



ugr

Universidad
de Granada



DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD DE GRANADA

Tesis Doctoral
FACTORES QUE
INFLUYEN EN LA
ESTABILIDAD DE
LOS IMPLANTES
DENTALES MEDIDA
CON EL ANALISIS
DE FRECUENCIA
DE RESONANCIA

Memoria de TESIS DOCTORAL presentada por
MARÍA PILAR QUESADA GARCÍA
para optar al título de Doctor

Granada, 2010

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: María Pilar Quesada García
D.L.: GR 215-2011
ISBN: 978-84-693-4359-3



UGR | **Universidad
de Granada**



De acuerdo con lo previsto en el Real Decreto 56/2005, de 21 de enero,

D.^a ESTRELLA PRADOS SÁNCHEZ, D.^a MARÍA VICTORIA OLMEDO GAYA y D.^a ESTHER MUÑOZ SOTO, profesoras de la UNIDAD DOCENTE DE CIRUGÍA BUCAL Y MAXILOFACIAL y del MÁSTER DE CIRUGÍA BUCAL E IMPLANTOLOGÍA de la Universidad de Granada informan:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Tesis Doctoral titulada: “FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES DENTALES MEDIDA CON EL ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA”, presentada por D.^a MARÍA PILAR QUESADA GARCÍA, han sido realizados bajo nuestra supervisión y dirección, y reúnen las condiciones académicas necesarias para optar al Grado de Doctor, si así lo considera el Tribunal designado por la Universidad de Granada.

En Granada, a treinta de abril de dos mil diez.

Fdo.: Dra. Estrella
Prados Sánchez
Profa. ASOCIADA

Fdo.: Dra. María Victoria
Olmedo Gaya
Profa. ASOCIADA

Fdo.: Dra. Esther
Muñoz Soto
Profa. COLABORADORA

UNIDAD DOCENTE DE CIRUGÍA BUCAL Y MAXILOFACIAL
MÁSTER DE CIRUGÍA BUCAL E IMPLANTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA
UNIVERSIDAD DE GRANADA

A mi padre

En todo amar y servir
S. Ignacio de Loyola

AGRADECIMIENTOS

Con la lectura de esta Tesis Doctoral, hoy se completa un ciclo de formación que siempre he deseado alcanzar, y que culmina en la disciplina que más me ha apasionado de la Odontología: la Cirugía e Implantología Bucal. Ninguna obra obedece totalmente al propio esfuerzo. Esta Tesis tanto en su origen como en su realización posterior, es resultado de la suma de muchas ayudas y se cumple aquello de que cuanto hacemos es motivo de sobra para reconocernos en profunda deuda con los demás, por ello:

Quiero agradecerle al Dr. Manuel Vallecillo Capilla, director del Máster de Cirugía Bucal e Implantología, mi formación quirúrgica y su apoyo para realizar esta investigación en el programa de dicho postgrado.

A la Dra. Estrella Prados Sánchez, gracias de corazón a mi maestra y amiga, por creer en mí desde el principio, por enseñarme lo que es el arte de la cirugía, por tu entrega y dedicación.

A la Dra. M^a Victoria Olmedo Gaya, gracias por acompañarme durante todo este tiempo, por tu trabajo y tus palabras de aliento.

A la Dra. Esther Muñoz Soto, gracias por tu ayuda inestimable, por ser mi compañera durante todo este trabajo y por esos momentos inolvidables que hemos compartido.

Al Dr. Manuel Bravo Pérez, gracias por la realización de la estadística de esta Tesis y por tus orientaciones en los aspectos metodológicos de la misma.

A la Dra. M^a Paloma González Rodríguez, tu ayuda en los momentos de dificultad han sido fundamentales para terminar este trabajo. Cuenta con mi profunda admiración, respeto y cariño.

A mis compañeros de promoción del Máster, gracias por ayudarme durante estos tres años y por los buenos momentos que hemos compartido en quirófano. A los profesores del Máster, gracias por lo mucho que me habéis enseñado de esta disciplina quirúrgica y a Rafa, Sr. Bibliotecario del Colegio Máximo de Cartuja, gracias por tus enseñanzas para poder realizar las búsquedas bibliográficas.

A los pacientes participantes en este estudio, gracias porque su colaboración ha sido el pilar fundamental en que se ha basado este trabajo.

A mi querida amiga Nefer, gracias por tu ayuda incondicional en todo lo que he necesitado, por tus palabras de aliento en las dificultades. Tú sabes cómo ha sido este largo camino hasta aquí.

A Antonio, gracias por tu cariño y apoyo sin reservas, por haber sabido entender mi entrega y dedicación a este trabajo, aún sabiendo que era a costa de renunciar a mi tiempo contigo.

A Damián, M^a José y Estela, gracias por vuestra ayuda, y a todos mis amigos que me han apoyado durante todo este tiempo, a pesar de no estar cerca de ellos.

Y finalmente, a mi querida familia, mis padres Luis y Piedad, mi hermana Carmen y mis sobrinos. Muchas horas de las que he dedicado a este trabajo han sido vuestras. Gracias por haber estado conmigo día a día y por alentarme con todo el cariño y la mayor ilusión.

Capítulo 0

ÍNDICE

1. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	I
2. INTRODUCCIÓN.....	5
2.1. OSTEOINTEGRACIÓN Y ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES	5
2.1.1. FORMACIÓN, ESTRUCTURA Y CICATRIZACIÓN ÓSEA	6
2.1.2. OSTEOINTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES	7
2.1.3. CONCEPTO Y CLASIFICACIÓN DE LA ESTABILIDAD.....	8
2.1.4. ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES	10
2.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES	11
2.2.1. CALIDAD ÓSEA Y TIEMPO DE CICATRIZACIÓN.....	11
2.2.2. GEOMETRÍA Y TOPOGRAFÍA SUPERFICIAL DE LOS IMPLANTES.....	12
2.2.3. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS.....	16
2.2.3.1. Elaboración del lecho receptor de los implantes	16
2.2.3.2. Expansión de la cresta y compactación ósea.....	17
2.2.3.3. Técnica atraumática de elevación del suelo del seno maxilar	18
2.2.3.4. Plasma rico en factores de crecimiento (PRGF).....	18
2.3. TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES	21
2.3.1. MÉTODOS INVASIVOS.....	21
2.3.1.1. Torque de desinserción	21
2.3.1.2. Análisis histológico-histomorfométrico.....	21
2.3.2. MÉTODOS NO INVASIVOS	22

2.3.2.1. Radiografía	22
2.3.2.2. Torque de inserción	22
2.3.2.3. Métodos basados en análisis modal o vibratorio	23
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	29
3.1. MATERIAL E INSTRUMENTAL	29
3.2. MÉTODOS.....	33
3.2.1. SELECCIÓN DE LA MUESTRA	33
3.2.2. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS.....	38
3.2.3. MEDICIONES DE ESTABILIDAD.....	43
3.3. VARIABLES RECOGIDAS Y ANÁLISIS DE DATOS	44
4. RESULTADOS	49
4.1. DESCRIPCIÓN DE LOS PACIENTES PARTICIPANTES EN EL ESTUDIO	49
4.2. DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES ESTUDIADAS EN EL IMPLANTE.....	52
4.3. ANÁLISIS DE LOS VALORES ISQ (COCIENTE DE ESTABILIDAD DEL IMPLANTE).....	55
5. DISCUSIÓN.....	63
5.1. VALIDEZ DE LOS HALLAZGOS Y DISEÑO DEL ESTUDIO.....	63
5.2. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES ASOCIADAS AL PACIENTE.....	69
5.3. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES ASOCIADAS A LOS IMPLANTES.....	73
5.3.1. LOCALIZACIÓN, CALIDAD ÓSEA Y CAUSA DE PÉRDIDA DENTARIA	73
5.3.2. SISTEMA DE IMPLANTES, DIÁMETRO Y LONGITUD	75
5.3.3. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS	79
6. CONCLUSIONES	83
7. BIBLIOGRAFÍA	85
8. PRODUCCIÓN CIENTÍFICA	103

Capítulo I JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

A finales de la década de los años sesenta del siglo pasado, Brånemark *et al.*¹ demostraron que era posible el contacto directo entre el hueso y la superficie de un implante de titanio. Hoy en día, se acepta que la osteointegración es un término histológico que indica una aposición ósea directa sobre la superficie del implante sin interposición del tejido blando². Un requisito básico para conseguir esta osteointegración, es la estabilidad primaria del implante que impida micromovimientos en la interfase hueso-implante que puedan interferir en su cicatrización. La estabilidad primaria es reemplazada gradualmente por la estabilidad secundaria después de la colocación de los implantes³.

Se han utilizado distintos métodos para medir la estabilidad: el torque de desinserción (principalmente en estudios experimentales), la resistencia durante el fresado y la inserción del implante (torque de inserción), el Periotest® y el análisis de frecuencia de resonancia (RFA). El sistema RFA se utilizó inicialmente como un método para evaluar la formación de hueso alrededor de un implante⁴. El dispositivo RFA más utilizado y estudiado es el sistema Osstell® (Osstell™; Osstell AB, Gotheburg; Sweden) y con él se obtienen los valores ISQ (cociente de estabilidad del implante).

¹Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3:81-100.

²Herrero M & Herrero F. Conceptos generales en implantología endoósea. En: Herrero M, Herrero F, eds. *Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral.* Madrid: TRP; 1995. p. 1-15.

³Raghavendra 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.

⁴Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research.* 1996;7:261-7.

En 1998, diversos autores coincidieron en la idoneidad del uso de la frecuencia de resonancia para determinar la estabilidad, al ser un método cualitativo muy valioso^{5,6}. Posteriormente, el sistema RFA fue investigado como método para establecer medidas objetivas de la fijación primaria de los implantes y monitorizar la estabilidad secundaria durante la cicatrización^{7,8}. Se ha observado que la estabilidad se va equilibrando con el tiempo⁹, aumentando los valores ISQ desde la 4ª semana hasta la 12 semana¹⁰, coincidiendo con estudios experimentales *in vivo* basados en medidas de torque de desinserción, que mostraron un incremento de los valores a las 8 semanas¹¹ y sobre todo a las 12 semanas¹². Las doce semanas de cicatrización se consideran el periodo de tiempo en el que la osteointegración ha concluido^{13,14} y la estabilidad secundaria alcanza su máximo valor¹⁵.

Hay pocas investigaciones en las que se haya evaluado la influencia de las variables del paciente y de las técnicas quirúrgicas utilizadas en la preparación del lecho del implante en las medidas RFA.

Actualmente, el sistema RFA es el método reproducible más objetivo que existe en el mercado, capaz de realizar medidas de la estabilidad de los implantes y, además, es un tema de gran interés como refleja el continuo incremento de la producción científica¹⁶. La realización de una revisión sistematizada de todo lo publicado referente al sistema RFA como medida de estabilidad (búsqueda *on line* de diferentes bases de datos, donde se han recogido

⁵Meredith N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11:491-501.

⁶Sennerby L & Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19:493-8.

⁷Nedir R, Bischof M, Szmukler Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;15:520-8.

⁸Rodrigo D, Aracil L, Martín C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: A prospective case series study. *Clin Oral Implant Res*. 2010;21:255-21.

⁹Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28:297-303.

¹⁰Bischof M, Nedir R, Szmukler Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:529-39.

¹¹Brånemark R, Öhrnell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental *in vivo* study in the rat. *Biomaterial*. 1997;18:969-78.

¹²Wilke HJ, Claes L, Streinmann SG. The influence of various titanium surface on the interface shear strength between implants bone. *Advance in biomaterials*. 1990;9:309-14.

¹³Chang WJ, Lee SY, Wu CC, Lin CT, Abiko Y, Yamamichi N, Huang HM. A newly designed resonance frequency analysis device for dental implant stability detection. *Dent Mater J*. 2007;26:665-71.

¹⁴Shiigai T. Pilot study in the identification of stability values for determining immediate and early loading of implants. *J Oral Implantol*. 2007;33:13-22.

¹⁵Huwiler 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.

¹⁶Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Vallecillo-Capilla M. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Buc* 2009;14:538-46.

investigaciones experimentales y clínicas, publicadas entre los años 1996-2010), ha puesto de manifiesto que sería interesante analizar si las medidas RFA se incrementan con el tiempo, como ocurre con los valores de torque de desinserción¹⁷; y evaluar la influencia de las variables dependientes del paciente: edad, sexo, patología general, estado oral y hábitos. Asimismo, estudiar la influencia de la localización y calidad ósea¹⁸, las características técnicas de los implantes y de las diferentes técnicas quirúrgicas (irrigación durante el fresado, expansión de cresta y compactación ósea¹⁹, elevación atraumática del suelo del seno maxilar con osteotomos²⁰ y la técnica de plasma rico en factores de crecimiento [PRGF]²¹) en las medidas RFA a las 12 semanas de cicatrización.

Por todo lo expuesto anteriormente, los objetivos que se han planteado en este trabajo de investigación han sido los siguientes:

1º. Analizar la influencia de los factores generales del paciente en la estabilidad de los implantes, medida con el análisis de frecuencia de resonancia, a las 12 semanas de la cicatrización.

2º. Estudiar la influencia de la localización, calidad de hueso y causa de pérdida dentaria, en la estabilidad, medida con el análisis de frecuencia de resonancia, a las 12 semanas de la cicatrización.

3º. Evaluar la influencia de las características técnicas de los implantes, en la estabilidad, medida con el análisis de frecuencia de resonancia, a las 12 semanas de la cicatrización.

4º. Analizar la influencia de las técnicas quirúrgicas utilizadas en la estabilidad de los implantes, medida con el análisis de frecuencia de resonancia, a las 12 semanas de la cicatrización.

¹⁷Wilke HJ, Claes L, Streinemann SG. The influence of various titanium surface on the interface shear strength between implants bone. *Advance in biomaterials*. 1990;9:309-14.

¹⁸Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Büchler P. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:1006-14.

¹⁹Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two Alternative Surgical Technique 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.

²⁰Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Ninkemper M, Von Weyhrother H, Joos U, Meyer U. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16:1-8.

²¹Monov G, Fuerst G, Tepper G, Watzak G, Zechner W, Watzek G. The effect of platelet-rich plasma upon implant stability measured by resonance frequency analysis in the lower anterior mandibles. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16:461-5.

Capítulo II

INTRODUCCIÓN

En este capítulo se van a desarrollar los siguientes apartados:

- 2.1. OSTEOINTEGRACIÓN Y ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES.
- 2.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES.
- 2.3. TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES.

2.1. OSTEOINTEGRACIÓN Y ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES

En 1969, Brånemark *et al.*²² definieron la osteointegración como una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, y la superficie de un implante sometido a carga funcional. En la década de los ochenta del siglo XX, Schröder *et al.*²³ introdujeron el concepto de anquilosis funcional como la interfase implante-hueso que se forma durante el periodo de cicatrización: desde la colocación de la fijación y durante el periodo post-integración. En este sentido, Albrektsson *et al.*²⁴ definieron un nuevo concepto basado en el anclaje directo de un implante: la formación de tejido óseo sin el crecimiento de tejido fibrótico en la interfase hueso-implante. La naturaleza de esta unión era predominantemente biomecánica.

²²Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3:81-100.

²³Schröder 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.

²⁴Albrektsson T, Brånemark PI, Hanson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155-70.

Otro concepto de osteointegración de los implantes dentales se basa en la estabilidad y se define como el proceso mediante el cual se obtiene una fijación rígida y clínicamente asintomática de materiales aloplásticos en el hueso que se mantiene durante la carga funcional²⁵.

2.1.1. FORMACIÓN, ESTRUCTURA Y CICATRIZACIÓN ÓSEA

Los tipos de formación ósea son tres: endocondral, intramembranosa y aposicional²⁶. En la osificación endocondral, el cartílago de crecimiento es reemplazado por tejido óseo.

Los huesos largos, las vértebras, la pelvis y los huesos de la base del cráneo se forman por osificación endocondral.

En la osificación membranosa, el hueso mineral se deposita sobre tejido conectivo mesenquimal primitivo. Los huesos de la bóveda del cráneo, el maxilar superior y la mayor parte de la mandíbula pertenecen a este tipo de osificación.

La formación ósea aposicional aparece en el ensanchamiento perióstico de los huesos durante el desarrollo, el crecimiento y en la remodelación ósea.

Todos los tipos de hueso, están formados por dos estructuras arquitectónicas básicas²⁷: hueso cortical (compacto) y hueso esponjoso (trabecular) con formas tridimensionales y propiedades mecánicas distintas, así (el hueso cortical es de 10 a 20 veces más rígido que el hueso esponjoso). Respecto a los huesos maxilares, la mandíbula es el más complejo; se trata de un hueso largo y está compuesto por una capa cortical externa gruesa que rodea a la parte central esponjosa. La resistencia de la mandíbula está relacionada con el hueso cortical denso, que es más grueso en su parte anterior. El maxilar superior está formado por una capa cortical externa fina y un gran núcleo de hueso esponjoso de densidades variables.

El hueso es una forma rígida de tejido conectivo con propiedades mecánicas y biológicas específicas, que se basan en la capacidad de curar sin formación cicatricial y de adaptación a las condiciones de carga. Este tejido mineralizado, dependiendo de su fase de desarrollo o de cicatrización, se presenta como: trenzado o entramado (primario) y laminar o lamelar

²⁵Zarb G & Albrektsson T. Osseointegration a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodont Rest Dent.* 1991;11:88-91.

²⁶Davies JE & Housseini MM. Bone Formation and Healing, *Histodynamics of Endosseous Wound Healing.* In: Davies JE, eds. *Bone Engineering.* Toronto: Davies JE; 1999. p. 1-15.

²⁷Li S, Lindah A, Nannmark U, Chien S. Interaction between cone marrow stem cells and extracellular matrix in bone cartilage. In: Brånemark PI, eds. *The Osseointegration Book.* Berlin: Quintessence; 2005. p. 115-26.

(secundario)²⁸. El primero es más blando y sus propiedades mecánicas se mejoran debido a la remodelación y sustitución por hueso laminar, de este modo, proporciona un mejor soporte mecánico para un implante. En el trauma óseo (fractura, osteotomía o colocación de un implante) se inicia el proceso de cicatrización para reparar la fractura o defecto y devolver al hueso su forma original vía remodelación o modelación.

2.1.2. OSTEOINTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES

La interfase hueso-implante es una estructura sin red colágena con un espesor de $0,5\mu\text{m}$ aproximadamente, formada por componentes orgánicos (en su mayoría proteoglicanos y glicoproteínas) y por componentes inorgánicos (fosfatos cálcicos, en su mayoría hidroxapatita)²⁹. Esta osteointegración pertenece al tipo de osificación intramembranosa, y se puede comparar con la cicatrización de una fractura directa, sólo con una diferencia fundamental, el hueso une con un implante de titanio. Existen dos mecanismos por los cuales el tejido óseo puede incorporarse a la superficie del implante³⁰:

- ◆ 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 fases³¹:

- ◆ 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).

²⁸Davies JE & Housseini MM. Bone Formation and Healing: Histodynamics of Endosseous Wound Healing. In: Davies JE, eds. Bone Engineering. Toronto: Davies JE; 1999. p. 1-15.

²⁹Zarb G & Albrektsson T. Osseointegration a requiem for the periodontal ligament? An editorial. Int J Periodont Rest Dent. 1991;11:88-91.

³⁰Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. Int J Prosth. 1998;11:391-401.

³¹Davies JE & Houssein MM. Bone Formation and Healing: Histodynamics of Endosseous Wound Healing. In: Davies JE, eds. Bone Engineering. Toronto: Davies JE; 1999. p. 1-15.

El porcentaje de contacto de la interfase hueso-implante, va a depender de la calidad ósea y de las características de la superficie del implante³². De esta forma, un implante completamente rodeado de hueso cortical alcanza un 90% de superficie en contacto óseo y un 50% si está rodeado de hueso esponjoso, aunque no se conoce qué porcentaje de su superficie debe estar en contacto con el hueso para que se considere osteointegrado³³. El diseño del implante va a influir en la cantidad y calidad de la formación ósea, así como en la distribución de las cargas biomecánicas al hueso, originando un proceso de modelado y remodelado determinado.

Para conseguir la osteointegración clínica e histológica son necesarios los siguientes requisitos³⁴:

- ◆ Utilizar un material biocompatible.
- ◆ Forma y estructura adecuadas del implante.
- ◆ No dañar el hueso periimplantario, ni física ni químicamente (cementos, etc.).
- ◆ Protocolo de carga según unas condiciones biomecánicas adecuadas.
- ◆ Ausencia en todos los casos de tejido blando entre el implante y el hueso.

2.1.3. CONCEPTO Y CLASIFICACIÓN DE LA ESTABILIDAD

La estabilidad se define como la ausencia de movilidad clínica de un implante y se trata de una percepción subjetiva de la osteointegración³⁵. Desde el punto de vista estructural y morfológico es el resultado del contacto entre el hueso y la superficie del implante.

La estabilidad primaria consiste en la ausencia de movilidad del implante en el lecho óseo en el momento de su colocación y se debe al contacto y fricción (unión mecánica) entre la superficie del implante y el hueso. Los factores de los que depende son: la cantidad y calidad ósea, la geometría del implante (longitud, diámetro y diseño) y la técnica quirúrgica (diámetro de la fresa final respecto al del implante)³⁶. Se acepta como requisito básico para conseguir la osteointegración de un implante de titanio, una estabilidad primaria adecuada

³²Albrektsson T & Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol*. 1991;18:474-81.

³³Housseini MM, Sodek J, Franke RP, Davies JE. The structure and composition of the bone-implant interface. *Tissue-Implant Interactions*. In: Davies JE, eds. *Bone Engineering*. Toronto: Davies JE; 1999. p. 295-305.

³⁴Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson RA. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxil Implants*. 1986;1:11-25.

³⁵Sennerby L & Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and mechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000*. 2008;47:51-66.

³⁶Meredith, N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11:491-501.

que impida micromovimientos en la interfase hueso-implante que puedan interferir en su cicatrización³⁷.

La cicatrización ósea en la interfase hueso-implante, se activa tras la lesión que supone la preparación quirúrgica del lecho del implante³⁸. Durante la cicatrización temprana alrededor de los implantes se produce el mecanismo de conservación de la estabilidad con el aporte de nuevo tejido óseo y la pérdida progresiva del hueso que es remodelado³⁹ (Figura 1).

La estabilidad secundaria se basa en la formación y remodelación ósea en la interfase implante-hueso, alcanzando un aumento del grado de contacto hueso-implante. Esta estabilidad está influenciada por las características de la superficie y por el tiempo de cicatrización⁴⁰.

