Løe.**

Siguiendo los criterios de Silness y Løe, 57 pacientes presentaban un grado 0 de índice de placa, a los que les colocaron 113 implantes dentales, 22 pacientes presentaban un grado 1 de índice de placa que recibieron 36 implantes y 28 pacientes que eran desdentados, donde se colocaron 125 implantes, no se les pudo valorar siguiendo estos criterios. Los siguientes datos se pueden observar en la Figura 28.

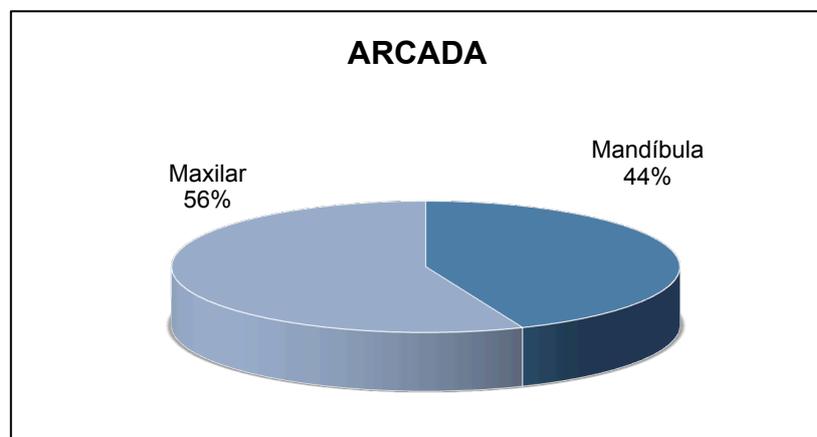


**Figura 28.** Distribución de los pacientes e implantes según el Índice de placa de Silness y Løe.

#### 4.1.2. Variables relacionadas con el espacio edéntulo.

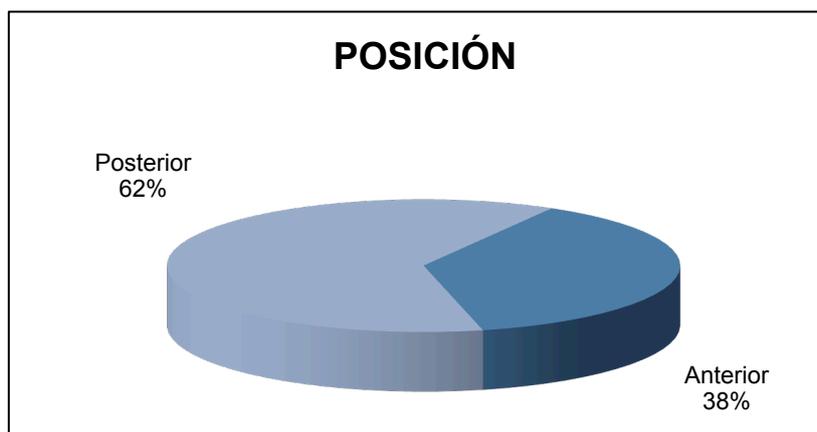
- **Distribución de los implantes según la arcada dentaria y posición.**

De los 274 implantes del estudio, 154 estaban situados en el maxilar y 120 implantes en la mandíbula (Figura 29).



**Figura 29.** Distribución de los implantes según la arcada dentaria.

Si se analiza únicamente la posición de los implantes, 170 implantes fueron colocados en zonas posteriores (premolares y molares) y 104 implantes se colocaron en posiciones anteriores (caninos e incisivos) (Figura 30).



**Figura 30.** Distribución de los implantes según la posición.

Juntando arcada y posición, de los 274 implantes, 44 estaban situados en la mandíbula anterior, otros 78 implantes estaban en la mandíbula posterior, 60 en el maxilar anterior y por último 94 en la zona del maxilar posterior (Figura 31).



**Figura 31.** Distribución de los implantes según la localización.

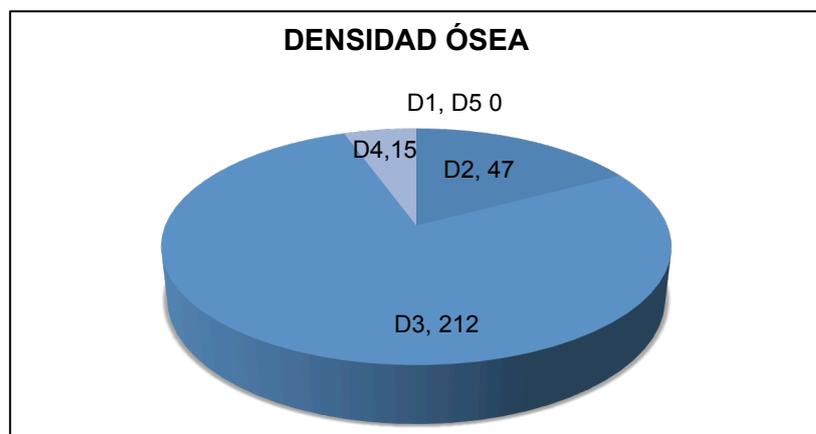
#### 4.1.3. Análisis descriptivo de la densidad ósea.

La densidad ósea se midió en HU, el valor medio fue de 648,6 HU, con un rango de 216,2 HU a 1197,8 HU (Tabla 5).

	Unidades Hounsfield
<b>N. Válido</b>	274
<b>Media</b>	648,6
<b>Desviación típica</b>	205,8
<b>Mínimo</b>	216,2
<b>Mediana</b>	636,2
<b>Máximo</b>	1197,8

**Tabla 5.** Valores relacionados con la calidad ósea de los pacientes.

Si se analiza la densidad ósea siguiendo la clasificación de Misch, el 17,1% de los implantes se colocaron en hueso tipo D2 con 47 implantes, la gran mayoría de las fijaciones, el 77,4% se colocaron en hueso tipo D3 con 212 implantes, el 5,5% se insertaron en el tipo óseo D4 con 15 implantes y no se colocó ningún implante en el hueso tipo D1 y D5, como se muestra en la Figura 32.

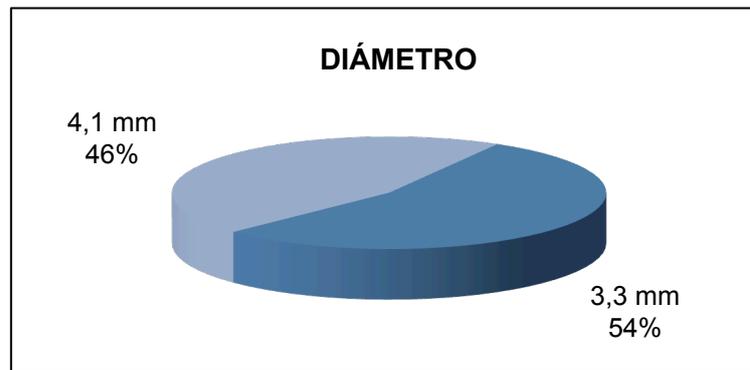


**Figura 32.** Distribución de los implantes según la clasificación ósea de Misch.

#### 4.1.4. Variables relacionadas con el diseño del implante.

- **Distribución de los implantes según el diámetro.**

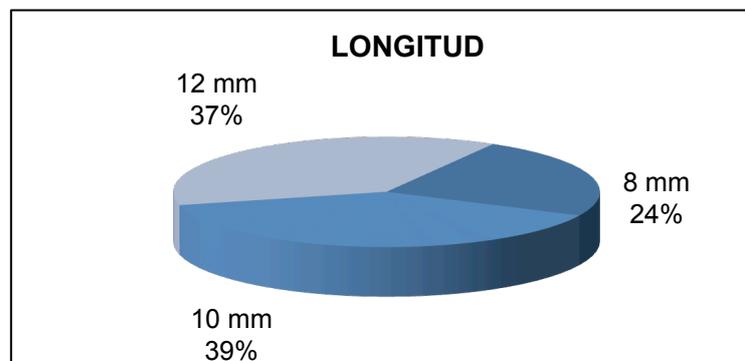
Sólo hay dos valores para el diámetro de los implantes: 4,1 mm y 3,3 mm. Se colocaron 125 implantes (45,6%) con un diámetro de 4,1 mm y 149 implantes (54,4%) fueron de diámetro de 3,3 mm (Figura 33).



**Figura 33.** Distribución de los implantes según el diámetro.

- **Distribución de los implantes según la longitud.**

En cuanto a la longitud de los implantes, se colocaron 65 implantes (23,7%) de 8 mm de longitud, 107 implantes (39,1%) de 10 mm y por último, 102 implantes (37,2%) de 12 mm. Los valores sobre la longitud se muestran en la Figura 34.



**Figura 34.** Distribución de los implantes según la longitud.

#### 4.1.5. Variables relacionadas con los factores quirúrgicos.

- **Distribución de los implantes dentales según el torque de inserción.**

El torque medio de inserción es de 38,49 Ncm, siendo 20 Ncm el mínimo y 50 Ncm el máximo. Del total de las muestra únicamente 3 implantes (1%) entraron con un torque de inserción de 20 Ncm al igual que para el torque de 50 Ncm, 10 implantes (4%) se colocaron con un torque de 25 Ncm, 22 implantes (8%) a 30 Ncm, 58 implantes (35%) a 35 Ncm, el mayor número de implantes, 123 implantes (40%)

entraron 40 Ncm y por último, 55 implantes fueron insertados a 45 Ncm, como se observa en la Figura 35.

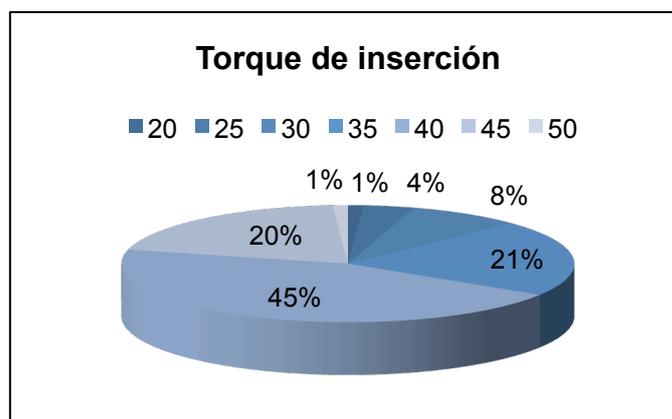


Figura 35. Distribución de los implantes según el torque de inserción.

- **Distribución de los pacientes e implantes dentales según la técnica quirúrgica.**

La técnica quirúrgica se hizo mediante una osteotomía convencional o mediante cirugía guiada. Del total de la muestra, a 87 pacientes se les practicó una osteotomía sin férula quirúrgica a los que se les insertaron 170 implantes. La cirugía guiada fue empleada sobre 20 pacientes, lo cuales recibieron 104 implantes dentales (Figura 36).

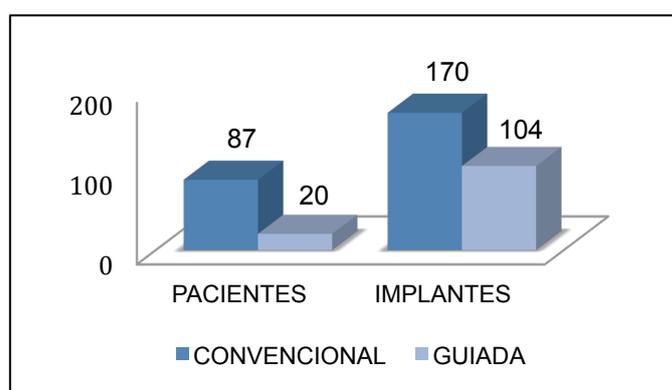


Figura 36. Distribución de los pacientes e implantes según la técnica quirúrgica.

#### 4.1.6. Análisis descriptivo de la Frecuencia de Resonancia.

##### ▪ Valores ISQ de la estabilidad primaria.

La estabilidad primaria se evaluó según los valores ISQ. El estudio se realizó con dos valores ISQ: el valor medio entre el ISQ vestibular y el ISQ palatino o lingual (ISQ Vb/PL) y el valor medio entre ISQ mesial e ISQ distal (ISQ M/D).

El valor medio de los ISQ Vb/PL fue de 69,37 ISQ (rango 40 – 83,5) y el valor medio de los ISQ M/D fue de 70,69 ISQ (rango 41 – 85,5) (Tabla 6).

	N válido	Media	Desviación típica	Mínimo	Mediana	Máximo
ISQ Vb/PL	274	69,37	8,79	40	71	83,5
ISQ M/D	274	70,69	8,97	41	72	85,5
ISQ medio	274	70,03	8,83	40,5	71,5	84,25

**Tabla 6.** Valores medios de ISQ iniciales.

##### ▪ Valores ISQ de la estabilidad secundaria.

La estabilidad secundaria se evaluó también según los valores ISQ a las 12 semanas de la colocación de los implantes, la muestra se redujo en 4 implantes debido al fracaso de los mismos. Por lo tanto, el estudio de la estabilidad secundaria se realizó con una muestra total de 270 implantes. Para el estudio se midieron otros dos valores ISQ a las 12 semanas: se realizó el valor medio entre el ISQ vestibular y el ISQ palatino o lingual (ISQ Vb/PL<sub>12</sub>) y el valor medio entre ISQ mesial e ISQ distal (ISQ M/D<sub>12</sub>).

El valor medio de los ISQ Vb/PL<sub>12</sub> fue de 74,30 ISQ (rango 53 – 87) y el valor medio de los ISQ M/D<sub>12</sub> fue de 75,51 ISQ (rango 53 – 88) (Tabla 7).

	N válido	Media	Desviación típica	Mínimo	Mediana	Máximo
ISQ Vb/PL <sub>12</sub>	270	74,3	7,83	53	75,5	87
ISQ M/D <sub>12</sub>	270	75,5	7,96	53	76,75	88
ISQ medio <sub>12</sub>	270	74,9	7,9	53	76,12	87,5

**Tabla 7.** Valores medios de ISQ a las 12 semanas.

## 4.2. Estadística inferencial.

### 4.2.1. Justificación del uso de un modelo multinivel.

Para comprobar si es necesario el uso de un modelo multinivel, se puede testar la hipótesis nula de que no hay diferencias entre pacientes,

$$H_0: \sigma_u^2 = 0$$

$$H_1: \sigma_u^2 > 0$$

comparando los modelos con un nivel (modelo de regresión al uso, sin efecto paciente) y el modelo multinivel (dos niveles, con efecto paciente).

El test para compararlos es el test de la razón de verosimilitud. El estadístico de contraste es:

$$LR = -2\log(\lambda_0 / \lambda_1) = -2\log \lambda_0 - (-2\log \lambda_1)$$

donde  $\lambda_0$  y  $\lambda_1$  representan los valores de verosimilitud (likelihoods) de los modelos correspondientes a la hipótesis nula (modelo un nivel) y a la hipótesis alternativa (modelo multinivel).

El valor LR obtenido es contrastado en una Tabla  $\chi^2$  con grados de libertad igual a la diferencia en el número de parámetros de ambos modelos. En este caso, el modelo multinivel tiene un parámetro extra que es la varianza entre pacientes  $\sigma_u^2$ , por eso el número de grados de libertad es 1.

Rechazar la hipótesis nula implica que hay diferencias reales entre pacientes, caso en el que el modelo multinivel es preferible al modelo uninivel. El valor crítico (valor de corte) será el percentil .95 de una chi-square con un grado de libertad (Tabla 8).

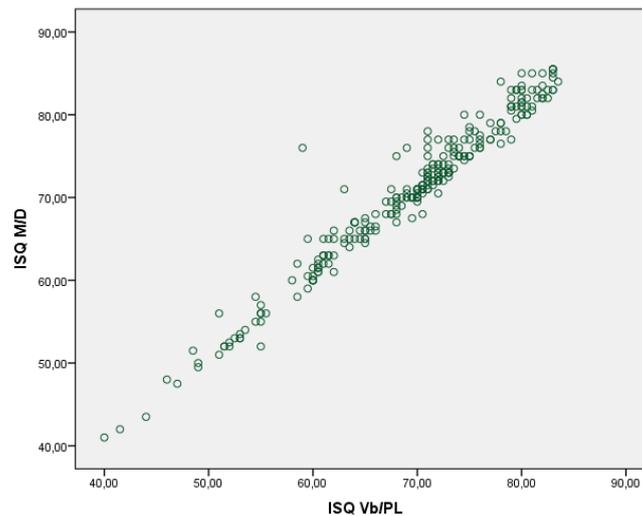
	MODELO ISQ VB/PL	MODELO ISQ M/D
	-2log $\lambda_0$ : 1397.908 -2log $\lambda_1$ : 1351.468	-2log $\lambda_0$ : 1428.283 -2log $\lambda_1$ : 1398.83
<b>Estadístico de contraste LR</b>	LR=-2log $\lambda_0$ -(-2log $\lambda_1$ )= 1397.908- 1351.468 =46.44	LR=-2log $\lambda_0$ -(-2log $\lambda_1$ )= 1428.283- 1398.83=29.45
<b>Valor de Chi<sup>2</sup> con 1 grado de libertad y un nivel de significatividad del 95%</b>	3.8415	3.8415
<b>Resultado del contraste</b>	LR=46.44>3.8415	LR=29.45>3.8415
	Se rechaza la H <sub>0</sub>	Se rechaza la H <sub>0</sub>
	Hay diferencias entre pacientes	Hay diferencias entre pacientes
	<b>Justificado el uso de un multinivel</b>	

**Tabla 8.** Justificación del uso de un modelo multinivel.

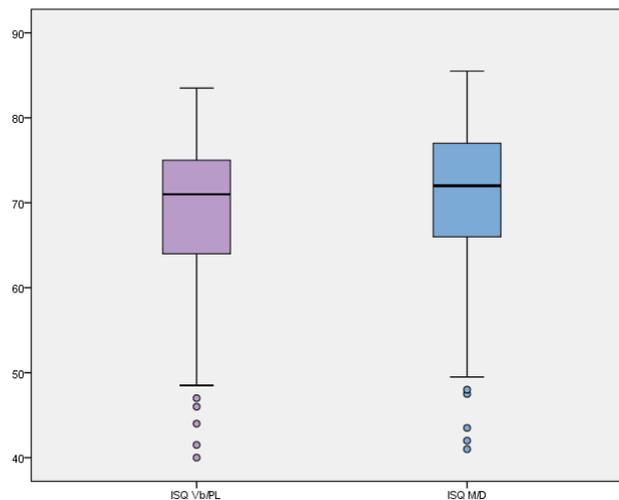
## 4.2.2. Factores relacionados con la estabilidad primaria.

### 4.2.2.1. Modelos multinivel de una sola variable predictora.

La correlación entre los valores ISQ Vb/PL y los valores ISQ M/D es del 0,967 con un nivel de significatividad menor del 0,01 y las distribuciones son prácticamente iguales, así pues, es de esperar que ambas mediciones se comporten de la misma manera respecto a los factores de estudio (Figuras 37a y 37b).



**Figura 37a.** Correlación entre los valores ISQ Vb/PL y los valores ISQ M/D.



**Figura 37b.** Diagrama de cajas para los valores ISQ Vb/PL y los valores ISQ M/D.

La caja agrupa el 50% de los casos de la distribución, la línea central de la caja es la mediana, que fue de 71 ISQ para los ISQ Vb/PL y 72 ISQ para los ISQ M/D, por debajo de ella se sitúa el 50% de la distribución. Los extremos de la caja son el primer

y tercer cuartil respectivamente (por debajo de ellos está el 25% y el 75% de la distribución), los “bigotes” se extienden hasta 1,5 veces la longitud de la caja, puede entenderse como el rango de valores aún normales, próximos a la aglomeración principal que representa la caja y los puntos circulados (o) son valores atípicos.

Para comprobar la influencia de los factores en la estabilidad primaria se aplicó modelos multinivel con una sola variable predictoria para las variables ISQ Vb/PL y ISQ M/D.

En la Tabla 9, se muestra la significatividad de los estadísticos t de contraste, la significatividad, el coeficiente y el IC 95% para cada modelo multivariante, nótese que cuando un coeficiente no es significativo, el valor o está incluido en el IC 95%:

Modelos multinivel	ISQ Vb/ PL				ISQ M/D			
	Coeficiente	Sig.	IC 95%		Coeficiente	Sig.	IC 95%	
			Inferior	Superior			Inferior	Superior
EDAD	0,039	0,575	-0,097	0,175	0,023	0,742	-0,115	0,161
SEXO: mujer	-3,082	0,056	-6,250	0,086	-2,714	0,099	-5,940	0,512
<b>HOUNSFIELD</b>	<b>0,036</b>	<b>0,000</b>	<b>0,032</b>	<b>0,040</b>	<b>0,037</b>	<b>0,000</b>	<b>0,033</b>	<b>0,040</b>
<b>ARCADA: maxilar</b>	<b>-6,428</b>	<b>0,000</b>	<b>-9,139</b>	<b>-3,537</b>	<b>-6,680</b>	<b>0,000</b>	<b>-9,595</b>	<b>-3,765</b>
<b>POSICIÓN: posterior</b>	<b>-3,062</b>	<b>0,000</b>	<b>-4,700</b>	<b>-1,424</b>	<b>-2,706</b>	<b>0,001</b>	<b>-4,360</b>	<b>-1,051</b>
<b>LONGITUD: 12 (respecto a 8)</b>	<b>5,664</b>	<b>0,000</b>	<b>3,698</b>	<b>7,629</b>	<b>5,511</b>	<b>0,000</b>	<b>3,523</b>	<b>7,499</b>
<b>LONGITUD: 10 (respecto a 8)</b>	<b>3,948</b>	<b>0,000</b>	<b>2,177</b>	<b>5,719</b>	<b>3,505</b>	<b>0,000</b>	<b>1,715</b>	<b>5,295</b>
DIÁMETRO: 4.1	-1,568	0,092	-3,394	0,257	-1,277	0,173	-3,117	0,562
<b>TORQUE</b>	<b>1,380</b>	<b>0,000</b>	<b>1,281</b>	<b>1,479</b>	<b>1,366</b>	<b>0,000</b>	<b>1,259</b>	<b>1,473</b>
CIRUGÍA: guiada	3,664	0,073	-0,342	7,669	3,450	0,097	-0,628	7,528

**Tabla 9.** Modelo multivariante para las variables relacionadas con la estabilidad primaria.

La edad y el sexo del paciente, el diámetro del implante empleado y el método quirúrgico no están significativamente relacionados con los valores ISQ en la estabilidad primaria.

A continuación se desarrollan aquellas variables del estudio que están significativamente relacionadas con los valores ISQ iniciales:

▪ **Arcada:**

Existe relación estadísticamente significativa entre la arcada y los valores ISQ iniciales, como así lo indica el p-valor <0,05 del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona los valores ISQ iniciales y la arcada (Tabla 10).

		ARCADA		
		Total	Mandíbula	Maxilar
ISQ medio global	N válido	274	120	154
	Media	70,03	73,73	67,15
	Desviación típica	8,83	7,47	8,75
	Mínimo	40,50	51,75	40,50
	Mediana	71,50	74,50	70,00
	Máximo	84,25	84,25	82,25
ISQ Vb/PL	N válido	274	120	154
	Media	69,37	72,94	66,59
	Desviación típica	8,79	7,47	8,75
	Mínimo	40,00	51,50	40,00
	Mediana	71,00	73,50	70,00
	Máximo	83,50	83,50	82,50
ISQ M/D	N válido	274	120	154
	Media	70,69	74,52	67,71
	Desviación típica	8,97	7,62	8,82
	Mínimo	41,00	52,00	41,00
	Mediana	72,00	75,25	70,00
	Máximo	85,50	85,50	83,00

**Tabla 10.** Estabilidad primaria (valores ISQ) según arcada.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

$$ISQ VbPl = 72,348 - 6,428 * ARCADA$$

$$ISQ MD = 73,845 - 6,680 * ARCADA$$

Donde la categoría de referencia es la mandíbula.

Así pues, la estabilidad primaria se reduce unas 6,5 unidades ISQ si el implante está en el maxilar respecto a si está en la mandíbula.

En la Figura 38 se muestran las rectas correspondientes a los 2 tipos de estabilidad, tanto la real como la estimada, se observa cómo la estabilidad primaria en la mandíbula es, en promedio, unas 6 unidades superior que en el maxilar.

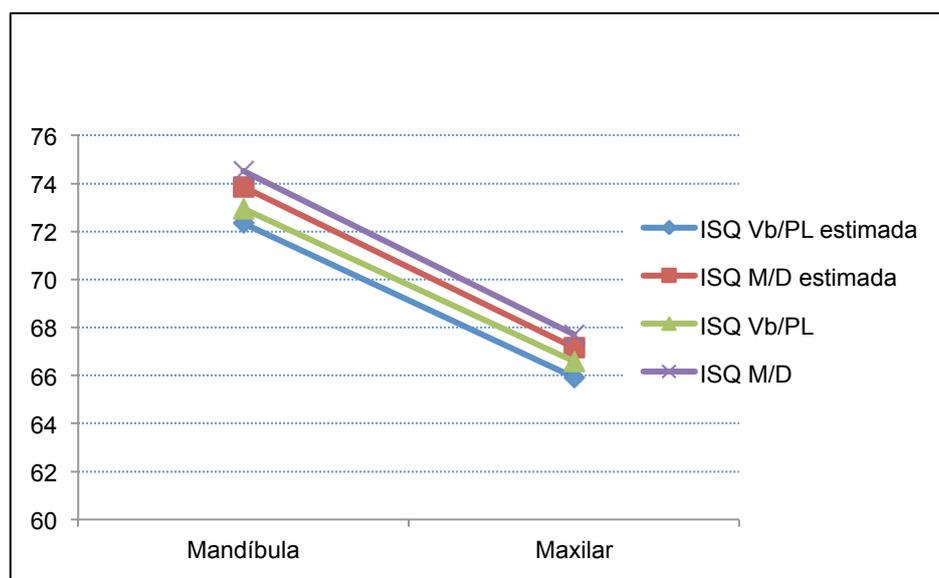


Figura 38. Estabilidad primaria según arcada.