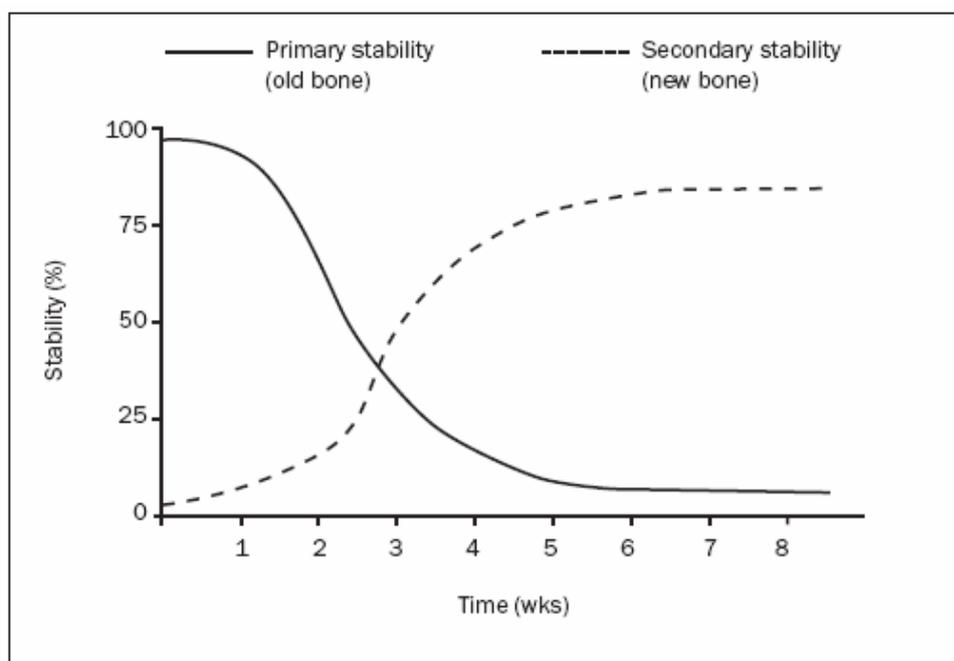


Figura 1. Evolución de la estabilidad [tomado de Raghavendra *et al.*⁴¹].

³⁷Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson 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.

³⁸Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U, Astrand P. Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2:103-11.

³⁹Raghavendra 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.

⁴⁰Meredith, N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11:491-501.

⁴¹Raghavendra 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.

2.1.4. ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES

Después de una cirugía traumática, de una carga prematura, de una infección o del uso de material no-biocompatible: la respuesta tisular puede producir una reabsorción ósea, un descenso de estabilidad del implante, y en algunas ocasiones el encapsulamiento fibroso y el fracaso del implante⁴².

En Implantología, el micromovimiento se define como el desplazamiento relativo entre la superficie del hueso y la del implante. El micromovimiento excesivo interfiere la correcta organización del coágulo y la adherencia inicial de las proteínas y células a la superficie del implante, de esta forma se impide que los preosteoblastos se diferencien a células óseas y se pueda organizar la red vascular que van a utilizar como sostén para formar hueso. En estos casos, el organismo induce el crecimiento de tejido fibroso que nivele la diferencia existente entre ambos sistemas⁴³.

La ausencia de movilidad es un factor fundamental para la longevidad del implante y un excelente indicador de su estado de salud. Un implante sano se mueve menos de $73\mu\text{m}$, sin embargo la movilidad clínica es de Grado 0. La falta de desplazamiento, no siempre coincide con una interfase directa hueso-implante, ya que el porcentaje de contacto óseo no puede determinarse⁴⁴.

La movilidad del implante puede ser provocada por el trauma oclusal o por la pérdida de hueso. Las tensiones que soporta la interfase óseo-implantaria son decisivas para la obtención de una fijación rígida que favorezca la osteointegración y su mantenimiento posterior; en la zona crestal se concentran hasta el 40% de las tensiones transmitidas por la prótesis independientemente de la longitud del implante⁴⁵. La pérdida del hueso crestal y la baja densidad ósea se asocian frecuentemente al fracaso temprano del implante.

Los criterios de éxito según Adell *et al.*⁴⁶ son:

- ◆ El implante no presenta movilidad en la exploración clínica.
- ◆ La radiografía no muestra evidencia de lesión radiolúcida periimplantaria.

⁴²Sennerby L. Integración y estabilidad del implante. En: Palacci P, Ericsson I, eds. Odontología implantológica estética: manipulación del tejido blando y duro. Barcelona: Quintessence; 2001. p. 15-30.

⁴³Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosth.* 1998;11:391-401.

⁴⁴Misch C. Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento. In: Misch CE, eds. Implantología contemporánea. Barcelona: Elsevier; 2009. p. 15-25.

⁴⁵Housseini MM, Sodek J, Franke RP, Davies JE. The structure and composition of the bone-implant interface. Tissue-Implant Interactions. In: Davies JE, eds. Bone Engineering. Toronto: Workshop; 1999. p. 295-305.

⁴⁶Adell R. Long-term treatment result. En: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. Tissue Integrated Prostheses. Chicago: Quintessence; 1985. p. 175-86.

- ◆ Pérdida ósea anual tras el primer año inferior a 0,2mm.
- ◆ Ausencia de síntomas persistentes o irreversibles: dolor, infecciones, neuropatías o parestesia.

Otros parámetros importantes son los que informan del estado de la encía periimplantaria, de la presencia o ausencia de gingivitis y de la posible pérdida ósea por procesos inflamatorios de los tejidos periimplantarios. Estos parámetros son los empleados en la valoración periodontal⁴⁷:

- ◆ Índices de placa.
- ◆ Sangrado al sondaje.
- ◆ Profundidad de sondaje.
- ◆ Nivel de la inserción al sondaje.
- ◆ Localización del margen gingival libre en relación con el hombro del implante.

2.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES

2.2.1. CALIDAD ÓSEA Y TIEMPO DE CICATRIZACIÓN

Para que se produzca la cicatrización ósea es primordial que el implante tenga una buena estabilidad primaria tras su colocación⁴⁸; esta estabilidad se obtiene cuando la parte marginal y apical del lecho del implante poseen cantidad suficiente de hueso compacto y esponjoso. La estabilidad del implante puede verse afectada por las distintas calidades de hueso⁴⁹.

La mayor parte de la superficie del implante está en contacto con hueso medular (muy vascularizado y rico en células precursoras de osteoblastos) con una densidad del 20-25% y sólo la zona coronal o marginal del implante se ancla en hueso compacto o cortical (densidad de 80-90%) que le proporciona una mayor estabilidad primaria⁵⁰.

Las propiedades mecánicas del hueso influyen en la duración del periodo de cicatrización hasta alcanzar la estabilidad secundaria; éstas permiten la carga inmediata o temprana de implantes con estabilidad primaria alta, y en los casos de implantes colocados en hueso

⁴⁷Misch C. Un implante no es un diente: comparación de los índices periodontales. En: Misch C, eds. Prótesis sobre implantes. Madrid: Elsevier; 2007. p. 18-32.

⁴⁸Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. Clin Oral Implants Res. 2006;17:124-35.

⁴⁹Sennerby L & Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and mechanical aspects and clinical implications. Periodontol 2000. 2008;47:51-66.

⁵⁰Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, Ko CC. Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. J Prosthet Dent. 2009;5:360-78.

blando con poca estabilidad primaria se precisan periodos más largos de curación, no siendo la carga inmediata una buena opción de tratamiento en hueso tipo 4⁵¹.

Brånemark *et al.*⁵² mostraron que una forma de incrementar la estabilidad después de la cirugía era esperar a que el hueso circundante cicatrizara antes de la carga. Después de 3 meses de la inserción, había un gran contacto implante-hueso y un aumento de la resistencia a la extracción del implante (torque de desinserción)⁵³.

2.2.2. GEOMETRÍA Y TOPOGRAFÍA SUPERFICIAL DE LOS IMPLANTES

Los factores dependientes de la **GEOMETRÍA** del implante son: el diseño, la longitud y el diámetro^{54,55}.

El mantenimiento de la osteointegración a largo plazo se basa en el reparto óptimo de las cargas. Las características del **diseño** que pueden influir en la transmisión de las mismas y en el proceso de remodelado del hueso receptor son: la forma y el tipo de conexión con la prótesis⁵⁶.

La forma de los implantes puede ser cilíndrica o cónica. Los implantes cónicos se indican según las condiciones anatómicas (nervio dentario y seno maxilar) o por la proximidad de las raíces de los dientes adyacentes, facilitando su inserción y evitando el daño a dichas estructuras⁵⁷.

La presencia de espiras aumenta la superficie de contacto de la interfase hueso-implante mejorando la transmisión de las fuerzas. En la actualidad existen diferentes diseños de espiras

⁵¹Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:297-303.

⁵²Brånemark PI, Hansonn BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated titanium implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;16:80-100.

⁵³Wilke HJ, Claes L, Streinemann SG. The influence of various titanium surface on the interface shear strength between implants bone. *Advance in biomaterials.* 1990;9:309-14.

⁵⁴Meredith, N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11:491-501.

⁵⁵Sennerby L & Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and mechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000.* 2008;47:51-66.

⁵⁶Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dent Update.* 1997;24:416-20

⁵⁷Misch CE. Tamaño del cuerpo del implante: fundamentos biomecánicos y estéticos. En: Misch CE, eds. *Implantología contemporánea.* Barcelona: Elsevier; 2009. p. 160-178.

para conseguir un aumento de estabilidad primaria y una transmisión de fuerzas más eficaz⁵⁸. Los parámetros que diferencian los diseños entre sí son⁵⁹:

- Paso de rosca: es la distancia existente entre las espiras adyacentes de un implante. Cuanto menor sea el paso de rosca, más espiras tendrá un implante y por tanto, mayor será el área de superficie, mayor fijación inicial y mayor área de superficie funcional tras la carga. El paso de rosca será menor cuando: la magnitud de la fuerza es mayor de lo normal, al no poder ser planificada una longitud de implante ideal y para favorecer al hueso de densidad baja a resistir las fuerzas.

- Forma de rosca. El implante de rosca cuadrada reduce las fuerzas de cizalla en la interfase rosca-hueso, esto es muy importante en el hueso de densidad comprometida, implantes cortos o magnitudes de fuerzas mayores.

- 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 roscas, tendrá asimismo incrementada el área de osteointegración y alcanzará una mayor estabilidad primaria. En los diseños actuales, la profundidad de rosca oscila 0,24-0,42mm (según los distintos fabricantes)⁶⁰.

Los implantes lisos presentan menor superficie en la interfase hueso-implante y necesitan una unión química con el hueso, por lo que actualmente no se utilizan. Se han creado diseños con microespiras en el cuello de los implantes y su justificación teórica es mejorar la estabilidad del implante y permitir una mejor distribución de las cargas al hueso cortical⁶¹.

En relación al **diámetro**, los implantes anchos comprimen el hueso y aportan una mayor superficie de contacto, obteniéndose una mayor estabilidad primaria; siendo una alternativa idónea para restaurar prostodónticamente los sectores posteriores al soportar mejor las fuerzas masticatorias⁶². Al aumentar el perfil de emergencia se reduce el estrés mecánico que se transmite a la interfase cuello del implante-hueso cortical. Al comparar la distribución del estrés alrededor del cuello de los implantes, se ha comprobado que un aumento del diámetro de 3,6mm a 4,2mm reduce la tensión en un 31,5%; si se aumenta a 5mm, la tensión se reduce en

⁵⁸Jiménez Fábrega 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: Panamericana; 2005. p. 285-97.

⁵⁹Misch CE. Tamaño del cuerpo del implante: fundamentos biomecánicos y estéticos. En: Misch CE, eds. Implantología contemporánea. Barcelona: Elsevier; 2009. p. 160-178.

⁶⁰Machín Muñoz A. Histodinamia de la carga inmediata. Biomecánica. En: Machín Muñoz A, eds. Ciencia y técnica en implantología inmediata. Madrid: Ripano; 2007. p. 69-91.

⁶¹Misch CE. Tamaño del cuerpo del implante: fundamentos biomecánicos y estéticos. En: Misch CE, eds. Implantología contemporánea. Barcelona: Elsevier; 2009. p. 160-178.

⁶²Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.* 1999;8:376-86.

47,9% y con implantes de 6,5mm se consigue una reducción del 60%. Los implantes anchos tienen una mayor superficie de contacto óseo; un incremento de 0,25mm en el diámetro puede aumentar dicha superficie entre un 5-10% en el cuerpo de un implante cilíndrico⁶³. Al relacionar el diámetro y el torque de remoción Ivanoff *et al.*⁶⁴ demostraron que desinsertar implantes más anchos requería un mayor torque.

El aumento en la **longitud** del implante mejora la estabilidad inicial y la amplitud total de la interfase entre hueso e implante. Éste incremento también proporciona mayor resistencia a las fuerzas de torsión⁶⁵. Sin embargo, la longitud influye poco en la reducción de las tensiones que se producen a nivel de la cresta ósea durante la carga oclusal. Los implantes largos (16mm) consiguen una mayor fijación inicial y un aumento en la transmisión de fuerzas de un 7,3% respecto a los implantes cortos (8mm)⁶⁶. O'Sullivan *et al.*⁶⁷ observaron que implantes de diámetro ancho y cortos, y colocados en el hueso tipo 4, presentaban un alto porcentaje de fracaso por aterrajear el lecho óseo del implante.

En cuanto a la **TOPOGRAFÍA SUPERFICIAL** de los implantes es importante destacar que el tipo de superficie del implante influye en la estabilidad secundaria pudiendo acelerar el proceso de osteointegración⁶⁸. Las superficies rugosas con un mayor porcentaje de contacto hueso-implante muestran una unión más resistente a la ruptura por torsión o torque. Los valores de torque de remoción fueron más altos en implantes rugosos que en implantes lisos⁶⁹. Por el contrario, las medidas de análisis de frecuencia de resonancia (RFA) no mostraron diferencias en la estabilidad de implantes con superficie rugosa (chorreados o ácido-tratados) y lisa⁷⁰.

⁶³Misch CE. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dent Today*. 2006;25:80, 82, 84-5; quiz 85.

⁶⁴Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants: An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997;26:141-8.

⁶⁵Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:357-68.

⁶⁶Jiménez Fábrega 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: Panamericana; 2005. p. 285-97.

⁶⁷O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clin Implants Dent Rel Res*. 2000;2:85-92.

⁶⁸Sennerby L & Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and mechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000*. 2008;47:51-66.

⁶⁹Ivanoff CJ, Hallgren C, Wennerberg A, Widmark G, Sennerby L. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ grit blasted and turned microimplants in humans. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2001;12:128-34.

⁷⁰Karlsson U, Gotfredsen K, Olsson C. Single-tooth replacement by osseointegrated Astra Tech dental implants. A 2 year report. *Int J Prosthodont*. 1997;10:318-24.

Las superficies de los implantes se clasifican según su morfología en^{71,72}:

Superficies lisas: presentan una superficie mecanizada y una menor área de unión hueso-implante. En la actualidad su uso se limita a implantes que combinan superficie pulida (que corresponde con la parte más cervical del área de hueso) con superficie rugosa en el resto del cuerpo del implante. Este diseño se justifica por la menor afinidad que podría tener la flora bacteriana hacia una superficie lisa limitando la progresión bacteriana a este nivel.

Superficies rugosas: presentan una irregularidad microscópica más o menos uniforme, con independencia de la morfología del implante (cilíndrico, cónico, etc). Según la naturaleza de la rugosidad se clasifican en:

◆ Superficies rugosas por adición. Las dos más conocidas son la superficie de plasma de titanio (titanium plasma spray o TPS) y la de hidroxiapatita (HA). La superficie TPS es altamente estable y los implantes que la incorporan presentan un índice de contacto hueso-implante superior al de titanio liso.

◆ Superficies rugosas por sustracción. Existen distintos tipos de tratamientos de la superficie del núcleo de titanio: chorreado con partículas de óxido de titanio, chorreado con HA, chorreado con óxido de aluminio, chorreado con arena, grabado con distintos ácidos (ácido nítrico y clorhídrico), electrólisis y diversas combinaciones de chorreado y grabado.

Superficies modificadas. El tratamiento de la superficie consiste en el acondicionamiento del material en base a la implantación iónica, el tratamiento de láser y la corriente electro-térmica. Estas superficies muestran una mayor relación contacto hueso-implante y la unión más estable respecto a las no modificadas, especialmente en zonas de pobre densidad ósea.

Actualmente se están empleando diversas sustancias para modificar las características biológicas de las superficies de los implantes y así, poder influir en el proceso de aposición del tejido óseo. La utilización de hueso autólogo, factores osteoinductores y osteoconductores, proteínas morfogenéticas del hueso (BMP, Bone Morphogenetic Proteins) y proteínas osteogénicas purificadas (obtenidas con procedimiento de biología molecular y métodos de recombinación del DNA) han mostrado resultados clínicamente satisfactorios⁷³.

⁷¹Herrero 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.

⁷²Anitua Aldecoa E. Ingeniería de superficies. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 107-24.

⁷³Vogel G. Aspectos biológicos de los implantes. En: Chiapasco M, Romeo E, eds. Rehabilitación implantosoportada en casos complejos. Torino: Amolca; 2006. p. 1-3.

2.2.3. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

En este apartado se va a tratar la influencia de las técnicas quirúrgicas en la estabilidad primaria de los implantes.

2.2.3.1. Elaboración del lecho receptor de los implantes

La secuencia de fresado consiste en la realización quirúrgica de una perforación en el área ósea donde se insertará el implante. Actualmente los protocolos de fresado están adaptados a las distintas calidades óseas⁷⁴. Así, la utilización del macho de terraja disminuye la estabilidad del implante, por lo que no se aconseja su uso (especialmente en hueso blando)⁷⁵. En cuanto a la dirección de fresado, se debe mantener constante para no crear un lecho de forma irregular que pueda comprometer la estabilidad primaria del implante⁷⁶. El anclaje bicortical de los implantes también asegura una buena estabilidad primaria y favorece la osteointegración. La preparación se realiza del modo más atraumático posible evitando el calentamiento del hueso y la sobreinstrumentación⁷⁷, de esta forma, se produce una cicatrización fisiológica del hueso esponjoso y cortical y se impide la aparición de tejido cicatricial poco diferenciado.

Durante el fresado se recomienda no superar las 800 revoluciones por minuto, aunque hay situaciones clínicas donde se acepta hasta 1.500-2.000rpm de velocidad⁷⁸, siendo siempre necesaria la irrigación con suero salino o agua destilada estéril para refrigerar las fresas. 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 irreversibles⁷⁹. La ausencia de daño del hueso receptor es muy importante para el éxito de la osteointegración y del tratamiento⁸⁰.

⁷⁴Anitua E. Novel protocols for predictable implantology. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2008;20:123-8.

⁷⁵Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28:297-303.

⁷⁶Peñarrocha Diago M, Sanchís Bielsa JM, Oltra Moscardó MJ. Procedimiento quirúrgico básico. En: Peñarrocha Diago M, eds. *Implantología Oral*. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 53-75.

⁷⁷Romero 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.

⁷⁸Peñarrocha Diago M, Sanchís Bielsa JM, Oltra Moscardó MJ. Procedimiento quirúrgico básico. En: Peñarrocha Diago M, eds. *Implantología Oral*. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 53-75.

⁷⁹Romero 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.

⁸⁰Herrero F & Herrero M. Primera fase quirúrgica. En: Herrero M & Herrero F, eds. *Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral*. Madrid: TRP Ediciones; 1995. p. 67-98.

El protocolo de fresado a bajas revoluciones (<50rpm) sin irrigación, surgió para obtener hueso autólogo de gran calidad biológica para autoinjerto⁸¹. Este material de autoinjerto mantiene su estructura trabecular bien conservada por la presencia de células vivas. El volumen y calidad de hueso recuperado es mayor que el que se consigue con la técnica del filtro convencional⁸².

2.2.3.2. Expansión de la cresta y compactación ósea

La técnica con expansores motorizados y fresas de expansión ósea se basa en el uso progresivo de elementos de diferentes diámetros de rosca⁸³. Este procedimiento se debe realizar a bajas revoluciones y sin irrigación para evitar la fractura de la cresta ósea⁸⁴. Los expansores están indicados en procesos alveolares estrechos y atróficos^{85,86} (diseñados para el maxilar superior aunque también se pueden utilizar para la expansión de crestas finas mandibulares⁸⁷).

La utilización de osteodilatadores es una alternativa quirúrgica para la preservación del hueso, produciendo una compresión lateral y una compactación del tejido óseo aumentando la densidad ósea y la estabilidad primaria⁸⁸. Su uso facilita la creación de un lecho implantológico lo más ajustado posible a la inserción del implante⁸⁹. Están indicados en la parte posterior del maxilar que está formada por hueso de baja calidad (hueso blando) donde se consigue una compresión y compactación lateral del tejido óseo aumentando su densidad⁹⁰.

⁸¹Anitua Aldecoa E. Fresado biológico y preparación de injertos. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p.183-201.

⁸²Anitua EA, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. Int J Oral Maxillofac Implant. 2007;22:138-45.

⁸³Lee EA & Anitua E. Atraumatic ridge expansion and implant site preparation with motorized bone expanders. Pract Proced Aesthet Dent. 2006;18:17-22.

⁸⁴Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta con expansores motorizados. Dental Dialogue 2004;2:3-13.

⁸⁵Anitua E. Expansión de cresta con osteotomos: Estado actual. Utilización del Plasma Rico en Factores de Crecimiento (PRGF). Rev Esp Cirug Oral maxillofac. 2001;23:158-62.

⁸⁶Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta con expansores motorizados. Dental Dialogue. 2004;2:3-13.

⁸⁷Lee E & Anitua E. Atraumatic ridge expansion and implant site preparation with motorized bone expanders. Pract Proced Aesthet Dent. 2006;18:17-22.

⁸⁸Peñarrocha Diago M, Sanchís Bielsa JM. Técnica de osteodilatadores. En: Peñarrocha Diago M, eds. Implantología Oral. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 75-85.

⁸⁹Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, Bermudo Ariño L. Problemática del frente anterior. Situaciones conflictivas y opciones terapéuticas. En: Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, eds. Integración de la implantología en la práctica odontológica. Madrid: Ergón; 2002. p. 69-81.

⁹⁰Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 55-69.

2.2.3.3. Técnica atraumática de elevación del suelo del seno maxilar

La región posterior del maxilar superior puede presentar serias limitaciones para la colocación de implantes, siendo las más importantes: la presencia de hueso de baja calidad y la poca altura del proceso alveolar por la neumatización del seno maxilar y/o por la reabsorción tras la pérdida dentaria⁹¹.

Esta técnica se basa en la intrusión controlada del suelo del seno maxilar⁹². Se realiza mediante osteotomos (instrumentos cilíndricos-cónicos de punta cóncava) que desplazan y condensan⁹³ el hueso alrededor de todo su perímetro y a nivel de su punta, permitiendo la introducción de material de injerto previa a la inserción de fijaciones de mayor longitud⁹⁴. Según la clasificación de Misch⁹⁵, la técnica de elevación atraumática con osteotomos está indicada, cuando la distancia entre el reborde alveolar y el suelo sinusal es de 8-10mm, y cuando no está indicada la colocación de implantes cortos.

2.2.3.4. Plasma rico en factores de crecimiento (PRGF)

Las plaquetas han sido estudiadas por su mecanismo de acción en la hemostasia, pero poseen otra función fisiológica: son portadoras de unas proteínas con un papel importante en la reparación y regeneración tisular⁹⁶. La utilización de las proteínas plaquetarias autólogas ha sido estudiada en el área de la cirugía oral^{97,98} y se han introducido en el mercado distintos sistemas de obtención y preparación de concentrados plaquetarios con fines terapéuticos.

Las primeras investigaciones sobre las técnicas de obtención de fibrina autóloga del plasma rico en plaquetas (PRP) fueron desarrolladas por Marx *et al.*⁹⁹. El PRP se obtiene mediante

⁹¹Peñarrocha Diago M, Sanchos-Bielsa JM. Técnica de osteodilatadores. En: Peñarrocha Diago M, eds. Implantología Oral. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 75-85.

⁹²Summers R. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compend Contin Educ Dent.* 1994;15:152-60.

⁹³Anitua Aldecoa E. Elevación atraumática del seno maxilar. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un nuevo enfoque en la cirugía y prótesis sobre implantes. Vitoria: Puesta al día; 1996. p. 75-101.

⁹⁴Summer RB. The osteotome technique. Part 2 the ridge expansion osteotomy (REO) procedure. *Compend Contin Educ Dent.* 1994;15:422-34.

⁹⁵Misch C. Levantamiento y elevación de seno maxilar con aumento subantral. En: Misch C, eds. Implantología contemporánea. Madrid: Mosby/ Doyma; 1995. p. 539-67.

⁹⁶Anitua E, Andia I, Ardanza B, Nurden P AT. Autologous platelets as a source of proteins for healing and tissue regeneration. *Thromb Haemost.* 2004;91:4-15.

⁹⁷Anitua E. The use of plasma-rich growth factors (PRGF) in oral surgery. *Pract Proc Aesthetic Dent.* 2001;13:487-93.

⁹⁸Anitua E. Plasma rich in growth factors: preliminary results of the use in the preparation of future sites for implants. *Int J Oral Maxillof Impl.* 1999;14:529-35.

⁹⁹Marx RE, Carlson ER, Eichstaedt RM. Platelet-rich plasma: Growth factor enhancement for bone grafts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1998;85:638-46.

centrifugado de la sangre disponiendo sus componentes (hematíes, leucocitos, plaquetas, proteínas) en distintas fracciones según el gradiente de su densidad.

Posteriormente, Anitua *et al.*¹⁰⁰ describió el protocolo del plasma rico en factores de crecimiento (PRGF) basado en la formulación, activación y aplicación de un preparado autólogo rico en plaquetas que se caracteriza, entre otras propiedades, por su biocompatibilidad y fácil obtención. El concentrado plaquetario que se obtiene se divide en tres fracciones con distinto número de plaquetas y concentrados de factores de crecimiento plaquetarios y plasmáticos (GFs): fracción 1 (pobre en factores de crecimiento), fracción 2 (con igual número de plaquetas que en la sangre circundante) y fracción 3 (rica en factores de crecimiento)¹⁰¹ (Figura 2).

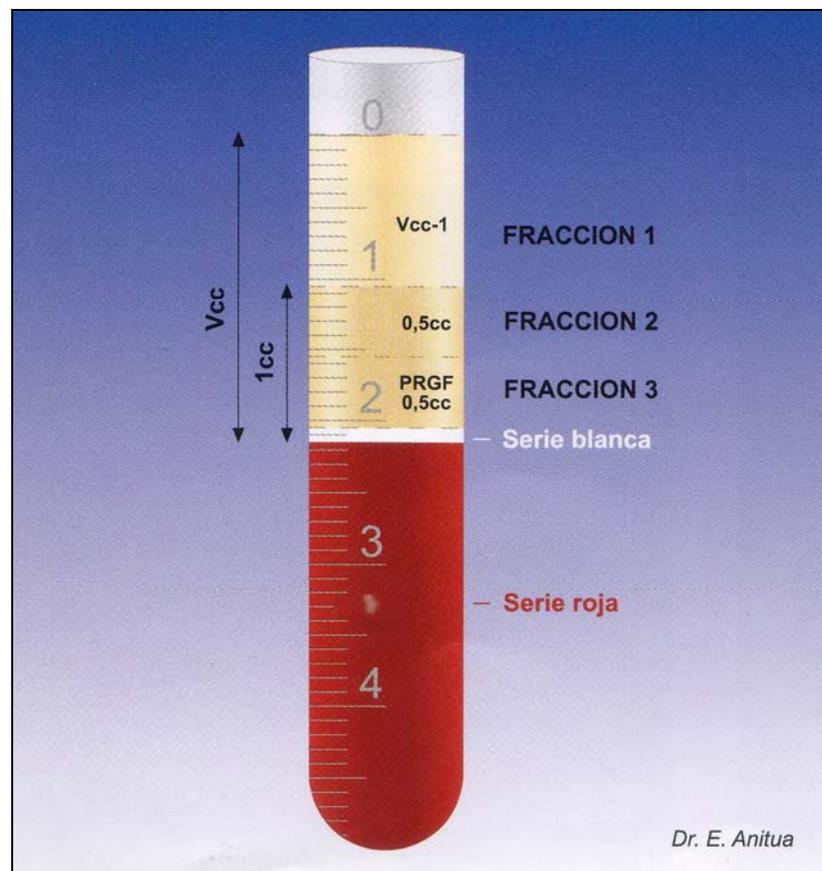


Figura 2. Fracciones del plasma obtenidas por gradiente de densidad [tomado de Anitua *et al.*¹⁰²].

¹⁰⁰ Anitua E. Plasma rich in growth factors: preliminary results of the use in the preparation of future sites for implants. *Int J Oral Maxillof Impl.* 1999;14:529-35.

¹⁰¹ Anitua Aldecoa E. Procedimiento de obtención de PRGF. En: Anitua-Aldecoa E, eds. *Un enfoque biológico de la implantología.* Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 87-106.

¹⁰² Anitua Aldecoa E. Procedimiento de obtención de PRGF. En: Anitua-Aldecoa E, eds. *Un enfoque biológico de la implantología.* Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 87-106.

Con la fracción 1 (la fracción más pobre en factores de crecimiento) se obtiene una malla de fibrina densa y elástica al activar el plasma con una dosis estándar de cloruro cálcico (50µl de PRGF activador/1.000µl de PRGF) y calentar en un bloque térmico a 37°C. Esta malla de fibrina se utiliza como membrana. El PRGF líquido activado que se obtiene de la fracción 2, se convierte en un coágulo de componentes celulares impregnado de factores de crecimiento¹⁰³. Se utiliza para mezclarse en el momento de su activación con injertos óseos (autoinjerto, xenoinjerto o aloinjerto) o para la regeneración de alveolos postextracción.

La fracción 3 (sin activar) es el PRGF más rico y se utiliza para la humectación del implante proporcionando un entorno biológico más favorable para la osteointegración. Esta activación de la superficie implantaria permite la migración de las células osteogeneradoras mediante el establecimiento de un gradiente quimiotáctico que favorece la formación del hueso¹⁰⁴. De esta forma, la fibrina autóloga adherida a la superficie rugosa funciona como soporte estructural inicial para que se produzca la adhesión, proliferación y diferenciación de las células osteogeneradoras¹⁰⁵.

Tabla 1. Diferencias entre PRP y PRGF.

PRP	PRGF
Requiere un volumen mínimo fijo de sangre: de 50 hasta 500 ml.	A partir de menores volúmenes de sangre: desde 5 ml. hasta la cantidad que se precise, según la cirugía.
Precisa de ciclo doble de centrifugado a alta velocidad.	Un solo centrifugado de baja velocidad.
Provoca la activación de algunas plaquetas.	No hay activación plaquetaria.
Diseñado para la obtención de PRP.	Diseñado para la obtención de varios productos bioactivos: PRGF, fibrina, injertos compactados, etc.
Para su activación, precisa de trombina bovina.	No precisa trombina bovina. Proceso completamente autólogo, sin riesgo de rechazo. SE activa con cloruro cálcico
El proceso de doble centrifugado implica, como mínimo, 30 minutos para su obtención.	Preparación rápida: entre 15 y 20 minutos.
El plasma obtenido contiene una alta concentración de glóbulos blancos.	Única técnica descrita que permite la obtención de un concentrado de plaquetas, excluyendo los leucocitos.

¹⁰³Anitua E, Sánchez M, Orive G, Andía I. The potential impact of the preparation rich in growth factors (PRGF) in different medical fields. *Biomaterials*. 2007;28:4551-60.

¹⁰⁴Anitua Aldecoa E. Ingeniería de superficies. En: Anitua Aldecoa E, eds. *Un enfoque biológico de la implantología*. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 55-69.

¹⁰⁵Anitua EA. Enhancement of osseointegration by generating a dynamic implant surface. *J Oral Implant*. 2006;32:72-6.

2.3. TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES

Para valorar la estabilidad del implante en el hueso se han desarrollado diferentes métodos de medida experimentales y clínicos¹⁰⁶. Las técnicas utilizadas para medir la interfase hueso-implante se clasifican en pruebas invasivas y no invasivas.

2.3.1. MÉTODOS INVASIVOS

2.3.1.1. Torque de desinserción

El método de torque de desinserción o remoción (RTT) se introdujo para describir la estabilidad de implantes tras la cicatrización y medir el umbral crítico de torque en el que se destruye el contacto hueso-implante (BIC). Los valores del torque de remoción (RTV) fueron utilizados como una medida indirecta del BIC y de la osteointegración clínica en implantes colocados en humanos¹⁰⁷.

Valores RTV mayores de 20Ncm han sido considerados como criterio de una osteointegración exitosa; debido a que ninguno de los implantes podía ser extraído a 20Ncm¹⁰⁸. Si se aplica una fuerza inadecuada a un implante que aún está en fase de cicatrización¹⁰⁹ existe el riesgo de deformación plástica irreversible del hueso periimplantario y un posible fracaso; por lo que el RTT se utiliza principalmente en estudios experimentales.

Por todo lo expuesto, las pruebas RTT se consideran un método de diagnóstico fiable para la evaluación de la osteointegración; sólo ofrece información acerca de si un implante está osteointegrado o fracasado y no puede cuantificar el grado de osteointegración.

2.3.1.2. Análisis histológico-histomorfométrico

Esta técnica se basa en la preparación de cortes descalcificados de un grosor de 10µm, para la evaluación en microscopio óptico de la interfase intacta del hueso-implante. Gracias a la histomorfometría se puede evaluar la respuesta del tejido óseo a los

¹⁰⁶Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:743-54.

¹⁰⁷Sullivan DY, Sherwood RL, Collind TA, Krogh PH. The reverse torque test: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:179-85.

¹⁰⁸Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:611-9.

¹⁰⁹Tjellstrom A, Jacobsson M, Albrektsson T. Removal torque of osseointegrated craniofacial implants. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3:87-99.

implantes, según la cantidad de contacto hueso-metal y del área ósea que hay dentro de las espiras del implante¹¹⁰. El análisis histológico o histomorfométrico no es factible en la práctica clínica diaria puesto que requiere una biopsia y la pérdida del implante.

El análisis de los valores del torque de remoción y de la evaluación histológica ha mostrado que se puede lograr un mayor BIC con un tiempo de curación más largo¹¹¹.

2.3.2. MÉTODOS NO INVASIVOS

2.3.2.1. Radiografía

En la técnica radiográfica debe existir una alta calidad en la geometría de la irradiación, densidad y contraste¹¹². La interpretación radiográfica es uno de los métodos clínicos más simples para evaluar la pérdida de la altura de la cresta ósea e identificar áreas radiolúcidas periimplantarias. La conservación de la altura ósea marginal se propuso como uno de los criterios principales de éxito: se acepta una pérdida de 0,2mm por año tras finalizar el primer año de funcionamiento del implante^{113,114}. La pérdida de hueso se evalúa, a niveles mesial y distal de la cresta ósea, con radiografías en las que las espiras estén bien definidas, indicando el empleo de una angulación adecuada¹¹⁵.

2.3.2.2. Torque de inserción

El análisis de resistencia al fresado o torque de inserción (CRA) mide la energía (J/mm³) requerida por un motor para fresar el volumen de una unidad de hueso durante la cirugía de un implante¹¹⁶; esta energía está significativamente relacionada

¹¹⁰Donath K & Breuner GA. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissue. *J Oral Pathol.* 1982;11:318-25.

¹¹¹Johansson C & Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1 year follow up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2:69-75.

¹¹²Sundén S, Gröndahl K, Gröndahl H. Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Bränemark dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:220-6.

¹¹³Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.

¹¹⁴Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. 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.

¹¹⁵Hermann 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.

¹¹⁶Johansson P & Strid K. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:279-88.

con la densidad del hueso¹¹⁷. El CRA ofrece una valoración objetiva de la densidad del hueso, encontrando una gran correlación con los valores óseos de la tomografía computerizada¹¹⁸. El método CRA sirve para medir la estabilidad primaria de los implantes, aunque no permite valorar los cambios en la densidad de hueso tras su colocación.

2.3.2.3. Métodos basados en análisis modal o vibratorio

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 frecuencia¹¹⁹ y se utiliza en ingeniería y en ciencias médicas como un test de análisis estructural. Su aplicación en la implantología se basa en cuantificar la osteointegración¹²⁰. En el análisis modal se distinguen dos métodos: teórico y experimental¹²¹.

ANÁLISIS TEÓRICO MODAL. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS. El modelo de elementos finitos (FEM) de 2 ó 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 hueso¹²².

ANÁLISIS MODAL EXPERIMENTAL. El análisis modal experimental o dinámico mide los cambios estructurales y las características dinámicas de los sistemas (características naturales de frecuencia, modales y atenuaciones) que son estimulados en modelos *in vivo* e *in vitro* mediante test de vibración (impactadores o martillos). El método proporciona medidas

¹¹⁷Friberg 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. 1999;6:164-71.

¹¹⁸Ikumi N & Tsutsumi S. Assesment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: A clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20:253-60.

¹¹⁹Nakatsuchi 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;18:575-83.

¹²⁰Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: Formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament Dent Mater. 2004;20:623-9.

¹²¹Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. In vivo and in vitro natural frequency analysis of periodontal conditions: An innovative method. J Periodontol. 2000;71:632-40.

¹²²Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van Der Perre G, Naert I. Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence. A finite element study. Clin Oral Implants Res. 2002;13:327-33.

in vitro más fiables de los objetos que el análisis teórico modal. El análisis modal experimental se utiliza en odontología para evaluar la osteointegración y la estabilidad de los implantes¹²³.

La combinación de la vibración y de los métodos de registro de las respuestas ha dado lugar a distintos tipos de análisis de vibración. Gracias a estos conceptos teóricos han surgido las siguientes técnicas para evaluar la movilidad de los implantes:

◆ **Test de Percusión.** La percusión con el mango del espejo (*tapping test*) es el método no invasivo más sencillo que se ha utilizado para la evaluar osteointegración de los implantes, pero no permite cuantificar la estabilidad¹²⁴. La percusión se ha empleado con frecuencia sobre los dientes para determinar una posible sensibilidad o presencia de un absceso. En los implantes ha sido utilizado para evaluar la rigidez, aunque la percusión no es un indicador de salud clínica ni de fijación rígida. El sonido timpánico que se produce al percutir, corresponde con la presencia inespecífica de hueso en la interfase (2mm a 16mm de hueso se aprecian de forma casi idéntica). La percusión se puede utilizar para diagnosticar el dolor en un implante, pero no para determinar su estabilidad¹²⁵.

◆ **Pulsed Oscillation Waveform® (POWF)** analiza las características mecánicas vibratorias de la interfase hueso-implante, utilizando la fuerza de excitación de ondas constantes¹²⁶. POWF está basado en la estimación de la frecuencia y la amplitud de la vibración de los implantes inducida por una pequeña fuerza de pulsión, de aproximadamente 1Khz, la cual es aplicada sobre el implante por el contacto de dos finas agujas conectadas al elemento piezoeléctrico. La vibración y resonancia generada por la excitación de la interfase hueso-implante es recogida y transformada en el osciloscopio. La sensibilidad del test POWF depende de la dirección de la carga y de las posiciones¹²⁷.

◆ **Impact Hammer Method.** Es un sistema de impactos transitorios procedentes de la fuerza de excitación de un análisis modal experimental. Es una versión más desarrollada del test de percusión y se diferencia en que el sonido generado por el

¹²³Olsen S, Ferguson SJ, Sigrist C, Fritz WR, Nolte LP, Hallermann W, Caversaccio M. A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:53-9.

¹²⁴Machín Muñiz A. Estabilidad primaria en implantología. En: Machín Muñiz A, eds. *Ciencia y técnica en implantología inmediata*. Madrid: Ripano; 2007. p. 91-103.

¹²⁵Misch C. Un implante no es un diente: comparación de los índices periodontales. En: Misch C, eds. *Prótesis sobre implantes*. Madrid: Elsevier; 2007. p. 18-32.

¹²⁶Kaneko T, Nagai Y, Oginio 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.

¹²⁷Kaneko T. Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. *Biomaterials.* 1991;12:555-60.

contacto entre el percutor y el objeto es procesado por un transformador rápido Fourier para el análisis de las características transferidas¹²⁸. Dental Mobility Checker® y Periotest® son los dispositivos actuales de evaluación de la movilidad, cuyo diseño está basado en el método Impact Hammer.

◆ **Dental Mobility Checker®**. Este método de medida de la movilidad de los dientes utiliza fuerzas de impacto discontinuas con un pequeño percutor^{129,130}. El nivel de movilidad se detecta analizando la integración (rigidez) del diente en el alveolo mediante señales acústicas. La señal de respuesta es transferida desde un micrófono (receptor) y procesada por un transformador rápido Fourier. El Dental Mobility Checker® puede ofrecer medidas de estabilidad de los implantes osteointegrados aunque presenta algunos problemas como la dificultad de percutir doblemente y de estimular constantemente, porque la aplicación de una pequeña fuerza inmediatamente después de la colocación de un implante puede alterar el proceso de osteointegración.

Periotest® fue diseñado para medir cuantitativamente el amortiguamiento del ligamento periodontal que rodea el diente y, de forma indirecta, su movilidad^{131,132}. Consta de una pieza de mano con una barra de metal que se acelera hacia el diente por un electroimán. La duración de contacto entre la barra y el diente es registrada por un medidor de aceleración. El software del instrumento se diseñó para relacionar el tiempo de contacto como una función de la movilidad. El resultado se registra en una escala que varía de -8 (baja movilidad) a 50 (alta movilidad), en unidades PTV (Periotest® values)¹³³.

◆ **Periotest®** presenta unas limitaciones para medir la movilidad del diente: la posición de la sonda horizontal al realizar una medida y la fuerza de impacto de la barra. Su uso está contraindicado en periodonditis apical aguda y traumas agudos (luxaciones, fracturas de raíces, fracturas de apófisis alveolares, etc)^{134,135}. Su

¹²⁸Sekiguchi J. An attempt to measure viscoelasticity of human facial skin by impact hammer method. Kanagawa Shigaku. 1992;26:387-11.

¹²⁹Aoki H. The mobility of healthy teeth as measured with the impact hammer method (in Japanese). Kanagawa Shigaku. 1987;22:13-31.

¹³⁰Hirakawa W. An attempt to measure tooth mobility in terms of time domain wave forms (in Japanese). Kanagawa Shigaku. 1986;21:529-43.

¹³¹Schulte W & Lukas D. The Periotest method. Int Dent J. 1992;42:433-40.

¹³²Olivé J & Aparicio C. The Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:390-400.

¹³³Olivé J & Aparicio C. The Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:390-400.

¹³⁴Oka H, Yamamoto T, Saratani K, Kawazoe T. Automatic diagnosis system of tooth mobility for clinical use. Med Prog Technol. 1990;16:117-24.

aplicación en implantología es limitada debido a que la cantidad de reabsorción ósea alrededor de un implante, evaluada previamente con radiografías, no posee una relación significativa con las medidas del Periotest®¹³⁶.

◆ **Análisis de Frecuencia de Resonancia (RFA).** Es un método clínico para medir la estabilidad de los implantes¹³⁷. Se basa en un test de flexión donde el transductor (un elemento del sistema) aplica una fuerza de flexión extremadamente pequeña a la interfase implante-hueso¹³⁸.

Producto de la evolución del sistema Osstell™, en el año 2000 se comercializa Osstell™ Mentor (Osstell™ AB, Gothenburg, Sweden), el cual permite realizar medidas de fácil uso e interpretación sencilla. Este dispositivo incluye una base de acoplamiento, una sonda de medición, un smartpeg o transductor (con un pequeño magneto en la parte superior), cable de sonda, cable de USB, varillas de pruebas, soporte del smartpeg, cargador y conector de carga. El pequeño magneto que está en la parte superior del smartpeg es estimulado por pulsos magnéticos desde un ordenador manual. La barra vibra en dos direcciones que son casi perpendiculares entre ellas y la vibración se desplaza en la dirección que proporciona la frecuencia de resonancia más alta (primer modo) y en la otra dirección que envía la frecuencia más baja (segundo modo)¹³⁹.

Para cuantificar los registros se desarrolló una escala centesimal denominada ISQ (Implant Stability Quotient), trasladándose las unidades de medida (kHz) a valores ISQ, en un rango de 1 a 100¹⁴⁰. Valores altos en esta escala indican estabilidad alta, valores bajos señalan estabilidad baja. Las medidas de frecuencia son comparables, independientemente del tipo de implante o pilar elegido, y pueden ser transferidas a un ordenador personal.

En las primeras investigaciones se describía la frecuencia de resonancia como un método cualitativo muy valioso y que podía ser de elección para determinar la

¹³⁵Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relación entre la medición del tiempo de contacto y los valores PTV cuando se utiliza el Periotest para medir la estabilidad implantaria. *Int Prot Estomat.* 1999;1:133-9.

¹³⁶Cho IH. The Periotest method as a measure of jaw bone quality. *J Korean Dent Assoc.* 1994;32:520-9.

¹³⁷Meredith N. A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Biomed Eng.* 1998;26:275-91.

¹³⁸Sennerby L & Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and mechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000.* 2008;47:51-66.

¹³⁹Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:743-54.

¹⁴⁰Meredith 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.

estabilidad^{141,142}. El análisis de frecuencia de resonancia se utilizó para valorar la formación de hueso alrededor de implantes Brånemark, mostrando que los valores RFA eran altos en el momento de colocación y que seguían aumentando hasta 8 meses después, mientras los implantes que no se integraron presentaron valores RFA bajos¹⁴³. Las medidas RFA se pueden realizar en cualquier momento de la cicatrización^{144,145}, tanto en la estabilidad primaria, para determinar la carga inmediata o temprana^{146,147}, como en la secundaria^{148,149,150}.

Para concluir con los métodos de evaluación de la movilidad de los implantes, reseñar que en un metaanálisis realizado por Cehreli *et al.*¹⁵¹, sobre 47 artículos; estos autores, al estudiar la correlación entre distintos métodos de medida de estabilidad: Periotest®, torque de inserción, torque de desinserción y RFA, encontraron una correlación estadísticamente significativa entre el torque de inserción y RFA.

¹⁴¹Meredith N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11:491-501.

¹⁴²Sennerby L & Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19:493-98.

¹⁴³Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Impl Res.* 1997;8:226-33

¹⁴⁴Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implant Res.* 1997;8:234-43.

¹⁴⁵Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:297-303.

¹⁴⁶Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:428-34.

¹⁴⁷Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;15:520-8.

¹⁴⁸Degidi M, Piattelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: A 2- to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *J Periodontol.* 2003;74:225-41.

¹⁴⁹Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles a clinical resonance frequency analysis study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:266-72.

¹⁵⁰Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:641-51.

¹⁵¹Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:1015-32.

Capítulo III

MATERIAL Y MÉTODOS

Los apartados en los que se estructura el capítulo MATERIAL Y MÉTODOS son:

- 3.1. MATERIAL E INSTRUMENTAL.
- 3.2. MÉTODOS.
 - 3.2.1. SELECCIÓN DE LA MUESTRA.
 - 3.2.2. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS.
 - 3.2.3. MEDICIONES DE LA ESTABILIDAD.
- 3.3. VARIABLES RECOGIDAS Y ANÁLISIS DE DATOS.

3.1. MATERIAL E INSTRUMENTAL

El material e instrumental utilizado en este estudio se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2. Material e instrumental.