▪ **Posición:**

Existe una relación estadísticamente significativa entre la posición y los valores ISQ iniciales como así lo indica el p-valor <0,05 del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona el ISQ inicial y la posición (Tabla 11).

		POSICIÓN		
		Total	Anterior	Posterior
ISQ medio global	N válido	274	104	170
	Media	70,03	74,11	67,53
	Desviación típica	8,83	7,47	8,68
	Mínimo	40,50	40,50	41,75
	Mediana	71,50	74,25	69,13
	Máximo	84,25	84,25	83,75
ISQ Vb/PL	N válido	274	104	170
	Media	69,37	73,46	66,87
	Desviación típica	8,79	7,37	8,66
	Mínimo	40,00	40,00	41,50
	Mediana	71,00	73,25	68,25
	Máximo	83,50	83,50	83,00
ISQ M/D	N válido	274	104	170
	Media	70,69	74,76	68,20
	Desviación típica	8,97	7,66	8,81
	Mínimo	41,00	41,00	42,00
	Mediana	72,00	75,00	70,00
	Máximo	85,50	85,50	85,00

Tabla 11. Estabilidad primaria según posición.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

$$ISQ VbPl = 70,696 - 3,062 * POSICIÓN$$

$$ISQ MD = 71,825 - 2,706 * POSICIÓN$$

Donde la categoría de referencia es la posición anterior.

Por lo que, la estabilidad primaria se reduce unas 3 unidades ISQ si el implante está en la zona posterior respecto a si está en la anterior.

En el Figura 39 se muestran las rectas correspondientes a los 2 tipos de estabilidad inicial, tanto la real como la estimada, se observa cómo la estabilidad primaria en la zona anterior es, en promedio, unas 3 unidades superior que en la zona posterior.

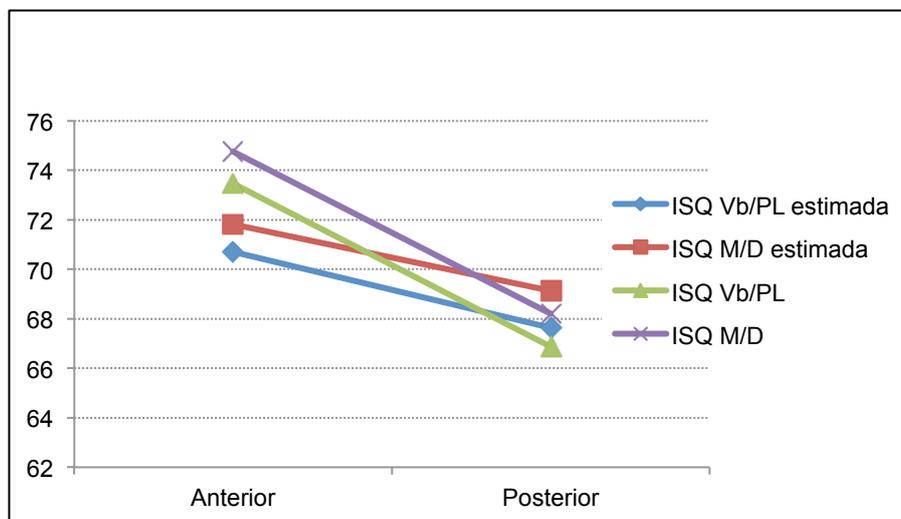


Figura 39. Estabilidad primaria según posición.

#### ▪ Densidad ósea (HU):

Existe relación estadísticamente significativa entre la densidad ósea y los valores ISQ iniciales, como así lo indica el p-valor <0,05 del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona los valores ISQ iniciales y las HU.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

$$ISQ VbPl = 45,097 + 0,036 * HOUNSFIELD$$

$$ISQ MD = 46,110 + 0,037 * HOUNSFILED$$

Así pues, la estabilidad primaria aumenta 0,04 unidades por cada unidad que aumenta la HU o, equivalentemente, 5 unidades por cada 100 unidades que aumenta la HU.

En las figuras 40a y b se muestran las rectas correspondientes a los 2 tipos de estabilidad, tanto reales como estimadas, se aprecia cómo la estabilidad primaria aumenta proporcionalmente con las HU.

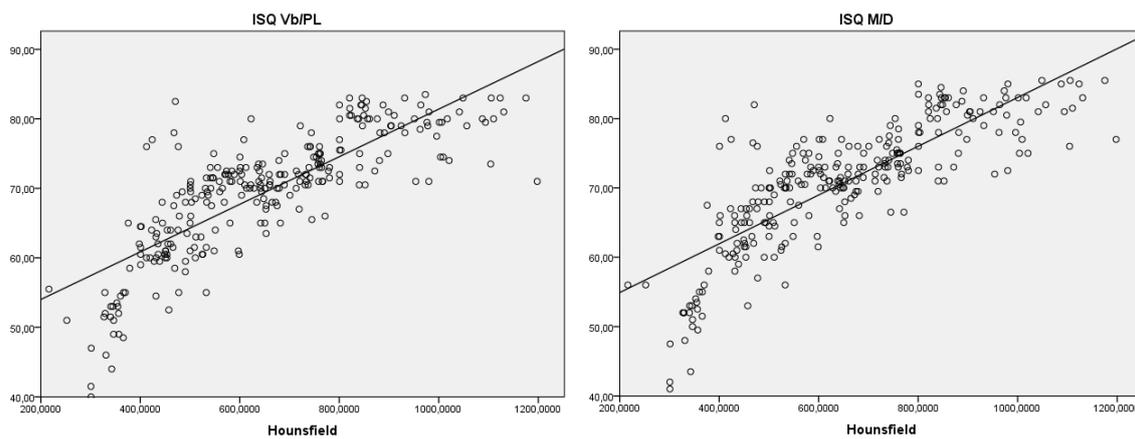


Figura 40a. Valores ISQ iniciales según la densidad ósea, rectas reales.

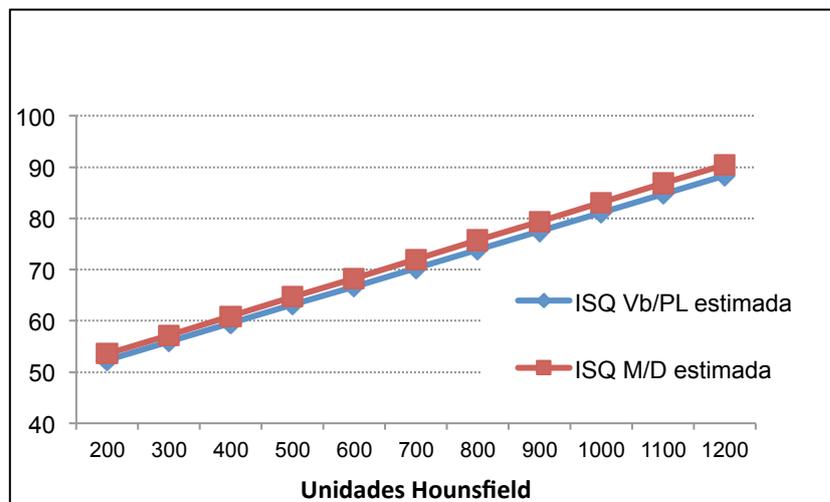


Figura 40b. Valores ISQ iniciales según la densidad ósea, rectas estimadas.

▪ **Longitud del implante:**

Al relacionar la longitud del implante con los valores ISQ iniciales, se halló una relación estadísticamente significativa, con un p-valor <0,05 del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona los valores ISQ iniciales y la longitud del implante (Tabla 12).

		Longitud			
		Total	8	10	12
ISQ medio global	N válido	274	65	107	102
	Media	70,03	66,12	71,52	70,96
	Desviación típica	8,83	9,11	8,70	8,10
	Mínimo	40,50	40,50	43,75	41,75
	Mediana	71,50	68,25	71,75	72,13
	Máximo	84,25	81,50	84,25	83,75
ISQ Vb/PL	N válido	274	65	107	102
	Media	69,37	65,45	70,91	70,25
	Desviación típica	8,79	9,02	8,70	8,04
	Mínimo	40,00	40,00	44,00	41,50
	Mediana	71,00	67,50	71,00	71,00
	Máximo	83,50	80,00	83,50	83,00
ISQ M/D	N válido	274	65	107	102
	Media	70,69	66,78	72,13	71,67
	Desviación típica	8,97	9,34	8,77	8,27
	Mínimo	41,00	41,00	43,50	42,00
	Mediana	72,00	69,00	72,00	73,00
	Máximo	85,50	83,00	85,50	85,00

**Tabla 12.** Relación entre los valores ISQ iniciales y la longitud del implante.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

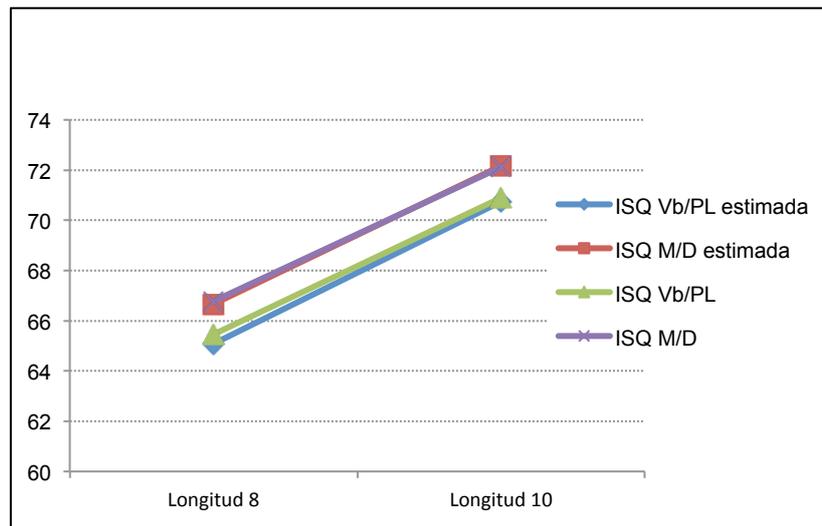
$$ISQ VbPL = 65,085 + 5,664 * LONGITUD_{12} + 3,948 * LONGITUD_{10}$$

$$ISQ MD = 66,667 + 5,511 * LONGITUD_{12} + 3,505 * LONGITUD_{10}$$

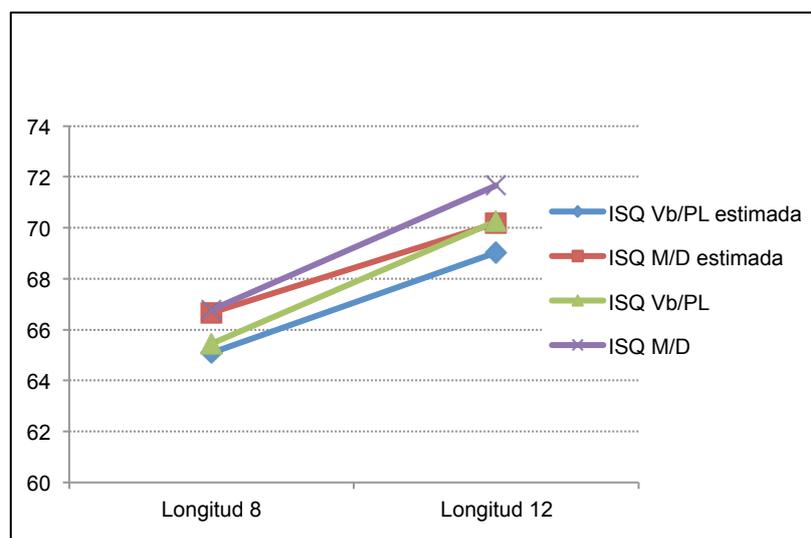
Donde la categoría de referencia es la longitud 8 mm.

Por lo que, la estabilidad primaria aumenta unas 5,5 unidades si el implante mide 12 mm de longitud respecto a si mide 8 mm y unas 3,5-4 unidades si el implante mide 10 mm frente a 8 mm.

En las Figuras 41a y b, se muestran las rectas correspondientes a los 2 tipos de estabilidad primaria, tanto la real como la estimada, comparando las longitudes de los implantes de 10 y 12mm con las de 8 mm.



**Figura 41a.** Estabilidad primaria según la longitud del implante de 8mm y 10 mm.



**Figura 41b.** Estabilidad primaria según la longitud del implante de 8mm y 10mm.

#### ▪ Torque de inserción:

Existe relación estadísticamente significativa entre el torque de inserción de los implantes y los valores ISQ iniciales como así lo indica el p-valor  $<0,05$  del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona los ISQ iniciales y el torque de inserción.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

$$ISQ VbPI = 15,713 + 1,380 * TORQUE DE INSERCIÓN$$

$$ISQ MD = 17,648 + 1,366 * TORQUE DE INSERCIÓN$$

Así pues, la estabilidad primaria aumenta 1,4 unidades ISQ por cada unidad que aumenta el torque de inserción del implante o, equivalentemente, 7 unidades ISQ por cada 5 unidades que aumenta el torque de inserción.

A continuación se muestran las rectas correspondientes a los 2 tipos de estabilidad primaria, tanto reales como estimadas, se visualiza cómo la estabilidad primaria aumenta proporcionalmente con el torque de inserción del implante (Figuras 42a y b).

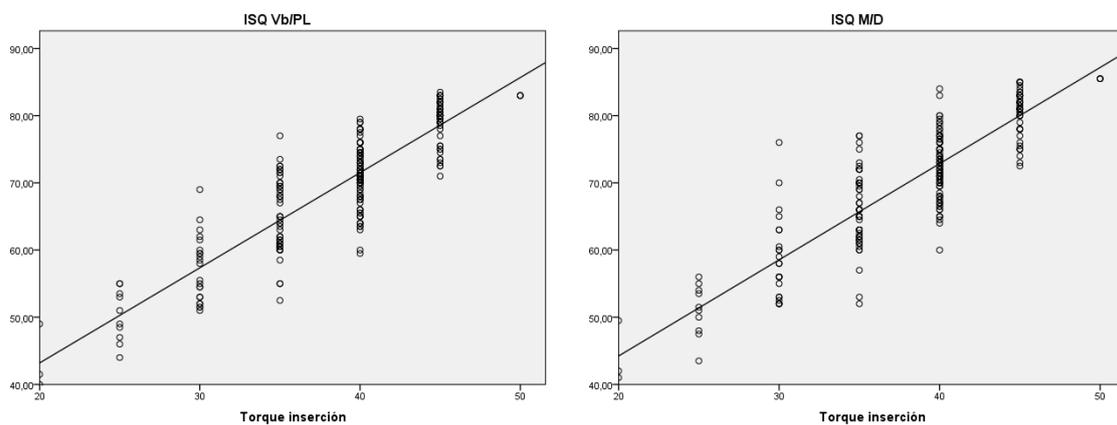


Figura 42a. Rectas reales de los valores ISQ iniciales según el torque de inserción.

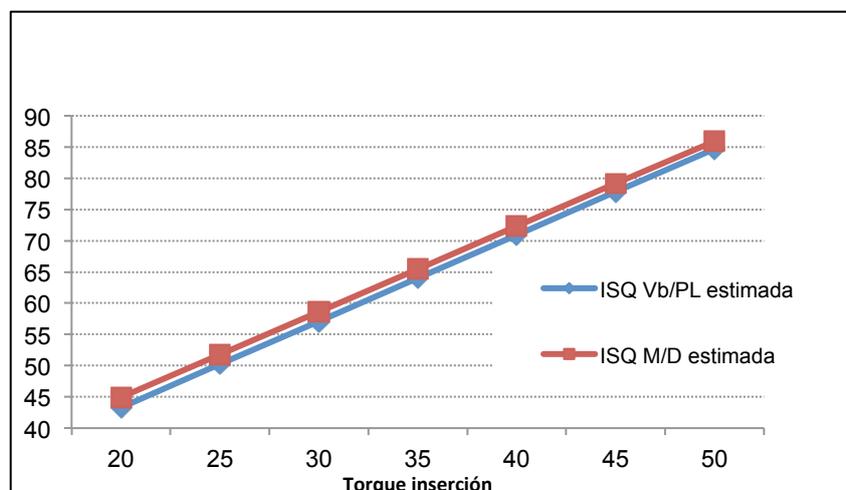


Figura 42b. Rectas estimadas de los valores ISQ iniciales según el torque de inserción.

## 4.2.2.2. Modelos multinivel de más de una variable predictora.

El modelo multinivel que se expone a continuación está formado por la variable dependiente ISQ Vb/PL y las variables independientes analizadas en el análisis multinivel con una variable predictora.

En la Tabla 13, se muestran los coeficientes  $\beta$ , el error típico, el estadístico de contraste t, el p-valor asociado al contraste y el IC 95% de los coeficientes.

Término del modelo	Coeficiente ▼	Error típico	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%	
					Inferior	Superior
Intersección	20,660	2,455	8,416	,000	15,826	25,493
Edad	-0,040	0,025	-1,640	,102	-0,089	0,008
Hounsfeld	0,022	0,002	11,474	,000	0,018	0,026
Diámetro = 4,1	-0,232	0,412	-0,562	,575	-1,043	0,580
Diámetro = 3,3	0,000 <sup>a</sup>					
Longitud = 12	2,473	0,521	4,747	,000	1,447	3,499
Longitud = 10	2,525	0,472	5,353	,000	1,596	3,454
Longitud = 8	0,000 <sup>a</sup>					
Torqueinserción	0,829	0,060	13,747	,000	0,711	0,948
Guiada	4,536	0,661	6,860	,000	3,234	5,838
Convencional	0,000 <sup>a</sup>					
Mujer	0,593	0,528	1,124	,262	-0,446	1,632
Hombre	0,000 <sup>a</sup>					
Mandíbula	1,219	0,596	2,044	,042	0,045	2,393
Maxilar	0,000 <sup>a</sup>					
Anterior	0,347	0,439	0,791	,429	-0,517	1,212
Posterior	0,000 <sup>a</sup>					

Tabla 13. Resultados del modelo multinivel para los valores ISQ Vb/PL iniciales.

Se observa que existe una relación estadísticamente significativa entre la variable dependiente, en este caso los valores ISQ Vb/PL iniciales y las HU, es decir, a mayor densidad ósea del paciente mayor será el valor ISQ Vb/PL.

También la longitud del implante está estadísticamente relacionada con los valores ISQ Vb/PL iniciales, donde los implantes de 12 mm y 10 mm tendrán una mayor estabilidad primaria con respecto a los de 8 mm.

Para el torque de inserción y los valores ISQ Vb/PL iniciales también existe una relación estadísticamente significativa, por lo que al aumenta el torque de inserción de los implantes la estabilidad primaria será mejor.

Si la cirugía es guiada, los valores ISQ Vb/PL iniciales serán mayores a si la cirugía se realiza con una osteotomía convencional, siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

Por último, al relacionar la arcada con los valores ISQ Vb/PL iniciales, la estabilidad es mayor si el implante se coloca en la mandíbula que en el maxilar, siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

A continuación se expone el modelo multinivel que está formado por la variable dependiente ISQ M/D y las variables independientes analizadas en el análisis multinivel con una variable predictora.

En la Tabla 14, se muestran los coeficientes  $\beta$ , el error típico, el estadístico de contraste t, el p-valor asociado al contraste y el IC 95% de los coeficientes

Término del modelo	Coeficiente ▼	Error típico	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%	
					Inferior	Superior
Intersección	23,731	2,638	8,994	,000	18,536	28,926
Edad	-0,054	0,026	-2,073	,039	-0,105	-0,003
Hounsfield	0,024	0,002	11,827	,000	0,020	0,028
Diámetro = 4,1	-0,060	0,446	-0,134	,893	-0,938	0,818
Diámetro = 3,3	0,000 <sup>a</sup>					
Longitud = 12	2,508	0,572	4,382	,000	1,381	3,636
Longitud = 10	2,265	0,521	4,352	,000	1,240	3,290
Longitud = 8	0,000 <sup>a</sup>					
Torqueinserción	0,752	0,066	11,418	,000	0,622	0,882
Guiada	4,691	0,684	6,858	,000	3,344	6,038
Convencional	0,000 <sup>a</sup>					
Mujer	1,038	0,552	1,881	,061	-0,049	2,124
Hombre	0,000 <sup>a</sup>					
Mandíbula	0,960	0,630	1,524	,129	-0,280	2,201
Maxilar	0,000 <sup>a</sup>					
Anterior	0,643	0,482	1,336	,183	-0,305	1,592
Posterior	0,000 <sup>a</sup>					

**Tabla 14.** Resultados del modelo multinivel para los valores ISQ M/D iniciales.

Se puede observar, que existe una relación estadísticamente significativa entre los valores ISQ M/D iniciales y la edad del paciente, es decir, cuanto más joven es el paciente la estabilidad primaria es mayor.

Existe una relación estadísticamente significativa entre la variable dependiente, en este caso los valores ISQ M/D iniciales y las HU, es decir, se obtienen mayores valores ISQ cuando la densidad ósea del paciente es mayor.

También la longitud del implante está estadísticamente relacionada con los valores ISQ M/D iniciales, donde los implantes de 12 mm y 10 mm tendrán una mayor estabilidad primaria con respecto a los de 8 mm.

Para el torque de inserción y los valores ISQ M/D iniciales también existe una relación estadísticamente significativa, por lo que a mayor el torque de inserción de los implantes en el momento de la cirugía la estabilidad primaria será mayor.

Si la cirugía es guiada, los valores ISQ M/D iniciales más elevados a si la cirugía se realiza con una osteotomía convencional, siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

Con todo esto, a continuación, en la Tabla 15, se muestran dos fórmulas resultantes del análisis multinivel para predecir los valores iniciales ISQ Vb/PL e ISQ M/D respectivamente, es decir las ecuaciones de regresión. En ella se muestra la combinación lineal de los factores influyentes en la estabilidad primaria.

$\text{ISQ Vb/PL} = 21,615 + 0,022 * \text{Hounsfield} + 0,829 * \text{Torque} + 2,473 * \text{Longitud}_{12} + 2,525 * \text{Longitud}_{10} + 4,536$ $* \text{Cirugía} + 1,219 * \text{Arcada}$ $\text{ISQ M/D} = 23,731 - 0,054 * \text{Edad} + 0,024 * \text{Hounsfield} + 0,752 * \text{Torque} + 2,508 * \text{Longitud}_{12} + 2,265 * \text{Longitud}_{10} + 4,691 * \text{Cirugía}$
---

**Tabla 15.** Fórmulas predictivas para los calcular los valores ISQ iniciales.

Nótese que la posición en la arcada, por ejemplo, es un factor influyente a nivel individual; sin embargo, no ha salido en el multinivel debido a que su efecto está siendo camuflado o confundido por alguna otra variable al actuar de manera conjunta. De ahí la utilidad de los modelos multivariantes como herramienta de detección de efectos enmascarados.

Los índices de calidad que se muestran para un modelo multinivel se expresan en la Tabla 16:

Índices de calidad	Modelo ISQ Vb/PL	Modelo ISQ M/D	Interpretación
<b>Pseudo R<sup>2</sup></b>	71,2%	62,7%	Elevado porcentaje de varianza explicado por las variables del modelo (0%-100%), calidad óptima
<b>RECM (raíz error cuadrático medio)</b>	2,06	2,35	Medida del error en las mismas unidades que la variable original. Es decir, en promedio, la predicción se desvía del valor real de ISQ en 2,06/2,35 unidades
<b>MAPE (Error absoluto porcentual medio)</b>	2,22%	2,41%	Indicador de la calidad del modelo que mide el tamaño del error (absoluto) en términos porcentuales (0%-100%): error muy bajo, calidad óptima
<b>VPC</b>	41,64%	35,78%	Porcentaje de la varianza explicada por la variabilidad entre sujetos. Su elevada cifra justifica el uso de un modelo multinivel

**Tabla 16.** Índices de calidad.

Si se analizan todos los factores conjuntamente para evitar efectos camuflados o enmascarados, se obtienen los siguientes resultados:

- Los valores ISQ M/D disminuyen 0,054 unidades por cada año que aumenta la edad; o lo que es lo mismo, por cada 10 años que aumenta la edad los valores de ISQ M/D aumentan 0,54 unidades.
- Los valores de ISQ Vb/PL aumentan en 1,219 unidades si el implante está en la mandíbula respecto al maxilar.
- Los valores de ISQ Vb/PL e ISQ M/D aumentan 0,022/0,024 unidades, respectivamente, por cada unidad que aumenta el valor Hounsfield; o lo que es lo mismo, por cada 100 unidades que aumenta el Hounsfield los valores de ISQ Vb/PL e ISQ M/D aumentan 2,2/2,4 unidades, respectivamente.
- Los valores ISQ Vb/PL e ISQ M/D aumentan en 2,473/2,508 unidades, respectivamente, si la longitud del implante es 12 mm frente a si es 8 mm.
- Los valores ISQ Vb/PL e ISQ M/D aumentan en 2,525/2,265 unidades, respectivamente, si la longitud del implante es 10 mm frente a si es 8 mm.
- Los valores ISQ Vb/PL e ISQ M/D aumentan en 4,536/4,691 unidades, respectivamente, si la cirugía es guiada respecto a si es convencional.
- Los valores ISQ Vb/PL e ISQ M/D aumentan 0,829/0,752 unidades, respectivamente, por cada unidad que aumenta el torque de inserción.

### 4.2.3. Factores relacionados con la densidad ósea.

#### 4.2.3.1. Modelos multinivel de una sola variable predictora para la densidad ósea.

Para el presente estudio también se analizó si la densidad ósea, medida en HU, influye sobre las diferentes variables, independientemente de la estabilidad primaria.