	MATERIAL [FABRICANTE]
MATERIAL DE PROTECCIÓN Y AISLAMIENTO	Batas quirúrgicas, gorros, mascarillas y guantes estériles [DISPOTEX®. Rosa de Los Vientos, 52-56 Polígono Industrial El Viso, 29006 Málaga, España].
	Paños y gasas estériles [DISPOTEX®. Rosa de Los Vientos, 52-56 Polígono Industrial El Viso, 29006 Málaga, España].
	Suero fisiológico Vitulia [ERN. Pedro IV, 499-08020 Barcelona, España].

Tabla 2. Material e instrumental [continuación].

	MATERIAL [FABRICANTE]
MATERIAL DE DESINFECCIÓN	Betadine® (Povidona Yodada) [VIATRIS. Avd. Fuentemar 27, 28820 Coslada, Madrid].
	Clorhexidina Kin Forte® 0,12% colutorio y Perio-Kin® 0,20% gel [KIN. Ciutat de Granada 123 E, 0818, Barcelona, España].
MATERIAL E INSTRUMENTAL BÁSICO DE CIRUGÍA¹⁵²	INSTRUMENTAL PARA FACILITAR VISIÓN DE CAMPO
	Espejos y pinzas de campo. Separadores de tejidos (Farabeuf, Langenbeck, Minnesota) [HU-FRIEDY®. 3232 N, Rockwell st, Chicago, JL 30618, USA].
	Aspiradores [EURONDA. Vía dell' Artigianato 7, 36030 Montecchio Precalcino, (UI) Italy].
	MATERIAL E INSTRUMENTAL PARA ANESTESIA
	Jeringa de anestesia, Uniject®. Aguja Normojet®. Carpules de anestesia de Articaína y Epinefrina 40/0,01 mg/ml, Ultracain® [NORMON. Ronda de Valdecarrizo 6, 28760 Tres Cantos, Madrid, España].
	Anestesia tópica Lidocaína 2%, Xilonibsa® [INIBSA. Ctra Sabadell-Granollers, Km 14,5, 08185 Lliçá de Vall, Barcelona, España].
	MATERIAL E INSTRUMENTAL PARA DIÉRESIS DE TEJIDO BLANDO
	Hojas del nº 15. Tijeras de Newman y de Kilner [AESCULAP AG Co, KG, Am Aesculap-Platz, 78532, Tuttlingen, Germany].
	Bisturí Bard-Parker nº 3. Tijeras de Newman y de Kilner [HU-FRIEDY®. 3232 N, Rockwell st, Chicago, JL 30618, USA].
	INSTRUMENTAL PARA EXÉRESIS DE TEJIDO BLANDO
Periostotomos de Freer y Molt, osteotrimer [HU-FRIEDY®. 3232 N, Rockwell st, Chicago, JL 30618, USA].	
Legras, cucharillas [HU-FRIEDY®. 3232 N, Rockwell st, Chicago, JL 30618, USA].	
INSTRUMENTAL PARA CORTE Y EXÉRESIS DE TEJIDOS DUROS	
Limas óseas y pinzas gubia [BONTEMPI®. Fernando Pessoa 9, 08030 Barcelona, España].	

¹⁵²Reyes Botella C. Instrumental en cirugía bucal. Esterilización. En: Romero Olid MN, Sánchez Prados E, Reyes Botella C, Olmedo Gaya MV, Vallecillo Capilla M, eds. Técnicas básicas en cirugía bucal. Granada: Universidad de Granada; 2004. p. 21-43.

Tabla 2. Material e instrumental [continuación].

	MATERIAL [FABRICANTE]
MATERIAL E INSTRUMENTAL BÁSICO DE CIRUGÍA ¹⁵³	Pieza de mano recta [KAVO®. Gutheil, Schoder-Gasse 7a, A-1100 Wien, Austria].
	Fresas de carburo de tungsteno n°6 y n°8 [KOMET® GROUP. Zeppelinstrabe 3, 74354 Besigheim, Germany].
	MATERIAL E INSTRUMENTAL DE SUTURA
	Portaagujas y pinzas de Adson [BONTEMPI®. Fernando Pessoa 9, 08030 Barcelona, España].
	Seda 3/0, 4/0 aguja de 3/8 sección triangular, 15-20mm [NORMON. Ronda de Valdecarrizo, 6, 28760 Tres Cantos, Madrid, España].
MATERIAL E INSTRUMENTAL ESPECÍFICO PARA TÉCNICAS DE IMPLANTES	Motor quirúrgico Kavo® Intrasurg 300 [KAVO®. Gutheil, Schoder-Gasse 7a, A-1100 Wien, Austria].
	Contraángulo (20:1) W&S para implantología [W&H. Rupertgasse 24-26, A-5020 Salzburgo, Austria].
	BANDEJA QUIRÚRGICA BTI®
	Fresas implantológicas largas y cortas, paralelizadores, extensores de fresas, conector portaimplantes, llave de carraca y extensores de la llave de carraca, y destornilladores [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	BANDEJA QUIRÚRGICA ZIMMER
	Fresas implantológicas largas y cortas, paralelizadores, extensores de fresas, conector portaimplantes, llave de carraca y extensores de llave de carraca y destornilladores [ZIMMER DENTAL. 1900 Aston Avenue, Carlsbad, CA USA 92008].
	Expansores motorizados Bti®: 1,2,3 y 4 [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	Fresas de expansión de cresta Bti®: Fresa inicio, fresa 1,8mm y fresa 1,8/2,5mm [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	Osteotomos Bti®: I, II, III, IV y V [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
Compás quirúrgico Bti® [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].	

¹⁵³Reyes Botella C. Instrumental en cirugía bucal. Esterilización. En: Romero Olid MN, Sánchez Prados E, Reyes Botella C, Olmedo Gaya MV, Vallecillo Capilla M, eds. Técnicas básicas en cirugía bucal. Granada: Universidad de Granada; 2004. p. 21-43.

Tabla 2. Material e instrumental [continuación].

	MATERIAL [FABRICANTE]
SISTEMA DE PRGF Bti® Technology¹⁵⁴	MATERIAL PARA LA EXTRACCIÓN DE SANGRE
	Compresor elástico (Emarch®), agujas con aletas de fijación “palomitas” o “mariposas” y sistemas de extracción de sangre venojet con tubos citratados (PRGF System®) [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	MATERIAL Y APARATOLOGÍA PARA LA OBTENCIÓN DE PRGF
	PRGF activador® (cloruro cálcico), centrífuga modelo PRGF System III Bti®, kit de pipetas (500µl y 100-50µl Brand Transferpette®), tubos estériles de 20ml y bloque térmico [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
IMPLANTES Bti® Conexión externa	Plataforma Tiny®, diámetro 2,5-3 y 3,3mm, longitud 8,5-10-11,5-13-15-18mm [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	Plataforma Estrecha, diámetro 3,3mm, longitud 10-11,5-13-15 y 18mm [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	Plataforma Universal, diámetro 3,3mm, longitud 8,5-10-11,5-13-15 y 18mm [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	Plataforma Universal, diámetro 3,75mm, longitud 7-8,5-10-11,5-13-15 y 18mm [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	Plataforma Universal, diámetro 4mm, longitud 7-8,5-10-11,5-13-15 y 18mm [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	Plataforma Ancha, diámetro 4mm, longitud 8,5-10-11,5-13 y 15mm [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
	Plataforma Ancha, diámetro 4,5-5 y 5,5mm, longitud 7,5-8,5-10-11,5-13-15mm [BTI® BIOTECHNOLOGY INSTITUTE. San Antonio 15, 01005 Vitoria, España].
IMPLANTES ZIMMER Conexión interna	Modelo SwissPlus™ Cónico, diámetro 3,7mm/4,8mm, longitud 8-10-12 y 14mm [ZIMMER DENTAL, 1900 Aston Avenue, Carlsbad, CA USA 92008].
	Modelo SwissPlus™ Cónico, diámetro 4,8mm/4,8mm, longitud 8-10-12 y 14mm [ZIMMER DENTAL, 1900 Aston Avenue, Carlsbad, CA USA 92008].
	Modelo SwissPlus™ Recto, diámetro 4,1mm/4,8mm, longitud 8-10-12 y 14mm [ZIMMER DENTAL, 1900 Aston Avenue, Carlsbad, CA USA 92008].
	Modelo SwissPlus™ Recto, diámetro 4,8mm/4,8mm, longitud 8-10-12 y 14mm [ZIMMER DENTAL, 1900 Aston Avenue, Carlsbad, CA USA 92008].

¹⁵⁴Anitua Aldecoa E. Procedimiento de obtención de PRGF. En: Anitua-Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 87-106.

3.2. MÉTODOS

3.2.1. SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Este estudio clínico prospectivo fue desarrollado en el Máster de Cirugía Bucal e Implantología de la Facultad de Odontología, de la Universidad de Granada, durante los años 2006-2008. El estudio se realizó con la aprobación previa del Comité Ético del Departamento de Estomatología de la Universidad de Granada.

La muestra se obtuvo a partir de los pacientes que acudieron al Máster para recibir tratamiento implantológico. Los pacientes que presentaban las siguientes características fueron excluidos del estudio:

- ◆ Pacientes que precisaban una técnica de elevación directa del suelo del seno maxilar.
- ◆ Pacientes que requerían un reimplante por fracaso del implante anterior.
- ◆ Implantes en zonas regeneradas que necesitaban de un tiempo de cicatrización mayor (alveolos regenerados, técnica de elevación del suelo del seno maxilar, etc.).
- ◆ Implantes inmediatos postextracción.

Inicialmente, la muestra estaba formada por 101 pacientes con 247 implantes; de los cuales 93 pacientes completaron el estudio, con un total de 235 implantes revisados. A dichos pacientes se les realizó una historia clínica y un examen radiológico preliminar, consistente en una ortopantomografía. Los datos fueron registrados en la ficha que se presenta como Figura 3. Para programar la intervención quirúrgica, se planificó el tratamiento implantológico de cada paciente, se realizó una toma de impresiones y un estudio de modelos (espacio protético, oclusión, etc). Los pacientes seleccionados fueron informados del tratamiento que se les iba a realizar, y firmaron un consentimiento para su participación en el estudio y para la intervención quirúrgica (Figuras 4 y 5).

FECHA Hª CLÍNICA.....		Nº.....			
DATOS DE FILIACIÓN					
Apellidos.....		Nombre.....	Sexo.....		
Dirección.....		Localidad.....			
Tif.....	Fecha de nacimiento.....	Edad.....	Profesión.....		
HISTORIA CLÍNICA					
<u>Enfermedad general</u>					
No patología	(0)	Cardiovasculares	(1)	Digestivas	(2)
Endocrinas	(3)	Respiratorias	(4)	Coagulación	(5)
Hepáticas	(6)	Renales	(7)	Alergias	(8)
Neurológicas	(9)	Endocrina y Hepática	(10)	Digestiva y Renal	(11)
Drogadicción	(12)	Cardiov, Neuro y Artrosis	(13)	Cardiov y Endoc	(14)
Aparato locomotor	(15)	Cardiov y Alergias	(16)		
<u>Enfermedad Bucal y Hábitos</u>					
Tabaco	No (0)	0-20 (1)	>20 (2)		
Alcohol	No (0)	Sí (1)			
Higiene	Deficiente (0)	Regular (1)	Óptima (2)		
Enf.Periodontal	No (0)	Sí (1)			
Bruxismo	No (0)	Sí (1)	¿Aprieta o rechina los dientes?		
Pérdida dentaria	Enf. Periodontal (1)	Caries (2)			
Estudio modelos y estudio radiológico.....					

Nº IMPLANTES	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1.- Fecha Cirugía										
2.- Diente respuesto										
3.- Localización Maxilar superior (1) Mandibular (2)										
4.- Sistema/diámetro/longitud										
5.- Calidad ósea Tipo 1 Tipo 2 Tipo 3 Tipo 4										
6.- Irrigación fresado No (0) Sí (1)										
7.- Expansión No (0) Sí (1)										
8.- Elevación atraumática osteotomos No (0) Sí (1)										
9.- PRGF No (0) Sí (1)										
10.- Inserción implante Motor (1) Motor+Carraca (2)										
11.- Pérdida Implante No (0) Sí (1)										
ISQ 1ª cirugía ISQ-0										
ISQ 12ª semana ISQ-12										

Figura 3. Ficha de recogida de datos.



Universidad de Granada



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CONSENTIMIENTO DE PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO:

FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ESTABILIDAD DE LOS IMPLANTES DENTALES MEDIDA CON EL ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA

D.....
.....domicilio.....provincia.....
.....teléfono..... DNI.....

Declara:

Consiente participar en el estudio realizado en el Máster de Cirugía Bucal e Implantología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada. Esta investigación se basa en analizar los factores que pueden influir en la estabilidad de los implantes dentales mediante el método de medida RFA. El dispositivo RFA que se utiliza es el sistema Osstell® (Osstell™; Osstell AB, Gotheburg; Sweden) y con él se obtienen los valores ISQ (cociente de estabilidad del implante). Las mediciones de la estabilidad no afectan la osteointegración de los implantes.

El paciente se compromete asistir a las revisiones a las 12 semanas de cicatrización de los implantes.

Granada, dede 200...

Consiento,

El cirujano

El paciente

Campus Universitario Cartuja - Colegio Máximo, s/n. - Tfno.: 958 24 38 12 - Fax: 958 24 37 95 - 18071 GRANADA

Figura 4. Consentimiento de participación en el estudio.

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA IMPLANTES

Don
(Nombre y dos apellidos del paciente)
de años de edad, con domicilio en.....
..... y D.N.I. nº

Don
(Nombre y dos apellidos)
de años de edad, con domicilio en.....
..... y D.N.I. nº

en calidad de
(Representante legal, familiar o allegado)
de
(Nombre y dos apellidos del paciente)

DECLARO:

Que el doctor don
(Nombre y dos apellidos del doctor que proporciona la información).

Me ha explicado que va a proceder a un tratamiento de implantes, que consiste en la reposición de los dientes perdidos mediante un procedimiento que se lleva a cabo en dos fases, una primera, en la que se fijan tornillos o láminas al hueso, y una segunda, cuando el hueso y el tornillo o láminas estén integrados con el hueso, en la que se coloca un pilar sobre ellos para recibir posteriormente los aditamentos protésicos.

El procedimiento se llevará a cabo bajo anestesia, de cuyos posibles riesgos también me ha informado.

Aunque se me han practicado los medios diagnósticos precisos (radiografías, tomografías, radiografías panorámicas y periapicales, y análisis), comprendo que es posible que puedan producirse procesos edematosos, inflamación, dolor o laceraciones en la mucosa yugal 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.

También se me ha explicado que, aunque con menos frecuencia e independientemente de la técnica empleada y de su correcta realización, es posible que se produzcan lesiones de tipo nervioso, por afectar a terminaciones nerviosas o nervios próximos, lo que generaría pérdida o ausencia de sensibilidad en los labios, el mentón, la lengua o la encía, según cual sea el nervio afectado. Generalmente la pérdida de sensibilidad es transitoria, aunque puede llegar a ser permanente.

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.

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, aunque excepcionalmente, podría producirse una fractura maxilar que requiera tratamiento posterior.

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.

Figura 5. Consentimiento informado para la colocación de implantes.

También entiendo que una vez colocada la prótesis pueda fracturarse, con la consiguiente necesidad de sustituir algún tornillo o componente.

Sé que alternativamente podría recurrir a prótesis convencionales, de menor coste, pero lo descarto por los beneficios que espero obtener con la técnica implantatoria.

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo, 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 que comprendo el alcance y los riesgos del tratamiento.

Y en tales condiciones

CONSIENTO

que se me practique tratamiento de implantes.

En.....
(Lugar y fecha).

Fdo.: EL MEDICO

Fdo.: EL PACIENTE

Don
(Nombre y dos apellidos del paciente)
de años de edad, con domicilio en.....
..... y D.N.I. nº

Don
(Nombre y dos apellidos)
de años de edad, con domicilio en.....
..... y D.N.I. nº
en calidad de
(Representante legal, familiar o allegado)
de
(Nombre y dos apellidos del paciente)

REVOCO

el consentimiento prestado en fecha, y no deseo proseguir el tratamiento, que doy con esta fecha por finalizado.

En.....
(Lugar y fecha).

Fdo.: EL MEDICO

Fdo.: EL PACIENTE

Figura 5. Consentimiento informado para la colocación de implantes.

3.2.2. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

PREPARACIÓN DEL PACIENTE Y ANESTESIA. Una vez instalado el paciente en el quirófano, se procedió a la desinfección intraoral mediante enjuagues con clorhexidina al 0,12%, y perioral con povidona yodada aplicada con gasa estéril. Posteriormente se delimitó el campo quirúrgico con paños estériles y se realizó la técnica anestésica de la zona quirúrgica a tratar.

INCISIÓN Y DESPEGAMIENTO DEL COLGAJO. Se realizó la incisión de los tejidos blandos pertinente para cada caso clínico y el despegamiento del colgajo mucoperióstico mediante osteotrimmer y periostotomos de Molt y/o Freer.

TÉCNICAS DE FRESADO. Los sistemas de implantes utilizados en el estudio fueron Zimmer y Bti®, los cuales fueron colocados según disponibilidad. El protocolo de fresado utilizado fue el recomendado por cada fabricante, en función a las características del implante elegido: longitud y diámetro, y de la calidad de hueso del paciente. El operador determinó las distintas calidades de hueso, según la clasificación de Lekholm Zarb en base a la resistencia al fresado durante la preparación del lecho óseo.

- SISTEMA Zimmer. Se comenzó con la fresa de inicio a 1.000-1.200 rpm, y se continuó con las fresas restantes a 650-800 rpm (Tabla 3).

Tabla 3. Secuencia de fresado implantes sistema Zimmer.

TIPO IMPLANTE	SECUENCIA DE FRESADO
Swissplus™ cónico 3,7mm	Fresa inicio 2,3mm 2,8mm 3,4/2,8mm
Swissplus™ cónico 4,8mm	Fresa inicio 2,3mm 3,4/3,8mm 3,5mm 4,4/3,8mm
Swissplus™ recto 4,1mm	Fresa inicio 2,3mm 2,8mm 3,5mm
Swissplus™ recto 4,8mm	Fresa inicio 2,3mm 2,8mm 3,5mm 4,2mm

- SISTEMA Bti®. La preparación del lecho de los implantes de este sistema fue realizada con dos técnicas: técnica de fresado convencional con irrigación y técnica de fresado a bajas revoluciones sin irrigación. En ambas técnicas se utilizaron la fresa de inicio a 1.200 rpm con irrigación y la secuencia de fresas que se muestra en la Tabla 4, todas con un torque máximo de 50 Ncm. En la secuencia de fresado convencional con irrigación, las fresas fueron utilizadas a 650-800 rpm, mientras

que en la técnica de fresado a bajas revoluciones sin irrigación, las fresas se usaron entre 20 y 80 rpm¹⁵⁵.

Tabla 4. Secuencia de fresado implantes Bti®.

TIPO IMPLANTE	SECUENCIA DE FRESADO						
Implante 3,3mm	Fresa inicio	1,8mm	1,8/2,5mm	2,5mm			
Implante 3,75mm	Fresa inicio	1,8/2,5mm	2,5mm	Avellanado	3mm		
Implante 4,0mm	Fresa inicio	1,8/2,5mm	2,5mm	Avellanado	3mm	3,25mm	
Implante 5,0mm	Fresa inicio	1,8/2,5mm	2,5mm	3,25mm	Avellanado	3,8mm	4,3mm

TÉCNICA DE EXPANSIÓN DE LA CRESTA Y COMPACTACIÓN ÓSEA. Esta técnica se utilizó para la expansión de crestas estrechas en huesos tipo 2 y 3 (en maxilar y mandíbula)¹⁵⁶, y para la condensación o compactación ósea en hueso tipo 4 (zonas posteriores del maxilar)¹⁵⁷. Este procedimiento quirúrgico se realizó con el kit de expansores Bti® a 30-50 rpm, según la densidad ósea, sin irrigación y con un torque de 10-15 Ncm; alternando con las fresas Bti® de expansión de cresta ósea para aumentar la profundidad o cambiar la trayectoria en el fresado y utilizadas a igual velocidad (fresa inicio 1200 rpm con irrigación y resto de fresas 30-50 rpm, sin irrigación) en casos necesarios^{158,159} (Tabla 5).

Tabla 5. Técnica de expansión de cresta y compactación ósea con los expansores motorizados Bti®.

TIPO IMPLANTE	SECUENCIA DE EXPANSIÓN					
Implante 3,3mm	Fresa inicio	Expansor n°1	Expansor n°2			
Implante 3,75-4mm	Fresa inicio	Expansor n°1	Expansor n°2	Fresa 1,8/2,5mm	Expansor n°3	
Implante 5mm	Fresa inicio	Expansor n°1	Expansor n°2	Fresa 1,8/2,5mm	Expansor n°3	Expansor n°4

¹⁵⁵Anitua EA, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22:138-45.

¹⁵⁶Peñarrocha Diago M, Sanchos Bielsa JM. Técnica de osteodilatadores. En: Penarrocha Diago M, eds. *Implantología Oral.* Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 75-85.

¹⁵⁷Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta con expansores motorizados. *Dental Dialogue.* 2004;2:3-13.

¹⁵⁸Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta. En: Anitua Aldecoa E, eds. *Un enfoque biológico de la implantología.* Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 55-69.

¹⁵⁹Lee EA & Anitua E. Atraumatic ridge expansion and implant site preparation with motorized bone expanders. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2006;18:17-22.

TÉCNICA DE ELEVACIÓN ATRAUMÁTICA DEL SUELO SINUSAL CON OSTEOTOMOS. Esta técnica indirecta de elevación del suelo sinusal se utilizó en pacientes con un espacio disponible desde el margen libre del proceso alveolar al suelo del seno de 8-10mm (tipo II de Misch¹⁶⁰). Con la fresa de inicio se profundizó hasta 1,5mm de la cortical del seno maxilar, creando una vía de entrada para el osteodilatador, que con el uso de un martillo fracturó el suelo del seno maxilar. Después se combinaron los distintos diámetros de osteotomos con las fresas helicoidales¹⁶¹, según la anchura de hueso disponible y la densidad ósea, hasta conseguir un lecho adecuado al diámetro final del implante¹⁶².

TÉCNICA DE PLASMA RICO EN FACTORES DE CRECIMIENTO. El protocolo del plasma rico en factores de crecimiento se realizó según el protocolo del fabricante, utilizando el material e instrumental descrito en la Tabla 2, y se aplicó según la disponibilidad de personal.

La técnica de PRGF se inició con la introducción de la sangre del paciente en un tubo estéril de 5ml con citrato sódico al 3,8%, como anticoagulante, antes de comenzar la cirugía¹⁶³. Los tubos fueron centrifugados en un ciclo de 8 minutos y 1.800 rpm, a temperatura ambiente. Tras la centrifugación se obtuvo la serie roja, la serie blanca y plasma. Este concentrado plaquetario se separó, mediante el pipeteado de superficie a profundidad, en tres fracciones con distinto número de plaquetas y concentraciones de factores de crecimiento: las fracciones 1 y 2 (menos ricas en factores de crecimiento) y la fracción 3 (PRGF más rico en factores de crecimiento) que se obtuvo en último lugar y localizada inmediatamente superior a la serie blanca (véase Figura 2)¹⁶⁴.

La fracción 3 sin activar (PRGF más rico en factores de crecimiento) se utilizó para la humectación de la superficie de los implantes (Figura 6) y del neoalveolo¹⁶⁵ (Figura 7). Se desecharon las series blanca y roja y las fracciones del plasma (fracción 1 y fracción 2).

¹⁶⁰Misch C. Levantamiento y elevación de seno maxilar con aumento subantral. En: Misch C, eds. *Implantología contemporánea*. Madrid: Mosby/Doyma; 1995. p. 539-67.

¹⁶¹Anitua Aldecoa E. Elevación atraumática del seno maxilar. En: Anitua Aldecoa E, eds. *Un nuevo enfoque en la cirugía y prótesis sobre implantes*. Vitoria: Puesta al día; 1996. p. 75-101.

¹⁶²Peñarrocha Diago M, Sanchos-Bielsa JM. Técnica de osteodilatadores. En: Penarrocha Diago M, eds. *Implantología Oral*. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 75-85.

¹⁶³Anitua E, Sánchez M, Orive G, Andía I. The potential impact of the preparation rich in growth factors (PRGF) in different medical fields. *Biomaterials*. 2007;28:4551-60.

¹⁶⁴Anitua E. The use of plasma-rich growth factors (PRGF) in oral surgery. *Pract Proc Aesthetic Dent*. 2001;13:487-93.

¹⁶⁵Anitua EA. Enhancement of osseointegration by generating a dynamic implant surface. *J Oral Implant*. 2006;32:72-6.

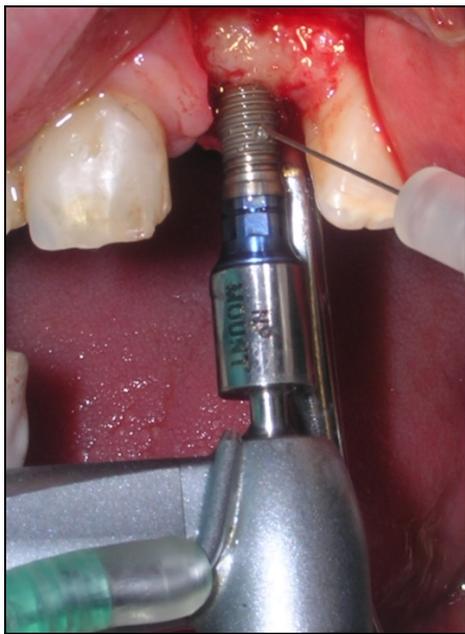


Figura 6. Humectación con PRGF.

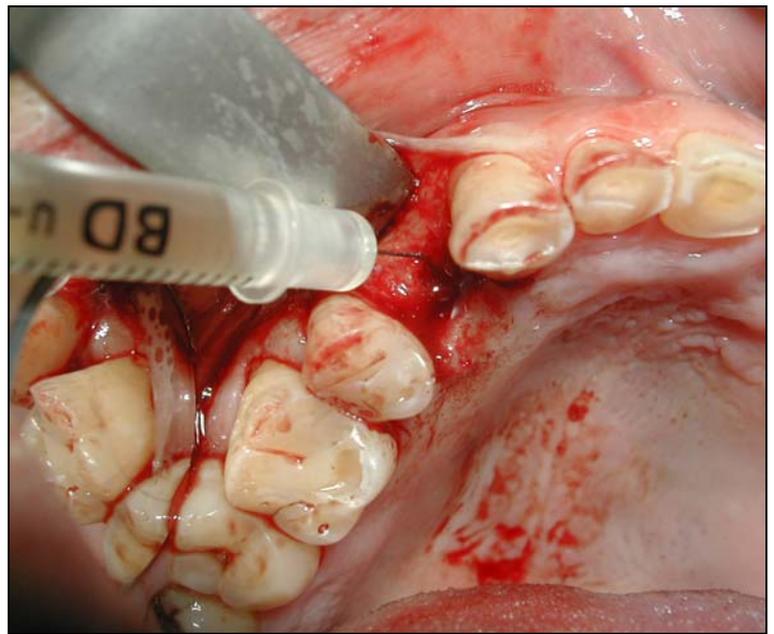


Figura 7. Aplicación de PRGF en el neoalveolo.

INSERCIÓN DEL IMPLANTE. Se realizó con el motor quirúrgico, sin irrigación, a 20-50 rpm y torque de 25-50 Ncm¹⁶⁶; y, cuando existió mayor resistencia a la penetración, se completó con la llave de carraca.

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

CUIDADOS POSTOPERATORIOS. Una vez terminado el acto quirúrgico se colocó una gasa estéril con gel de clorhexidina al 0,20% en la zona quirúrgica, para comprimir durante 30 min/1h y reducir el riesgo de hemorragia y formación de hematomas bajo el colgajo. Los pacientes recibieron, de forma verbal y por escrito (Figura 8), las recomendaciones a seguir en los días posteriores a la intervención; y se prescribió la medicación adecuada a cada paciente. Además se recomendó el uso de enjuagues con suero fisiológico y colutorios de clorhexidina al 0,12% a partir de las 24 horas postoperatorias.

¹⁶⁶Anitua EA, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22:138-45.



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PARA DESPUÉS DE UNA OPERACIÓN QUIRÚRGICA EN LA BOCA

Distinguido/a Señor/a:

Hoy se ha llevado a cabo en usted una operación quirúrgica y, para su conocimiento y ayuda, se le entrega en este momento una **hoja de instrucciones**, que deberá seguir durante los próximos días.

Generalidades:

Muerda, por favor, fuertemente, durante una hora, la gasa que, sobre la herida de la operación, le ha sido puesta, en evitación de una hemorragia. No se siente al volante de su vehículo mientras duren los efectos de la anestesia.

Evite, en los próximos días, grandes esfuerzos corporales y reduzca sus actividades deportivas.

Cuidado bucal:

El día de la operación no deben hacerse enjuagues bucales. A partir del segundo día, hágalos con agua y sal sobre todo después de las comidas, para evitar infecciones y mantenga los cuidados de su boca como los hace corrientemente, sin tocar la herida con el cepillo.

Comidas:

En los **próximos días** procure tomar alimentos blandos, no calientes y muy nutritivos. No coma mientras le dure la anestesia.

Alcohol:

Evite, en el primer día, las bebidas alcohólicas, ya que pueden provocar hemorragias.

Antibióticos:

Bajo prescripción, tomarle regularmente, como mínimo cuatro días. Durante la toma de Antiinflamatorios pueden disminuir, ligeramente, los efectos o eficacia de la píldora anticonceptiva.

Hemorragias:

En las primeras horas puede aún salir algo de sangre, que, al mezclarse con la saliva, aparentará una hemorragia más intensa de lo que en realidad es: en tal caso debe morder, durante una hora, una gasa enrollada y si no cede le ruego nos consulte. No permanezca, en tal situación, acostado, sino ligeramente incorporado.

Tabaco:

Evite fumar los primeros días. Es conveniente contenerse o fumar menos los siguientes.

Dolores:

Cuando se terminen los efectos de la anestesia, tome una de las tabletas que se le han recetado. Al día siguiente sólo debe quedar un mínimo dolor en la herida: en caso de que así no sea, debe acudir a consultarnos antes del día que se le ha señalado.

Inflamaciones:

Es normal que se produzcan después de la intervención quirúrgica, a causa de la congestión linfática de la zona. El grado depende de la disposición individual, del lugar anatómico de la operación, así como de la clase y dimensión de la misma. Muy eficaces resultan para impedirlo o cuando menos para aminorarla, las compresas frías (trozos de hielo en bolsas o en paños durante 20 minutos cada hora). Esto debe aplicarse lo más pronto posible después de la operación con lo que se conseguirá al mismo tiempo un claro alivio de los dolores.

Figura 8. Recomendaciones postoperatorias.

CONTROL RADIOLÓGICO. A los pacientes se les realizó una ortopantomografía de control postoperatorio.

CONTROL Y RETIRADA DE SUTURA. A los 7-10 días de la intervención se procedió a la retirada de la sutura y la evaluación de la zona quirúrgica.

3.2.3. MEDICIONES DE ESTABILIDAD

Las mediciones de la estabilidad se realizaron con el sistema Osstell Mentor® (Osstell AB, Gotheburg; Sweden) [véase apartado 2.3.2.3. de INTRODUCCIÓN]. El procedimiento se realizó atornillando el smartpeg en el implante (barra de metal- Figura 9), mediante el soporte del smartpeg que permite una fuerza de 5-10 Ncm. Se aproximó la sonda de medición perpendicularmente al extremo libre del smartpeg¹⁶⁷ y el sistema emitió una señal acústica y luminosa cuando se obtuvo el valor ISQ.



Figura 9. Partes del Osstell Mentor®.

¹⁶⁷Sennerby L & Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and mechanical aspects and clinical implications. *Periodontol.* 2000. 2008;47:51-66.

Para garantizar la medición de los valores ISQ, se realizaron dos mediciones desde dos ángulos distintos del smartpeg con una separación aproximada de 90°: una medición vestibular o palatino/lingual (Figura 10) y otra mesial o distal¹⁶⁸ (Figura 11). Se registró el menor valor ISQ como estabilidad del implante en la ficha de recogida de datos (Figura 3).



Figura 10. Medición vestibular.



Figura 11. Medición mesial.

Las mediciones de estabilidad se realizaron en el implante recién insertado (estabilidad primaria, valores ISQ-0) y a las 12 semanas de la cicatrización (estabilidad secundaria, valores ISQ-12). Ambas mediciones fueron realizadas por un mismo operador.

3.3. VARIABLES RECOGIDAS Y ANÁLISIS DE DATOS

En la ficha de recogida de datos diseñada para el estudio se recopiló la siguiente información y se codificaron estas variables (Figura 3):

◆ **Fecha de historia clínica:** en formato MM/DD/AA (mes/día/año).

◆ **Fecha de nacimiento:** en formato MM/DD/AA (mes/día/año).

◆ **Sexo:**

1. Hombre.
2. Mujer.

¹⁶⁸Park 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; Feb 1. [Epub ahead of print].

◆ **Profesión: se cuantificó el nivel socioeconómico de la siguiente forma¹⁶⁹.**

I- Directivos. Administradores. Altos funcionarios. Profesiones liberales. Técnicos superiores.

II- Otros directivos. Técnicos medios. Artistas y deportistas.

III- Cuadros y mandos intermedios. Administrativos y funcionarios, en general. Personal de los servicios de protección y seguridad.

IVa- Trabajadores manuales cualificados de la industria, comercio y servicios. *Idem* del sector primario.

IVb- Trabajadores manuales semicualificados de la industria, comercio y servicios. *Idem* del sector primario.

V- Trabajadores no cualificados.

VI- Otros casos. Mal especificados. No consta.

◆ **Enfermedad general:**

0: No Patología.

1: Cardiovasculares.

2: Digestivas.

3: Endocrinas.

4: Respiratorias.

5: Coagulación.

6: Hepáticas.

7: Renales.

8: Alergias.

9: Neurológicas.

10: Endocrina y Hepática.

11: Digestiva y Renal.

12: Drogadicción.

13: Cardiovascular, neurológicas y artrosis.

14: Cardiovascular y endocrina.

15: Aparato locomotor.

16: Cardiovascular y alergia.

◆ **Higiene: basados en la exploración clínica con sonda periodontal OMS y valoración por parte del explorador de los niveles de placa.**

0: Deficiente (Enfermedad periodontal con pérdida de inserción).

1: Regular (presencia de placa y/o sarro).

2: Óptima (Salud).

◆ **Tabaco:**

0: No fuma.

1: 0-20 cigarrillos.

2: >20.

◆ **Alcohol:**

0: Esporádicamente o nunca.

¹⁶⁹Domingo Salvany A, Regidor E, Alonso J, Alvarez Dardet C. Una propuesta de medida de la clase social. *Aten Primaria*. 2000;25: 350-63.

1: Sí.

◆ **Bruxismo:** valorado según los criterios clínicos del operador y datos recogidos en la anamnesis, según la siguiente clasificación:

o: Ausente/Leve o suave (ligero desgaste dientes anteriores).

1: Moderado (facetas de desgaste incisales obvias, sin desgaste oclusal posterior)/Grave (desaparece guía anterior por exceso de desgaste y desgaste posterior).

◆ **Enfermedad periodontal:** valorado según criterios clínicos (sondaje periodontal básico-IPB) y radiográficos (ortopantomografía).

o: No.

1: Sí.

◆ **Pérdida dentaria:**

1: Enfermedad Periodontal.

2: Caries.

La información recogida para el protocolo quirúrgico seguido y las características técnicas de los implantes fue la siguiente:

◆ **Fecha cirugía:** en formato MM/DD/AA (mes/día/año).

◆ **Diente repuesto:** N^o diente.

◆ **Localización:**

1: Maxilar superior.

2: Maxilar inferior.

◆ **Sistema implante:**

1: Bti[®].

2: Zimmer.

◆ **Diámetro Bti[®]:**

o: No. 4: 3,75mm.

1: 2,5mm. 5: 4mm.

2: 3mm. 6: 4,5mm.

3: 3,3mm. 7: 5mm.

◆ **Diámetro Zimmer:**

o: No.

1: Tapered SwissplusTM 3,7/4,8mm.

2: Tapered SwissplusTM 4,8/4,8mm.

- 3: SwissplusTM Recto 4,1/4,8mm.
- 4: SwissplusTM Recto 4,8/4,8mm.

◆ Longitud Bti®:

- | | |
|-----------|------------|
| 0: No. | 4: 10mm. |
| 1: 7mm. | 5: 11,5mm. |
| 2: 7,5mm. | 6: 13mm. |
| 3: 8,5mm. | 7: 15mm. |

◆ Longitud Zimmer:

- 0: No. 1: 8mm.
- 2: 10mm.
- 3: 12mm.
- 4: 14mm.

◆ Calidad de hueso: según los criterios de Lekholm y Zarb¹⁷⁰.

- 1: Hueso tipo 1.
- 2: Hueso tipo 2.
- 3: Hueso tipo 3.
- 4: Hueso tipo 4.

◆ Irrigación fresado:

- 0: No.
- 1: Sí.

◆ Expansión de cresta y compactación ósea:

- 0: No.
- 1: Sí.

◆ Elevación atraumática del suelo sinusal con osteotomos:

- 0: No.
- 1: Sí.

◆ PRGF:

- 0: No.
- 1: Sí.

◆ Inserción implante:

- 1: Motor.
- 2: Motor+carraca.

¹⁷⁰Lekholm U & Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI & Albrektsson T, eds. Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence. 1985;199-210.

Para el análisis estadístico se colapsaron los diámetros de los dos sistemas de implantes utilizados, en las siguientes categorías: estrechos (Bti®-2,5mm, 3mm y 3,3mm), universales (Bti®-3,75mm y 4mm y Zimmer-Tapered SwissPlus™ 3,7/4,8mm y SwissPlus™ Recto 4,1/4,8mm) y anchos (Bti®-4,5mm y 5mm y Zimmer-Tapered SwissPlus 4,8/4,8mm y SwissPlus™ Recto 4,8/4,8mm). Las longitudes de los implantes también fueron colapsadas en: cortos (Bti®-7mm, 7,5mm, 8,5mm y 10mm y Zimmer-8mm y 10mm), estándar (Bti®-11,5mm y Zimmer-12mm) y largos (Bti®-13mm y 15mm y Zimmer-14mm).

El análisis descriptivo (medias, desviaciones estándar y distribuciones porcentuales) se realizó con SPSS-Windows v. 15.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). Para analizar el efecto individual de numerosas variables predictoras sobre el ISQ-12 (valor ISQ a las 12 semanas) se construyeron modelos de regresión lineal con el ISQ-12 como variable dependiente y cada una de las variables de estudio como predictoras, aunque corrigiendo por el valor inicial de ISQ (valor ISQ-0). Finalmente se construyó un modelo multivariante con todas las potenciales predictoras simultáneamente. Para estos análisis se tuvo en cuenta el muestreo por conglomerados (235 implantes en 93 pacientes) y se utilizó el procedimiento REGRESS procedure de SUDAAN v. 7.0 (Research Triangle Institute, RTP, NC).

Capítulo IV

RESULTADOS

Los aspectos analizados en este apartado son:

- 4.1. DESCRIPCIÓN DE LOS PACIENTES PARTICIPANTES EN EL ESTUDIO.
- 4.2. DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES ESTUDIADAS EN EL IMPLANTE.
- 4.3. ANÁLISIS DE LOS VALORES ISQ (COCIENTE DE ESTABILIDAD DEL IMPLANTE).

4.1. DESCRIPCIÓN DE LOS PACIENTES PARTICIPANTES EN EL ESTUDIO

De los 101 pacientes participantes en el estudio y que por tanto, recibieron tratamiento implantológico, 93 pacientes fueron revisados a las 12 semanas de cicatrización. El porcentaje de pérdidas de pacientes ha sido del 8,0% durante el seguimiento (dato no mostrado en las Tablas), ya que fueron pacientes que no acudieron a las citas de revisión (incompatibilidad de horarios, cambio domicilio, desinterés, etc) y pacientes que perdieron implantes. Los datos sociodemográficos de los pacientes seguidos (n=93) se recogen en la Tabla 6.

La edad media de los pacientes fue 52,1 años \pm 11,2 y el 80,8% tenían una edad entre 35-64 años. Con respecto al sexo, no hubo predominio de un grupo sobre otro. El nivel socioeconómico

bajo destacó en los pacientes seguidos y el 76,3% no presentaron ninguna patología sistémica importante.

Tabla 6. Aspectos sociodemográficos de los pacientes seguidos a las 12 semanas de cicatrización (n=93).

VARIABLE	DISTRIBUCIÓN
Edad, n (%)	
27-34	5(5,3)
35-44	22(23,7)
45-54	29(31,2)
55-64	24(25,8)
65-76	13(14,0)
Edad, $\bar{x} \pm s$	52,1 \pm 11,2
Sexo, n (%)	
Hombre	47(50,5)
Mujer	46(49,5)
Nivel social, n (%)	
Alto y Medio-Alto	17(18,3)
Medio	22(23,7)
Medio-Bajo	23(24,7)
Bajo	31(33,3)
Enfermedad General, n (%)	
No	71(76,3)
Sí ^a	22(23,7)

\bar{x} : media, s: desviación estándar

^a: cardiovasculares (n=7), digestivas (n=4), endocrinas (n=3), respiratorias (n=2) y otras (n=6).

En la Tabla 7 se muestra el número de implantes colocados por paciente. El promedio de implantes insertados por paciente ha sido de 2,29 \pm 1,09.

Tabla 7. Número de implantes (n=235) por paciente (n=93) incluidos en el estudio.

VARIABLE	DISTRIBUCIÓN
Nº implantes, n (%)	
1	27(29,0)
2	30(32,3)
3	18(19,4)
≥ 4	18(19,3)
Número, $\bar{x} \pm s$	2,29 \pm 1,09

\bar{x} : media, s: desviación estándar.

En la Tabla 8 se describen las variables estudiadas dependientes del paciente: hábitos, presencia de enfermedades orales, etc. El 77,4% de los pacientes seguidos aseguraban no ser fumadores, un 95,7% no consumían alcohol y el 72,0% presentaban un nivel de higiene oral óptimo. Se diagnosticó enfermedad periodontal en un 30,1% de los pacientes y un 18,3% presentaron hábitos parafuncionales (bruxismo).

Tabla 8. Descripción variables de los pacientes seguidos hasta las 12 semanas de cicatrización (n=93).

VARIABLE	DISTRIBUCIÓN
Tabaco, n (%)	
No fumador	72(77,4)
0-20 cigarrillos	9(9,7)
> 20 cigarrillos	12(12,9)
Alcohol, n (%)	
No	89(95,7)
Sí	4(4,3)
Higiene, n (%)	
Óptima	67(72,0)
Regular	21(22,6)
Deficiente	5(5,4)
Enfermedad Periodontal, n (%)	
No	65(69,9)
Sí	28(30,1)
Bruxismo, n (%)	
No	76(81,7)
Sí	17(18,3)

4.2. DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES ESTUDIADAS EN EL IMPLANTE

De los 247 implantes, 9 se perdieron porque los pacientes no acudieron a las citas de revisión y 3 fracasaron durante el periodo de osteointegración (1,7% de fracasos). La muestra final fue de 235 implantes revisados a las 12 semanas de cicatrización.

Las variables asociadas a los implantes se recogen en la Tabla 9. La localización más frecuente de colocación de los implantes correspondió al maxilar inferior (54,1%) y la calidad ósea predominante en los pacientes fue el hueso tipo 3 (43,8%) y el hueso tipo 2 (38,7%). La causa principal de pérdida dentaria fue la caries (75,3%).

Tabla 9. Descripción variables asociadas a los implantes seguidos hasta las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	DISTRIBUCIÓN
Localización, n (%)	
Maxilar superior	108(45,9)
Maxilar inferior	127(54,1)
Calidad de hueso^a, n (%)	
Tipo 1	21(8,9)
Tipo 2	91(38,7)
Tipo 3	103(43,8)
Tipo 4	20(8,6)
Causa pérdida dentaria, n (%)	
Enfermedad periodontal	58(24,7)
Caries	177(75,3)

^a: Criterios de Lekholm y Zarb¹⁷¹.

Las variables asociadas a las características técnicas de los dos sistemas de implantes colocados (Bti®/Zimmer) se muestran en las Tablas 10 y 11. Los implantes del sistema Bti® fueron los más empleados (75,3%), el diámetro y longitud más utilizados han correspondido a la plataforma universal (75,7%) y a 13mm (50,3%), respectivamente. En el sistema Zimmer, el implante más utilizado fue el modelo Tapered 3,7-4,8mm de diámetro (82,8%) y de 12mm longitud (63,8%) (Tabla 10).

¹⁷¹Lekholm U & Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI & Albrektsson T, eds. Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-210.

Tabla 10. Descripción variables asociadas a las características técnicas de los implantes seguidos a las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	DISTRIBUCIÓN
Sistema implante, n (%)	
Bti®	177(75,3)
Zimmer	58(24,7)
Diámetro Bti®, n (%)	
Plataforma estrecha ^a	25(14,2)
Plataforma universal ^b	134(75,7)
Plataforma ancha ^c	18(10,2)
Longitud Bti®, n (%)	
≤10mm ^d	40(22,6)
11,5mm	48(27,1)
13mm	89(50,3)
Diámetro Zimmer, n (%)	
Cónico 3,7-4,8mm	48(82,8)
Cónico 4,8-4,8mm	5(8,6)
Recto 4,1-4,8mm	5(8,6)
Longitud Zimmer, n (%)	
≤10mm ^e	16(27,5)
12mm	37(63,8)
14mm	5(8,6)

A efectos de la descripción de las variables, los implantes de un mismo sistema se han colapsado en tres categorías de longitud y diámetro.

^a: 3mm (n=1) y 3,3mm (n=24).

^b: 3,75mm (n=55) y 4mm (n=79).

^c: 4,5mm (n=7) y 5mm (n=11).

^d: 7mm (n=1), 8,5mm (n=9) y 10mm (n=30).

^e: 8mm (n=2) y 10mm (n=14).

En la Tabla 11 se describen las características técnicas de los implantes colapsando el diámetro y la longitud de los dos sistemas utilizados en distintas categorías. El 79,6% de los implantes colocados han sido de diámetro universal y un 40,0% de los implantes utilizados fueron largos.