A continuación se exponen las relaciones estadísticamente significativas:

- **Sexo del paciente.**

Existe una relación estadísticamente significativa entre el sexo y la densidad ósea del paciente, como así lo indica el p-valor  $>0,05$  del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona el sexo y las HU, siendo, la densidad ósea significativamente superior en los hombres que en las mujeres (Tabla 17).

Modelo multinivel	Unidades Hounsfield			
	Coeficiente	Sig.	IC 95%	
			Inferior	Superior
Sexo (mujer)	-8,553	0,020	-157,452	-13,654

**Tabla 17.** Relación entre la densidad ósea y el sexo del paciente.

- **Torque de inserción.**

Existe una relación estadísticamente significativa entre el torque de inserción del implante y la densidad ósea como así lo indica el p-valor  $<0,05$  del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona las HU y el torque de inserción del implante (Tabla 18).

Modelo multinivel	Unidades Hounsfield			
	Coeficiente	Sig.	IC 95%	
			Inferior	Superior
Torque de inserción	0,020	0,000	0,018	0,023

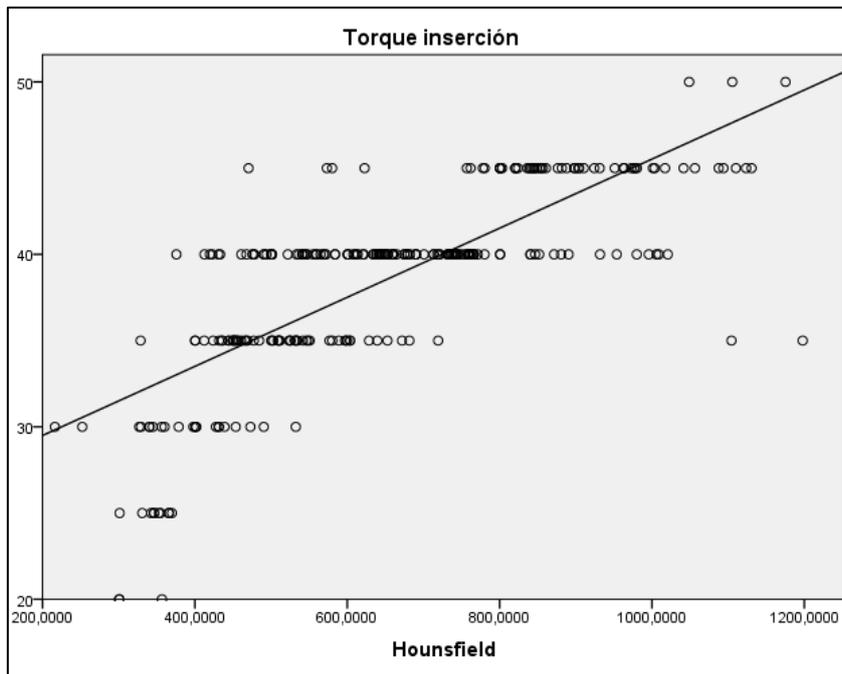
**Tabla 18.** Relación entre la densidad ósea y el torque de inserción.

La ecuación de regresión que establece dicha relación es:

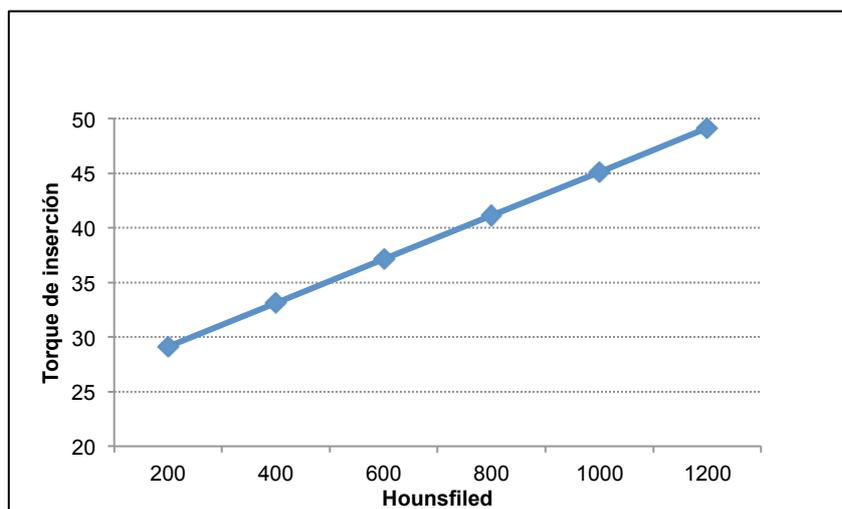
$$TORQUE DE INSERCIÓN = 25,112 + 0,020 * HOUNSFIELD$$

Por lo que, el torque de inserción del implante aumenta 0,02 unidades por cada unidad que aumenta la HU o, equivalentemente, 2 unidades de torque de inserción por cada 100 unidades que aumenta la densidad ósea.

A continuación, en las Figuras 43a y b, se muestran las rectas correspondientes a las relaciones entre las HU y el torque de inserción, tanto reales como estimadas, se puede observar cómo el torque de inserción aumenta proporcionalmente con la densidad ósea.



**Figura 43a.** Recta real de la relación entre las HU y el torque de inserción.



**Figura 43b.** Recta estimada de la relación ente las HU y el torque de inserción.

#### 4.2.4. Factores relacionados con la estabilidad secundaria.

##### 4.2.4.1. Modelos multinivel de una sola variable predictora.

- **Evolución de la estabilidad primaria.**

La estabilidad del implante se midió al inicio y a las 12 semanas de su colocación. Por tanto, existen cuatro valores ISQ: el valor medio entre ISQ Vb y ISQ PL (ISQ Vb/PL) al inicio y a las 12 semanas, así como el valor medio entre ISQ M y ISQ D (ISQ M/D) al inicio y a las 12 semanas, como se observa en la Tabla 19.

		TIEMPO	
		Inicial	A las 12 semanas
ISQ Vb/PL	<b>N válido</b>	274	270
	<b>Media</b>	69,37	74,30
	<b>Desviación típica</b>	8,79	7,83
	<b>Máximo</b>	83,5	87,00
	<b>Mediana</b>	71	75,50
	<b>Mínimo</b>	40	53,00
ISQ M/D	<b>N válido</b>	274	270
	<b>Media</b>	70,69	75,51
	<b>Desviación típica</b>	8,97	7,96
	<b>Máximo</b>	85,5	88,00
	<b>Mediana</b>	72	76,75
	<b>Mínimo</b>	41	53,00

**Tabla 19.** Valores ISQ al inicio y a las 12 semanas de la colocación de los implantes.

Para comprobar si existe variación significativa en la estabilidad primaria entre el momento inicial y final se aplicó un modelo multinivel de medidas repetidas que se resume en la Tabla 20, donde el tiempo es un factor con dos categorías, el momento inicial y el final.

					IC 95%	
	Coefficiente	Error típico	t	Sig.	Inferior	Superior
<b>Intersección</b>	<b>68,817</b>	0,808	85,152	<b>0,000</b>	67,230	70,405
<b>Tiempo=Final (Tiempo inicial cat. Ref.)</b>	<b>4,726</b>	0,358	13,210	<b>0,000</b>	4,023	5,429

**Tabla 20.** Análisis de la evolución de la estabilidad del implante.

El p-valor significativo del contraste t de los coeficientes de regresión indica que el tiempo es un factor influyente en la estabilidad primaria de manera que aumenta, en promedio, casi 5 unidades a las 12 semanas de la colocación de las fijaciones.

Las varianzas de la estabilidad obtenidas en cada momento del tiempo indican que la estabilidad tiene menos variabilidad a las 12 semanas con respecto al momento de la colocación del implante, como se puede observar en la Tabla 21.

	<b>Varianza</b>
TIEMPO= Inicial	19,292 (p-valor 0,000)
TIEMPO= 12 semanas	15,265 (p-valor 0,000)

**Tabla 21.** Varianza de la estabilidad primaria y secundaria.

A continuación, se analizan si estas variaciones detectadas entre la estabilidad primaria y la estabilidad secundaria, están influenciadas por factores relacionados con el paciente, con el diseño del implante o quirúrgicos. Para ello se calculó la diferencia entre el valor a las 12 semanas e inicial, a partir de ahora, ISQ Vb/PL<sub>v</sub> e ISQ M/D<sub>v</sub> y se empleó como variable dependiente en el modelo multinivel. En la Tabla 22, se muestra la significatividad de los estadísticos t de contraste, la significatividad, el coeficiente y el IC 95% para cada modelo multivariante, nótese que cuando un coeficiente no es significativo, el valor 0 está incluido en el IC 95%:

Modelos multinivel	ISQ Vb/ PL <sub>v</sub>				ISQ M/D <sub>v</sub>			
	Coeficiente	Sig.	IC 95%		Coeficiente	Sig.	IC 95%	
			Inferior	Superior			Inferior	Superior
<b>Patología endocrina (cat. Ref. Sin patologías)</b>	<b>-5,385</b>	<b>0,000</b>	<b>-6,472</b>	<b>-4,297</b>	<b>-5,760</b>	<b>0,000</b>	<b>-7,068</b>	<b>-4,451</b>
Patología cardiovascular (cat. Ref. Sin patologías)	-0,837	0,108	-1,859	0,185	-0,876	0,160	-2,101	0,349
Patologías otras (cat. Ref. Sin patologías)	-0,188	0,748	-1,338	0,962	-0,294	0,676	-1,680	1,091
<b>Nº Fármacos: 2 o más (cat. Ref. ninguno)</b>	<b>-2,663</b>	<b>0,000</b>	<b>-3,597</b>	<b>-1,729</b>	<b>-2,870</b>	<b>0,000</b>	<b>-3,943</b>	<b>-1,796</b>
Nº Fármacos: 1 (cat. Ref. ninguno)	-0,148	0,846	-1,653	1,356	-0,279	0,751	-2,012	1,453
<b>Causa caries (cat. Ref. enf. Periodontal)</b>	<b>1,544</b>	<b>0,002</b>	<b>0,591</b>	<b>2,497</b>	<b>1,536</b>	<b>0,006</b>	<b>0,441</b>	<b>2,630</b>
Otras causas (cat. Ref. enf. Periodontal)	1,032	0,291	-0,890	2,953	1,502	0,181	-0,703	3,706
Índice de Silness y Løe 2 (cat. Ref. 1)	0,040	0,946	-1,128	1,208	-0,245	0,715	-1,565	1,074
<b>Índice de Silness y Løe no valorable (cat. Ref. 1)</b>	<b>-1,578</b>	<b>0,004</b>	<b>-2,658</b>	<b>-0,498</b>	<b>-1,885</b>	<b>0,003</b>	<b>-3,110</b>	<b>-0,661</b>
<b>Cirugía: guiada (cat. Ref. convencional)</b>	<b>-1,404</b>	<b>0,020</b>	<b>-2,583</b>	<b>-0,225</b>	<b>-1,466</b>	<b>0,033</b>	<b>-2,814</b>	<b>-0,118</b>

**Tabla 22.** Modelo multinivel para las variables relacionadas con la variación de la estabilidad.

A continuación se desarrollan las variables del estudio que están significativamente relacionadas con las variaciones de los valores ISQ:

▪ **Enfermedades sistémicas:**

En la Tabla 23, se expone la variación de la estabilidad de los implantes según la enfermedad sistémica:

		PATOLOGIA SISTÉMICA				
		Total	NO PATOLOGÍA	ENDOCRINAS	CARDIOVASCULARES	OTRAS
ISQ Vb/PL <sub>v</sub>	N válido	270	161	37	41	31
	Media	4,61	5,75	-,15	4,21	4,95
	Desviación típica	3,07	2,32	2,18	2,54	2,55
	Máximo	15,50	15,50	5,00	12,50	15,00
	Mediana	5,00	6,00	,00	4,00	5,00
	Mínimo	-5,00	,50	-5,00	,50	,00
ISQ M/D <sub>v</sub>	N válido	270	161	37	41	31
	Media	4,73	5,77	,19	4,40	5,16
	Desviación típica	2,74	2,06	1,52	2,14	1,99
	Máximo	14,50	14,50	3,50	11,50	13,00
	Mediana	5,00	5,50	,00	4,50	5,00
	Mínimo	-2,00	2,00	-2,00	,50	2,00

Tabla 23. Variación de la estabilidad según la patología sistémica.

Existe una relación estadísticamente significativa entre la patología endocrina y la variación en los valores ISQ<sub>v</sub>, como así lo indica el p-valor <0.05 del contraste t para el coeficiente β del modelo multinivel que relaciona la variación de ISQ<sub>v</sub> y la patología endocrina.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

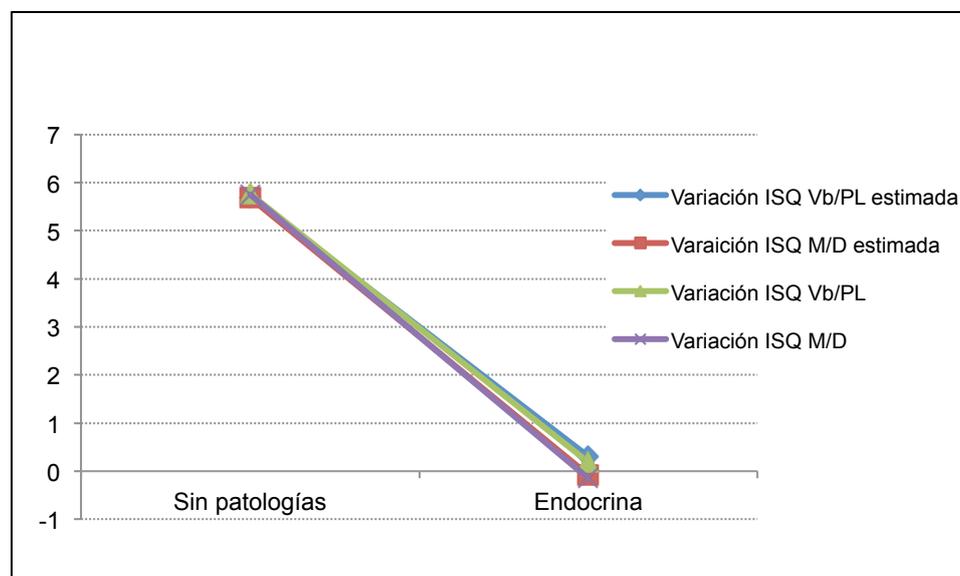
$$\text{Variación ISQ VbPL} = 5,697 - 5,385 * \text{PATOLOGÍAS ENDOCRINAS}$$

$$\text{Variación ISQ MD} = 5,684 - 5,760 * \text{PATOLOGÍAS ENDOCRINAS}$$

Donde la categoría de referencia es no patologías.

Así pues, la estabilidad varía unas 5,5 unidades menos si el paciente tiene patología endocrina respecto a si no tiene ninguna patología. De hecho, apenas sufre variación la estabilidad secundaria en estas condiciones. Por lo que, si un paciente presenta patología endocrina la evolución de la estabilidad del implante dental será mínima o incluso negativa, siendo esta relación estadísticamente significativa.

En la siguiente Figura 44 se muestran las rectas correspondientes a los 2 tipos de variaciones, tanto la real como la estimada, se observa cómo la variación de la estabilidad con patología endocrina es, en promedio, unas 6 unidades inferior que en ausencia de patología.



**Figura 44.** Variación de la estabilidad secundaria según la patología endocrina o ausencia de patología.

#### ▪ Número de fármacos:

En la Tabla 24, se puede observar la variación de la estabilidad de los implantes según el número de fármacos diarios que ingiere el paciente:

		NÚMERO DE FÁRMACOS			
		Total	Ninguno	Un fármaco	Dos o más fármacos
ISQ Vb/PL <sub>v</sub>	N válido	270	161	27	82
	Media	4,73	5,77	4,96	2,59
	Desviación típica	2,74	2,07	2,01	2,88
	Máximo	14,50	14,50	13,00	11,50
	Mediana	5,00	5,50	4,50	2,50
	Mínimo	-2,00	2,00	2,50	-2,00
ISQ M/D <sub>v</sub>	N válido	270	161	27	82
	Media	4,61	5,76	4,70	2,34
	Desviación típica	3,07	2,32	2,57	3,27
	Máximo	15,50	15,50	15,00	12,50
	Mediana	5,00	6,00	5,00	2,50
	Mínimo	-5,00	,50	1,00	-5,00

**Tabla 24.** Variaciones de la estabilidad según el número de fármacos.

Hay una relación estadísticamente significativa entre el número de fármacos y las variaciones de los valores  $ISQ_v$  como así lo indica el p-valor  $<0,05$  del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona los valores  $ISQ_v$  y el número de fármacos.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

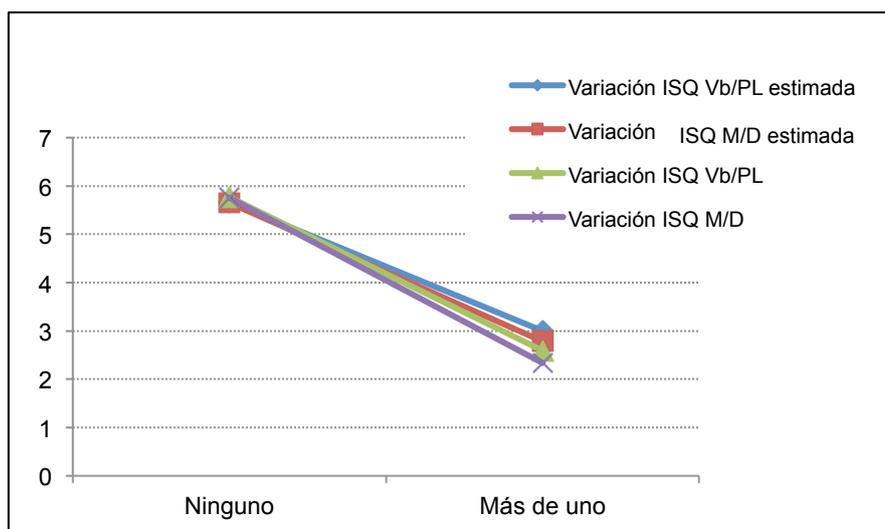
$$\text{Variación ISQ VbPL} = 5,662 - 2,663 * \text{MÁS DE 1 FÁRMACO}$$

$$\text{Variación ISQ MD} = 5,654 - 2,870 * \text{MÁS DE 1 FÁRMACO}$$

Donde la categoría de referencia es ningún fármaco.

Por ello, la estabilidad varía casi 3 unidades menos si el paciente ingiere más de un fármaco que con ningún fármaco. Por lo que, los pacientes que no ingieren ningún fármaco se benefician de una mayor evolución de la estabilidad.

En las rectas correspondientes a los 2 tipos de variaciones, tanto la real como la estimada, se observa cómo la variación de la estabilidad con más de un fármaco es, en promedio, unas 3 unidades inferior que sin ningún fármaco (Figura 45).



**Figura 45.** Variación de la estabilidad según el número de fármacos.

▪ **Causa de la pérdida dentaria.**

En la Tabla 25, se puede ver la variación de la estabilidad de los implantes según la causa de la pérdida dentaria:

		CAUSA PÉRDIDA DENTARIA			
		Total	Enf. periodontal	Caries	Otras
ISQ Vb/PL <sub>v</sub>	<b>N válido</b>	270	153	107	10
	<b>Media</b>	4,73	4,11	5,55	5,30
	<b>Desviación típica</b>	2,74	2,96	2,25	1,03
	<b>Máximo</b>	14,50	14,50	10,50	6,50
	<b>Mediana</b>	5,00	4,00	5,50	5,50
	<b>Mínimo</b>	-2,00	-2,00	-2,00	3,00
ISQ M/D <sub>v</sub>	<b>N válido</b>	270	153	107	10
	<b>Media</b>	4,61	4,08	5,28	5,65
	<b>Desviación típica</b>	3,07	3,21	2,85	1,16
	<b>Máximo</b>	15,50	15,50	10,00	7,50
	<b>Mediana</b>	5,00	4,00	5,50	5,50
	<b>Mínimo</b>	-5,00	-3,50	-5,00	4,00

**Tabla 25.** Variaciones en la estabilidad según la causa de la pérdida dentaria.

Existe una relación estadísticamente significativa entre las causas de pérdida dentaria y las variaciones en los valores ISQ<sub>v</sub>, en concreto, entre caries y enfermedad periodontal, como así lo indica el p-valor <0,05 del contraste t para el coeficiente β del modelo multinivel que relaciona la variación de los valores ISQ<sub>v</sub> y las causas de la pérdida dentaria.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

$$\text{Variación ISQ VbPl} = 4,203 + 1,544 * \text{CARIES}$$

$$\text{Variación ISQ MD} = 4,102 + 1,536 * \text{CARIES}$$

Donde la categoría de referencia es la enfermedad periodontal.

Así pues, la estabilidad primaria varía unas 1,5 unidades más si la causa de la pérdida es por caries dental que si lo es por enfermedad periodontal. Es decir, si un paciente ha perdido los dientes por enfermedad periodontal, la evolución de la estabilidad de los implantes será menor con respecto a la pérdida por caries.

En la Figura 46, se muestran las rectas correspondientes a los 2 tipos de variaciones, tanto la real como la estimada, se observa cómo la variación de la

estabilidad por caries es, en promedio, 1,5 unidades superior que por enfermedad periodontal.

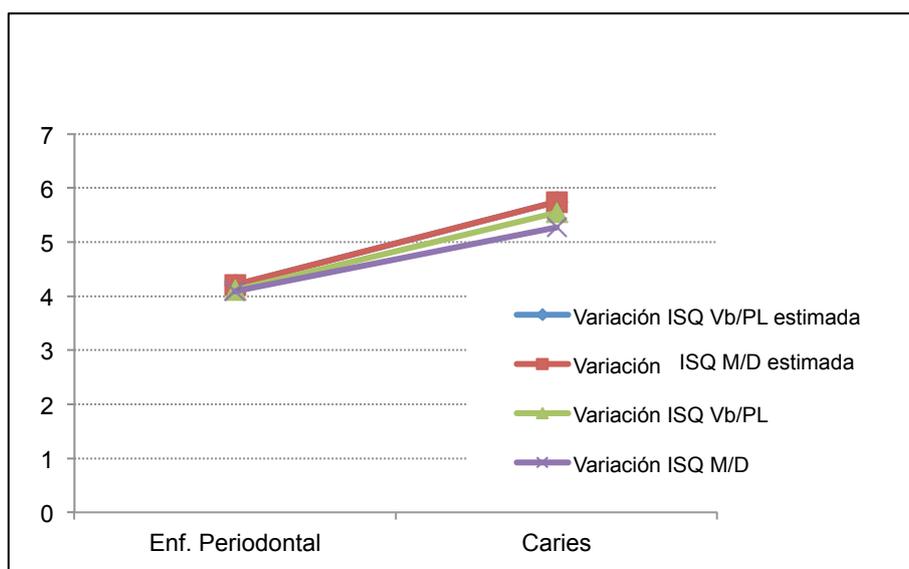


Figura 46. Variaciones de la estabilidad primaria según la causa de la pérdida dentaria.

▪ Índice de Silness y Løe.

La evolución de la estabilidad desde el inicio hasta las 12 semanas según el índice de Silness y Løe, se muestra en la Tabla 26:

		INDICE SILNESS Y LÖE			
		Total	Grado 0	Grado 1	Desdentado
ISQ Vb/PL <sub>v</sub>	N válido	270	109	36	125
	Media	4,73	5,44	5,15	3,98
	Desviación típica	2,74	2,73	1,84	2,79
	Máximo	14,50	14,50	11,50	9,50
	Mediana	5,00	5,50	5,00	4,00
	Mínimo	-2,00	-2,00	2,00	-2,00
ISQ M/D <sub>v</sub>	N válido	270	109	36	125
	Media	4,61	5,45	4,86	3,82
	Desviación típica	3,07	3,07	2,15	3,11
	Máximo	15,50	15,50	12,50	10,00
	Mediana	5,00	6,00	5,00	4,00
	Mínimo	-5,00	-2,00	,50	-5,00

Tabla 26. Variaciones de la estabilidad según el Índice de Silness y Løe.

Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

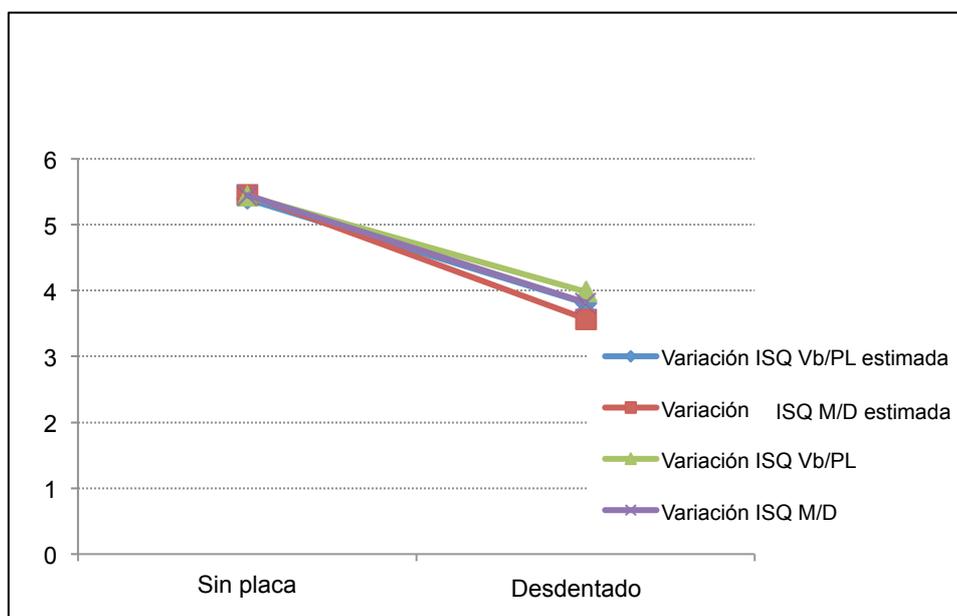
$$\text{Variación ISQ VbPl} = 5,387 - 1,578 * \text{Desdentado}$$

$$\text{Variación ISQ MD} = 5,456 - 1,885 * \text{Desdentado}$$

Donde la categoría de referencia es el Grado 0, ausencia de placa.