Tabla 11. Descripción del diámetro y longitud comparable de los implantes seguidos a las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	DISTRIBUCIÓN
Diámetro, n (%)	
Estrechos	25(10,6)
Universales	187(79,6)
Anchos	23(9,8)
Longitud, n (%)	
Cortos	56(23,8)
Estándar	85(36,2)
Largos	94(40,0)

En relación a las técnicas quirúrgicas empleadas (Tabla 12), el 72,3% de los implantes insertados no han precisado de la expansión de la cresta ósea y el 97,0% no han requerido elevación atraumática del suelo sinusal con osteotomos. La técnica de fresado sin irrigación fue utilizada en el 50,6% de los implantes y se humectaron con plasma rico en factores de crecimiento (PRGF) la mitad de las fijaciones (49,4%). El 50,2% de los implantes consiguió su inserción completa con el motor quirúrgico y en el resto de los casos se encontró mayor resistencia a la penetración y se completó la inserción con la llave de carraca.

Tabla 12. Descripción variables asociadas a la técnica quirúrgica de los implantes seguidos a las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	DISTRIBUCIÓN
Irrigación fresado, n (%)	
No	119(50,6)
Sí	116(49,4)
Expansión, n (%)	
No	170(72,3)
Sí	65(27,7)
Osteotomos^a, n (%)	
No	228(97,0)
Sí	7(3,0)
PRGF^b, n (%)	
No	119(50,6)
Sí	116(49,4)
Inserción, n (%)	
Motor	118(50,2)
Motor y carraca	117(49,8)

^a:Técnica atraumática de elevación del suelo sinusal con osteotomos.

^b: Plasma rico en factores de crecimiento.

4.3. ANÁLISIS DE LOS VALORES ISQ (COCIENTE DE ESTABILIDAD DEL IMPLANTE)

Las medidas de análisis de frecuencia de resonancia que fueron realizadas en el momento de colocación de los implantes se recogen en la Tabla 13. El valor ISQ inicial (ISQ-0) medio (\pm desviación estándar) de los 235 implantes fue $75,23 \pm 8,00$. El 68,9% de los implantes insertados obtuvieron valores iniciales (ISQ-0) entre 70-84. El 74,0% de la muestra mostró unos valores ISQ obtenido a las 12 semanas (ISQ-12) entre 70-84. El valor ISQ-12 medio fue de $75,39 \pm 7,23$. Sólo un implante obtuvo un valor ISQ-0 inferior a 50 y un valor ISQ-12 < 55.

Tabla 13. Descripción del valor ISQ^a inicial y a las 12 semanas en la implantes (n=235).

	ISQ-0 INICIAL	ISQ-12 12 SEMANAS
ISQ n (%)		
45-49	1(0,4)	
50-54	2(0,9)	1 (0,4)
55-59	9(3,8)	7 (3,0)
60-64	13(5,5)	16 (6,8)
65-69	22(9,4)	20 (8,5)
70-74	43(18,3)	35 (14,9)
75-79	64(27,2)	75 (31,9)
80-84	55(23,4)	64 (27,2)
85-89	23(9,8)	14 (6,0)
90-94	3(1,3)	3 (1,3)
ISQ, $\bar{x} \pm s$	75,23 \pm 8,00	75,39 \pm 7,23
ISQ, IC-95%	73,69 -76,76	74,02 -76,75

^a: Se mide en escala de 0-100.
 \bar{x} : media, s: desviación estándar.

La Tabla 14 recoge la variación en porcentaje del valor ISQ-0 respecto al valor ISQ-12. El porcentaje promedio de cambio fue del $0,8 \pm 10,4$. Del total de la muestra, sólo 3 implantes (1,4%) obtuvieron valores ISQ-12 entre un 20-30% menores respecto al valor ISQ-0. El 11,1% de los implantes colocados no mostraron variación en el valor ISQ-12 respecto al valor ISQ inicial, mientras que el 44,8% de la muestra disminuyó el valor ISQ-12 y el 44,1% de los pacientes aumentó el valor ISQ-12. En el 30,6% de la muestra, el porcentaje de cambio del

valor ISQ-12 aumentó entre 0 y 10, respecto al valor ISQ-0, y en el 33,2% disminuyó entre 0 y 10.

Tabla 14. Cambios porcentuales del valor ISQ-12^a frente al valor ISQ inicial en los implantes.

DISTRIBUCIÓN	
% Cambio, n (%)	
-30 a < -20	3(1,4)
-20 a < -10	24(10,2)
-10 a < 0	78(33,2)
0	26(11,1)
>0 a 10	72(30,6)
>10 a 20	21(8,9)
>20 a 30	6(2,6)
>30 a 40	3(1,2)
>40 a 50	2(0,8)
% Cambio, $\bar{x} \pm s$	0,8 \pm10,4
% Cambio, IC-95%	-1,0 -2,7

^a: Se mide en escala de -100% a +100%.

\bar{x} : media, s: desviación estándar.

La Tabla 15 muestra el efecto ajustado por el valor inicial ISQ sobre el valor ISQ a las 12 semanas de cicatrización (a partir de ahora se denominará valor ajustado del ISQ) en los aspectos sociodemográficos de los pacientes. Las variables edad y sexo no mostraron diferencias estadísticamente significativas al comparar los dos grupos ($p=0,327$ y $p=0,432$, respectivamente). Ni el nivel socioeconómico, ni la enfermedad general influyeron significativamente en el valor ajustado del ISQ.

Tabla 15. Efecto ajustado^a por el valor inicial de ISQ de aspectos sociodemográficos sobre el valor de ISQ a las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	n	β \pmEE	VALOR-p
Edad (años)			0,327
27-44	57	1,34 \pm 1,48	
45-54	69	1,67 \pm 1,12	
55-76	109	0,00 \pm 0,00	
Sexo			0,432
Mujer	103	0,87 \pm 1,11	
Hombre	132	0,00 \pm 0,00	

Tabla 15. Efecto ajustado^a por el valor inicial de ISQ de aspectos sociodemográficos sobre el valor de ISQ a las 12 semanas de cicatrización (n=235) [continuación].

VARIABLE	n	β \pm EE	VALOR-p
Nivel social			0,431
Alto y medio-alto	47	-2,42 \pm 1,80	
Medio	51	-2,04 \pm 1,35	
Bajo y medio-bajo	61	-1,23 \pm 1,59	
NS/NC	76	0,00 \pm 0,00	
Enfermedad general			0,712
Sí	59	-0,58 \pm 1,56	
No	176	0,00 \pm 0,00	

^a: Procedimiento REGRESS en SUDAAN, que incluye como [redactoras la variable de la columna primera y el valor ISQ inicial.

El efecto del valor ajustado del ISQ de las variables de los pacientes queda recogido en la Tabla 16. El número de implantes por paciente, el consumo de tabaco y alcohol, el grado de higiene, la enfermedad periodontal y el hábito del bruxismo no mostraron significación estadística.

Tabla 16. Efecto ajustado^a por el valor inicial de ISQ de variables de los pacientes sobre el valor de ISQ a las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	n	β \pm EE	VALOR-p
Nº de implantes/paciente			0,129
1	27	1,31 \pm 1,70	
2	60	2,95 \pm 1,36	
3	54	2,68 \pm 1,34	
>3	94	0,00 \pm 0,00	
Tabaco (cigarrillos/día)			0,607
>20	32	1,24 \pm 1,33	
0-10	38	-0,37 \pm 1,82	
No fuma	165	0,00 \pm 0,00	
Alcohol			0,141
Sí	19	-2,65 \pm 1,79	
No	216	0,00 \pm 0,00	

Tabla 16. Efecto ajustado^a por el valor inicial de ISQ de variables de los pacientes sobre el valor de ISQ a las 12 semanas de cicatrización (n=235) [continuación].

VARIABLE	n	β \pm EE	VALOR-p
Higiene			0,947
Deficiente	13	0,80 \pm 2,55	
Regular	58	0,17 \pm 1,26	
Óptima	164	0,00 \pm 0,00	
Enfermedad periodontal			0,675
Sí	91	0,50 \pm 1,18	
No	144	0,00 \pm 0,00	
Bruxismo			0,362
Sí	46	1,08 \pm 1,18	
No	189	0,00 \pm 0,00	

^a: Procedimiento REGRESS en SUDAAN, que incluye como predictoras la variable de la columna primera y el valor ISQ inicial.

La Tabla 17 muestra el valor ajustado del ISQ de las variables de los implantes. Las variables de los implantes que tuvieron efecto significativo sobre valor ajustado del ISQ fueron: localización, calidad de hueso y diámetro comparable. Los implantes colocados en maxilar superior presentaron una estabilidad significativamente menor ($p < 0,001$), obteniendo valores $-3,76 \pm 0,85$ menores que los implantes insertados en maxilar inferior. En cuanto a la calidad ósea, hubo diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,009$) entre los distintos tipos de densidad ósea, siendo los implantes colocados en hueso tipo 4 los que obtuvieron un valor ajustado del ISQ menor ($-0,88 \pm 1,40$). Con respecto al diámetro, los implantes estrechos mostraron valores significativamente ($p < 0,001$) menores del ISQ ajustado ($-7,13 \pm 1,56$). La causa de pérdida dentaria, el sistema de implante y la longitud comparable no mostraron efecto sobre el valor ajustado del ISQ.

Tabla 17. Efecto ajustado^a por el valor ISQ inicial de variables de los implantes sobre el valor ISQ a las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	n (%)	β \pm EE	VALOR-p
Localización			<0,001
Superior	108 (45,9)	-3,76 \pm 0,85	
Inferior	127 (54,1)	0,00 \pm 0,00	

Tabla 17. Efecto ajustado^a por el valor ISQ inicial de variables de los implantes sobre el valor ISQ a las 12 semanas de cicatrización (n=235) [continuación].

VARIABLE	n (%)	β \pm EE	VALOR-p
Calidad de hueso^b			0,009
Tipo 1	21 (8,9)	1,96 \pm 1,88	
Tipo 2	91 (38,7)	2,49 \pm 1,46	
Tipo 3	103 (43,8)	-0,00 \pm 0,00	
Tipo 4	20 (8,5)	-0,88 \pm 1,40	
Causa pérdida dentaria			0,905
Enfermedad periodontal	58 (24,7)	-0,17 \pm 1,39	
Caries	177 (75,3)	0,00 \pm 0,00	
Sistema implante			0,127
Zimmer	58(24,7)	1,65 \pm 1,07	
Bti®	177(75,3)	0,00 \pm 0,00	
Diámetro comparable			<0,001
Estrecho	25(10,6)	-7,13 \pm 1,56	
Ancho	23(9,8)	0,80 \pm 1,35	
Estándar	187(79,6)	0,00 \pm 0,00	
Longitud comparable			0,230
Corto	56(23,8)	0,10 \pm 1,10	
Largo	94(40,0)	-1,74 \pm 0,96	
Estándar	85(36,2)	0,00 \pm 0,00	

^a: Procedimiento REGRESS en SUDAAN, que incluye como predictoras las variables de la columna primera y el valor ISQ inicial.

^b: Criterios de Lekholm y Zarb¹⁷².

El efecto del valor del ajustado ISQ de las variables de la técnica quirúrgica queda recogido en la Tabla 18. Las variables dependientes de la técnica quirúrgica que mostraron significación fueron: el uso de irrigación durante el fresado ($p=0,004$), la expansión de la cresta ósea ($p=0,001$), la técnica atraumática de elevación del suelo sinusal con osteotomos ($p=0,029$) y la aplicación de PRGF ($p=0,032$). El valor ISQ ajustado de los implantes colocados mediante la preparación del lecho sin irrigación fue menor ($-2,86\pm 0,97$) que el de implantes en los que se usó irrigación durante el fresado.

¹⁷²Lekholm U & Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI & Albrektsson T, eds. Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence. 1985. p. 199-210.

Respecto a la expansión de la cresta ósea y el uso de osteotomos, los valores ISQ ajustados mostraron una disminución de $-3,58 \pm 1,08$ y $-3,45 \pm 1,55$ respectivamente, en relación a los implantes colocados de forma convencional. Los implantes en los que se utilizó PRGF mostraron valores ISQ $2,32 \pm 1,06$ mayores que los insertados sin PRGF.

Tabla 18. Efecto ajustado^a por el valor ISQ inicial de variables de la técnica quirúrgica sobre el valor ISQ a las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	n (%)	β \pm EE	VALOR-p
Irrigación fresado			0,004
No	119(50,6)	-2,86 \pm 0,97	
Sí	116(49,4)	0,00 \pm 0,00	
Expansión			0,001
Sí	65(27,7)	-3,58 \pm 1,08	
No	170(72,3)	0,00 \pm 0,00	
Osteotomos^b			0,029
Sí	7(3,0)	-3,45 \pm 1,55	
No	228(97,0)	0,00 \pm 0,00	
PRGF^c			0,032
Sí	116(49,4)	2,32 \pm 1,06	
No	119(50,6)	0,00 \pm 0,00	
Inserción			0,665
Motor+carraca	117(49,8)	3,84 \pm 2,01	
Motor	118(50,2)	0,00 \pm 0,00	

^a: Procedimiento REGRESS en SUDAAN, que incluye como predictoras las variables de la columna primera y el valor ISQ inicial.

^b: Técnica atraumática de elevación del suelo sinusal con osteotomos.

^c: Plasma rico en factores de crecimiento.

En el modelo multivariante sobre el valor ISQ-12 (Tabla 19) las variables que influyeron significativamente fueron: la localización ($p < 0,022$), el diámetro comparable ($p = 0,001$) y la aplicación de PRGF ($p = 0,013$). Los implantes colocados en maxilar superior presentaron valores ISQ-12 $-2,31 \pm 0,99$ menores que los insertados en mandíbula. Con respecto al diámetro comparable, los implantes estrechos mostraron valores ISQ-12 menores ($-5,92 \pm 1,71$) que los implantes de diámetro estándar. Las fijaciones insertadas con PRGF mostraron valores ISQ-12 $2,26 \pm 0,90$ mayores que los implantes insertados sin PRGF.

Tabla 19. Modelo multivariante^a sobre el valor ISQ a las 12 semanas de cicatrización (n=235).

VARIABLE	β \pm ee	VALOR-p
Valor ISQ inicial	0,34 \pm 0,07	<0,001
Localización		<0,022
Superior	-2,31 \pm 0,99	
Inferior	0,00 \pm 0,00	
Diámetro comparable		0,001
Estrecho	-5,92 \pm 1,71	
Ancho	1,68 \pm 1,36	
Estándar	0,00 \pm 0,00	
Expansión		0,088
Sí	-1,95 \pm 1,13	
No	0,00 \pm 0,00	
Osteotomos		0,074
Sí	-3,09 \pm 1,71	
No	0,00 \pm 0,00	
PRGF^b		0,013
Sí	2,26 \pm 0,90	
No	0,00 \pm 0,00	
Constante	52,31 \pm 5,32	

^a: Procedimiento REGRESS en SUDAAN se incluyeron en un método *backward stepwise* las variables con valor *p* entre 0,10 y 0,05.

^b: Plasma rico en factores de crecimiento.

Capítulo V, DISCUSIÓN

En este capítulo se van a tratar los siguientes apartados:

- 5.1. VALIDEZ DE LOS HALLAZGOS Y DISEÑO DEL ESTUDIO.
- 5.2. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES ASOCIADAS AL PACIENTE.
- 5.3. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES ASOCIADAS A LOS IMPLANTES.

5.1. VALIDEZ DE LOS HALLAZGOS Y DISEÑO DEL ESTUDIO

Todo trabajo de investigación que se precie debe establecer el nivel de evidencia científica de los hallazgos encontrados, el cual procede del tipo de diseño del estudio. De acuerdo con la escala de evidencia científica de la *US Agency for Health Care Policy and Research*¹⁷³ los niveles de evidencia van de «IA» (máxima evidencia derivada de un metaanálisis de ensayos clínicos) a «IV» (mínima evidencia, como la opinión de expertos). El trabajo de investigación que hemos desarrollado se enmarcaría, en general, en un nivel «III» (estudios descriptivos, entre otros), aunque entendemos que en lo referente a las variables predictoras marca o sistema de implantes (Bti® y Zimmer) y técnica quirúrgica con plasma rico en factores de crecimiento (PRGF) podría considerarse un nivel mayor de evidencia: nivel «IIB», evidencia derivada de al menos un estudio quasiexperimental bien diseñado, entendiendo por quasiexperimental una situación en que la puesta en marcha de la intervención está fuera del control de los investigadores, pero existe la oportunidad de evaluar su efecto. Este nivel quasiexperimental procede del hecho de que la decisión de utilizar una marca u otra o el uso o

¹⁷³Key to levels of evidence and grading of recommendations. *Clin Oncology*. 2000;12:174.

no de PRGF estuvo ligada a cuestiones logísticas y administrativas, y no al estado clínico del paciente.

La selección de la muestra se realizó en pacientes que acudieron al Máster de Cirugía Bucal e Implantología de la Facultad de Odontología para demandar tratamiento implantológico, durante un periodo de tres años. Dichos pacientes fueron informados de su participación en el estudio y dieron su consentimiento para participar en él. La edad media de los pacientes participantes del estudio fue $52,1 \pm 11,2$ años, lo que indica una muestra de población madura. Asimismo, existió una distribución homogénea de la muestra en cuanto al sexo: 50,5% hombres y 49,5% mujeres. El nivel de participación en este estudio ha sido de un 92,0%; porcentaje que puede considerarse alto. Las pérdidas ocurridas durante el seguimiento se debieron, principalmente, a limitaciones personales de los pacientes para acudir a la cita programada de revisión: incompatibilidad de horarios, cambio de domicilio, desinterés, etc.

En este estudio se han utilizado técnicas quirúrgicas protocolizadas que se usan en la actualidad: técnicas de fresado convencional y fresado a bajas revoluciones sin irrigación, expansión de la cresta y compactación ósea, elevación atraumática del suelo sinusal con osteotomos y plasma rico en factores de crecimiento^{174,175,176}. Los sistemas de implantes utilizados han sido empleados en otros trabajos publicados anteriormente^{177,178}. En nuestro estudio, el uso de estos dos sistemas de implantes ha mostrado una tasa de éxito del 98,7%, porcentaje similar al encontrado en la literatura (véase Tabla 20).

Tabla 20. Tasas de éxito de implantes.

ESTUDIO	IMPLANTE	TASA ÉXITO	SEGUIMIENTO	LOCALIZACIÓN
Lazzara <i>et al.</i> ¹⁷⁹	3i®	95,0%	5 años	Maxilar superior y mandíbula
Cochran <i>et al.</i> ¹⁸⁰	ITI®	99,1%	2 años	Maxilar superior y mandíbula

¹⁷⁴Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 55-69.

¹⁷⁵Summers R. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compend Contin Educ Dent.* 1994;15:152-60.

¹⁷⁶Anitua Aldecoa E. Qué es el PRGF. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 55-69.

¹⁷⁷Anitua EA, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22:138-45.

¹⁷⁸Shiigai T. Pilot study in the identificación of stability values for determining immediate and early loading of implants. *J Oral Implantol.* 2007;33:13-22.

¹⁷⁹Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman S, Weiner R, Philips RM, Gonshor A. Retrospective Multicenter Analysis of 3i® endosseous dental implants placed over a 5-year period. *Retrospective multicenter analysis of 3i® endosseous dental implants placed over a five-year period.* *Clin Oral Impl Res.* 1996;7:73-83.

¹⁸⁰Cochran DL, Buser D, Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peter F, Simpson JP. The use of reduce healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trial on ITI® SLA implants. *Clin Oral Impl Res.* 2002;13:114-53.

Tabla 20. Tasas de éxito de implantes [continuación].

ESTUDIO	IMPLANTE	TASA ÉXITO	SEGUIMIENTO	LOCALIZACIÓN
Glauser <i>et al.</i> ¹⁸¹	Brånemark®	97,1%	4 años	Maxilar superior y mandíbula
Martínez-González <i>et al.</i> ¹⁸²	Defcon®	98,56%	2 años	Maxilar superior y mandíbula
Anitua <i>et al.</i> ¹⁸³	Bti®	99,6%	18 meses	Maxilar superior y mandíbula
Boronat-López <i>et al.</i> ¹⁸⁴	Defcon®	97,0%	10 semanas	Maxilar superior y mandíbula
Calvo-Guirado <i>et al.</i> ¹⁸⁵	3i®	96,7%	12 meses	Maxilar superior

El éxito en implantología se fundamenta en lograr la estabilidad de la fijación, tanto en el momento de su colocación (estabilidad primaria), como a lo largo del tiempo (estabilidad secundaria)¹⁸⁶. Desde 1996, numerosas investigaciones^{187,188,189} han mostrado la utilidad y fiabilidad del método RFA para obtener una valoración objetiva de la estabilidad primaria y secundaria de los implantes debido a su alta reproducibilidad. El análisis de frecuencia de resonancia permite realizar mediciones periódicas cuantitativas de la estabilidad¹⁹⁰ y estudiar cómo la remodelación ósea influye en el incremento de la estabilidad secundaria de los

¹⁸¹Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J. Immediate occlusal loading of Brånemark System® TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-Year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:52-9.

¹⁸²Martínez-González JM, Barona-Dorado C, Cano-Sánchez J, Flórez-Rodríguez M, Cantero-Alvarez M. Clinical and radiographic behaviour of 290 dental implants with a surface treated with hydrofluoric acid and passivated with hydrofluoric and nitric acid: early loading results after 2 years. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2005;10:355-61.

¹⁸³Anitua, EA. Enhancement of osseointegration by generating a dynamic implant surface. *J Oral Implant.* 2006;32:72-6.

¹⁸⁴Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas-Pelayo J, Carrillo-García C, Peñarocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13:244-7.

¹⁸⁵Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, López-Marín L, Delgado-Ruiz R, Maté-Sánchez J, Bravo-González LA. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:275-81.

¹⁸⁶Albrektsson T & Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993;6:95-105.

¹⁸⁷Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Impl Res.* 1997;8:226-33.

¹⁸⁸Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:428-34.

¹⁸⁹Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:261-7.

¹⁹⁰Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20 month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;4:297-303.

implantes a lo largo del tiempo^{191,192}. La técnica RFA se ha desarrollado tanto en estudios experimentales^{193,194} como clínicos^{195,196}.

En cuanto a la estabilidad primaria, los valores ISQ iniciales medidos con el sistema RFA, pueden ser considerados como un criterio de éxito del implante. En este sentido, Bischof *et al.*¹⁹⁷ establecieron que un valor ISQ-0 \geq 54 podía ser considerado como un indicador de éxito. En nuestro estudio se ha obtenido un valor ISQ-0 medio (media \pm desviación estándar) de 75,23 \pm 8,00, cifra que indica una estabilidad primaria muy alta y que podría interpretarse como una situación favorable para los implantes. No obstante, otros autores encuentran valores ISQ-0 menores que varían desde 52,5 \pm 7,9 del estudio de Zix *et al.*¹⁹⁸, 62,6 \pm 0,0 de Boronat-López *et al.*¹⁹⁹, hasta 67,4 \pm 8,6 de Östman *et al.*²⁰⁰. Esta variabilidad en la medida de la estabilidad primaria podría deberse a que los implantes, técnicas y protocolos quirúrgicos influyen en la estabilidad primaria.

Asimismo, la estabilidad primaria del implante medida con RFA puede ser un factor predictivo de la osteointegración y del momento idóneo de carga. Sennerby & Meredith²⁰¹ establecieron que un intervalo óptimo de estabilidad primaria para cargar de forma inmediata

¹⁹¹Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark® implants during healing in mandibles a clinical resonance frequency analysis study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:266-72.