Por lo tanto, existe una relación estadísticamente significativa entre el Índice de Silness y Løe y las variaciones en los valores ISQ<sub>V</sub>, en concreto, entre los desdentados y los pacientes que presentaban grado 0, como así lo indica el p-valor <0,05 del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona la variación de los ISQ<sub>V</sub> y el índice de Silness y Løe.

La estabilidad primaria varía unas 1,5-2 unidades menos si el paciente es desdentado, es decir, en un paciente con un Índice de Silness y Løe grado 0 la evolución de la estabilidad será mayor, como se puede observar en la Figura 47:



**Figura 47.** Evolución de la estabilidad según el Índice de Silness y Løe.

- Método quirúrgico.

Por último, en cuanto al método quirúrgico empleado, se expresan en la Tabla 27, las variaciones en la estabilidad primaria:

		TÉCNICA QUIRÚRGICA		
		Total	Convencional	Guiada
ISQ Vb/PL <sub>v</sub>	N válido	270	166	104
	Media	4,73	5,18	4,00
	Desviación típica	2,74	2,50	2,95
	Máximo	14,50	14,50	9,50
	Mediana	5,00	5,00	4,00
	Mínimo	-2,00	-2,00	-2,00
ISQ M/D <sub>v</sub>	N válido	270	166	104
	Media	4,61	5,08	3,87
	Desviación típica	3,07	2,81	3,32
	Máximo	15,50	15,50	10,00
	Mediana	5,00	5,00	4,00
	Mínimo	-5,00	-2,00	-5,00

**Tabla 27.** Variaciones en la estabilidad primaria según la técnica quirúrgica.

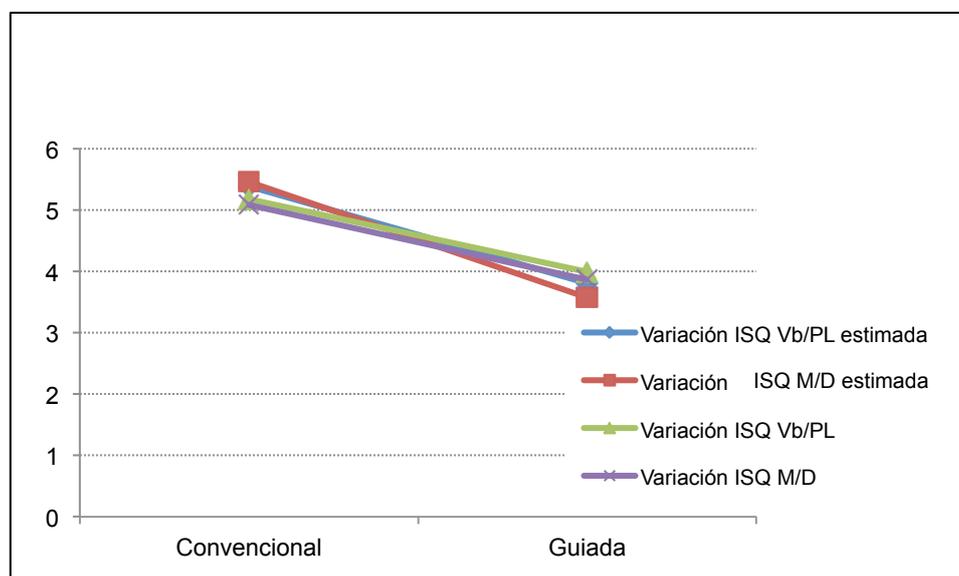
Las ecuaciones de regresión que establecen dichas relaciones son:

$$\text{Variación ISQ VbPl} = 5,221 - 1,404 * \text{GUIADA}$$

$$\text{Variación ISQ MD} = 5,160 - 1,466 * \text{GUIADA}$$

Donde la categoría de referencia es la cirugía convencional.

Al comparar entre el método quirúrgico y las variaciones de los valores ISQ<sub>v</sub>, se ve como existe una relación estadísticamente significativa, con un p-valor <0,05 del contraste t para el coeficiente  $\beta$  del modelo multinivel que relaciona la variación de ISQ<sub>v</sub> y el tipo de cirugía. La estabilidad primaria varía unas 1,5 unidades menos con cirugía guiada respecto a la cirugía convencional, es decir, hay más variación en la estabilidad si se realiza una osteotomía convencional (Figura 48):



**Figura 48.** Rectas reales y estimadas de las variaciones de los valores ISQ<sub>v</sub> según la técnica quirúrgica.

## 4.2.4.2. Modelos multinivel de más de una variable predictora.

A continuación se exponen dos modelos multinivel que están formados por las variables dependientes variaciones de ISQ Vb/PL<sub>V</sub> e ISQ M/D<sub>V</sub>, respectivamente, y las variables independientes analizadas en el análisis bivalente y alguna más.

En la siguiente Tabla 28 se muestran los coeficientes  $\beta$ , el error típico, el estadístico de contraste t, el p-valor asociado al contraste y el IC95% de los coeficientes para los valores ISQ Vb/PL<sub>V</sub>.

Término del modelo	Coeficiente ▼	Error típico	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%	
					Inferior	Superior
Intersección	12,577	1,243	10,121	,000	10,129	15,024
Otras patologías	-1,528	1,052	-1,452	,148	-3,600	0,544
Cardiovasculares	-1,645	0,987	-1,667	,970	-3,589	0,299
Endocrinas	-5,636	1,031	-5,468	,000	-7,666	-3,606
No patologías	0,000 <sup>a</sup>					
Edad	-0,005	0,014	-0,356	,722	-0,032	0,022
Diámetro = 4,1	1,511	0,204	7,414	,000	1,109	1,912
Diámetro = 3,3	0,000 <sup>a</sup>					
Longitud = 12	0,514	0,254	2,025	,044	0,014	1,014
Longitud = 10	0,312	0,230	1,357	,176	-0,141	0,765
Longitud = 8	0,000 <sup>a</sup>					
Guiada	-0,591	0,487	-1,213	,226	-1,550	0,369
Convencional	0,000 <sup>a</sup>					
Mujer	0,494	0,279	1,771	,078	-0,055	1,043
Hombre	0,000 <sup>a</sup>					
Maxilar	-0,071	0,312	-0,229	,819	-0,686	0,543
Mandíbula	0,000 <sup>a</sup>					
Anterior	-0,250	0,218	-1,146	,253	-0,679	0,179
Posterior	0,000 <sup>a</sup>					
Otras causas	0,582	0,629	0,925	,356	-0,657	1,820
Caries	0,975	0,314	3,110	,002	0,357	1,592
Enfermedad periodontal	0,000 <sup>a</sup>					
Más de un fármaco	1,077	0,965	1,116	,266	-0,824	2,979
Un fármaco	0,886	1,081	0,819	,413	-1,243	3,015
Ningún fármaco	0,000 <sup>a</sup>					
ÍNDICES= 3	0,151	0,503	0,300	,764	-0,840	1,142
ÍNDICES= 2	-0,740	0,338	-2,188	,030	-1,407	-0,074
ÍNDICES= 1	0,000 <sup>a</sup>					
Hounsfield	-0,002	0,001	-1,891	,060	-0,004	0,000
Torqueinserción	-0,176	0,029	-6,050	,000	-0,234	-0,119

Tabla 28. Resultados modelo multinivel para las variaciones de los ISQ Vb/PL<sub>V</sub>.

Existe una relación estadísticamente significativa entre la variación de los valores ISQ Vb/PL<sub>V</sub> y la patología endocrina, es decir, la estabilidad a penas sufrirá variación o incluso disminuirá si el paciente es diabético.

El diámetro influye de forma estadísticamente significativa sobre la evolución de la estabilidad, siendo mayor esta varianza si el diámetro del implante es de 4,1 mm.

Las variaciones de los valores ISQ Vb/PL<sub>V</sub> están significativamente relacionadas con la longitud del implante, por lo que si se emplea una longitud de 12 mm la evolución será mayor frente a si el implante mide 8 mm.

Las variaciones en los ISQ Vb/PL<sub>V</sub> son mayores si la causa de la pérdida es la caries dental siendo esta relación estadísticamente significativa.

En el caso del Índice de Silness y Løe, si el paciente presenta un grado 1, la variación de los valores ISQ Vb/PL<sub>V</sub> será menor, siendo esta relación estadísticamente significativa.

En cuanto al torque de inserción, la variación de los valores ISQ Vb/PL<sub>V</sub> será menor conforme aumente el torque de inserción, obteniendo una relación estadísticamente significativa.

A continuación, en la Tabla 29 se muestran los coeficientes  $\beta$ , el error típico, el estadístico de contraste t, el p-valor asociado al contraste y el IC95% de los coeficientes para los valores ISQ M/D<sub>V</sub>.

Término del modelo	Coeficiente ▼	Error típico	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%	
					Inferior	Superior
Intersección	12,697	1,589	7,991	,000	9,568	15,827
Otras patologías	-1,529	1,355	-1,128	,260	-4,198	1,141
Cardiovasculares	-1,745	1,270	-1,374	,171	-4,248	0,757
Endocrinas	-6,073	1,328	-4,572	,000	-8,689	-3,457
No patologías	0,000 <sup>a</sup>					
Edad	-0,005	0,018	-0,285	,776	-0,040	0,030
Diámetro = 4,1	1,333	0,259	5,141	,000	0,823	1,844
Diámetro = 3,3	0,000 <sup>a</sup>					
Longitud = 12	0,837	0,322	2,601	,010	0,203	1,470
Longitud = 10	0,429	0,291	1,473	,142	-0,145	1,002
Longitud = 8	0,000 <sup>a</sup>					
Guiada	-0,390	0,628	-0,622	,535	-1,628	0,847
Convencional	0,000 <sup>a</sup>					
Mujer	0,289	0,359	0,806	,421	-0,418	0,997
Hombre	0,000 <sup>a</sup>					
Maxilar	0,164	0,401	0,409	,683	-0,625	0,953
Mandíbula	0,000 <sup>a</sup>					
Anterior	-0,272	0,276	-0,985	,326	-0,816	0,272
Posterior	0,000 <sup>a</sup>					
Otras causas	0,522	0,807	0,647	,518	-1,067	2,110
Caries	0,725	0,404	1,797	,074	-0,070	1,521
Enfermedad periodontal	0,000 <sup>a</sup>					
Más de un fármaco	0,974	1,243	0,784	,434	-1,474	3,423
Un fármaco	0,825	1,393	0,592	,554	-1,918	3,567
Ningún fármaco	0,000 <sup>a</sup>					
ÍNDICES= 3	-0,246	0,648	-0,380	,704	-1,523	1,031
ÍNDICES= 2	-1,135	0,434	-2,612	,010	-1,991	-0,279
ÍNDICES= 1	0,000 <sup>a</sup>					
Hounsfield	-0,002	0,001	-1,535	,126	-0,004	0,001
Torqueinserción	-0,174	0,037	-4,689	,000	-0,247	-0,101

Tabla 29. Resultados modelo multinivel para las variaciones de los ISQ M/D<sub>V</sub>.

Existe una relación estadísticamente significativa entre la variación de los valores ISQ M/D<sub>V</sub> y la patología endocrina, es decir, la estabilidad a penas sufrirá variación o incluso disminuirá si el paciente es diabético comparado con los pacientes que no presentan ninguna patología.

El diámetro influye de forma estadísticamente significativa sobre la evolución de la estabilidad, siendo mayor esta varianza si el diámetro del implante es de 4,1 mm.

Las variaciones de los valores ISQ M/D<sub>v</sub> están significativamente relacionadas con la longitud del implante, por lo que si se emplea una longitud de 12 mm la evolución será mayor frente a si el implante mide 8 mm.

En el caso del Índice de Silness y Løe, si el paciente presenta un grado 1, la variación de los valores ISQ M/D<sub>v</sub> será menor frente al grado 0, siendo esta relación estadísticamente significativa.

En cuanto al torque de inserción, la variación de los valores ISQ M/D<sub>v</sub> será menor conforme aumente el torque de inserción, obteniendo una relación estadísticamente significativa.

Con todo esto, en la Tabla 30, se muestran las dos fórmulas resultantes del análisis multinivel, que permiten calcular las variaciones de los valores ISQ Vb/PL<sub>v</sub> e ISQ M/D<sub>v</sub> respectivamente. Se muestra la combinación lineal de los factores influyentes que mejor explica la variación de los valores ISQ. Cada factor va acompañado de su coeficiente de regresión que indica cuánto aumenta o disminuye el valor ISQ si se modifica dicho factor. Coeficientes positivos indican aumento en la estabilidad y coeficientes negativos indican disminución.

<p>Variaciones ISQ Vb/ PL<sub>v</sub>= 12.577 -5.636 * PATOLOGÍA ENDOCRINA +1.511 *DIÁMETRO +0.514  *LONGITUD_12+0.975 *CAUSA_CARIES -0.740 * ÍNDICE: poca placa -0.176* TORQUE</p> <p>Variaciones ISQ M/D<sub>v</sub>=12.697 -6.073 * PATOLOGÍA ENDOCRINA +1.333 *DIÁMETRO +0.837  *LONGITUD_12 -1.135 * ÍNDICE: poca placa - 0.174* TORQUE</p>
--

**Tabla 30.** Fórmulas predictivas para los calcular las variaciones en los valores ISQ Vb/PL<sub>v</sub> e ISQ M/D<sub>v</sub>.

La técnica quirúrgica o el número de fármacos, por ejemplo, son factores influyentes a nivel individual; sin embargo, no han salido en el multinivel debido a que su efecto está siendo camuflado o confundido por alguna otra variable al actuar de manera conjunta. De ahí la utilidad de los modelos multivariantes como herramienta de detección de efectos enmascarados. Es decir, en presencia de otros factores, el tipo de cirugía y el número de fármacos no tienen tanta influencia.

Los índices de calidad que se muestran para un modelo multinivel se muestran, a continuación, en la Tabla 31:

Índices de calidad	Modelo ISQ Vb/PL	Modelo ISQ M/D	Interpretación
<b>Pseudo R<sup>2</sup></b>	39.2%	26.7%	Bajo porcentaje de varianza explicado por las variables del modelo (0%-100%), hay otras causas que explican la variación de la estabilidad primaria
<b>RECM (raíz error cuadrático medio)</b>	0.93	1.46	Medida del error en las mismas unidades que la variable original. Es decir, en promedio, la predicción de la variación se desvía del valor real de ISQ en 0,93/1,46 unidades
<b>MAPE (Error absoluto porcentual medio)</b>	23.0%	27.5%	Indicador de la calidad del modelo que mide el tamaño del error (absoluto) en términos porcentuales (0%-100%): error moderado-alto, la desviación de la estimación es del 23-27%
<b>VPC</b>	42.5%	44.2%	Porcentaje de la varianza explicada por la variabilidad entre sujetos. Su elevada cifra justifica el uso de un modelo multinivel

**Tabla 31.** Índices de calidad.

Estos modelos tienen índices de calidad moderados debido a que las variables predictivas que se han introducido no son los factores determinantes en la variación temporal de la estabilidad primaria.

En resumen, si se analizan todos los factores conjuntamente para evitar efectos camuflados, el aumento de la estabilidad es menor si:

- Las variaciones ISQ Vb/PL<sub>v</sub> e ISQ M/D<sub>v</sub> disminuyen en 5,636/ 6,073 unidades, respectivamente, si hay patología endocrina frente a si no hay patologías.
- Las variaciones de ISQ Vb/PL<sub>v</sub> e ISQ M/D<sub>v</sub> disminuyen en 0,740/ 1,135 unidades, respectivamente, si el paciente presenta un índice de Silness y Løe grado 1 frente al grado 0. Hay que destacar que el efecto que más fuerza tenía cuando no se consideraban efectos conjuntos era la reducción en la variación de la estabilidad que se producía cuando el paciente era edéntulo, ahora, al considerar el efecto conjunto de todos los factores, éste queda camuflado y cobra importancia la reducción de la variación que se produce al tener algo de placa.

- Las variaciones de ISQ Vb/PL<sub>V</sub> e ISQ M/D<sub>V</sub> disminuyen 0,176/0,174 unidades, respectivamente, por cada unidad que aumenta el torque de inserción.

El aumento de la estabilidad es mayor si:

- Las variaciones de ISQ Vb/PL<sub>V</sub> aumentan en 0,975 unidades si la causa de la pérdida dentaria fue por caries frente a la enfermedad periodontal. Se expone que el efecto de la pérdida por caries cuando no se consideraban efectos conjuntos era mayor (aumento de 1,5 unidades); en este caso existe un efecto enmascarado de algún otro factor sobre la causa de pérdida.
- Las variaciones de ISQ Vb/PL<sub>V</sub> e ISQ M/D<sub>V</sub> aumentan en 1,511/1,333 unidades, respectivamente, si el diámetro del implante es de 4,1mm frente al de 3,3 mm.
- Las variaciones de ISQ Vb/PL<sub>V</sub> e ISQ M/D<sub>V</sub> aumentan en 0,514/0,837 unidades, respectivamente, si la longitud del implante es de 12 mm frente al de 8 mm.

#### **4.2.5. Análisis descriptivo del grupo de implantes fracasados.**

Hay un grupo de 4 implantes que se pierden antes de las 12 semanas. Debido al reducido tamaño muestral no se pueden aplicar contrastes estadísticos.

Se observa que este grupo de implantes destaca por tener en mayor proporción patología endocrina, tomar más de un fármaco, enfermedad periodontal como causa de la pérdida dentaria, colocar los implantes a nivel posterior y emplear implantes con una longitud de 8 mm.





## **5. DISCUSIÓN**



5. DISCUSIÓN.	121
5.1. Discusión sobre el material y método empleado.	125
5.2. Discusión sobre los resultados del estudio.	129
5.2.1. Discusión sobre los factores relacionados con la estabilidad.	130



## **5. DISCUSIÓN.**

### **5.1. Discusión sobre el material y método empleado.**

Desde los inicios de la implantología dental, descritos por Brånemark<sup>2</sup>, hasta los tiempos actuales, las investigaciones persiguen predecir e incrementar el éxito de los implantes dentales, debido a las altas exigencias tanto de los profesionales de la salud bucal como de los pacientes que la requieren. La necesidad de saber el estado del implante en relación con el hueso circundante en cualquier momento del tratamiento ha generado en la investigación, que se buscasen métodos para su valoración y monitorización, así como, detectar tempranamente posibles alteraciones durante la vida de un implante<sup>36,89,116,229,230</sup>.

La razón por la que se planteó este estudio fue evaluar como se afecta la estabilidad primaria y secundaria determinada principalmente por las propiedades mecánicas del hueso relacionadas con su densidad, la técnica quirúrgica empleada y el diseño del implante, en cuanto, a su longitud, diámetro y superficie.

Desde 1996, numerosas investigaciones han demostrado la utilidad y fiabilidad del método de análisis de frecuencia de resonancia para obtener una valoración objetiva de la estabilidad de los implantes. Este instrumento, debido a su buena reproducibilidad y al ser un método no invasivo, permite tomar los registros a los pacientes en los distintos tiempos de la maduración ósea<sup>30,223,228,229</sup>. Por este motivo, se optó, para medir la estabilidad de los implantes, el empleo del instrumento Osstell™ ISQ.

Actualmente, el aparato Osstell™ ISQ es inalámbrico, esto facilita su utilización, pero a la hora de obtener los valores ISQ para el presente estudio, apareció el inconveniente de que al mantener la sonda del instrumento en posición perpendicular al transductor, se obtenían diferentes valores en función de la posición en el plano horizontal en la que se colocara, es decir, palatino/lingual, vestibular, distal o mesial. Por lo tanto, se anotó en el protocolo el valor medio obtenido de dos lecturas realizadas por cada cara de cada uno de los implantes, tanto en la estabilidad primaria como en la secundaria. En esta misma línea, en un estudio realizado por Quesada-García y cols.<sup>237</sup> donde medían la estabilidad de los implantes con el aparato Osstell™ Mentor, también realizaban dos mediciones desde dos ángulos distintos, y registraban el valor ISQ medio como estabilidad del implante. Según las instrucciones

del fabricante, la estabilidad del implante varía según la dirección y el valor ISQ más alto casi siempre se encuentra en la dirección mesiodistal<sup>235</sup>.

Por el contrario, Park y cols.<sup>238</sup> comprobaron si era necesario tomar las diferentes medidas en el sentido bucolingual y mesiodistal y para ello colocaron 71 implantes en una sola fase quirúrgica. Los datos obtenidos del coeficiente de estabilidad variaron dependiendo de la orientación del haz emisor del Osstell™Mentor, pero en ninguno de los datos registrados, tanto en el momento de la cirugía, como a las 4 y 10 semanas de la colocación del implante hubo diferencias estadísticamente significativas, por lo tanto no es imprescindible realizar diferentes medidas en cada una de las orientaciones según este autor. Estos resultados coinciden con el estudio realizado por Herrero-Climent y cols.<sup>229</sup> que mediante el instrumento Osstell™ISQ, realizaron sobre 85 implantes dentales, seis medidas por cada implante, concluyendo que las mediciones mediante este sistema son muy fiables en cuanto a reproductibilidad, siendo por tanto suficiente con un solo sondeo.

Otra limitación que se tuvo en cuenta fue que el apretamiento de los transductores a los implantes correspondientes se realizaba manualmente, lo que podría originar la alteración de algunos resultados. Esto se debe a que no existe un sistema dinamométrico para el apretamiento de éstos. Pero ante esta cuestión Meredith y cols.<sup>224</sup> realizaron un experimento apretando un Smartpeg™ a diferentes newtons de torque, determinando que la fuerza ideal para apretar el transductor es de 10Ncm, consiguiéndose esta fuerza fácilmente de forma manual, sin necesidad de un elemento mecánico. Además, afirmaron que las diferentes fuerzas aplicadas no afectan de forma estadísticamente significativa en los registros de los diferentes coeficientes de estabilidad en los distintos niveles de torque de apretamiento realizados sobre los Smartpegs™. Similares resultados fueron obtenidos en los estudios de Zix y cols.<sup>127</sup> y Lachmann y cols.<sup>239</sup> resaltando que el rango de error posible del sistema no tiene ninguna relevancia clínica.

Otro punto relevante que se consideró a la hora de emplear un instrumento de medición, fue la fiabilidad intra e interobservador del sistema de análisis de frecuencia de resonancia, para ello, Brouwers y cols.<sup>231</sup> demostraron que no existen diferencias entre los dos aspectos antes mencionados. Estos autores colocaron 32 implantes en mandíbulas humanas disecadas y obtuvieron una variación del 0,46% para la realización de medidas intraoperador, siendo este valor estadísticamente no significativo y una variación del 0,70% entre diferentes operadores siendo igualmente no estadísticamente significativo. Estos resultados coinciden con el estudio de

Herrero-Climent y cols.<sup>229</sup> que afirmaron en su estudio que la fiabilidad intra e interobservador del instrumento Osstell™ es casi perfecto. Para el presente estudio todas las mediciones de la estabilidad primaria y secundaria fueron realizadas por el mismo operador.

Otra de las dudas que se plantearon fue la pérdida de la imantación de los Smartpegs™ durante los diferentes usos y si estos dispositivos perdían o no propiedades si se esterilizaban en el autoclave. Para comprobar todo esto, Balshi y cols.<sup>226</sup> realizaron un estudio sobre mandíbulas plásticas en las que comparaban dos Smartpegs™ iguales y obtuvieron de las medidas registradas el mismo coeficiente de estabilidad en todos los registros, por lo tanto, las diferencias en los valores ISQ obtenidos entre dos Smartpegs™ para un mismo implante, implica que uno de ellos no funciona correctamente como elemento de reflexión de la onda electromagnética. En esta misma investigación, también se esterilizaban algunos transductores para comprobar si perdían o no propiedades magnéticas y observaron que al medir la estabilidad de los implantes con los Smartpegs™ esterilizados, el coeficiente de estabilidad obtenido era menor que con los aditamentos no estériles. Para reducir este factor sobre el presente estudio, cada paciente tenía sus correspondientes Smartpegs™ para medir la estabilidad primaria y secundaria y posteriormente se desechaban, tal y como indicaba el fabricante<sup>235</sup>.

Aún teniendo limitaciones, el método Osstell™ ISQ, está considerado hoy en día el sistema más extendido para poder monitorizar la cicatrización ósea de los implantes dentales desde la estabilidad y así disponer de una herramienta objetiva para decidir cuando un implante está preparado para recibir la rehabilitación protésica. Para demostrar las diferencias entre la percepción manual del clínico y el sistema Osstell™, Degidi y cols.<sup>240</sup> realizaron un estudio comparando ambas variables y se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre la estabilidad percibida por el clínico y la obtenida mediante el instrumento Osstell™, llegando a la conclusión que por muy experimentado que esté el clínico en la colocación de los implantes, el uso del sistema Osstell™ reproduce con mayor fiabilidad la estabilidad real del implante dental.

Para el diseño del presente estudio, se tuvieron presentes las investigaciones previamente publicadas y que todos los pacientes que participaron en esta investigación, cumplieran criterios parecidos a los establecidos por estudios similares de la literatura. Previamente al comienzo del estudio, durante el diseño de la metodología,

se realizó un cálculo del tamaño mínimo muestral con el que realizar un correcto procesado estadístico de los datos que iban a ser obtenidos.