¹⁹²Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:234-43.

¹⁹³Rasmusson L, Meredith N, Sennerby L. Measurements of stability changes of titanium implants with exposed threads subjected to barrier membrane induced bone augmentation. An experimental study in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:316-22.

¹⁹⁴Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 1997;3:234-43.

¹⁹⁵Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20 month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;4:297-303.

¹⁹⁶Heo SJ, Sennerby L, Odersjö M, Granström G, Tjellström A, Meredith N. Stability measurements of craneofacial implants by means of resonance frequency analysis. A clinical pilot study. *J Laryng Otolaryngol.* 1998;6:537-42.

¹⁹⁷Bischof M, Nedir R, Szmukler Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI® implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:529-39.

¹⁹⁸Zix 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 Surg.* 2005;20:747-52.

¹⁹⁹Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas-Pelayo J, Carrillo-García C, Peñarrocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13:244-7.

²⁰⁰Östman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont.* 2006;19:77-83.

²⁰¹Sennerby L & Meredith N. Analisi della frequenza di risonanza (RFA). Conoscenze attuali e implicazioni cliniche. In: Chiapasco M & Gatti C, eds. Osteointegrazione e carico immediato. Fondamenti biologici e applicazione cliniche. Milan: Masson; 2002. p. 19-31.

los implantes sería entre 60 y 65, y que valores de ISQ-o por debajo de 40 requieren un periodo de osteointegración mayor; mientras que Nedir *et al.*²⁰² propusieron valores ISQ-o \geq 54 para implantes que van a recibir carga inmediata y valores ISQ-o \geq 49 para implantes con carga diferida.

La osteointegración va incrementándose progresivamente gracias a los fenómenos biológicos de la interfase ósea, lográndose una mayor estabilidad a lo largo del tiempo. En su revisión bibliográfica, Raghavendra *et al.*²⁰³ establecen que la estabilidad primaria será reemplazada gradualmente por la estabilidad secundaria en la interfase implante-hueso, y se mantendrá estable a partir de la 4ª semana de cicatrización (véase Figura 1 de Capítulo INTRODUCCIÓN). No obstante, diversos estudios han tratado de establecer el momento en el que se produce la osteointegración del implante y la estabilización de la medida de estabilidad secundaria. A nivel experimental se han realizado mediciones de la estabilidad de los implantes con el sistema de torque de desinserción en diferentes periodos de tiempo, observándose que la estabilidad disminuye en las semanas iniciales de la cicatrización y aumenta progresivamente con el transcurso del tiempo^{204,205}. En ese sentido, Wilke *et al.*²⁰⁶ mostraron una disminución en los valores de torque de desinserción a las 2 semanas, incrementándose a las 8 semanas y obteniendo el valor máximo a las 12 semanas.

Utilizando el RFA como sistema de medida de la estabilidad, Barewall *et al.*²⁰⁷, en un estudio clínico, determinaron los cambios de estabilidad durante las etapas iniciales de la osteointegración mediante valoraciones semanales, desde la inserción del implante hasta la décima semana; y encontraron que después de la quinta semana no existían diferencias significativas en la estabilidad. Coincidiendo con estos autores, Huang *et al.*²⁰⁸, en un estudio *in vivo* realizado en tibias de conejo, encontraron que las medidas aumentaban significativamente hasta la tercera semana tras la cirugía y se mantenían a las 6-7 semanas de

²⁰²Nedir R, Bischof M, Szmukler Moncler S, Bernard J, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI® SLA implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;15:520-8.

²⁰³Raghavendra 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.

²⁰⁴Baker DA, London RM, O'Neil RB. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:722-8.

²⁰⁵Brånemark R, Öhrnell RO, Skalak R, Carlsson L, Brånemark PI. Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental *in vivo* investigation in the beagle dog. *J Orthop Res.* 1998;16:61-9.

²⁰⁶Wilke HJ, Claes L, Streinemann SG. The influence of various titanium surface on the interface shear strength between implants bone. *Advance in biomaterials.* 1990;9:309-14.

²⁰⁷Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability *in vivo* on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:641-51.

²⁰⁸Huang HM, Cheng KY, Chen CF, Ou KL, Li CT, Lee SY. Design of a stability-detecting device for dental implants. *Pro Inst Mech Eng.* 2005;219:203-11.

cicatrización. Con la misma pauta de medición semanal del ISQ, Boronat-López *et al.*²⁰⁹, en su trabajo clínico, encuentran la máxima estabilidad en la décima semana de cicatrización, mientras que Bischof *et al.*²¹⁰ determinan que los valores ISQ aumentan desde la cuarta semana hasta la 12ª semana de seguimiento.

Dado que las 12 semanas de cicatrización son un periodo de tiempo en el que se considera que la osteointegración ha concluido^{211,212} y que la estabilidad secundaria alcanza su máxima medida²¹³, hemos considerado que este momento sería el idóneo para realizar las medidas de estabilidad secundaria. En nuestro estudio se ha observado un incremento medio porcentual del valor inicial-ISQ-0 del $0,8 \pm 10,4$ (Tabla 14 de Resultados). La estabilidad aumentó a las 12 semanas pero la variación no fue muy relevante, ya que se partía de una estabilidad promedio inicial bastante elevada ($75,23 \pm 8,00$). El ISQ-12 fue $75,39 \pm 7,23$, valor que indicaría una estabilidad secundaria alta y una cicatrización adecuada para poder proceder a la carga protésica.

Medidas de estabilidad inicial y diferidas a las doce semanas altas fueron también obtenidas por Shiigai *et al.*²¹⁴, al analizar la estabilidad en implantes con carga inmediata, carga temprana (6 semanas) y carga diferida (12 semanas) en una muestra de 41 implantes Zimmer. Estos autores obtuvieron un valor ISQ inicial de 71,8, resultado muy similar al de nuestro estudio, aunque en este estudio el valor ISQ disminuyó ligeramente hasta 69,5 a las 12 semanas.

La medición de la estabilidad secundaria posibilita realizar mediciones periódicas para el diagnóstico de implantes con poca estabilidad y riesgo de fracaso²¹⁵. En esa línea, Glauser *et al.*²¹⁶ establecen que valores ISQ < 39 indicarían un 100% de pérdidas tras el primer y segundo

²⁰⁹Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas-Pelayo J, Carrillo-García C, Peñarrocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008;13:244-7.

²¹⁰Bischof M, Nedir R, Szmukler Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI® implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:529-39.

²¹¹Chang WJ, Lee SY, Wu CC, Lin CT, Abiko Y, Yamamichi N, Huang HM. A newly designed resonance frequency analysis device for dental implant stability detection. *Dent Mater J*. 2007;26:665-71.

²¹²Shiigai T. Pilot study in the identification of stability values for determining immediate and early loading of implants. *J Oral Implantol*. 2007;33:13-22.

²¹³Huwiler 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.

²¹⁴Shiigai T. Pilot study in the identification of stability values for determining immediate and early loading of implants. *J Oral Implantol*. 2007;33:13-22.

²¹⁵Karl 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.

²¹⁶Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmmerle CHF. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:428-34.

mes de cicatrización. Huwiler *et al.*²¹⁷ encuentran fracaso del implante con un valor ISQ de 45 a las tres semanas de cicatrización.

Por último, Aparicio *et al.*²¹⁸, en su revisión de la literatura sobre la validez pronóstica del RFA y del Periotest®, sugieren que valores ISQ bajos y Periotest® altos muestran ausencia de osteointegración o pérdida de hueso marginal. Además, estos autores establecen que lecturas aisladas de cualquiera de ambas técnicas tienen un valor clínico limitado, y destacan la necesidad de realizar estudios clínicos prospectivos para determinar el valor pronóstico de estas técnicas en la predicción de la pérdida de estabilidad de los implantes.

5.2. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES ASOCIADAS AL PACIENTE

El análisis de las variables sociodemográficas del paciente: edad, sexo y nivel socioeconómico, no mostró diferencias estadísticamente significativas en el efecto ajustado por el valor inicial ISQ sobre el valor ISQ a las 12 semanas de cicatrización (a partir de ahora se denominará valor ajustado del ISQ). La edad media de los participantes en este estudio fue $52,1 \pm 11,2$, similar a la de la muestra de Ersanli *et al.*²¹⁹: 51,7 años, y superior a la de los pacientes incluidos en el estudio de Boronat-López *et al.*²²⁰, donde la edad media era de 46,9 años. Los pacientes incluidos en los grupos de edad por debajo de 55 años presentaron un incremento mayor del valor ajustado del ISQ que los pacientes del grupo de 55 a 76 años de edad.

Con respecto al sexo, la distribución porcentual entre hombres (50,5%) y mujeres fue homogénea (49,5%). Las mujeres ($n=46$) mostraron un incremento mayor del valor ajustado del ISQ ($0,87 \pm 1,11$) que los hombres ($n=47$), aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Coincidiendo con nuestros resultados, Boronat-López *et al.*²²¹, en un estudio realizado en 12 hombres y 12 mujeres, encuentran valores ISQ significativamente mayores en las mujeres, a las diez semanas de cicatrización. Por el contrario, Östman *et al.*²²², en estudio clínico similar al nuestro, obtuvieron mayor estabilidad

²¹⁷Huwiler 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.

²¹⁸Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin. Oral Imp Res.* 2006;17:2-7.

²¹⁹Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol.* 2005;76:1066-71.

²²⁰Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas-Pelayo J, Carrillo-García C, Peñarrocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13:244-7.

²²¹Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas-Pelayo J, Carrillo-García C, Peñarrocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13:244-7.

²²²Östman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont.* 2006;19:77-83.

en hombres (n=126) que en mujeres (n=141). Asimismo, Zix *et al.*²²³, en una muestra de 17 hombres y 18 mujeres de edad media similar (61,2 y 62,1; respectivamente), hallaron valores ISQ mayores en hombres (56,3±6,6) que en mujeres (48,7±7,4), a los 12 meses de seguimiento; resultados que atribuyen a la menor calidad de hueso en mujeres postmenopáusicas. También Brochu *et al.*²²⁴, en un estudio prospectivo en 8 hombres y 14 mujeres de 45 años de edad media, registraron una mayor estabilidad en hombres.

En cuanto al nivel socioeconómico de la muestra, los pacientes de nivel medio-bajo y bajo representaron el 58,0% de la muestra, hecho que puede deberse a que los servicios que se prestan en el Máster de Cirugía Bucal e Implantología de Granada son más económicos que los ofertados a nivel privado.

La presencia de enfermedad general en nuestra muestra fue del 23,7% de los pacientes. Los pacientes con enfermedad general presentaban un ISQ ajustado menor (-0,58±1,56) que los pacientes sanos, aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas. En la bibliografía consultada, sólo la diabetes ha sido investigada como un factor que podría influir en el fracaso de los implantes dentales. Así, en la revisión realizada por Javed *et al.*²²⁵, se muestra igual tasa de éxito de implantes en pacientes diabéticos, con un buen control metabólico, que en pacientes sin patología endocrina. Por el contrario, Morris *et al.*²²⁶, que estudiaron la supervivencia de los implantes en pacientes con diabetes tipo 2 (no insulino-dependiente), encontraron más fracasos en los pacientes diabéticos; resultados que coinciden con los descritos por Mellado-Valero *et al.*²²⁷ en su revisión bibliográfica de los efectos de la diabetes en la osteointegración de los implantes.

En nuestro estudio, no se encontraron diferencias significativas en el ISQ ajustado de los pacientes consumidores de tabaco frente a los no fumadores. En cuanto a estudios que evalúan la estabilidad implantaria mediante RFA asociada al consumo de tabaco; únicamente Balatsouka *et al.*²²⁸ mostraron el efecto de la nicotina inyectada a grandes dosis en conejos en la estabilidad de los implantes medida con el sistema RFA, torque de desinserción y análisis histomorfométrico a las 2 y 4 semanas. Estos autores no encontraron influencia significativa

²²³Zix 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 Implant.* 2005;20:747-52.

²²⁴Brochu 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.

²²⁵Javed 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.

²²⁶Morris HF, Ochi S, Winkler S. Implant survival in patients with type 2 diabetes: placement to 36 months. *Ann Periodontol.* 2000;5:157-65.

²²⁷Mellado-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;12:38-43.

²²⁸Balatsouka D, Gotfredsen K, Lindh CH, Berglundh T. The impact of nicotine on osseointegration an experimental study in the femur and tibia of rabbits. *Clin Oral Impl Res.* 2005;16:389-95.

en la estabilidad de los implantes tras la breve exposición a la nicotina. En esta misma línea, aunque utilizando el Periotest® como sistema de medida de estabilidad, Mesa *et al.*²²⁹, analizaron la influencia del tabaco en la estabilidad primaria de los implantes y no observaron diferencias significativas en pacientes fumadores y no fumadores.

Existen estudios de revisión de la literatura que ponen de manifiesto la influencia del tabaco en el pronóstico del tratamiento implantológico^{230,231,232,233} y encuentran un índice de fracaso significativamente mayor en pacientes fumadores. Sin embargo, en un estudio de metaanálisis, Bain *et al.*²³⁴ no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la tasa de éxito de los implantes colocados en el grupo de fumadores (98,4%) y la de los pacientes no fumadores (98,7%), tras 3 años de seguimiento.

En cuanto a otros hábitos como el consumo de alcohol, sólo un 4,3% de los pacientes de nuestro estudio eran consumidores habituales, aunque dicho hábito no mostró influencia significativa en el valor ajustado del ISQ. No obstante, Koo *et al.*²³⁵, en un estudio realizado en conejos, encontraron que el alcohol provocaba una disminución significativa de la densidad ósea y del contacto directo hueso-implante. Igualmente en un estudio prospectivo de 514 implantes²³⁶ se encontró una influencia significativa del consumo de alcohol (> 10gr) en la pérdida de hueso marginal de los implantes.

El 22,6% de la muestra presentó un nivel de higiene oral regular y el 5,4% un nivel de higiene deficiente, aunque no existieron diferencias estadísticamente significativas en el valor ajustado del ISQ entre categorías de higiene. Algunos autores han asociado los niveles de

²²⁹Mesa F, Muñoz R, Noguero B, Luna JD, Galindo P, O'Valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:196-200.

²³⁰Lambert PM, Morris HF, Ochi S. The influence of smoking on 3-year clinical success of osseointegrated dental implants. *Ann Periodontol.* 2000;5:79-89.

²³¹Baig MR & Rajan M. Effects of smoking on the outcome of implant treatment: a literature review. *Indian J Dent Res.* 2007;18:190-5.

²³²Strietzel FP, Reichart PA, Kale A, Kulkarni M, Wegner B, Küchler I. Smoking interferences with the prognosis of dental implant treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol.* 2007;34:523-44.

²³³Eckfeldt A, Christiansson U, Eriksson T, Lindén U, Lundqvist S, Rundcrantz T, Johansson LÅ, Nilner K, Billström C. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Impl Res.* 2001;12:462-7.

²³⁴Bain CA, Weng D, Meltzer A, Kohles SS, Stach RM. A meta-analysis evaluating the risk for implant failure in patients who smoking. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23:695-9, 702, 704 passim; quiz 708.

²³⁵Koo S, König B, Mizusaki CI, Allegrini S, Yoshimoto M, Carbonari MJ. Effects of alcohol consumption on osseointegration of titanium implants in rabbits. *Implant Dent.* 2004;13:232-7.

²³⁶Galindo-Moreno P, Fauri M, Ávila-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 Impl Res.* 2005;16:579-86.

higiene oral con el pronóstico de los implantes. Isaksson *et al.*²³⁷ no encontraron evidencia de movilidad en implantes y prótesis colocados en pacientes con niveles bajos de higiene, con respecto a niveles moderados y óptimos. También, Heitz *et al.*²³⁸ sugirieron que la presencia de placa oral no se podía considerar como un verdadero factor de riesgo de fracaso. Por el contrario, otros autores²³⁹ mostraron pérdidas de hueso significativas en pacientes con índices altos de placa oral.

Con respecto a la enfermedad periodontal, destacar que el 30,1% de los pacientes presentaba periodontitis y, aunque el valor del ISQ ajustado era mayor en enfermos periodontales (0,50±1,18), no se encontraron diferencias significativas frente a los pacientes sanos, coincidiendo con los resultados de Lachmann *et al.*²⁴⁰. Otros autores²⁴¹ afirman que la enfermedad periodontal se ha identificado como un factor de riesgo en la patología periimplantaria y así Koldslund *et al.*²⁴² observaron que la pérdida de implantes estaba asociada significativamente a la periodontitis.

Para finalizar con las variables asociadas a los pacientes participantes en el estudio, señalar que respecto al bruxismo no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el valor ajustado del ISQ. El bruxismo también ha sido descrito como un factor de riesgo potencial en el fracaso de los implantes²⁴³. En este sentido, Ekfeldt *et al.*²⁴⁴, en un estudio retrospectivo sobre factores asociados a fracasos múltiples de implantes en maxilar, pusieron de manifiesto que el bruxismo debía ser considerado como un factor muy importante en el fracaso de los implantes.

²³⁷Isaksson 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.

²³⁸Heitz-Mayfield LJA. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol* 2008;35:292-304.

²³⁹Galindo-Moreno P, Fauri M, Ávila-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 Impl Res*. 2005;16:579-86.

²⁴⁰Lachmann S, Kimmerle-Müller E, Axmann D, Gomez-Roman G, Weber H, Haas R. Reliability of findings around healthy implants in association with oral hygiene measures: a clinical, microbiological, and immunological follow-up in edentulous patients. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:686-98.

²⁴¹Heitz-Mayfield LJA. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol*. 2008;35: 292-304.

²⁴²Koldslund OC, Scheie A, Aass AM. Prevalence of Implant Loss and the Influence of Associated Factors. *J Periodontol*. 2009;80:1069-75.

²⁴³Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today*. 2002;21:76-81.

²⁴⁴Ekfeldt A, Christiansson U, Eriksson T, Lindén U, Lundqvist S, Rundcrantz T, Johansson LÅ, Nilner K, Billström C. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Impl Res*. 2001;12:462-7.

5.3. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES ASOCIADAS A LOS IMPLANTES

5.3.1. LOCALIZACIÓN, CALIDAD ÓSEA Y CAUSA DE PÉRDIDA DENTARIA

Lekholm & Zarb²⁴⁵ establecieron unos criterios de cantidad y calidad ósea que viene determinada por la localización y el tipo de hueso. La mayor densidad ósea se encuentra a nivel anterior mandibular, seguido de la zona anterior maxilar superior (a partir de ahora se denominará maxilar) y de la zona posterior mandibular, encontrándose el área con menor densidad ósea a nivel posterior maxilar²⁴⁶. Generalmente, el hueso denso de la mandíbula posee mejores propiedades físicas que el hueso del maxilar y proporciona una estabilidad primaria mayor²⁴⁷. Misch *et al.*²⁴⁸ proponían un protocolo basado en el plan de tratamiento, la selección de los implantes, la técnica quirúrgica, el régimen de curación y la carga protésica inicial, para obtener una tasa de éxito de implantes similar en todas las densidades óseas y en todas las posiciones de la arcada. En la literatura se presentan tasas de supervivencia variables, en este sentido, Esposito *et al.*²⁴⁹, en su revisión bibliográfica, atribuyeron unas tasas de éxito altas a los implantes colocados en la mandíbula respecto al maxilar, debido a sus características óseas y biológicas. Igualmente, Cochran *et al.*²⁵⁰ mostraron que los implantes colocados en mandíbula obtenían una tasa de éxito mayor que los implantes insertados en maxilar.

En nuestro estudio se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,022$) en la estabilidad a las 12 semanas de los implantes colocados en maxilar con respecto a los insertados en la mandíbula. El valor ISQ₁₂ de los implantes maxilares fue $-2,31 \pm 0,99$ con respecto a los mandibulares. También el valor ajustado del ISQ diferió significativamente entre maxilar y mandíbula: los implantes colocados en maxilar mostraron valores ISQ más bajos ($-3,76 \pm 0,85$). Estos resultados coinciden con los hallazgos encontrados por Ersanli *et al.*²⁵¹. Estos autores realizaron mediciones de la estabilidad con el análisis de frecuencia de resonancia en 122 implantes, a las 3 y 6 semanas de la cicatrización, y mostraron valores ISQ más altos en implantes colocados en mandíbula ($p < 0,01$). Con el mismo método de medida,

²⁴⁵Lekholm U & Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Albrektsson T, eds. Tissue Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-210.

²⁴⁶Misch, CE. Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento. En: Misch, CE, eds. Implantología contemporánea. Barcelona: Elsevier; 2009. p. 645-67.

²⁴⁷Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, Ko CC. Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. J Prosthet Dent. 2009;101:360-78.

²⁴⁸Misch CE, Steigenga J, Cianciola LJ. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 5-year case series study. J Periodontol. 2006;77:1340-7.

²⁴⁹Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsem P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Eur J Oral Sci. 1998;106:721-64.

²⁵⁰Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. J Periodontol. 1999;70:1523-39.

²⁵¹Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. J Periodontol. 2005;76:1066-71.

Balleri *et al.*²⁵² también encontraron mayor estabilidad en los implantes mandibulares en su estudio retrospectivo en pacientes edéntulos después de 1 año de carga y Bischof *et al.*²⁵³, a los 3 meses de seguimiento, obtuvieron un incremento significativamente mayor de la estabilidad en los implantes colocados en mandíbula. Por último, Boronat-López *et al.*²⁵⁴ encontraron valores ISQ menores en los implantes insertados en el maxilar, aunque sin diferencias significativas con respecto a los colocados en mandíbula.

A nivel experimental se ha puesto de manifiesto que características óseas como la altura, anchura y calidad influyen significativamente en los valores ISQ iniciales²⁵⁵. La calidad o tipo de hueso influye en la estabilidad primaria: los valores ISQ iniciales son significativamente más altos en hueso tipo I^{256,257,258}; aunque, tras el periodo de cicatrización, la estabilidad secundaria se iguala en todos los tipos de hueso, incluso en el hueso blando^{259,260}. En este sentido, Zix *et al.*²⁶¹ no encontraron diferencias significativas en la estabilidad secundaria al comparar la calidad de hueso de 120 implantes ITI®. En nuestro estudio se obtuvo un incremento del ISQ mayor en el hueso tipo 2 (2,49±1,46) y una disminución en el hueso tipo 4 (-0,88±1,40), y se encontraron diferencias significativas en el valor ajustado del ISQ entre las diferentes calidades de hueso ($p=0,009$). Sin embargo, la calidad ósea no influyó de forma significativa en el valor ISQ a las 12 semanas de cicatrización, hecho que podría ser atribuible a que la mayor significación estadística de la variable localización anuló la significación de la variable calidad ósea. Otros autores²⁶², al analizar la estabilidad secundaria con dos sistemas

²⁵²Balleri 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.

²⁵³Bischof M, Nedir R, Szmukler Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted and etched ITI® implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:529-39.

²⁵⁴Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas-Pelayo J, Carrillo-García C, Peñarrocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13:244-7.

²⁵⁵Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: A numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:65-74.

²⁵⁶Bischof M, Nedir R, Szmukler Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted and etched ITI® implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:529-39.

²⁵⁷Boronat-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.

²⁵⁸Huang HM, Chiu CL, Yeh CY, Lee SY. Factors influencing the resonance frequency of dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61:1184-8.

²⁵⁹Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:297-303.

²⁶⁰Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:641-51.

²⁶¹Zix 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 Implant.* 2005;20:747-52.