Hoy en día, todo trabajo de investigación realizado debe establecer el nivel de evidencia científica de los hallazgos obtenidos, el cual emana del tipo de diseño de la investigación. Siguiendo la escala de evidencia científica GRADE<sup>241</sup> donde los niveles de evidencia científica van desde “A” (nivel de calidad de la evidencia alto) hasta “D” (nivel de calidad de la evidencia muy bajo). El trabajo de investigación que se ha realizado se enmarcaría, en general, en un nivel “B”, donde el nivel de la calidad de la evidencia es moderado, entendiendo que se trata de un estudio cuasiexperimental bien diseñado. Este nivel cuasiexperimental resulta del hecho de que la marca de los implantes es común para todos los pacientes y la decisión del empleo de cirugía guiada estuvo relacionada con cuestiones logísticas y administrativas y no al estado clínico del paciente.

La muestra fue seleccionada de manera aleatoria de una clínica dental privada situada en la provincia de Valencia, por pacientes que demandaron tratamiento implantológico, durante un periodo de año y medio. Con todo ello, existió una distribución de la muestra ligeramente mayor en cuanto al sexo femenino, donde el 56,1% fueron mujeres y el 44,9% fueron hombres. La edad media de los participantes de la investigación fue de 54 años, lo que representa una muestra de población madura.

Los métodos quirúrgicos que se han empleado en el presente estudio, como son las técnicas de fresado convencional y la cirugía guiada, están protocolizadas y se practican a día de hoy de forma rutinaria<sup>145,191,242,243</sup>.

Por otra parte, el sistema de implantes utilizado en esta investigación, ya ha sido analizado en otros trabajos anteriormente<sup>9,144-147,244,245</sup>, aunque cabe destacar, que los implantes con aleación de titanio y zirconio, por su reciente aparición en el mercado, presentan pocos estudios publicados donde se analicen a largo plazo y únicamente un estudio publicado recientemente por Altinci y cols.<sup>246</sup> emplean la frecuencia de resonancia para medir la estabilidad en este tipo de aleaciones, por lo que la mayor parte de los resultados sobre el análisis de frecuencia de resonancia de esta investigación se comparan con otros estudios realizados sobre implantes de titanio.

El nivel de participación en este estudio ha sido del 100%. Pero si se analiza por número de implantes hubo cuatro implantes que fracasaron durante el periodo de

osteointegración, pero esto sucedió en pacientes portadores de más de un implante por lo que se pudieron analizar el resto de las fijaciones del mismo paciente y así, no ser excluidos del estudio. Por lo tanto, la tasa de éxito de los implantes con aleación de titanio y zirconio a las 12 semanas en la presente investigación fue del 98,5%.

Debido a la reciente aparición de este tipo de aleación para implantes dentales, existen pocos estudios clínicos publicados sobre las tasas de éxito a largo plazo, como se muestra en la tabla 32:

ESTUDIO	NÚMERO DE PACIENTES	NÚMERO DE IMPLANTES	NÚMERO DE FRACASOS	SEGUIMIENTO EN MESES	TASA DE ÉXITO
Chiapasco y cols. <sup>145</sup> (2012)	18	51	0	24	100%
Tolentino y cols. <sup>9</sup> (2014)	21	21	1	12	95,20%
Quirynen y cols. <sup>244</sup> (2015)	75	75	1	36	98,70%
Al-Nawas y cols. <sup>247</sup> (2015)	357	603	10	24	98,30%
Lambert y cols. <sup>248</sup> (2015)	20	39	2	12	94,80%
Altinci y cols. <sup>246</sup> (2016)	14	38	0	12	100%
Fabado y cols. (2016)	107	274	4	4	98,50%

**Tabla 32.** Tasas de éxito de los implantes dentales con aleación de titanio y zirconio.

## **5.2. Discusión sobre los resultados del estudio.**

Antes de correlacionar el análisis de frecuencia de resonancia con las variables del protocolo, se realizó una correlación entre los valores ISQ Vb/PL e ISQ M/D iniciales y se obtuvo que las distribuciones eran prácticamente iguales por lo que se esperaba que ambas mediciones se comportaran del mismo modo con respecto a los factores del estudio. En cuanto a la estabilidad primaria del presente estudio, el valor ISQ inicial medio (media  $\pm$  desviación típica) obtenido con el sistema de frecuencia de resonancia, fue de  $70,03 \pm 8,83$  ISQ, cifra que indica una estabilidad primaria alta y que podría interpretarse como una situación favorable para los implantes. Si se compara con el estudio de Altinci y cols.<sup>246</sup> que también emplearon implantes con aleación de titanio y zirconio, obtuvieron un valor ISQ inicial medio de  $70,35 \pm 7,01$  ISQ, resultado prácticamente idéntico al del presente estudio. Por otra parte, en una investigación llevada a cabo por Karl y cols.<sup>249</sup> donde se colocaron 385 implantes de titanio de la marca Straumann® sobre 181 pacientes, obtuvieron un valor ISQ medio en

el momento de la cirugía de 72,7 ISQ. Siguiendo esta misma línea, autores como Sennerby y cols.<sup>250</sup>, Degidi y cols.<sup>251</sup> y Filho y cols.<sup>184</sup> obtuvieron valores ISQ iniciales sobre implantes de titanio en un rango de 66,9 a 74 ISQ. Esta variabilidad en la medida de la estabilidad primaria podría deberse a que los implantes, técnicas y protocolos quirúrgicos influyen en la estabilidad primaria.

La estabilidad inicial del implante va incrementándose gradualmente gracias a los fenómenos biológicos que ocurren en la interfase ósea, lográndose una mayor estabilidad a lo largo del tiempo<sup>30,44</sup>. En el presente trabajo, la estabilidad secundaria media fue de  $74,9 \pm 7,9$  ISQ, valor que indicaría una estabilidad alta y una cicatrización adecuada para poder proceder a la carga protésica. Si se compara con el estudio realizado recientemente por Altinci y cols.<sup>246</sup> con implantes de titanio-zirconio, los valores ISQ a las 12 semanas fueron de  $75,75 \pm 4,49$  ISQ. Siendo estos resultados muy parecidos a los del presente trabajo.

Si se comparan estos valores con otros estudios realizados con implantes de titanio donde también midieron la estabilidad secundaria a las 12 semanas de vida del implante, Zhou y cols.<sup>252</sup> colocaron 79 implantes dentales Straumann® sobre 47 pacientes y obtuvieron unos valores ISQ medios de  $72,88 \pm 5,4$  ISQ. En otro estudio, realizado por Deli y cols.<sup>129</sup> donde se insertaron 98 implantes de titanio, obtuvieron unos valores ISQ medios a las 12 semanas de  $73 \pm 8,7$  ISQ. Medidas de estabilidad diferidas a las 12 semanas también fueron registradas por Montis y cols.<sup>253</sup>, que colocaron 44 implantes dentales sobre 17 pacientes y obtuvieron una estabilidad secundaria a las 12 semanas de  $74,1 \text{ ISQ} \pm 3,8 \text{ ISQ}$ .

### **5.2.1. Discusión sobre los factores relacionados con la estabilidad.**

5.2.1.1. Discusión sobre las variables relacionadas con los datos generales y clínicos del paciente.

- **Sexo.**

Con respecto al sexo, la distribución porcentual entre hombres (44,9%) y mujeres (56,1%) estuvo bastante equiparada. Los valores ISQ iniciales promedios en los hombres fueron de  $71,2 \pm 4,5$  ISQ y a las 12 semanas de  $74,32 \pm 3,9$  ISQ. Para las mujeres los valores promedios de estabilidad inicial fueron de  $68,9 \pm 5,2$  ISQ y los valores promedios de estabilidad secundaria fueron de  $73,3 \pm 4,8$  ISQ. Aunque los valores ISQ fueron mayores en el género masculino en todo momento no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la estabilidad primaria y

secundaria en cuanto al género. Estos resultados coinciden con los de Boronat-López y cols.<sup>254</sup> que midieron la estabilidad primaria de 133 implantes dentales y tampoco obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre la estabilidad inicial y el sexo del paciente. Al igual que en el estudio de Zhou y cols.<sup>252</sup> que obtuvieron un  $p=0,276$  al relacionar la estabilidad primaria y secundaria a las 12 semanas con el sexo del paciente.

Por el contrario, otras investigaciones, como las de Östman y cols.<sup>31</sup> donde analizaban la estabilidad primaria de 905 implantes sobre 267 pacientes, sí que hallaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos sexos, siendo la estabilidad primaria en las mujeres menor que en los hombres. Estos resultados coinciden también con los del estudio de Katsouli y cols.<sup>256</sup> que analizaron la estabilidad de los implantes en el momento de su colocación y a las 12 semanas, en 40 pacientes mayores, de los cuales 16 eran mujeres y 24 eran hombres. Para las mujeres obtuvieron unos valores ISQ iniciales de  $56,5 \pm 2$  ISQ y a las 12 semanas fueron de  $55,9 \pm 2,4$  ISQ. Para los hombres los valores ISQ iniciales fueron  $61,4 \pm 1,4$  ISQ y  $62 \pm 2$  ISQ a las 12 semanas, obteniendo una diferencia estadísticamente significativa entre la estabilidad y el sexo del paciente. Al igual que Zix y cols.<sup>256</sup> que observaron diferencias significativas en la estabilidad de los implantes entre hombres y mujeres postmenopáusicas de la misma edad, donde los valores ISQ fueron mayores en los varones.

Los resultados de estos estudios se pueden deber a la edad avanzada de sus muestras y a que la mayoría de las mujeres estaban en edad posmenopáusica, lo que no se puede extrapolar al resto de la población de sexo femenino.

- Edad.

En cuanto a la edad, gran parte de los implantes, 185 de 274 se colocaron en pacientes mayores de 51 años. Los resultados del presente estudio indicaron que sí existió una correlación directa entre los valores ISQ M/D iniciales de los implantes y la edad del paciente, es decir, cuanto más joven era el paciente la estabilidad primaria fue mayor. Los valores ISQ M/D en los pacientes menores de 50 años fue  $70,02$  ISQ  $\pm 3,6$  ISQ, en los pacientes con edad entre 51 y 59 años los ISQ M/D iniciales fueron de  $69,9 \pm 4,7$  ISQ. En los pacientes mayores de 60 años los valores ISQ M/D iniciales fueron de  $65,7 \pm 3,5$  ISQ. Para la variación de la estabilidad primaria no se obtuvieron diferencias significativas entre las diferentes edades y la estabilidad. Al respecto, existen pocas investigaciones que relacionen estas variables, Boronat-López y cols.<sup>254</sup>

no encontraron una relación estadísticamente significativa entre estas variables. La edad media de sus pacientes fue de 52,6 años, algo inferior a la de los presentes resultados. Estos datos también coinciden con las investigaciones de Montis y cols.<sup>253</sup>, donde la edad media de los pacientes de su muestra fue de 53,6 años y no hallaron diferencias significativas entre la edad de los pacientes y la estabilidad de las fijaciones.

Estos resultados obtenidos se pueden deber a que no existen muchos pacientes jóvenes en el presente estudio y en los hallados en la literatura, lo que hace difícil la valoración del impacto de la edad entre estos parámetros.

- Patología médica.

La presencia de enfermedad general en la muestra de la presente tesis fue en 33,6% de los pacientes. Cabe destacar la patología endocrina, donde se obtuvo una relación estadísticamente significativa entre los pacientes con diabetes mellitus controlada y la variación en los valores ISQ<sub>V</sub>. Las variaciones de los ISQ Vb/PL<sub>V</sub> e ISQ M/D<sub>V</sub> disminuyen en 5,636 / 6,073 unidades, respectivamente, si hay patología endocrina frente a si no hay patologías sistémicas.

En la bibliografía consultada, hablan sobre la supervivencia de los implantes colocados en pacientes con patología endocrina y no de estabilidad de los implantes. Al respecto, Morris y cols.<sup>257</sup> estudiaron la supervivencia de los implantes en pacientes con diabetes tipo 2 (no insulino dependientes) y encontraron mayores tasas de fracaso en los pacientes diabéticos frente a los pacientes sanos; resultados que coinciden con los descritos por Mellado-Valero y cols.<sup>258</sup> que observaron más fracasos implantológicos en pacientes diabéticos comparado con la población general; siendo la mayoría de ellos durante el primer año de carga funcional. En este mismo sentido, publicaciones como las de Razzouk y Sarkis<sup>259</sup> e investigaciones como las de Nemtoi y cols.<sup>260</sup> afirman también esta relación.

Sin embargo, Alsaadi y cols.<sup>261</sup> en un estudio retrospectivo, observaron que la diabetes controlada tipo I y II no estaba relacionada con el aumento de fracasos de los implantes. Alissa y Oliver<sup>131</sup> tampoco hallaron una relación estadísticamente significativa ( $p=0,19$ ) al relacionar estas variables.

Cabe destacar el estudio realizado por Oates y cols.<sup>262</sup> en 2014, donde colocaron 234 implantes sobre 117 pacientes desdentados, divididos en tres grupos. Un grupo estaba formado por pacientes sanos, otro por pacientes con diabetes tipo 2 bien controlada y el último por pacientes con diabetes tipo 2 no controlada. Midieron la

estabilidad de implantes mediante análisis de frecuencia de resonancia en el momento de la cirugía, a los 4 meses y al año. Los resultados indicaron que el aumento de la estabilidad de los implantes, en los pacientes con un peor control de la glucemia, fue más lento, aunque estos resultados no fueron estadísticamente significativos ( $p=0,651$ ).

Así, en la revisión realizada por Javed y Romanos<sup>263</sup> se muestra igual tasa de éxito de implantes en pacientes diabéticos, con un buen control metabólico, que en pacientes sin patología endocrina.

Estos resultados pueden ser debidos a que la muestra de pacientes con patología endocrina en general es reducida en los diferentes estudios publicados.

En cuanto a la osteoporosis, en la presente tesis, no se ha obtenido una relación estadísticamente significativa entre este tipo de patología y la estabilidad de los implantes, esto se puede deber a que la muestra de pacientes con osteoporosis fue reducida, tan solo 5 mujeres de 107 pacientes y ninguna de ellas ingería bifosfonatos. Sin embargo, existen estudios publicados con mayor muestra de pacientes con osteoporosis como la realizada por Amorim y cols.<sup>264</sup> en el cual colocaron 39 implantes en 19 mujeres diagnosticadas de osteoporosis pero que no tomaban bifosfonatos y 43 implantes en 20 mujeres sin este tipo de patología, todas ellas entre 48 y 70 años de edad. En el estudio no se obtuvieron diferencias significativas entre ambos grupos. Tan solo fracasó un implante en el grupo de las mujeres con osteoporosis, por lo que no pudieron atribuir esta pérdida a la patología estudiada.

En cambio, un estudio realizado por Brügger y cols.<sup>82</sup> sobre 1.568 pacientes con una edad media de 52 años donde se colocaron 2.279 implantes, sí obtuvieron una correlación estadísticamente significativa ( $p=0,003$ ) entre pacientes que tomaban bifosfonatos por osteoporosis y el fracaso de los implantes.

Cabe destacar, un reciente estudio realizado por Merheb y cols.<sup>265</sup> que miden mediante el instrumento Ostell™ISQ, la estabilidad primaria y secundaria de los implantes colocados en un grupo de pacientes con osteoporosis, otro con osteopenia y otro sin ningún tipo de patología. En el momento de la cirugía los valores más bajos de estabilidad primaria fueron para los pacientes con osteoporosis ( $63,3 \pm 10,3$  ISQ), seguido de los pacientes con osteopenia ( $65,3 \pm 7,5$ ) y por último, los pacientes del grupo control ( $66,7 \pm 8,7$  ISQ). Para la estabilidad secundaria, también sucedió algo similar, los valores más bajos que se obtuvieron fueron para los pacientes con osteoporosis ( $66,4 \pm 9,5$  ISQ) seguido de los pacientes con osteopenia ( $70,7 \pm 7,8$  ISQ)

y los valores más altos de estabilidad se lograron en los pacientes sin patología ( $72,2 \pm 7,2$  ISQ). Las diferencias entre el grupo de pacientes con osteoporosis y sin patología sistémica fueron estadísticamente significativos.

- Número de fármacos.

En cuanto al número de fármacos, menos de la mitad de la muestra (38 pacientes) ingería algún tipo de fármaco. En el presente estudio, la variación de la estabilidad fue mayor en aquellos pacientes que no tomaban fármacos, siendo este resultado estadísticamente significativo al aplicar el modelo multinivel de una sola variable predictora. Estos resultados están muy relacionados con la presencia de patología sistémica en el paciente. Los estudios publicados actualmente, tratan más la relación entre enfermedades sistémicas y éxito de implantes que el número de fármacos<sup>131,82,266</sup>. Según la literatura, autores como de Morais y cols.<sup>267</sup>, Brügger y cols.<sup>82</sup>, Jacobsen y cols.<sup>268</sup> afirman que los fármacos de uso más común entre los pacientes que tienen mayor relación con el fracaso de los implantes son los bifosfonatos, los corticoesteroides, la insulina y los medicamentos para tratar la diabetes tipo 2.

- Causa de la pérdida dentaria.

La causa más frecuente de pérdida dentaria en la presente tesis fue por enfermedad periodontal, 54 pacientes de 107 perdieron sus dientes por este motivo. Además, se obtuvo una diferencia estadísticamente significativa entre la evolución de la estabilidad secundaria y las causas de la pérdida dentaria, en concreto entre la caries y la enfermedad periodontal. La estabilidad primaria varió 1,5 unidades ISQ más si la causa de la pérdida era por caries dental a que si lo era por enfermedad periodontal. Además, las variaciones de ISQ Vb/PL<sub>v</sub> aumentaron en 0,975 unidades si la causa de la pérdida dentaria fue por caries frente a la enfermedad periodontal. Es decir, si un paciente ha perdido los dientes por enfermedad periodontal, la evolución de la estabilidad de los implantes será menor con respecto a la pérdida por caries. Estos resultados coinciden con la tesis realizada por Quesada-García<sup>269</sup>, aunque sus resultados no fueron significativos.

La literatura publicada estudia más la relación entre la causa de la pérdida dentaria y la supervivencia de los implantes que la relación entre estabilidad y causa de la

pérdida de dientes. En esta línea, destaca una revisión bibliográfica realizada por Schou y cols.<sup>270</sup>, en la que estudiaron los factores previos a la pérdida dentaria en la supervivencia de los implantes. Estudiaron dos grupos de pacientes, el primero formado por pacientes con pérdida dentaria asociada a periodontitis y el otro grupo formado por individuos con pérdida dental no asociada a periodontitis. Al comparar ambos grupos, los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas en el índice de fracasos de los implantes colocados, aunque sí hallaron un incremento significativo de presencia de periimplantitis y pérdida de hueso marginal en aquellos pacientes con periodontitis previa.

Estos resultados coinciden con los estudios realizados por Heitz-Mayfield<sup>271</sup>, Clark y Levin<sup>272</sup> y Koldslund y cols.<sup>273</sup> que afirman que la pérdida de los dientes por enfermedad periodontal se ha identificado como un factor de riesgo para la patología periimplantaria y observaron que la pérdida de implantes estaba asociada significativamente con la periodontitis.

- Índice de Silness y Løe.

Para el análisis periodontal de los pacientes del presente estudio se empleó el índice de placa y cálculo elaborado por Silness y Løe<sup>274</sup> en la década de los sesenta. Para la obtención de este índice se midieron todos los dientes presentes en boca del paciente. Como se describe en el apartado de material y método, se empleó para el índice de placa valores de 0 a 3 por superficie del dientes analizada, si el paciente era desdentado se consideró no valorable.

En el presente trabajo se obtuvo una relación estadísticamente significativa entre las variaciones en los valores ISQ<sub>v</sub> y el índice de Silness y Løe.

Quesada-García<sup>269</sup> en el año 2010, relacionó la evolución de los valores ISQ con el nivel de higiene oral de 93 pacientes con un total de 235 implantes colocados y no obtuvo diferencias estadísticamente significativas en los valores ISQ a las 12 semanas entre las diferentes categorías de higiene.

Diferentes autores han asociado los niveles de higiene oral con el pronóstico de los implantes. Isaksson y cols.<sup>275</sup> no hallaron evidencia de movilidad en implantes y prótesis colocadas en pacientes con niveles bajos de higiene, con respecto a niveles moderados y óptimos. En este sentido, Heitz-Mayfield<sup>271</sup> y Demmer<sup>276</sup> sugirieron que la presencia de placa oral no se podía considerar como un verdadero factor de riesgo de fracaso. Por otro lado, en el estudio realizado por Galindo-Moreno y cols.<sup>277</sup> mostraron pérdidas de hueso significativas en pacientes con índices altos de placa oral. Por todo

lo anterior, son necesarios más estudios que relacionen el índice de placa del paciente con la estabilidad de los implantes objetivamente y no en términos de fracaso.

#### 5.2.1.2. Discusión sobre las variables relacionadas con el espacio edéntulo.

- Arcada.

En cuanto a la estabilidad de los implantes según si se colocaron en el maxilar o en la mandíbula, los resultados de esta investigación demostraron que en la mandíbula la estabilidad primaria fue mayor, con unos valores ISQ promedios de  $73,7 \pm 7,4$  ISQ, que en el maxilar, con unos valores promedios de  $67,1 \pm 8,7$  ISQ, siendo este hecho estadísticamente significativo. Los valores ISQ promedios a las doce semanas en la mandíbula fueron de  $76 \pm 5,8$  ISQ y los valores promedios en el maxilar fueron de  $71,6 \pm 4,3$  ISQ. Con una variación de estabilidad de  $4,5 \pm 0,76$  ISQ en el maxilar y de  $2,3 \pm 0,56$  ISQ en la mandíbula. Para la evolución de la estabilidad no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre ambos maxilares.

Los presentes hallazgos coinciden con los de Gehrke y cols.<sup>278</sup> que midieron el cociente de estabilidad en 100 implantes de titanio en diferentes periodos de osteointegración para determinar si había diferencias entre ambas arcadas. La estabilidad inicial de los implantes para la arcada superior fue de  $61,8 \pm 6,5$  ISQ y a los 3 meses fue de  $72,3 \pm 5,9$  ISQ. En la arcada inferior obtuvieron una estabilidad primaria de  $72,9 \pm 7,0$  ISQ y una estabilidad secundaria de  $75,3 \pm 5,8$  ISQ. Estos autores obtuvieron una diferencia estadísticamente significativa en la estabilidad primaria según si se ponía el implante en la mandíbula o en el maxilar. También afirmaron que la evolución de la estabilidad de los implantes medido en valores ISQ fue similar en ambas arcadas.

En este sentido, cabe mencionar el estudio de Zhou y cols.<sup>252</sup> donde colocaron 104 implantes SLA ITI (Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) en 59 pacientes. Estos autores obtuvieron unos valores ISQ promedios iniciales para la mandíbula de  $77,37 \pm 5,5$  ISQ y para el maxilar de  $70,85 \pm 4,6$  ISQ, siendo estos resultados estadísticamente significativos ( $p < 0,001$ ). En cambio, cuando analizan la evolución de la estabilidad a las 12 semanas obtuvieron para la mandíbula  $76,9 \pm 5,1$  ISQ y para el maxilar  $71,4 \pm 4,4$  ISQ, es decir, la estabilidad en la mandíbula descendió ligeramente. Los autores explicaron que esto se podía deber a que los valores de partida en la arcada inferior eran muy altos, siendo este resultado no significativo.

Resultados similares también obtuvieron Montis-Pelegay y cols.<sup>253</sup> donde los valores ISQ fueron menores en el maxilar que en la mandíbula y el incremento de ISQ tras el periodo de osteointegración fue mínimo en ambas arcadas, hecho que se puede deber también a los altos valores ISQ obtenidos en el momento de la cirugía (maxilar 70,9 ISQ, mandíbula 72,5 ISQ).

Los autores<sup>252,253,278</sup> explicaron que este fenómeno podía deberse a que normalmente la densidad ósea es mayor en la mandíbula que en el maxilar.

- Posición.

La posición de los implantes dentro de la arcada fue otra de las variables que se estudiaron. Existió una relación estadísticamente significativa entre la posición de los implantes, según si fueron colocados a nivel anterior o posterior, y los valores ISQ iniciales ( $p=0,001$ ), si un implante se colocaba en la parte posterior los valores ISQ se reducían de media 3 unidades respecto a si estaba en el sector anterior. Los valores ISQ promedios iniciales para la parte anterior del maxilar fueron de  $74,1 \pm 7,47$  ISQ y a las 12 semanas fueron de  $78,3 \pm 4,6$  ISQ. Para la parte posterior la estabilidad inicial media fue de  $67,5 \pm 8,6$  ISQ y a las 12 semanas fue de  $71,1 \pm 5,3$  ISQ. La posición no influyó de forma significativa en la evolución de la estabilidad en los resultados obtenidos en la presente tesis.

Estos resultados coinciden con el estudio de Montis-Pelegay y cols.<sup>253</sup> que también obtuvieron los mejores resultados en las zonas anteriores que posteriores tanto para la estabilidad primaria como secundaria. Al igual que Monje y cols.<sup>279</sup> que midieron mediante análisis de frecuencia de resonancia la estabilidad de 214 implantes en el momento de la cirugía y a los 4 meses, todas las fijaciones se colocaron siguiendo el mismo protocolo de fresado para la osteotomía y al mismo torque de inserción (35 Ncm). Los mayores valores de estabilidad tanto inicial como tras la osteointegración fueron en los sectores anteriores ( $p<0,001$ ).

Según, Farré-Pagès y cols.<sup>62</sup> la estabilidad inicial de los implantes presenta una fuerte correlación con la localización de las fijaciones en los maxilares con un  $p=0,0064$ , siendo mejor la estabilidad primaria en la parte anterior que posterior. Resultados que coinciden con Östman y cols.<sup>31</sup> en un estudio que realizaron sobre 905 implantes, hallaron unos valores ISQ mayores en la región anterior en comparación con la posterior de ambas arcadas, siendo estos resultados estadísticamente significativos. Esto corrobora que en los sectores posteriores la densidad del hueso es más pobre que en los sectores anteriores. Hecho que confirma en su estudio Balshi y cols.<sup>226</sup> que

observaron unos valores más bajos de estabilidad inicial en la región posterior de las arcadas y concluyeron que este hecho coincidía con un tipo de hueso más blando. Por el contrario, Boronat y cols.<sup>254</sup> no encontraron diferencias significativas entre el sector anterior y posterior al igual que Balleri y cols.<sup>280</sup>. En ambos estudios medían la estabilidad primaria mediante análisis de frecuencia de resonancia. Pero este hecho podía deberse a la influencia de otros parámetros como las modificaciones de la técnica quirúrgica según la densidad ósea. La estabilidad primaria se puede mejorar en huesos blandos de diferentes formas, mediante infrapreparación del lecho, empleando osteotomos en la cirugía y eliminando el avellanado del proceso para evitar reducir hueso cortical<sup>35,186</sup>. En la presente tesis, todos los implantes fueron colocados siguiendo el protocolo de fresado marcado por Straumann®, sin emplear osteotomos en pacientes con hueso de pobre densidad, para evitar que el cirujano oral adaptase la técnica y secuencia de fresado en función de su criterio clínico.

- Densidad ósea (HU).

Otra variable que se recogió en el protocolo fue la densidad ósea, medida en HU, del lugar donde estaba planificado la colocación de implantes. Se obtuvo una correlación estadísticamente significativa entre los valores ISQ iniciales y la densidad ósea. Por cada 100 HU que aumentaba la densidad, la estabilidad primaria se incrementó en 5 unidades ISQ. En cambio, la densidad ósea no influyó de forma significativa sobre la evolución de la estabilidad.

En un estudio realizado por Sim y Lang<sup>29</sup>, colocaron 32 implantes de titanio Straumann® en 32 pacientes pero previamente determinaron la densidad ósea siguiendo la clasificación de Lekholm & Zarb<sup>84</sup> (1985). Una vez colocados los implantes midieron la estabilidad en el momento de la cirugía, la estabilidad una vez por semana durante 6 semanas, a las 8 semanas y finalmente a las 12 semanas mediante en instrumento Osstell™. Obtuvieron una relación estadísticamente significativa entre la estabilidad primaria y la densidad ósea. Pero no para la estabilidad a las 12 semanas, lo que coincide con los resultados esta investigación.

Salimov y cols.<sup>281</sup> insertaron 65 implantes en 17 pacientes, a los que previamente se les midió la densidad ósea en HU mediante una tomografía computarizada. Analizaron la estabilidad primaria únicamente y también hallaron una correlación estadísticamente significativa entre la densidad ósea y la estabilidad inicial. Resultados que también coinciden con Merheb y cols.<sup>282</sup> y las investigaciones de Turkyilmaz y McGlumphy<sup>283</sup>.

En base a los estudios mencionados, diferentes publicaciones, ponen de manifiesto que la calidad ósea influye significativamente en los valores ISQ iniciales. Un implante

insertado en el lecho óseo puede presentar valores de estabilidad muy distintos y éstos tienden a uniformarse a medida que se va cumpliendo el proceso de osteointegración. En relación a la estabilidad secundaria, la densidad ósea no parece influir en igual medida que en la primaria, pues según las publicaciones los valores tienden a ser parecidos una vez transcurrido el tiempo de osteointegración<sup>27,283,284</sup>.

También se analizaron los factores relacionados con la densidad ósea del paciente independientemente de la estabilidad de los implantes. Las variables que fueron estadísticamente significativas fueron el sexo del paciente ( $p=0,020$ ), siendo, la densidad ósea mayor en hombres (694 HU) que en mujer (606 HU) y el torque de inserción en el momento de la colocación de los implantes ( $p=0,000$ ), siendo mayor el torque a medida que aumentan las HU.

En cuanto al sexo del paciente, la edad media de las mujeres de la muestra fue de 53 años, edad en la que la densidad ósea mineral puede estar afectada por cambios hormonales. Estudios como los de Famili y Zavoral.<sup>285</sup>, Ulm y cols.<sup>286</sup> y Turkyilmaz y cols.<sup>287</sup> también relacionaron la densidad ósea con el sexo del paciente, obteniendo una correlación estadísticamente significativa en todos los estudios anteriores.

Los resultados obtenidos al relacionar el torque de inserción con la densidad ósea del paciente, coinciden con la investigación previamente realizada por Degidi y cols.<sup>251</sup> que colocaron 2.951 implantes en hueso sano. Del total de los implantes, 270 fueron colocados en hueso tipo D1, 944 en el hueso tipo D2, 1.371 implantes en el D3 y 366 en el tipo óseo D4. Los autores obtuvieron una fuerte correlación entre el torque de inserción y la densidad ósea.

En un reciente estudio realizado por Wada y cols.<sup>288</sup> midieron la densidad ósea en HU sobre la tomografía computarizada previamente a la cirugía de 25 implantes y siguiendo el protocolo quirúrgico de la marca de implantes que emplearon, midieron el torque de inserción de cada implante. El análisis estadístico reveló una fuerte correlación positiva entre el torque de inserción y la densidad ósea. Los resultados confirmaron que conocer la densidad ósea previamente a la cirugía mediante una tomografía computarizada es una herramienta clave para predecir la estabilidad primaria de las fijaciones.

Del mismo modo, Ikumi y Tsutsumi<sup>289</sup>, en su investigación colocaron 56 implantes sobre 13 pacientes parcialmente desdentados, durante la planificación de los implantes determinaron la densidad ósea en HU. Estos autores también observaron

una relación estadísticamente significativa entre el torque de inserción y la densidad ósea ( $p=0,01$ ). Cabe destacar que para medir el torque de inserción de los implantes emplearon el motor OsseoCare® (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden), que registra en todo momento el torque de inserción del implante.

### 5.2.1.3. Discusión sobre las variables relacionadas con el diseño del implante.

- Diámetro.

El diámetro de los implantes, según los presentes resultados, no estuvo relacionado de modo significativo con la estabilidad primaria. Los valores ISQ promedios para los implantes de 3,3mm fueron de  $69,8 \pm 7,5$  ISQ y para los implantes de 4,1mm fueron de  $70,2 \pm 6,3$  ISQ. En cambio sí que influyó estadísticamente el diámetro sobre la evolución de la estabilidad, con un  $p=0,000$ . Los valores ISQ promedios a las 12 semanas en los implantes de 3,3mm fueron de  $72,7 \pm 1,3$  ISQ y para los implantes de 4,1mm fueron de  $75,1 \pm 1,5$  ISQ. Por lo que, las variaciones de ISQ Vb/PL<sub>v</sub> e ISQ M/D<sub>v</sub> aumentan en 1,511/1,333 unidades, respectivamente, si el diámetro del implante es de 4,1mm frente al de 3,3 mm.

Si se analiza la influencia del diámetro sobre la estabilidad de los implantes dentales en los artículos publicados, cabe destacar el estudio de Bischof y cols.<sup>289</sup> que midieron con el instrumento Osstell™, la estabilidad de 43 implantes de titanio de la marca Straumann® en el momento de la cirugía, en la primera semana y en las semanas 2, 4, 6, 8, 10 y 12 de la colocación de los implantes. Sus resultados mostraron que la estabilidad primaria está únicamente relacionada de modo significativo con la densidad ósea y no con el diámetro del implante. En cambio, a medida que avanzaba la osteointegración, el diámetro de los implantes influyó de forma estadísticamente significativa sobre la estabilidad secundaria. Los autores concluyeron que la densidad ósea del lugar que va a recibir el implante es el parámetro fundamental para la estabilidad primaria y no el diseño del implante pero conforme avanza la osteointegración la densidad queda en un segundo plano, resultados que coinciden con los de esta tesis.

En consonancia con el presente estudio, Han y cols.<sup>133</sup> en el año 2010, también estudiaron la evolución de la estabilidad de 25 implantes dentales Straumann® en diferentes tiempos de cicatrización ósea hasta las 12 semanas. Para ello, colocaron implantes de 4,1mm y 4,8mm de diámetro con una longitud de 10mm. En el momento de la colocación los valores ISQ medios para el diámetro de 4,1 fue de 72,6 ISQ y 74,4

ISQ para los de 4,8mm. A las 12 semanas, la estabilidad en ISQ fue de 76,5 unidades y 77,8 ISQ si los implantes eran de 4,8mm de diámetro. El coeficiente de estabilidad primaria y secundaria fue mayor para los implantes de 4,8mm en todo momento, aunque estos resultados no fueron estadísticamente significativos.

Resultados que coinciden con los estudios realizados en Suiza por Huwiler y cols.<sup>290</sup> y en España por Montis-Pelegay y cols.<sup>253</sup>

En cambio, en un reciente estudio realizado por Romanos y cols.<sup>291</sup> donde colocaron 80 implantes dentales de 3,7 mm de diámetro y otros 80 implantes de 4,1mm de diámetro todos ellos de 10mm de longitud en dos tipo de densidades óseas diferentes. Evaluaron mediante análisis de frecuencia de resonancia únicamente la estabilidad primaria. Los resultados mostraron unos valores ISQ mayores en los implantes de 4,1 mm independientemente de la densidad, siendo esta diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ). Este hecho se puede deber a que los implantes empleados son todos cónicos y está demostrado que este tipo de implantes favorece la compactación ósea durante su inserción, cobrando menos importancia la densidad ósea del paciente en estos casos<sup>181,292,293</sup>, los implantes empleados en la presente tesis son todos de paredes paralelas, por este motivo, el diámetro del implante en los momentos incipientes de estabilidad, parece que tenga menor trascendencia.

Otro autor como, Gómez-Polo y cols.<sup>294</sup> también publicaron recientemente, un estudio hecho sobre 63 pacientes parcialmente desdentados. Analizaron la estabilidad primaria y secundaria de 88 implantes cónicos de diámetro estrecho (3,75 mm) y diámetro medio (4,25 mm). Obtuvieron una estabilidad inicial media de 74 ISQ para los implantes de 3,75 mm y 77 ISQ en los implantes de 4,25 mm. En cuanto a la estabilidad secundaria media, los implantes de 3,75 mm llegaron a 77,41 ISQ y para el diámetro 4,25 mm fue de 75,51 ISQ, siendo esta diferencia estadísticamente significativa tanto para la estabilidad primaria como secundaria,  $p < 0,01$ . Se puede observar una disminución de los valores ISQ promedios durante la osteointegración de los implantes de diámetro mediano, al respecto, los autores afirman que se puede deber a que de partida los valores ISQ iniciales en los implantes de 4,25 mm de diámetro eran muy elevados por lo que tienden a decrecer ligeramente.

Por último, Degidi y cols.<sup>251</sup> también investigaron acerca de la estabilidad primaria de 4.135 implantes dentales de la marca Xive®. Utilizaron cinco diámetros diferentes en su estudio, comprendidos desde 3,0 mm hasta 5,5 mm el más ancho. Hallaron una débil correlación entre la estabilidad primaria, medida en valores ISQ y el diámetro de los implantes,  $p = 0,097$ . Aunque los valores ISQ fueron siempre más altos en los implantes de diámetro más ancho, resultados que coinciden con los del presente estudio.

- Longitud.

Una de las características que podrían variar o determinar el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales podría ser la longitud de los mismos, ya que en el mercado dental se pueden encontrar multitud de medidas longitudinales, desde los 4 mm a los 18 mm o inclusive más. Debido al riesgo anatómico que supone el colocar implantes dentales muy largos, sobretodo en huesos muy compactos, ya que se puede provocar un sobrecalentamiento óseo durante la osteotomía o durante la inserción del implante, lo que conllevaría al fracaso del tratamiento implantológico por necrosis ósea. Por lo tanto, estos factores son los que guían a elegir la longitud más adecuada para cada caso, no sólo en función de la cantidad de hueso remanente, sino por la densidad y por la proporción corona-implante, ya que éste último determina la sobrecarga del implante una vez hecha la restauración protésica<sup>5,68,129,134</sup>.

Los datos que se han obtenido en el presente estudio al relacionar la longitud del implante con los valores ISQ iniciales, dieron lugar a una relación estadísticamente significativa,  $p < 0,05$ . Por lo que, los implantes de 12 mm de longitud ( $70,9 \pm 3,1$  ISQ medios) y los de 10 mm de longitud ( $71,5 \pm 3,7$  ISQ medios) presentaban mayor estabilidad primaria con respecto a los de 8 mm de longitud ( $66,1 \pm 9,1$  ISQ medios). Al analizar la evolución de la estabilidad sólo se halló una diferencia estadísticamente significativa entre los valores ISQ  $V_b/PL_v$  e ISQ  $M/D_v$  de los implantes de 12 mm ( $75,8 \pm 7,5$  ISQ medios) con respecto a los de 8 mm ( $67,3 \pm 4,8$  ISQ medios).

Los resultados que apoyan el estudio de Montis-Pelegay y cols.<sup>253</sup> que obtuvieron mayor estabilidad primaria y secundaria en los implantes de 10 mm y 11,5 mm con respecto a los de 8,5 mm siendo este hecho estadísticamente significativo.

Al igual que Sim y Lang<sup>29</sup>, donde monitorizaron la estabilidad de implantes dentales SLA Straumann® tissue-level mediante análisis de frecuencia de resonancia durante 12 semanas. No obtuvieron una diferencia estadísticamente significativa entre la longitud del implante y la estabilidad inicial, ( $p=0,081$ ). Los autores exponen que se puede deber a la reducida muestra empleada (32 implantes). Pero afirman que los valores ISQ en el momento de la cirugía siempre fueron mayores en los implantes de 10 mm ( $70,3 \pm 8,7$  ISQ) con respecto a los de 8 mm ( $59,8 \pm 21,4$  ISQ). Al evaluar la estabilidad a las 12 semanas, tampoco obtuvieron unos resultados estadísticamente significativos entre longitud y estabilidad, y responsabilizan a la densidad ósea de este hecho, aunque cabe destacar que los implantes de 10 mm presentaron mayor osteointegración, con  $74,8 \pm 4,5$  ISQ, respecto a los de 8 mm, con  $74,6 \pm 5,9$  ISQ.

Aunque el aumento en la longitud del implante es beneficioso para la estabilidad inicial y para la interfase entre hueso e implante<sup>296</sup>, algunos estudios muestran resultados

contradictorios, mientras que Miyamoto y cols.<sup>67</sup> en un estudio realizado en 255 implantes colocados en 50 pacientes edéntulos, no encontraron relación significativa entre la longitud y la estabilidad inicial medida con el sistema de análisis de frecuencia de resonancia, otros autores hallaron influencia significativa de la longitud de los implantes en los valores ISQ, donde la estabilidad primaria fue mayor en los implantes cortos que largos.

Para algunos autores como Balleri y cols.<sup>280</sup> y Farzad y cols.<sup>296</sup> la longitud no mostró influencia significativa en la variación de la estabilidad. En este sentido, Bischof y cols.<sup>289</sup>, tras doce semanas de seguimiento de implantes ITI con carga inmediata y diferida, no hallaron diferencias significativas en la estabilidad, medida con el instrumento Osstell™, entre longitudes de los implantes. En un periodo de seguimiento mayor, 4 meses, Brochu y cols.<sup>297</sup>, tampoco hallaron correlación entre la longitud y la estabilidad de los implantes medida con análisis de frecuencia de resonancia.

#### 5.2.1.4. Discusión sobre las variables relacionadas con los factores quirúrgicos.

- Torque de inserción de los implantes.

En cuanto a los factores quirúrgicos, se relacionó el torque de inserción de los implantes del estudio con el análisis de frecuencia de resonancia. Se encontró una correlación positiva entre ambas variables, resultando estadísticamente significativa. Así pues, la estabilidad primaria aumentó 7 unidades ISQ por cada 5 unidades que aumentó el torque de inserción. En cambio, al analizar la evolución de la estabilidad, se obtuvo que las variaciones de ISQ Vb/PL<sub>V</sub> e ISQ M/D<sub>V</sub> disminuían conforme el torque de inserción aumentaba, esto se puede deber, a que los valores ISQ iniciales altos tienden a mantenerse o incluso descender durante la osteointegración de los implantes y estos valores corresponden con los torque de inserción más altos, de ahí el motivo de que desciendan los ISQ con los torques más altos.

En un reciente estudio realizado en la Universidad Internacional de Cataluña por Lozano-Carrascal y cols.<sup>298</sup>, colocaron 22 implantes cónicos de la marca Mis® y 25 implantes de paredes paralelas de la marca Astra®. Todas las fijaciones fueron colocadas siguiendo las instrucciones del fabricante. Midieron el torque de inserción en el momento de colocar el implante y la estabilidad primaria mediante el instrumento Osstell™ Mentor. Distinguieron los resultados entre ambas arcadas, por lo que en la mandíbula, los valores ISQ medios para los implantes cónicos fueron de  $71,6 \pm 5,1$  ISQ y el torque de inserción fue de  $46,6 \pm 6,8$  Ncm. En cuanto a los implantes

cilíndricos, los valores ISQ fueron de  $57,1 \pm 4,8$  y el torque de inserción de  $35,7 \pm 6,7$  Ncm. En el maxilar, los valores ISQ medios para los implantes cónicos fueron de  $67,2 \pm 4,4$  con un torque de inserción de  $41,5 \pm 6,2$  Ncm. Las implantes de paredes paralelas obtuvieron una estabilidad primaria de  $49,2 \pm 15,3$  ISQ con un torque de inserción de  $39,2 \pm 6,3$  Ncm. Obteniendo una relación estadísticamente significativa entre la estabilidad primaria del implante y el torque de inserción.

Al respecto, O'Sullivan y cols.<sup>116</sup> compararon, en un estudio sobre cadáveres, el análisis de frecuencia de resonancia, el torque de inserción y la distintas calidades óseas y obtuvieron valores altos en todos los tipos de hueso, excepto en el tipo IV, coincidiendo con Boronat y cols.<sup>254</sup> donde sus implantes alcanzaron mayores valores ISQ y torques de inserción si fueron colocados en áreas de hueso más compacto.

Los valores de estabilidad primaria ISQ y Ncm están relacionados de manera estadísticamente significativa, tal y como fue descrito por Turkyilmaz y cols.<sup>299</sup> en sus investigaciones. Por el contrario, Friberg y cols.<sup>70</sup> y da Cunha y cols.<sup>300</sup> no encuentran correlación entre el torque de inserción y los valores ISQ, los autores exponen que se puede deber al diseño de los implantes empleado.

- Técnica quirúrgica.

En el presente estudio, se realizó una osteotomía convencional para colocar 170 implantes, donde los valores ISQ promedios en el momento de la cirugía fueron de  $68,9 \pm 4,5$  ISQ. El resto, 104 implantes, se colocaron mediante cirugía guiada y se obtuvieron unos valores ISQ promedios iniciales de  $71,7 \pm 5,1$  ISQ, siendo esta diferencia estadísticamente significativa, por lo que si la cirugía se realizó con férula guiada la estabilidad inicial de los implantes fue mayor a si se realizó una osteotomía convencional. Al analizar la variación de la estabilidad, la evolución de los implantes que fueron colocados mediante férula fue menor a si la osteotomía se realizó de modo convencional, siendo esta diferencia estadísticamente significativa. La varianza media de los valores ISQ<sub>v</sub> en la cirugía guiada fueron de  $3,9 \pm 3,1$  ISQ y para la osteotomía convencional fueron de  $5,1 \pm 2,6$  ISQ. Este hecho puede deberse a que la estabilidad primaria en los casos de cirugía guiada era mayor, por lo que los valores ISQ aumentaron sutilmente o se mantuvieron estables.

Existe a día de hoy, escasa literatura que analice la estabilidad de los implantes mediante análisis de frecuencia de resonancia, con férulas estereolitográficas, solamente el estudio prospectivo de Altinci y cols.<sup>246</sup>, que colocaron implantes de la casa Straumann® con aleación de titanio-zirconio de 3,3 mm de diámetro y 10 mm de longitud mediante férulas estereolitográficas, la estabilidad inicial fue de  $70,3 \pm 7$  ISQ y

a las 12 semanas de  $75,7 \pm 4,4$  ISQ, valores parecidos a los del presente estudio, aunque los autores no realizaron estadística sobre la evolución de la estabilidad de estos implantes.

Se ha publicado recientemente, un estudio in vitro realizado por Scherer y cols.<sup>301</sup> que comparaban la precisión de las osteotomías realizadas mediante férulas estereolitográfica o a mano alzada. Encontraron mayor precisión en las perforaciones realizadas mediante guía, siendo esta diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0,001$ ). Además, hallaron que la mayor inexactitud fue en relación a la profundidad de fresado en los casos de osteotomía convencional, hecho que no puede ocurrir en el caso de las cirugías realizados con férula estereolitográfica porque el sistema viene dotado con topes para la longitud de fresado. Autores como Cassetta y cols.<sup>242</sup>, Arisan y cols.<sup>302</sup>, Bilhan y cols.<sup>303</sup> y Kühl y cols.<sup>200</sup> también afirman que la colocación de los implantes mediante cirugía guiada proporciona una mayor fiabilidad y precisión de los tratamientos.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo ponen de manifiesto que la estabilidad primaria y secundaria puede verse afectada por una serie de factores relacionados con el paciente, el diseño de los implantes y la técnica quirúrgica elegida. Para finalizar, es importante señalar cuán importante es, para la práctica implantológica, contar un instrumento de medida objetivo, que permita evaluar la estabilidad del implante y pronosticar el éxito del tratamiento. También puede resultar útil como herramienta para documentar la experiencia clínica del tratamiento implantológico, así como, en la estandarización de los estudios de investigación y como complemento a las directrices ya existentes.

En base a ello y teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio, sería deseable llevar a cabo nuevas investigaciones ampliando la muestra y el tiempo de seguimiento, así como, controlar los posibles factores de riesgo que puedan afectar a la estabilidad de las fijaciones, con el fin de lograr una evidencia científica suficiente que permita llevar a cabo tratamientos más seguros y predecibles para los pacientes.



## **6. CONCLUSIONES**



1.- En el presente trabajo, destaca la densidad ósea del paciente como factor clave en la estabilidad primaria que se relaciona a su vez con la posición del implante en las arcadas dentarias. Para la estabilidad secundaria, factores como la patología endocrina, el nivel de higiene oral y la causa de la pérdida dental por enfermedad periodontal fueron factores que determinan la estabilidad final de los implantes de forma significativa.

2.- La longitud del implante en el momento de la inserción quirúrgica sí que influyó en la estabilidad primaria de modo estadísticamente significativo. En cambio, el diseño de los implantes, en cuanto a la longitud y el diámetro, sí que influyó sobre la osteointegración de los implantes de forma significativa.

3.- En lo referente al torque de inserción de los implantes, sí que fue determinante estadísticamente para la estabilidad inicial de las fijaciones. En cambio, las variaciones de la estabilidad durante el proceso de osteointegración fueron más sutiles en los torques más altos. El empleo de guías estereolitográficas en la cirugía sí que influyó estadísticamente sobre la estabilidad primaria de los implantes pero no tuvo significación durante la osteointegración.

4.- El tiempo fue un factor influyente en la estabilidad primaria, de manera que ésta se incrementó a las 12 semanas de la colocación de los implantes. Las varianzas de la osteointegración obtenidas en cada momento del tiempo indicaron que la estabilidad tenía menos variabilidad a las 12 semanas con respecto al momento de la colocación de los implantes, siendo estos hechos estadísticamente significativos.



## **7. BIBLIOGRAFÍA**



- 1.- Spiekermann H. Atlas de implantología. Barcelona: Masson; 1995.
- 2.- Brånemark PI. Introducción a la osteointegración. En: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. Prótesis tejido-integradas: la osteointegración en la odontología clínica. Barcelona: Quintessence Books; 1999. p. 11-76.
- 3.- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132.
- 4.- Misch CE. Implantología contemporánea. Madrid: Elsevier España; 2009.
- 5.- Misch CE. Prótesis dental sobre implantes. Madrid: Elsevier España; 2006.
- 6.- Buser D, Janner S, Wittneben J, Brägger U, Ramseier C, Salvi G. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14:839-51.
- 7.- McAllister BS, Haghghat K. Bone augmentation techniques. J Periodontol. 2007;78:377-96.
- 8.- Sierra-Sánchez JL, Martínez-González A, García-Sala Bonmatí F, Mañes-Ferrer JF, Brotons-Oliver A. Implantes estrechos, ¿son una opción de tratamiento predecible? Revisión de la literatura. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2014;19:53-60.
- 9.- Tolentino L, Sukelava F, Seabra M, Lima L, Garcez-Filho J, Araújo MG. Success and survival rates of narrow diameter implants made of titanium-zirconium alloy in the posterior region of the jaws – results from a 1 year follow-up. Clin Oral Implants Res. 2014;25:137-41.
- 10.- Misch CE. Dental education: meeting the demands of implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;121:334-8.
- 11.- Schlegel KA, Prechtl C, Möst T, Seidl C, Lutz R, von Wilmsowky C. Osseointegration of SLAactive implants in diabetic pigs. Clin Oral Implants Res. 2013;24:128-34.

- 
- 12.- El Askary AE. Cirugía estética reconstructiva en implantes. Barcelona: Espaxs; 2005.
- 13.- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsem P. Biological factors contributing to failures os osseointegrated oral implants. Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci. 1998;106:527-51.
- 14.-Schwartz-Arad D, Herzberg R, Levin L. Evaluation of long-term implant success. J Periodontol. 2005;76:1623-8.
- 15.- Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Succes criteria in implant dentistry: a systematic review. J Dent Res. 2012;91:242-8.
- 16.- Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza S. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review . Int J Oral Maxillofac Surg. 2015;44:377-88.
17. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Ericsson RA. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986;1:11-25.
- 18.- Walton JN, Gradner FM, Agar JR. A survery of crown and fixed partial denture failures: lenght of service and reasons for replacement. J Prosthet Dent. 1986;56:416-21.
- 19.- James RA. Periimplant considerations. Dent Clin North Am. 1980;24:415-20.
- 20.- Misch CE. The implant quality scale: a clinical assessment of the health disease continuum. Oral Health. 1998;15:15-25.
- 21.- Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10 year survival rates study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:181-8.
- 22.- Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long term follow-up study of non-submerged iti implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: ten-year life

table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. Clin Oral Implants Res. 2002;13:260-73.

23.- Schwartz-Arad D, Kidron N, Dolev E. A long-term study of implants supporting overdentures as a model for implant success. J Periodontol. 2005;76:1431-5.

24.- Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10 year prospective study of iti dental implants placed in the posterior región. I: clinical and radiographic results. Clin Oral Implants Res. 2007;18:699-706.

25.- Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two Branemark, IMZ or ITI implants: a ten-year prospective randomized study. J Clin Periodontol. 2009;36:799-806.

26.- Torsten J, Malin V. Incidence of first implant failure: a retrospective study of 27 years of implant operations at one specialist clinic. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17:501-10.

27.- Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and mechanical aspects and clinical implications. Periodontol 2000. 2008;47:51-66.

28.- Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. J Biomed Mater Res. 1998;43:192-203.

29.- Sim CPC, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™ mentor during implants tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length, Clin Oral Implants Res. 2010;21:598-604.

30.- Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. Compend Contin Educ Dent. 1998;19:493-502.

31.- Östman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. Int J Prosthodont. 2006;19:77-83.

- 32.- Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literatura review. *J Dent.* 2010;38:612-20.
- 33.- Martínez-González JM, Cano Sánchez J, Campo Trapero J, Martínez-González MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Av Periodon Implantol.* 2008;14:129-36.
- 34.- Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:244- 50.
- 35.- Andrés-García R, Vives NG, Climent FH, Palacín AF, Santos VR, Climent MH, et al. In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14:E93-7.
- 36.- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11:491-501.
- 37.- Olivé J, Aparicio C. The periotest method as measuse of osseointegrated implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:390-400.
- 38.- Meredith N. A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng.* 1998;26:275-91.
- 39.- Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1998;11:408-20.
- 40.- Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:515-27.
- 41.- Zhou Y, Jiang T, Qian M, Zhang X, Wang J, Shi B, et al. Roles of bone scintigraphy and resonance frequency analysis in evaluating osseointegration of endosseous implants. *Biomaterials.* 2008;29:461-74.
- 42.- Toyoshima T, Tanaka H, Ayukawa Y, Howashi M, Masuzaki T, Kiyosue T, et al. Primary stability of a hybrid implant compared with tapered and cylindrical implants in an Ex Vivo Model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:950-56.
- 43.- Miguel-Sánchez A, Vilaplana-Vivo J, Vilaplana-Vivo C, Vilaplana-Gómez JA, Camacho-Alonso F. Accuracy of quantitative computed tomography bone mineral

density measurements in mandibles: a cadaveric study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:693-9.

44.- Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:425-31.

45.- Fini M, Giavaresi G, Torricelli P, Borsari R, Giardino A, Nicolini A, et al. Osteoporosis and biomaterial osteointegration. *Biomed Pharmacother.* 2004;58:487-93.

46.- Eekeren P, Said C, Tahmaseb A, Wismeijer D. Resonance Frequency analysis of thermal acid-etched, hydrophilic implants during first 3 months of healing and osseointegration in an early-loading protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:843-50.

47.- Chowdhary R, Halldin A, Jimbo R, Wennerberg A. Influence of micro threads alterations on osseointegration and primary stability of implants: an FEA and In Vivo analysis in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:562-9.

48.- Peñarrocha M, Oltra MJ, Sanchís JM. Conceptos generales de Implantología. En: Peñarrocha M, Guarinós J, Sanchís JM, ed. *Implantología Oral.* Barcelona: ARS MÉDICA; 2001. p. 3-17.

49.- Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 1969;3:8-100.

50.- Schröder A, Van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981;9:15-25.

51.- Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155-70.

52.- Zarb GA. *Proceedings Toronto Conference on Osseointegration in clinical dentistry.* St Louis: Mosby; 1983.

53.- Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated Prostheses. Osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence Publishing Co; 1994.

- 54.- Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implants osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2009;9:61-71.
- 55.- Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:251-62.
- 56.- Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11:391-401.
- 57.- Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2005; 67:932-49.
- 58.- Tabassum A, Walboomers XF, Meijer GJ, Jansen JA. Translocation of autogenous bone particles to improve peri-implant osteogenesis. *J Tissue Eng Regen Med.* 2012;6:519-27.
- 59.- Anchieta RB, Baldassarri M, Guastaldi F, Tovar N, Janal MN, Gottlow J, et al. Mechanical property assessment of bone healing around a titanium-zirconium alloy dental implant. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:913-9.
- 60.- He J, Zhao B, Deng C, Shang D, Zhang C. Assessment of implant cumulative survival rates in sites with different bone density and related prognostic factors: an 8 years retrospective study of 2.684 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:360-71.
- 61.- Giro G, Chambrone L, Goldstein A, Rodrigues JA, Zenóbio E, Feres M, et al. Impact of osteoporosis in dental implants: A systematic review. *World J Orthop.* 2015;6:311-5.
- 62.- Farré-Pagès N, Augé-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Relación entre la densidad ósea y estabilidad primaria de los implantes. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16:83-8.
- 63.- Wakimoto M, Matsumura T, Uemo T, Mizukawa N, Yanagi Y, Iida S. Bone quality and quantity of anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:1314-9.

- 64.- Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:1140-5.
- 65.- Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:832-6.
- 66.- Hobo S, Ichida E, García L. Consideraciones biológicas para la osteointegración. En: Hobo S, Ichida E, García L, eds. *Osteointegración y rehabilitación oclusal*. Madrid: Marban Libros; 1997. P. 33-54.
- 67.- Bloom W, Fawcett DW. *A textbook of Histology*. Philadelphia: Champan and Hall CO; 1994.
- 67.- Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery-clinical, prospective, biomechanical and imaging study. *Bone.* 2005;37:776-80.
- 68.- Hong J, Lim YJ, Park SO. Quantitative biomechanical analysis of the influence of the cortical bone and implant length on primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:1193-7.
- 69.- Herrman I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognosis factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:220-30.
- 70.- 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;6:164-71.
- 71.- Silva GK, Ferreira GM, Gomes RC, Lindh C, Rodriguez C, Ribeiro-Rotta RF. The influence of tactile perception on classification of bone tissue at dental implant insertion. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:1-8.
- 72.- Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Verlag von August Hirschwald; 1892.

- 73.- Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:172-84.
- 74.- Stanford CM, Estafanous EW, Osswald M, Ellingsen JE, Oates T, Huynh-Ba G, et al. Update: diabetes Mellitus and Outcomes of oral implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:17-9.
- 75.- Jeffcoat MK, Lewis CE, Reddy MS, Wang C, Redford M. Post-menopausal bone loss and its relationship to oral bone loss. *Periodontol 2000.* 2000;23:94-102.
- 76.- Binkley N, Kiebzak GM, Lewiecki EM, Krueger D, Gangnon RE, Miller PD et al. Recalculation of the NHANES database SD improves t-score agreement and reduces osteoporosis prevalence. *J Bone Miner Res.* 2005;20:195-201.
- 77.- Cho P, Schneider GB, Krizan K, Keller JC. Examination of the bone-implant interface in experimentally induced osteoporotic bone. *Implant Dent.* 2004;13:79-87.
- 78.- Jonasson G, Jonasson L, Kiliaridis S. Changes in the radiographic characteristics of the mandibular alveolar process in dentate women with varying bone mineral density: A 5-year prospective study. *Bone.* 2006;38:714–721.
- 79.- Munakata M, Tachikawa N, Honda E, Shiota M, Kasugai S. Influence of menopause on mandibular bone quantity and quality in Japanese women receiving dental implants. *Arch Osteoporos.* 2011;6:51-7.
- 80.- Mellado A, Ferrer JC, Calvo J, Labaig C. Tratamiento implantológico en el paciente con osteoporosis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15:45-50.
- 81.- Wen B, Zhu F, Li Z, Zhang P, Lin X, Dard M. The osseointegration behavior of titanium-zirconium implants in ovariectomized rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:819-25.
- 82.- Brügger OE, Bornstein M, Kuchler U, Janner S, Chappuis V, Buser D. Implant therapy in a surgical specialty clinic: an analysis of patients, indications, surgical procedures, risk factors and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:151-60.
- 83.- Linkow LI, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology. St Louis:

Mosby; 1970.

84.- Lekholm, U. Zarb, G.A. Patient selection and preparation. En: Branemark, PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. Tissue Integrated Prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publ Co; 1985. p. 199-209.

85.- Ribeiro-Rotta RF, De Oliveira RC, Dias DR, Lindh C, Leles CR. Bone tissue microarchitectural characteristics at implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:47-53.

86.- Myoung H, Kim YY, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Kim MJ. Comparative radiologic study of bone density and cortical thickness of donor bone used in mandibular reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;92:23-9.

87.- Bergkvist G, Koh KJ, Sahlholm S, Klintstrom E, Lindh C. Bone density at implant sites and its relationship to assessment of bone quality and treatment outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:321-8.

88.- Pereira AC, Souza PP, Souza JA, Silva TA, Batista AC, Ribeiro-Rotta RF. Histomorphometrical and molecular evaluation of endosseous dental implants sites in humans: correlation with clinical and radiographic aspects. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:414-21.

89.- Mateos Moreno B, Herrero Climent M, Lázaro Calvo P, Mas Bermejo C, Sanz Alosno M. Métodos clínicos para valoración de la estabilidad de la interfase implante-hueso. *Periodoncia.* 2001;11:323-36.

90.- Misch CE. Density of bone: effect on treatment planning, surgical approach and healing. *Int J Oral Implantol.* 1990;6:23-31.

91.- Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:1-7.

92.- Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:79-84.

93.- Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:224-31.

94.- Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). *Br J*

Radiol. 1973;46:1016-22.

95.- Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:416-24.

96.- Lagravère MO, Fang Y, Carey J, Toogood RW, Packota GV, Major PW. Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35:407-9.

97.- Lagravère MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37:305-8.

98.- Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006;102:225-34.

99.- Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:446-54.

100.- Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2010;39:323-35.

101.- Birgul R. Monitoring macro voids in mortar by X-ray computed tomography. *Nucl Instr Meth Phys Res*. 2008;596:459-466.

102.- Turkyilmaz I, Sennerby L, Mc Glumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11:113-9.

103.- Ulm C, Tepper G, Blahout R, Rausch-Fan X, Hienz S, Matejka M. Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20:594-600.

104.- López-Quiles J, Arena S, Ortega R, Santos J, Martínez-González JM. Densidad mineral ósea de los maxilares Valoración con tomografía computarizada cuantitativa. *JADA*. 2010;5:86-90.

- 105.- Lou L, Lagravere M, Compton Sh, Major P, Flores-Mir C. Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104:402-11.
- 106.- Naitoh M, Hirukawa A, Arijji E. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone; relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:503-6.
- 107.- Smolka W, Eggensperger N, Carollo V, Ozdoba C, Iizuka T. Changes in the volume and density of calvarial split bone grafts after alveolar ridge augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:149–55.
- 108.- Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone implant contact on machined and dual acid-etched surface after 2 months of healing in the human maxilla. *J Periodontol.* 2003;74:945-56.
- 109.- Naves M, Machado HH, Magalhães D, Ferreira J, Ferreira S, Biasoli JD, et al. Effect of macrogeometry on the surface topography of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:789-99.
- 110.- Romanos GE, Ciornei G, Jucan A, Malmstrom H, Gupta B. In Vitro assessment of primary stability of Straumann® implant designs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:89-95.
- 111.- Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Walton P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16:653-8.
- 112.- Yamamoto O, Kashiwaya Y, Fukuda M. Surface characterization and biological response of carbon-coated oxygen-diffused titanium having different topographical surfaces. *J Mater Sci.* 2011;22:977-87.
- 113.- Al-Nawas B, Wagner W, Grötz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implants systems in animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:726-732.
- 114.- dos Santos MV, Nelson C, Cavalcanti JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13:215-23.

- 115.- Morris HF, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. A 6 year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol.* 2004;30:125-33.
- 116.- O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadáver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:85-92.
- 117.- Jiménez Fábregas J, Casas Hernández A. Diseño macroscópico de los implantes y su relación con la biomecánica. En: Sociedad Española de Periodoncia y Osteointegración, eds. *Manual SEPA de periodoncia y terapéutica de implantes.* Madrid: Panamerica; 2005. p. 285-97.
- 118.- Orsini E, Giavaresi G, Trire A, Ottani V, Salgarello S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:383-92.
- 119.- Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:1C9-1C136.
- 120.- Bratu EA, Tandlich M, Shapira L. A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:827-32.
- 121.- Vidyasagar L, Peteris A. Dental implant design and biological effects on bone-implant interface. *Stomatolgija Baltic dental and maxillofac journal.* 2004;6:51-4.
- 122.- Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:394-405.
- 123.- Huang HL, Hsu JT, Fallgatter AM. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3 dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:551-62.
- 124.- Machín Muñiz A. Histodinamia de la carga inmediata. Biomecánica. En: Machín Muñiz A, eds. *Ciencia y técnica en implantología inmediata.* Madrid: Ripano; 2007. p. 69-91.
- 125.- Veltri M, González-Martín O, Belser UC. Influence of simulated bone-implant contact and implant diameter on secondary stability: a resonance frequency in vitro

study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:899-904.

126.- Ivanoff CJ, Gronhahl K, Sennerby L. Influence of variations in implant diameters: a 3 to 5 years retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:173-80.

127.- Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurements of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:525-30.

128.- Bornstein MM, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acid-etched surface: 6 month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11:338-47.

129.- Deli G, Petrone V, De Risi V, Tadic D, Zafiropoulos G. Longitudinal implant stability measurements based on resonance frequency analysis after placement in healed or regenerated bone. *J Oral Implantol.* 2014;40:438-47.

130.- Tözüm T, Turkyilmaz I, Bal BT. Initial stability of two dental implant systems: influence of buccolingual width and probe orientation on resonance frequency measurements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12:194-201.

131.- Alissa R, Oliver R. Influence of prognostic risk indicators on osseointegrated dental implant failure: a matched case-control analysis. *J Oral Implantol.* 2012;38:51-61.

132.- Moheng P, Feryn JM. Clinical and biologic factors related to oral implant failure: a 2 year follow-up study. *Implant Dent.* 2005;14:281-8.

133.- Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™ mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:605-11.

134.- Alsaadi G, Quirynen M, Michiles K, Teughels W, Komárek A, van Steenberghe D. Impact of local and systemic factors on the incidence of failures up to abutment connection with modified surface oral implants. *J Clin Periodontol.* 2008;35:51-7.

- 135.- Merheb J, van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:612-7.
- 136.- Simunek A, Kopecka D, Brazda T, Strnad I, Capek L, Slezak R. Development of implant stability during early healing of immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:619-27.
- 137.- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15 years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
- 138.- Thompson GJ, Puleo DA. Ti6Al4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation timecourse in vitro. *Biomaterials.* 1996;17:1949-54.
- 139.- Hallab NJ, Vermes C, Messina C, Roebuck KA, Glant TT, Jacobs JJ. Concentration and composition dependent effects of metal ion on human MG-63 osteoblasts. *J Biomed Mater Res.* 2002;60:420-33.
- 140.- Naganawa T, Ishihara Y, Iwata T, Koide M, Ohguchi M, Ohguchi Y, et al. In vitro biocompatibility of a new titanium 29 niobium 13 tantalum 4.6 zirconium alloy with osteoblastlike MG63 cells. *J Periodontol.* 2004;75:1701-7.
- 141.- Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res.* 1995;29:943-50.
- 142.- Grandin HM, Berner S, Dard M. A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials.* 2012;5:1348-60.
- 143.- Jimbo R, Naito Y, Galli S, Berner S, Dard M, Wennerberg A. Biomechanical and histomorphometrical evaluation of TiZr alloy implants: an in vivo study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:670-8.
- 144.- Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:538-45.
- 145.- Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M, Corsi E, Anello T. Titanium-zirconium

narrow diameter implants (Straumann Roxolid®) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:1136-41.

146.- Anchieta R, Baldassarri M, Guastaldi F, Tovar N, Janal M, Gottlow J, et al. Mechanical property assessment of bone healing around a titanium-zirconium alloy dental implant. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:913-9.

147.- Barter S, Stone P, Brägger. A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium-zirconium implants in partially edentulous patients: results after 24 months of follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:873-81.

148.- Anitua Aldecoa E. Ingeniería de superficies. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 107-24.

149.- Trisi P, Todisco M. Bonet to implant apposition with machined and MTX microtextured implant surface in human sinus grafts. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23:427-37.

150.- Herrero Climent F. Superficies de implantes. En: Sociedad Española de periodoncia y osteointegración, eds. Manual Sepa de periodoncia y terapéutica de implantes. Madrid: Panamericana; 2005. p. 279-85.

151.- Nergiz I, Bostance H, Scorziello T, Schmage P. Stability of loaded and unloaded implants with different surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:289-98.

152.- Rosa MB, Albrektsson T, Francischone CE, Schwartz F, Wennerberg A. The influence of surface treatment on the implant roughness pattern. *J Appl Oral Sci.* 2012;20:550-5.

153.- Hempel U, Hefti T, Dieter P, Schlottig F. Response of human bone marrow stromal cells, MG-63 and SaOS-2 to titanium based dental implant surfaces with different topography and surface energy. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:174-82.

154.- Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008;24:1525-33.

155.- Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials,

designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:675-90.

156.- Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric studies of hydroxylapatite-coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:399-404.

157.- Nishimoto SK, Nishimoto M, Park SW, Lee KM, Kim HS, Koh JT, Ong JL, Liu Y, Yang Y. The effect of titanium surface roughening on protein absorption, cell attachment, and cell spreading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:675-80.

158.- Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1: review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*. 2004;17:536-43.

159.- Gottlow J, Barkarmo S, Sennerby L. An experimental comparison of two different clinically used implant designs and surface. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:204-12.

160.- Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence type defects at chemically modified (SLActive) and conventional SLA titanium implants: a pilot study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2007;34:78-86.

161.- Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, et al. Enhance bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res*. 2004;83:529-33.

162.- Lang NP, Salvi G, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt D. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22:349-56.

163.- Javed F, Almas K, Crespi R, Romanos GE. Implant surface morphology and primary stability: is there a connection?. *Implant Dent*. 2011;20:40-6.

164.- Heinrich A, Dengler K, Koemer T, Haczek C, Deppe H, Stritzker B. Laser modified titanium implants for improved cell adhesion. *Lasers Med Sci*. 2008;23:55-8.

165.- Park CY, Kim SG, Kim MD, Eom TG, Yoon JH, Ahn SG. Surface properties of endosseous dental implants after NdYAG and CO<sub>2</sub> laser treatment at various energies.

J Oral Maxillofac Surg. 2005;63:1522-7.

166.- Hotchkiss KM, Reddy GB, Hyzy SL, Schwartz Z, Boyan BD, Olivares R. Titanium surface characteristics, including topography and wettability, alter macrophage activation. *Acta Biomater.* 2015;57:55-68.

167.- Stafford GL. Review found Little difference between sandblasted and acid-etched (SLA) dental implants and modified surface (SLActive) implants. *Evid Based Dent.* 2014;15:87-8.

168.- Mertens C, Steveling HG. Early and immediate loading of titanium implants with fluoride-modified surfaces: results of 5 year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:1354-60.

169.- Schlegel KA, Pechtl C, Möst T, Seidl C, Lutz R, von Wilmsowky C. Osseointegration of SLActive implants in diabetic pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:128-34.

170.- Alfarsi MA, Hamlet SM, Ivanovski S. Titanium surface hydrophilicity enhances platelet activation. *Dent Mater.* 2014;33:749-56.

171.- Wennerberg A, Jimbo R, Stübinger S, Obrecht M, Dard M, Berner S. Nanostructures and hydrophilicity influence osseointegration: a biomechanical study in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:1041-50.

172.- Romero Ruiz M, Infante Cossío P, Torres Lagares D. Cirugía de inserción de implantes. Férula quirúrgica procedimientos básicos. En: Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, eds. Integración de la implantología en la práctica odontológica. Madrid: Ergón; 2002. p. 43-69.

173.- Peñarrocha Diago M, Sanchís Bielsa JM, Oltra Moscardó MJ. Procedimiento quirúrgico básico. En: Peñarrocha Diago M, eds. Implantología oral. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 53-76.

174.- Marković A, Mišić T, Miličić B, Calvo-Guirado JL, Aleksić Z, Đinić A. Heat generation during implant placement in low-density bone: effect of surgical technique, insertion torque and implant macro design. *Clin Oral Implants Res.* 2013:798-805.

175.- Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy-a review: heat generated by dental implant drills. *J Indian Prosthodont Soc.*

2014;14:131-43.

176.- Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, et al. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13:319-23.

177.- Anitua E. Novel protocols for predictable implantology. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2008;20:123-8.

178.- Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3 year prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg*. 1995;53:264-8.

179.- Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci*. 2013;5:162-7.

180.- Tabassum A, Meijer GJ, Walboomers XF, Jansen JA. Evaluation of primary and secondary stability of titanium implants using different surgical techniques. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25:487-92.

181.- Sennerby L, Pagliani MD, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. Two different implant designs and impact of related drilling protocols on primary stability in different bone densities: an in vitro comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30:564-8.

182.- Caravallo J, Greenstein B, Greenstein G. Metodologías clínicas para conseguir estabilidad primaria en implantes dentales. Efectos de la densidad ósea del reborde alveolar. *JADA*. 2010;5:22-6.

183.- Akça K, Fanuscu MI, Caputo AA. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *J Prosthodont*. 2008;17:616-20.

184.- Filho LC, Ribeiro F, Hayashi F, Shao H, Conte A, Lauria L, et al. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *J Oral Implantol*. 2014;40:259-62.

185.- Bahat O. Brånemark system implants in the posterios maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:646-53.

186.- Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for

enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10:231-7.

187.- Campos FE, Gomes JB, Marin C, Teixeira HS, Suzuki M, Witek L, Zanetta-Barbosa D, Coelho PG. Effect of drilling dimension on implant placement torque and early osseointegration stages: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70:43-50.

188.- Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of underpreparation on primary stability of implants inserted in poor quality bone sites: an in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73:1084-8.

189.- Duyck J, Roesems R, Cardoso MV, Ogawa T, De Villa Camargos G, Vandamme K. Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:191-6.

190.- Coelho PG, Marin C, Teixeira HS, Campos FE, Gomes JB, Guastaldi F, et al. Biomechanical evaluation of undersized drilling on implant biomechanical stability at early implantation times. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71:69-75.

191.- Kreissel P, Kölpin F, Graef F, Wichmann M, Karl M. Effect of rotating osteotomes on primary implant stability-an in vitro investigation. *J Oral Implantol.* 2013;39:52-7.

192.- Petrov SD, Drew HJ, Sun S. Sequencing osteotomes to overcome challenges presented by deficient bone quantity and quality in potential implant sites. *Quintessence Int.* 2011;42:9-18.

193.- Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant: part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:400-8.

194.- Hinckfuss S, Conrad HJ, Lin L, Lunos S, Seong WJ. Effect of surgical guide design and surgeon's experience on the accuracy of implant placement. *J Oral Implantol.* 2012;38:311-23.

195.- Cassetta M, Di Mambro A, Di Giorgio G, Stefanelli LV, Barbato E. The Influence of the Tolerance between Mechanical Components on the Accuracy of Implants Inserted with a Stereolithographic Surgical Guide: A Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:580-8.

- 196.- Stübinger S, Buitrago-Tellez C, Cantelmi G. Deviations between placed and planned implant positions: an accuracy pilot study of skeletally supported stereolithographic surgical templates. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:540-51.
- 197.- Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Naert I, Suetens P, van Steenberghe D. Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:806-10.
- 198.- Sarment DP, Al-Shammari K, Kazor CE. Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23:287-95.
- 199.- Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 2: rapid-prototype medical modeling and stereolithographic drilling guides requiring bone exposure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26:347-53.
- 200.- Kühl S, Zürcher S, Mahid T, Müller-Gerbl M, Filippi A, Cattin P. Accuracy of full guided vs. half-guided implant surgery. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:763-9.
- 201.- Donath K, Breuner GA. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissue. *L Oral Pathol.* 1982;11:318-25.
- 202.- Johansson C, Albrektsson T. Integration os screw implants in the rabbit: a one year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2:69-75.
- 203.- Sullivan DY, Sherwood RL, Collind TA, Krogh PH. The reverse torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:179-85.
- 204.- Sundén S, Gröndahl K, Gröndahl H. Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Brånemark dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:220-6.
- 205.- Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:390-5.

- 206.- Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16:475-85.
- 207.- Lawrence DJ, Cucchiaro PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *JADA.* 2002;133:483-90.
- 208.- Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:743-54.
- 209.- Kahraman S, Bal BT, Asar NV, Turkyilmaz I, Tözüm TF. Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *J Oral Rehabil.* 2009;36:755-61.
- 210.- Shiigai T. Pilot study in the identification of stability values for determining immediate and early loading of implants. *J Oral Implantol.* 2007;33:13-22.
- 211.- Nakatsuchi Y, Tsuchikane A, Nomura A. The vibrational mode of the tibia and assessment of bone union in experimental fracture healing using the impulse response method. *Med Eng Phys.* 1996;18:577-83.
- 212.- Cha JY, Pereira MD, Smith AA, Houschyar KS, Yin X, Mouraret S, et al. Multiscale analyses of the bone-implant interface. *J Dent Res.* 2015;94:482-90.
- 213.- Hasan I, Heinemann F, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of self-tapping implants with different dimensions inserted in two bone qualities. *Biomed Tech.* 2014;59:203-12.
- 214.- Yan X, Zhang X, Chi W, Ai H, Wu L. Comparing the influence of crestal cortical bone and sinus floor cortical bone in posterior maxilla bi-cortical dental implantation: a three-dimensional finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2015;73:312-20
- 215.- Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009;20:1173-7.

- 216.- Kaneko T, Nagai Y, Ogino M, Futami T, Ichimura T. A coustoelectric technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. *J Biomed Mater Res.* 1986;20:169-76.
- 217.- Kaneko T. Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. *Biomaterials.* 1991;12:555-60.
- 218.- Schulte W. *The periotest método.* Bensheim: Siemens AG. Medical Engineering Group. Dental Sector, 1995.
- 219.- Olivé J, Aparicio C. The Periotest® method as a measured of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:390-400.
- 220.- Hayashi M, Kobayashi C, Ogata H, Yamaoka M, Ogiso B. A no-contact vibration device for measuring implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:931-6.
- 221.- Jeong MA, Jung MK, Kim SG, Oh JS. Implant Stability Measurements in the Long-Term Follow-up of Dentis Implants: A Retrospective Study With Periotest. *Implant Dent.* 2015;24:263-6.
- 222.- Turner PS, Nentwig GH. Evaluation of the value of bone training (progressive bone loading) by using the Periotest: A clinical study. *Contemp Clin Dent.* 2014;5:461-5.
- 223.- Meredith N, Cawley P, Alleyne D. The application of model vibration analysis to study bone healing in vivo. *J Dent Res.* 1994;73:793-9.
- 224.- Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implant Res.* 1996;7:261-7.
- 225.- Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Reé A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Resonance frequency analysis of implant subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. Failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:428-34.
- 226.- Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:584-94.

- 227.- Brizuel A, Álvarez Á, Gil FJ, Herrero M, Chávarri D, Chento Y, et al. Relationship between insertion torque and resonance frequency measurements, performed by resonance frequency analysis, in micromobility of dental implants: an in vitro study. *Implant Dent.* 2015;24:607-11.
- 228.- Jaramillo-Santos R, Santos-García R, Lázaro-Calvo P, Romero-Ruiz M, Rios-Santos JV, Bullón P, et al. Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices: Osstell Mentor and Osstell ISQ. *Implant Dent.* 2014;23:351-6.
- 229.- Herrero-Climent M, Santos-García R, Jaramillo-Santos R, Romero-Ruiz MM, Fernández-Palacin A, Lázaro-Calvo P, y cols. Evaluación de la fiabilidad del aparato Osstell™ ISQ en la medida de la estabilidad de los implantes: Estudio clínico transversal. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2014;19:47-52.
- 230.- Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:513-8.
- 231.- Brouwers JE, Lobbezoo F, Visscher CM, Wismeijer D, Naeije M. Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehabil.* 2009;36:279-83.
- 232.- Krafft T, Graef F, Karl M. Osstell Resonance Frequency Measurement Values as a Prognostic Factor in Implant Dentistry. *J Oral Implantol.* 2015;41:133-7.
- 233.- Granić M, Katanec D, Vučićević V, Sušić M, Jurič IB. Implant stability comparison of immediate and delayed maxillary implant placement by use of resonance frequency analysis--a clinical study. *Acta Clin Croat.* 2015;54:3-8.
- 234.- Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:2-9.
- 235.- Osstell™ ISQ user manual. Göteborg: Osstell AB; 2009.
- 236.- Wilke HJ, Claes L, Streinemann SG. The influence of various titanium surface on the interface shear strength between implants bone. *Advance biomaterials.* 1990;9:309-14.

237.- Quesada-García MP, Pradós-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Vallecillo-Capilla M. Measurements of dental Implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literatura. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14:e538-46.

238.- Park JC, Kim HD, Kim SM, Kim MJ, Lee JH. A comparison of implant stability quotients measured using magnetic resonance frequency analysis from two directions: a prospective clinical study during the initial healing period. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21:591-7.

239.- Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gómez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and dampening capacity assessment. Part 1: an in vitro study on measurements reliability and a method of comparison in the determination of primary Implant stability. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17:75-9.

240.- Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:558-61.

241.- Guyatt GH, Oxman AD, Vist GE, Kunz R, Falck-Ytter Y, Alonso-Coello P, et al. GRADE: an emerging consensus on rating quality of evidence and strength of recommendations. *BMJ*. 2008;336:924-6.

242.- Cassetta M, Stefanelli L, Giansanti M, Calasso S. Accuracy of Implant placement with a stereolithographic surgical tamplate. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27:655-63.

243.- Cassetta M, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S, Barbato E. Accuracy of two stereolithographic surgical templates: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15:448-59.

244.- Quirynen M, Al-Nawas B, Meijer H, Razavi A, Reichert T, Schimmel M, et al. Small-diameter titanium grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: three year results from a double-blind, randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26:831-40.

- 245.- Wen B, Chen J, Dard M, Cai Z. The performance of titanium-zirconium implants in the elderly: a biomechanical comparative study in minipig. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18:1-19.
- 246.- Altinci P, Can G, Gunes O, Ozturk C, Eren H. Stability and Marginal Bone Level Changes of SLActive Titanium-Zirconium Implants Placed with Flapless Surgery: A Prospective Pilot Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18:1-7.
- 247.- Al-Nawas B, Domagala P, Fragola G, Freiburger P, Ortiz-Vigon A, Rousseau P, et al. A prospective non-interventional study to evaluate survival and success of reduced diameter implants made from titanium-zirconium alloy. *J Oral Implantol.* 2015;41:e118-25.
- 248.- Lambert F, Lecloux G, Grenade C, Bouhy A, Lamy M, Rompen E. Less invasive surgical procedures using narrow diameter implants: a prospective study in 20 consecutive patients. *J Oral Implantol.* 2015;41:693-9.
- 249.- Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:214-8.
- 250.- Sennerby L, Andersson P, Pagliani L, Giani C, Moretti G, Molinari M, et al. Evaluation of a Novel Cone Beam Computed Tomography Scanner for Bone Density Examinations in Preoperative 3D Reconstructions and Correlation with Primary Implant Stability. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:844-53.
- 251.- Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4.135 implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:501-7.
- 252.- Zhou W, Han C, Li Y, Li D, Song Y, Zhao Y. Is the osseointegration of immediately and delayed loaded implants the same? –comparison of the Implant stability during a 3 month healing period in a prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:1360-6.

- 253.- Montis-Pelegay L, Trevoux M, García-López JA, Iglesias-Puig MA, Román-Esteban MA. Análisis de frecuencia de resonancia de implantes: estudio preliminar. *Labor dental*. 2009;10:229-34.
- 254.- Boronat-López A, Peñarrocha-Diago M, Martínez-Cortissoz O, Mínguez-Martínez I. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:272-6.
- 255.- Katsoulis J, Avrampou M, Spycher C, Stipic M, Enkling N, Mericske-Stern R. Comparison of implant stability by means of resonance frequency analysis for flapless and conventionally inserted implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:915-23.
- 256.- Zix J, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:747-52.
- 257.- Morris HF, Ochi S, Winkler S. Implant survival in patients with type 2 diabetes: placement to 36 months. *Ann Periodontol*. 2000;5:157-65.
- 258.- Mellado-Valero A, Ferrer-García JC, Herrera-Ballester A, Labaig-Rueda C. Effects of diabetes on the osseointegration of dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2007;12:E38-43.
- 259.- Razzouk S, Sarkis R. Smoking and diabetes. Epigenetics involvement in osseointegration. *NY State Dent J*. 2013;79:27-30.
- 260.- Nemtoi A, Ladunca O, Dragan E, Budacu C, Mihai C, Haba D. Quantitative and qualitative bone assessment of the posterior mandible in patients with diabetes mellitus: a cone beam computed tomography study. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi*. 2013;117:1002-8.
- 261.- Alsaadi G, Quirynen M, Komárek A, van Steenberghe D. Impact of local and systemic factors on the incidence of oral implant failures, up to abutment connection. *J Clin Periodontol*. 2007;34:610-7.
- 262.- Oates TW, Galloway P, Alexander P, Vargas Green A, Huynh-Ba G, Feine J, et al. The effects of elevated hemoglobin A(1c) in patients with type 2 diabetes mellitus on

dental implants: Survival and stability at one year. J Am Dent Assoc. 2014;145:1218-26.

263.- Javed F, Romanos GE. Impact of diabetes mellitus and glycemic control on the osseointegration of dental implants: a systematic literature review. J Periodontol. 2009;80:1719-30.

264.- Amorim MA, Takayama L, Jorgetti V, Pereira RM. Comparative study of axial and femoral bone mineral density and parameters of mandibular bone quality in patients receiving dental implants. Osteoporos Int. 2007;18:703-9.

265.- Merheb J, Temmerman A, Rasmusson L, Kübler A, Thor A, Quirynen M. Influence of Skeletal and Local Bone Density on Dental Implant Stability in Patients with Osteoporosis. Clin Implant Dent Relat Res. 2016;18:253-60.

266.- Hashiguchi C, Kawamoto S, Kasai T, Nishi Y, Nagaoka E. Influence of an antidiabetic drug on biomechanical and histological parameters around implants in type 2 diabetic rats. Implant Dent. 2014;23:264-9.

267.- de Moraes JA, Trindade-Suedam IK, Pepato MT, Marcantonio E, Wenzel A, Scaf G. Effect of diabetes mellitus and insulin therapy on bone density around osseointegrated dental implants: a digital subtraction radiography study in rats. Clin Oral Implants Res. 2009;20:796-801.

268.- Jacobsen C, Metzler P, Rössle M, Obwegeser J, Zemmann W, Grätz KW. Osteopathology induced by bisphosphonates and dental implants: clinical observations. Clin Oral Investig. 2013;17:167-75.

269.- Quesada García, María Pilar. 2010. Factores que influyen en la estabilidad de los implantes dentales medida con el análisis de frecuencia de resonancia. (Tesis Doctoral). Universidad de Granada. Granada.

270.- Schou S, Holmstrup P, Worthington HV, Esposito M. Outcome of implant therapy in patients with previous tooth loss due to periodontitis. Clin Oral Implants Res. 2006;17 Suppl 2:104-23.

- 271.- Heitz-Mayfield LJ. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8 Suppl):292-304.
- 272.- Clark D, Levin L. Dental implant management and maintenance: How to improve long-term implant success? *Quintessence Int.* 2016;47:417-23.
- 273.- Koldslund OC, Scheie AA, Aass AM. Prevalence of implant loss and the influence of associated factors. *J Periodontol.* 2009;80:1069-75.
- 274.- Silness J, Løe H. Periodontal disease in pregnancy. Correlation between oral hygiene and periodontal condition. *Acta Odontol Scand.* 1964;22:121-35.
- 275.- Isaksson R, Becktor JP, Brown A, Laurizohn C, Isaksson S. Oral health and oral implant status in edentulous patients with implant-supported dental prostheses who are receiving long-term nursing care. *Gerodontology.* 2009;26:245-9.
- 276.- Demmer RT, Papapanou PN. Epidemiologic patterns of chronic and aggressive periodontitis. *Periodontol 2000.* 2010;53:28-44.
- 277.- Galindo-Moreno P, Fauri M, Avila-Ortiz G, Fernández-Barbero JE, Cabrera-León A, Sánchez-Fernández E. Influence of alcohol and tobacco habits on peri-implant marginal bone loss: a prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:579-86.
- 278.- Gehrke SA, Tavares da Silva Neto U. Does the time of osseointegration in the maxilla and mandible differ?. *J Craniofac Surg.* 2014;25:2117-20.
- 279.- Monje A, Suarez F, Garaicoa CA, Monje F, Galindo-Moreno P, García-Nogales A, et al. Effect of location on primary stability and healing of dental implants. *Implant Dent.* 2014;23:69-73.
- 280.- Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell™ in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;4:128-32.
- 281.- Salimov F, Tatli U, Kürkçü M, Akoğlan M, Oztunç H, Kurtoğlu C. Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam

computed tomography and implant stability parameters: a clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:1016-21.

282.- Merheb J, Van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:612-7.

283.- Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008;8:32-40.

284.- Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:832-6.

285.- Famili P, Zavoral JM. Low Skeletal Bone Mineral Density Does Not Affect Dental Implants. *J Oral Implantol.* 2015;41:550-3.

286.- Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, et al. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:459-67.

287.- Turkyilmaz I, Ozan O, Yilmaz B, Ersoy AE. Determination of bone quality of 372 implant recipient sites using Hounsfield unit from computerized tomography: a clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10:238-44.

288.- Wada M, Suganami T, Sogo M, Maeda Y. Can we predict the insertion torque using the bone density around the implant? *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45:221-5.

289.- Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:529-39.

290.- Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:275-80.

- 291.- Romanos GE, Delgado-Ruiz RA, Sacks D, Calvo-Guirado JL. Influence of the implant diameter and bone quality on the primary stability of porous tantalum trabecular metal dental implants: an in vitro biomechanical study. *Clin Oral Implants Res.* 2016. doi: 10.1111/clr.12792.
- 292.- Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. *Int J Prosthodont.* 2015;28:40-7.
- 293.- Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol.* 2009;35:130-5.
- 294.- Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, Del Río J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg.* 2016. doi: 10.1016/j.joms.2016.03.011.
- 295.- Kessler-Liechti G, Zix J, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the edentulous mandible by means of resonance frequency analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:353-8.
- 296.- Farzad P, Andersson L, Gunnarsson S, Sharma P. Implant stability, tissue conditions, and patient self-evaluation after treatment with osseointegrated implants in the posterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6:24-32.
- 297.- Brochu JF, Anderson JD, Zarb GA. The influence of early loading on bony crest height and stability: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2005;18:506-12.
- 298.- Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2016;21:e214-21.
- 299.- Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and

resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 2006;33:881-8.

300.- da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:578-85.

301.- Scherer U, Stoetzer M, Ruecker M, Gellrich NC, von See C. Template-guided vs. non-guided drilling in site preparation of dental implants. *Clin Oral Investig.* 2015;19:1339-46.

302.- Arisan V, Karabuda CZ, Ozdemir T. Implant surgery using bone- and mucosa-supported stereolithographic guides in totally edentulous jaws: surgical and post-operative outcomes of computer-aided vs. standard techniques. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:980-8.

303.- Bilhan H, Arat S, Mumcu E, Geckili O, Sakar O. Precision of implant placement with stereolithographic templates: a pilot in vitro study. *J Oral Implantol.* 2012;38:569-74.



## **8. ANEXOS**



## ANEXO 1



**CEU**  
*Universidad  
Cardenal Herrera*

*Vicerrectorado de Investigación y  
Relaciones Internacionales*

La COMISIÓN DE INVESTIGACIÓN Y ÉTICA de la Universidad CEU Cardenal Herrera, con domicilio en el Edificio Seminario, s/n, 46113 – Moncada (Valencia)

**INFORMA**

La viabilidad del Proyecto de Investigación cuyo título es “Estudio de la estabilidad de los implantes dentales y los factores que influyen en ella mediante análisis de frecuencia de resonancia”, (Autorización nº CEI14/012) siendo la Investigadora Principal **Dña. María Celia Haya Fernández**, del Departamento de Odontología.

Y para que conste donde convenga y proceda, y a petición del interesado, expido la presente en Moncada, a 1 de julio de dos mil quince.

  
P. J. IGNACIO REICER KOBEN



Fdo.: D. Iñaki Bilbao Estrada,  
Presidente de la Comisión de Investigación y Ética CEU-UCH.

## ANEXO 2

**CONSENTIMIENTO DE PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO:****ESTUDIO DE LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES DENTALES Y LOS  
FACTORES QUE INFLUYEN EN ELLA MEDIANTE  
ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA**

D/DÑA \_\_\_\_\_

DNI \_\_\_\_\_

**DECLARA:**

Que esta investigación se basa en analizar los factores que pueden influir en la estabilidad primaria y secundaria de los implantes dentales mediante un método no invasivo de medida de Análisis de Frecuencia de Resonancia. El dispositivo de Análisis de Frecuencia de Resonancia que se emplea para el presente estudio es el sistema Osstell® ISQ (Göteborg; Sweden) y con él se obtienen los valores ISQ (cociente de estabilidad del implante). Las mediciones de la estabilidad no afectan a la osteointegración del implante y es totalmente seguro para los pacientes.

- Me comprometo a asistir al protocolo de citas establecido.
- He tenido oportunidad de efectuar preguntas sobre el estudio.
- He recibido respuestas satisfactorias.
- He recibido suficiente información en relación con el estudio.
- He hablado con el Investigador.
- Entiendo que la participación es voluntaria.

Entiendo que puedo abandonar el estudio:

- Cuando lo desee.
- Sin que tenga que dar explicaciones.
- Sin que ello afecte a mis cuidados médicos.

También he sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los siguientes extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la investigación:

- Estos datos serán tratados y custodiados con respeto a mi intimidad y a la vigente normativa de protección de datos.

- Sobre estos datos me asisten los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición que podré ejercitar mediante solicitud ante el investigador responsable.
- Estos datos no podrán ser cedidos sin mi consentimiento expreso.

Declaro que he leído y conozco el contenido del presente documento, comprendo los compromisos que asumo y los acepto expresamente. Y, por ello, firmo este consentimiento informado de forma voluntaria para manifestar MI DESEO DE PARTICIPAR EN ESTE ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN SOBRE EL ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA DE LOS IMPLANTES, hasta que decida lo contrario. Al firmar este consentimiento no renuncio a ninguna de mis derechos. Recibiré una copia de este consentimiento para guardarlo y poder consultarlo en el futuro.

Valencia, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20

Consiento,

Nombre y apellidos del investigador:

Nombre y apellidos del paciente:

Firma:

Firma:

## ANEXO 3

**PROTOCOLO PARA EL ESTUDIO DE LA ESTABILIDAD DE LOS  
IMPLANTES DENTALES**

FECHA:		NHC:	
<b>DATOS GENERALES DEL PACIENTE</b>			
SEXO:			
EDAD:			
<b>HISTORIA CLINICA</b>			
ENFERMEDAD SISTÉMICA:			
NO PATOLOGIA	1	RESPIRATORIAS	6
ENDOCRINAS	2	RENALES	7
HEPÁTICAS	3	DIGESTIVAS	8
CARDIOVASCULARES	4	OSTEOPOROSIS	9
COAGULACIÓN	5	OTRAS	10

<b>CAUSA PÉRDIDA DENTARIA</b>	
1	ENFERMEDAD PERIODONTAL
2	CARIES
3	TRAUMATISMO
4	AGENESIA
5	BRUXISMO

<b>NÚMERO DE FARMACOS:</b>
----------------------------

<b>INDICE DE PLACA DE SILNESS Y LÖE</b>	
0	NO HAY PLACA.
1	NO HAY PLACA A SIMPLE VISTA. SE ADVIERTE LA PRESENCIA DE PLACA AL PASAR UNA SONDA O EXPLORADOR POR EL ÁREA DENTOGINGIVAL.
2	HAY PLACA BACTERIANA A SIMPLE VISTA.
3	HAY PLACA BACTERIANA A SIMPLE VISTA O CÁLCULO RODEANDO EL DIENTE.

<b>Nº IMPLANTE</b>						
FECHA CIRUGÍA						
DIENTE REPUESTO						
DENSIDAD ÓSEA (UNIDADES HOUNSFIELD)						
ARCADA: MAXILAR (1) MANDÍBULA (2)						
LOCALIZACIÓN: ANTERIOR (1) POSTERIOR (2)						
DIÁMETRO						
LONGITUD						
TÉCNICA QUIRÚRGICA: FRESADO CONVENCIONAL (1 ) CIRUGÍA GUIADA (2)						
<b>VALORES ISQ ESTABILIDAD PRIMARIA:</b>						
ISQ INICIAL VESTIBULAR						
ISQ INICIAL PALATINO/LINGUAL						
ISQ INICIAL MESIAL						
ISQ INICIAL DISTAL						
<b>VALORES ISQ ESTABILIDAD 12 SEMANAS:</b>						
ISQ 12 VESTIBULAR						
ISQ 12 PALATINO/LINGUAL						
ISQ 12 MESIAL						
IS1 12 DISTAL						

**ANEXO 4****FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA IMPLANTES**

Don/Doña: \_\_\_\_\_

De \_\_\_\_\_ años de edad y DNI \_\_\_\_\_

Con domicilio en \_\_\_\_\_

**DECLARO**

Que el doctor: \_\_\_\_\_

Me ha explicado que es conveniente proceder, en mi situación a TRATAMIENTO DE IMPLANTES

1.- El propósito principal de la intervención es la reposición de los dientes perdidos. Sé que alternativamente podría recurrir a prótesis convencionales, de menor coste, pero lo descarto por los beneficios que se pueden obtener con la técnica implantológica.

2.- La intervención requiere anestesia local, de cuyos riesgos también se me ha informado.

3.- El procedimiento se lleva a cabo en dos fases, una primera en la que se colocan los implantes mediante la realización con fresas u osteotomos de un lecho o alvéolo artificial, y una segunda (pasado varios meses), cuando el hueso y el implante estén integrados con el hueso donde se coloca un pilar sobre ellos para recibir posteriormente los aditamentos protésicos.

4.- Aunque se me ha practicado los medios diagnósticos precisos (radiografías, tomografías, ortopantomografía, modelos de estudio) comprendo que es posible que puedan producirse procesos edematosos, inflamación, hematomas, dolor o laceraciones en las mucosas del labio o mejillas, o en la lengua, que no dependen de la técnica empleada ni de su correcta realización; e incluso la posibilidad de lesionar el seno y provocar una sinusitis que deba ser tratada posteriormente por el especialista competente.

5.- También se me ha explicado que, con menos frecuencia e independientemente de la técnica empleada, y de su correcta realización, es posible que se produzcan lesiones tipo nervioso, por afectar a terminaciones nerviosas o nervios próximos, lo que generará pérdida de sensibilidad en los labios, mentón, la lengua o la encía, dependiendo del nervio afecto. Generalmente la pérdida de sensibilidad es transitoria, aunque puede llegar a ser permanente.

6.- Menos frecuentemente, pueden producirse comunicaciones con los senos nasales o con las fosas nasales y lesionar raíces de dientes adyacentes, que pueden requerir tratamiento posterior.

7.- Sé que, aunque la técnica se realice correctamente, existe un porcentaje de fracasos entre el 8% y el 10%, que pueden requerir la repetición de la intervención y que, excepcionalmente, podría producirse una fractura maxilar/mandibular que requiera tratamiento posterior.

8.- Entiendo que el tratamiento no concluye con la colocación del implante, sino que será preciso visitar periódicamente al facultativo y seguir escrupulosamente las normas de higiene que me ha explicado.

9.- También entiendo que, una vez colocada la prótesis, pueda fracturarse, con la consiguiente necesidad de sustituir algún tornillo o componente.

10.- Se me ha informado que es imprescindible un seguimiento cada cierto número de meses, a fin de detectar precozmente y tratar con mejor pronóstico la aparición de cualquier complicación, como la periimplantitis, que es una especie de enfermedad periodontal en los implantes.

11.- El odontólogo me ha explicado que todo acto quirúrgico lleva implícitas una serie de complicaciones comunes y potencialmente serias que podrían requerir tratamientos complementarios tanto médicos como quirúrgicos, y que por mi situación actual (diabetes, hipertensión, anemia, edad avanzada, obesidad, toma de bifosfonatos) pueden aumentar riesgos y complicaciones como:

He comprendido las explicaciones que se me ha facilitado en un lenguaje sencillo y claro, y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que, en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto. Por ello, manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y comprendo el alcance y los riesgos del tratamiento.

Y en tales condiciones:

CONSIENTO

En que se me practique TRATAMIENTO DE IMPLANTES

En: \_\_\_\_\_ A fecha de: \_\_\_\_\_

Fdo. Odontólogo

Fdo. Paciente

**ANEXO 5****INSTRUCCIONES PARA DESPUÉS DE INTERVENCIONES DE CIRUGÍA DE  
IMPLANTES**

1. No conducir, manipular máquinas o beber alcohol hasta 18 horas después de la intervención.
2. Muerda una gasa durante al menos 15-20 minutos después de la cirugía. Deberá repetirlo tantas veces como sea necesario si presenta sangrado.
3. Durante las primeras 24 horas puede notar que la herida rezuma líquido sanguinoliento que es normal, pero si aparece sangrado muerda una gasa tal y como se indica en el punto 2.
4. No se enjuague la boca durante 24 horas. Los enjuagues pueden desencadenar un proceso de sangrado.
5. Colóquese una bolsa de hielo, protegiéndose con un paño, a intervalos de 15 minutos ( 15 minutos con hielo y 15 de descanso).
6. Es aconsejable mantener una posición en la que la cabeza sea la parte más alta que el resto del cuerpo. Por ejemplo, sentado o con varios almohadones a la hora de dormir.
7. Al día siguiente de la intervención puede enjuagarse la boca con agua templada, con sal o algún colutorio diluido. Procure que su higiene oral sea correcta: use cepillo de dientes en la zonas que le sea posible, siempre después de cada comida.
8. Siga sus inclinaciones naturales en cuanto a la dieta, pero por su propia comodidad son preferibles los alimentos blandos y a temperatura ambiente. Beba mucho líquido, mastique por el lado no intervenido y evite alimentos irritantes.
9. Durante el postoperatorio (7 a 10 días) presentará hinchazón, hematoma y dolor, con cierta dificultad a la apertura de la boca. Posiblemente presente también algunas décimas de fiebre. No realice trabajo ni ejercicio físico importante.
10. Así mismo, recomendamos no fumar durante el postoperatorio ( al menos 3 días), no tomar alcohol ni bebidas carbónicas y ajustarse a la medicación prescrita.
11. En caso de presentar alguna duda o complicación, no dude en consultarnoslo.