²⁶²O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6:48-57.

de medida de estabilidad como son el torque de inserción y el sistema RFA, encontraron valores significativamente más bajos en hueso tipo 4, con ambos métodos.

Con respecto a la pérdida dentaria, la enfermedad periodontal fue la causa menos frecuente con un 24,7% de la muestra. Sin embargo, los pacientes cuyo motivo de pérdida de dientes fue la periodontitis mostraron una disminución no significativa del valor ajustado del ISQ ($-0,17 \pm 1,39$). Se han encontrado pocos trabajos que relacionen la causa de pérdida dentaria y la estabilidad de los implantes medida con el sistema Osstell®, sólo destacamos la revisión bibliográfica de Shou *et al.*²⁶³ en la que estudiaron los factores previos a la pérdida dentaria en la supervivencia de los implantes: pacientes con pérdida dentaria asociada a periodontitis e individuos con pérdida dental no asociada a periodontitis. Al comparar ambos grupos, los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas en el índice de fracaso 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.

5.3.2. SISTEMA DE IMPLANTES, DIÁMETRO Y LONGITUD

Aunque en la actualidad existe una gran variabilidad con respecto a los diseños de los implantes; Esposito *et al.*²⁶⁴ mostraron, en un metaanálisis sobre la relación de los diseños de los implantes y el éxito del tratamiento implantológico, realizado con cuarenta ensayos clínicos randomizados, que no existían diferencias estadísticamente significativas entre los distintos tipos de diseño (18 marcas de implantes de titanio comercialmente puro y de distintas superficies y tamaños), ni evidencia científica de que algún diseño de implante tuviera mayor éxito en el tratamiento a largo plazo (1 a 5 años).

Diversos autores han realizado estudios para analizar la influencia del sistema de implantes en la estabilidad primaria medida con el sistema RFA. Al-Nawas *et al.*²⁶⁵ estudiaron cinco tipos de implantes Brånemark® y dos tipos de implantes Straumann® y no observaron diferencias significativas en la estabilidad inicial. En este sentido, Andrés-García *et al.*²⁶⁶, en un estudio experimental, obtuvieron unos valores ISQ iniciales de $70,86 \pm 3,352$ en implantes SwissPlus™ Zimmer y de $70,00 \pm 3,779$ en implantes Brånemark® Mark IV, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre estos dos sistemas. Sin embargo, otros

²⁶³Shou 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;17:104-23.

²⁶⁴Esposito M, Murray Curtis L, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007;4:CD003815.

²⁶⁵Al Nawas B, Doz P, Wagner W, Knut A. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:726-32.

²⁶⁶Andrés-García RA, García-Vives N, Herrero-Climent F, Fernández-Palacín A, Ríos-Santos V, Herrero-Climent M, Bullón P. 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;2:93-7.

autores encuentran diferencias entre diseños de implantes. Así, Rasmusson *et al.*²⁶⁷, al estudiar la estabilidad primaria de implantes Astra Tech y Brånemark® en mandíbulas de perro, obtuvieron medidas RFA significativamente mayores en implantes Astra Tech. Otros autores²⁶⁸ encontraron valores ISQ significativamente más altos en el modelo Brånemark® Mark IV, que en el Brånemark® Mark II, Brånemark® standard, o implantes 3i® y Astra Tech. Por último, O'Sullivan *et al.*²⁶⁹ encontraron que implantes de uso experimental de mayor conicidad que los Brånemark® standard mostraban mayor estabilidad primaria.

En este estudio se han utilizado dos sistemas de implantes: el 75,3% de la muestra fueron implantes Bti® y el 24,7% fueron Zimmer. Aunque los implantes Zimmer mostraron un incremento del ISQ mayor ($1,65 \pm 1,07$) que los Bti®, el sistema de implantes no influyó de forma significativa en el valor ajustado del ISQ; aun siendo dos sistemas diferentes en cuanto al cuerpo del implante y tipo de conexión el hecho de no mostrar diferencias podría deberse al uso del protocolo sistematizado de fresado para cada sistema y al diámetro y la longitud comparables entre sí. Estos resultados deben interpretarse con cautela debido a la no homogeneidad en el tamaño muestral de ambos sistemas de implantes.

Nuestros hallazgos coinciden con los de Rabel *et al.*²⁷⁰, que en un estudio sobre la estabilidad primaria y secundaria en 602 implantes cónicos Ankylos® y Camlog, medida mediante el torque de inserción y el RFA, encontraron que no existían diferencias estadísticamente significativas en los valores ISQ al inicio (67,9 y 64,4, respectivamente) y a las 12 semanas (66,5 y 67,3), entre ambos tipos de implantes. Por el contrario, Rasmusson *et al.*²⁷¹ en un estudio realizado en implantes Astra Tech y Brånemark® colocados en perros, midieron la estabilidad inicial y la estabilidad a los 4 meses y obtuvieron medidas RFA significativamente mayores en implantes Astra Tech.

Para alcanzar y mantener la osteointegración de los implantes se consideran factores primordiales el diámetro y la longitud del mismo, así como su estabilidad en el momento de la inserción²⁷². El tamaño del implante puede ser modificado tanto en longitud como en diámetro; dependiendo de la anchura del cuerpo y del diseño del implante, existe una mínima

²⁶⁷Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:2-8.

²⁶⁸O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:85-92.

²⁶⁹O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:474-80.

²⁷⁰Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen, AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Invest.* 2007;11:257-65.

²⁷¹Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:2-8.

²⁷²Misch CE. Tamaño del cuerpo del implante: fundamentos biomecánicos y estéticos. En: Misch CE, eds. *Implantología contemporánea.* Barcelona: Elsevier; 2009. p. 160-78.

longitud necesaria para obtener un resultado bastante predecible en la mayoría de las situaciones²⁷³. Cuanto más blando sea el hueso, mayor debe ser la longitud del implante y el diámetro aconsejado²⁷⁴. Así, Petrie *et al.*²⁷⁵, al analizar la influencia del diámetro y longitud, señalaron que los implantes anchos y relativamente largos constituían la mejor opción de tratamiento. Igualmente, Winkler *et al.*²⁷⁶ encontraron que implantes cortos y estrechos presentaban una supervivencia menor. Sin embargo, en una revisión bibliográfica, Renouard *et al.*²⁷⁷ estudiaron el impacto del diámetro y la longitud en el índice de supervivencia de los implantes y encontraron que: con respecto a la longitud, existía una evolución en las tasas de éxito de los implantes cortos hasta niveles comparables a los implantes largos; y con respecto al diámetro, observaron que éste no estaba relacionado con la supervivencia de los implantes.

En cuanto a la estabilidad, Misch *et al.*²⁷⁸ sugirieron que los implantes anchos proporcionaban una mayor superficie de unión y una estabilidad primaria más alta; y Pattijn *et al.*²⁷⁹ pusieron de manifiesto, de forma experimental, que un incremento del diámetro de los implantes proporcionaba un aumento en los valores ISQ. Utilizando el sistema Periotest®, Winkler *et al.*²⁸⁰ observaron cómo los implantes de 3mm de diámetro presentaban una estabilidad menor que los implantes de 4mm.

En nuestro estudio, el diámetro comparable de los implantes influyó significativamente ($p=0,001$) en la estabilidad a las 12 semanas de cicatrización, presentando los implantes estrechos un valor ISQ-12 menor ($-5,92\pm 1,71$). En cuanto al valor ajustado del ISQ, los implantes de diámetro estrecho mostraron una reducción significativa ($-7,13\pm 1,56$). En este sentido, Karl *et al.*²⁸¹, en un estudio clínico retrospectivo en 385 implantes ITI®, encontraron valores ISQ mayores en implantes de diámetro ancho, a las 12 semanas de seguimiento en

²⁷³Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:357-68.

²⁷⁴Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: horizontal loading. *J Oral Implantol.* 1992;18:343-8.

²⁷⁵Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:486-94.

²⁷⁶Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000;5:22-31.

²⁷⁷Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:35-51.

²⁷⁸Misch C, Bidez MW. Justificación científica del diseño de los implantes dentales. En: Misch C, eds. *Prótesis sobre implantes*. Madrid: Elsevier; 2007. p. 322-49.

²⁷⁹Pattijn V, Jacques SV, De Smet E, Muraru L, Van Lierde C, Van der Perre G, Naert I, Vander Sloten J. The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: Rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach. *J Biomech.* 2006;39:939-47.

²⁸⁰Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000;5:22-31.

²⁸¹Karl 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.

maxilar superior, y 6 semanas en mandíbula. Del mismo modo, Degidi *et al.*²⁸², tras seis meses de seguimiento de 80 implantes, mostraron que diámetros más anchos se relacionaban con valores ISQ altos; y Kessler-Liechti *et al.*²⁸³ también observaron un efecto significativo del diámetro en los valores ISQ de 240 implantes, colocados en un periodo de tiempo de diez años. Por el contrario, otros estudios^{284,285,286} no encuentran relación significativa del diámetro con las medidas RFA.

Aunque el aumento en la longitud del implante es beneficioso para la estabilidad inicial y para la interfase entre hueso e implante²⁸⁷, algunos estudios muestran resultados contradictorios: mientras que Miyamoto *et al.*²⁸⁸, 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 RFA; otros autores hallaron influencia significativa²⁸⁹ de la longitud de los implantes en los valores ISQ: mayor estabilidad primaria en implantes cortos que en largos²⁹⁰.

Al igual que en los estudios de Balleri *et al.*²⁹¹ y Farzad *et al.*²⁹², en nuestro trabajo, la longitud no ha mostrado influencia significativa en el valor ajustado del ISQ. En este sentido, Bischof

²⁸²Degidi M, Daprile G, Piattelli A, Carinci F. Evaluation of factors influencing resonance frequency analysis values, at insertion surgery, of implants placed in sinus-augmented and nongrafted sites. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9:144-9.

²⁸³Kessler 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.

²⁸⁴Zix 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 Implant.* 2005;20:747-52.

²⁸⁵Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas-Pelayo J, Carrillo-García C, Peñarrocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13:244-7.

²⁸⁶Ohta K, Takechi M, Minami M, Shigeishi H, Hiraoka M, Nishimura M, Kamata N. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil.* 2010;37:131-7.

²⁸⁷Misch C & Bidez MW. Justificación científica del diseño de los implantes dentales. En: Misch C, eds. *Prótesis sobre implantes*. Madrid: Elsevier; 2007. p. 322-49.

²⁸⁸Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Lizuka 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.

²⁸⁹Östman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodontics.* 2006;19:77-83.

²⁹⁰Boronat-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.

²⁹¹Balleri 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.

²⁹²Farzad 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.

*et al.*²⁹³, tras doce semanas de seguimiento de implantes ITI® con carga inmediata y diferida, no hallaron diferencias significativas en la estabilidad, medida con RFA, entre longitudes de los implantes. También, Ersanli *et al.*²⁹⁴, al evaluar la estabilidad de tres sistemas de implantes con el método RFA, a las 3 y 6 semanas, no encontraron influencia de la longitud en los valores ISQ. En un periodo de seguimiento mayor (cuatro meses), Brochu *et al.*²⁹⁵, tampoco hallaron correlación entre la longitud de los implantes y las medidas RFA.

5.3.3. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

La preparación del lecho óseo del implante se puede realizar mediante fresado convencional, con irrigación de suero salino estéril y revoluciones recomendadas por el fabricante, o con la técnica de fresado sin irrigación a baja velocidad. Esta segunda técnica fue desarrollada por Anitua *et al.*²⁹⁶ con la finalidad de obtener hueso autólogo de gran calidad biológica para realizar procedimientos quirúrgicos con autoinjerto. Posteriormente, Augustin *et al.*²⁹⁷ mostraron que en la preparación del lecho óseo sin irrigación se producía un aumento de la temperatura, pero esa subida térmica no desencadenaba una necrosis ósea.

En este estudio, los implantes colocados según el protocolo sin irrigación fueron el 50,6% de la muestra, mientras que el porcentaje restante fueron insertados con fresado a alta velocidad e irrigación. Los implantes colocados mediante el protocolo sin irrigación mostraron un valor ajustado del ISQ significativamente menor ($-2,86 \pm 0,97$) que el de las fijaciones insertadas mediante la técnica convencional. No se han encontrado estudios que relacionen esta técnica quirúrgica con las mediciones RFA.

Anitua *et al.*²⁹⁸ introdujeron los expansores motorizados a baja velocidad para la expansión atraumática de la cresta ósea y la compactación en zonas quirúrgicas de baja densidad ósea. Asimismo, Lee *et al.*²⁹⁹ describieron este protocolo como alternativa al uso de osteotomos. El 27,7% de los implantes se colocaron con técnica de expansión y compactación ósea y el resto con fresado convencional. Estos implantes presentaron una disminución significativa del

²⁹³Bischof M, Nedir R, Szmukler Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI® implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:529-39.

²⁹⁴Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol.* 2005;76:1066-71.

²⁹⁵Brochu 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.

²⁹⁶Anitua EA, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22:138-45.

²⁹⁷Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:71-7.

²⁹⁸Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta con expansores motorizados. *Dental Dialogue.* 2004;2:3-13.

²⁹⁹Lee EA & Anitua E. Atraumatic ridge expansion and implant site preparation with motorized bone expanders. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2006;18:17-22.

valor ajustado del ISQ ($-3,58 \pm 1,08$) con respecto a las fijaciones colocadas con fresado convencional; no obstante, la técnica de expansión de la cresta ósea no fue una variable que influyó en el valor ISQ a los doce semanas.

Otra técnica quirúrgica utilizada en nuestro estudio ha sido la elevación atraumática del suelo sinusal con osteotomos, procedimiento que se empleó en un 3,0% de la muestra. Al igual que ocurre con la expansión de la cresta ósea, los implantes colocados con elevación atraumática del suelo sinusal con osteotomos mostraron una disminución estadísticamente significativa del valor ajustado del ISQ ($-3,45 \pm 1,55$), aunque dicha variable no influyó de forma significativa en el valor ISQ a las 12 semanas. La menor estabilidad obtenida mediante esta técnica podría atribuirse a la presencia de microfracturas del hueso peri-implantario. Büchter *et al.*³⁰⁰ en un estudio con 28 implantes colocados con fresado convencional y 28 fijaciones con técnica de osteotomos, no encontraron diferencias significativas en las medidas RFA, a los 7 días y 28 días, entre los dos grupos de implantes; y, a través de los cortes histológicos, observaron microfracturas del hueso implantario con el uso de osteotomos. Por el contrario, Lai *et al.*³⁰¹, al medir la estabilidad de 42 implantes ITI®, colocados mediante la elevación atraumática del suelo del seno maxilar, durante un periodo de 5 meses, encontraron una disminución significativa de los valores ISQ entre la cuarta y sexta semana, aunque posteriormente aumentaron hasta la décimosexta semana.

Actualmente, en la cirugía de colocación de implantes, se utilizan las proteínas plaquetarias autólogas por su alta biocompatibilidad, su fácil obtención³⁰², y su capacidad para aumentar el contacto hueso-implante^{303,304,305,306}. En nuestro trabajo, el 49,4% de los implantes fueron colocados con plasma rico en factores de crecimiento y su uso influyó significativamente en el valor ISQ a las 12 semanas de cicatrización, presentando los implantes humectados con PRGF un incremento mayor de la estabilidad ($2,26 \pm 0,90$) que los insertados sin PRGF. Con

³⁰⁰Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Ninkemper M, Von Weythrother H, Joos U, Meyer U. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:1-8.

³⁰¹Lai HC, Zhang ZY, Wang F, Zhuang LF, Liu X. Resonance frequency analysis of stability on ITI implants with osteotome sinus floor elevation technique without grafting: a 5-months prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19: 469-75.

³⁰²Anitua E. The use of plasma-rich growth factors (PRGF) in oral surgery. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2001;13:487-93.

³⁰³Fuerst G, Gruber R, Tangl S, Sanroman F, Watzek G. Enhanced bone-to-implant contact by platelet-released growth factors in mandibular cortical bone: a histomorphometric study minipigs. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2003;18:685-90.

³⁰⁴Anitua EA. Enhancement of osseointegration by generating a dynamic implant surface. *J Oral Implants.* 2006;32:72-6.

³⁰⁵Anitua E, Orive G, Pla R, Roman P, Serrano V, Andía I. The effects of PRGF on bone regeneration and on titanium implant osseointegration in goats: A histologic and histomorphometric study. *J Biomed Mater Res.* 2008; Sep 8. [Epub ahead of print].

³⁰⁶Anitua E, Prado R, Orive G. A lateral approach for sinus elevation using PRGF technology. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009; May 12. [Epub ahead of print].

respecto al valor ajustado del ISQ, los implantes humectados con PRGF mostraron un aumento significativo en la estabilidad ($2,32 \pm 1,06$), frente a los no humectados.

No se han encontrado estudios que relacionen el efecto del PRGF con el análisis de frecuencia de resonancia, pero sí hay trabajos que analizan la influencia del plasma rico en plaquetas (PRP) en la estabilidad de los implantes. Así, Monov *et al.*³⁰⁷, en un estudio sobre la evolución de la estabilidad de 34 implantes Brånemark colocados en mandíbulas edéntulas durante 44 días, no encontraron diferencias significativas en la estabilidad del grupo con PRP frente al grupo sin plasma. Sin embargo, Thor *et al.*³⁰⁸ no observaron beneficios relevantes con el uso de esta técnica en implantes colocados con injerto óseo en bloque o injerto óseo particulado.

Por último comentar que hemos utilizado dos técnicas de inserción del implante en el lecho óseo: sólo con motor y con motor y llave de carraca. Un 50,2% de los implantes se insertaron con motor y el resto de la muestra con motor y carraca. Los implantes colocados con motor y carraca mostraron un incremento mayor, no significativo, del valor del ISQ ajustado ($3,84 \pm 2,01$), con respecto a los insertados únicamente con motor. No se han hallado estudios con los que poder comparar estos resultados.

Para finalizar este capítulo nos gustaría señalar cuán importante es, para la práctica implantológica, contar con un instrumento de medida objetivo, que permita evaluar la estabilidad del implante y pronosticar el éxito del tratamiento. En este sentido, el análisis de frecuencia de resonancia es un método reproducible, que puede realizar medidas fiables en el momento de la colocación de los implantes y durante el periodo de cicatrización.

En la medida de lo posible, sería deseable confirmar los hallazgos de este trabajo con estudios con un diseño experimental tipo ensayo clínico, que permitieran un máximo nivel de evidencia científica de sus conclusiones. También sería interesante realizar mediciones de la estabilidad de los implantes durante la evolución de la osteointegración para observar el desarrollo de la misma.

³⁰⁷Monov G, Fuerst G, Tepper G, Watzak G, Zechner W, Watzek G. The effect of platelet-rich plasma upon implant stability measured by resonance frequency analysis in the lower anterior mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:461-5.

³⁰⁸Thor A, Wannfors K, Sennerby L, Rasmusson L. Reconstruction of the severely resorbed maxilla with autogenous bone, platelet-rich plasma, and implants: 1-year results of a controlled prospective 5-year study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:209-20.

Capítulo VI

CONCLUSIONES

Una vez expuestos los resultados del estudio y la discusión de los mismos, se ha llegado a las siguientes conclusiones:

1. Las variables generales del paciente tales como factores sociodemográficos, patología general, consumo de tabaco y/o alcohol, higiene, enfermedad periodontal y hábitos parafuncionales como el bruxismo, no influyeron en la estabilidad de los implantes, medida con el análisis de frecuencia de resonancia, a las 12 semanas de cicatrización.
2. La localización ósea de los implantes influyó en la estabilidad a las 12 semanas de cicatrización, de tal modo, que los implantes colocados en maxilar superior mostraron una estabilidad menor que los insertados en mandíbula. La calidad ósea y la causa de pérdida dentaria no influyeron en la estabilidad de los implantes, medida con el análisis de frecuencia de resonancia, a las 12 semanas de cicatrización.
3. El diámetro de los implantes influyó en la estabilidad medida a las 12 semanas de cicatrización. Así, los implantes de diámetro estrecho presentaron una estabilidad menor que el resto de los diámetros. La longitud y el sistema de implantes no influyeron en la estabilidad, medida con el análisis de frecuencia de resonancia, a las 12 semanas de cicatrización.
4. La utilización de plasma rico en factores de crecimiento influyó en la estabilidad, ya que los implantes colocados con esta técnica presentaron mayor estabilidad. La irrigación durante el fresado, la expansión y compactación ósea, la elevación atraumática del suelo del seno maxilar con osteotomos y la técnica de inserción de los implantes no influyeron en la

estabilidad, medida con el análisis de frecuencia de resonancia, a las 12 semanas de cicatrización.

Capítulo VII

BIBLIOGRAFÍA

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.

Adell R. Long-term treatment result. En: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue Integrated Protheses.* Chicago: Quintessence; 1985. p. 175-86.

Al Nawas B, Doz P, Wagner W, Knut A. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:726-32.

Albrektsson T & Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol.* 1991;18:474-81.

Albrektsson T & Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993;6:95-105.

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

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. 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.

Andrés-García RA, García-Vives N, Herrero-Climent F, Fernández-Palacín A, Ríos-Santos V, Herrero-Climent M, Bullón P. 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;2:93-7.

Anitua Aldecoa E. Elevación atraumática del seno maxilar .En: Anitua Aldecoa E, eds. Un nuevo enfoque en la cirugía y prótesis sobre implantes. Vitoria: Puesta al día; 1996. p. 75-101.

Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta con expansores motorizados. *Dental Dialogue*. 2004;2:3-13.

Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 201-33.

Anitua Aldecoa E. Fresado biológico y preparación de injertos. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p.183-201.

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.

Anitua Aldecoa E. Procedimiento de obtención de PRGF. En: Anitua-Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 87-106.

Anitua Aldecoa E. Qué es el PRGF. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 55-69.

Anitua E, Andía I, Ardanza B, Nurden P AT. Autologous platelets as a source of proteins for healing and tissue regeneration. *Thromb Haemost*. 2004;91:4-15.

Anitua E, Orive G, Pla R, Roman P, Serrano V, Andía I. The effects of PRGF on bone regeneration and on titanium implant osseointegration in goats: A histologic and histomophometric study. *J Biomed Mater Res*. 2008: Sep 8.[Epub ahead of print].

Anitua E, Prado R, Orive G. A lateral approach for sinus elevation using PRGF technology. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009: May 12.[Epub ahead of print].

Anitua E, Sánchez M, Orive G, Andía I. The potential impact of the preparation rich in growth factors (PRGF) in different medical fields. *Biomaterials*. 2007;28:4551-60.

Anitua E. Expansión de cresta con osteotomos: Estado actual. Utilización del Plasma Rico en Factores de Crecimiento (PRGF). *Rev Esp Cirug Oral maxillofac.* 2001;23:158-62.

Anitua E. Novel protocols for predictable implantology. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2008;20:123-8.

Anitua E. Plasma rich in growth factors: preliminary results of the use in the preparation of future sites for implants. *Int J Oral Maxillof Impl.* 1999;14:529-35.

Anitua E. The use of plasma-rich growth factors (PRGF) in oral surgery. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2001;13:487-93.

Anitua EA, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22:138-45.

Anitua EA. Enhancement of osseointegration by generating a dynamic implant surface. *J Oral Implant.* 2006;32:72-6.

Aoki H. The mobility of healthy teeth as measured with the impact hammer method (in Japanese). *Kanagawa Shigaku.* 1987;22:13-31.

Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin. Oral Imp Res.* 2006;17:2-7.

Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:743-54.

Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:71-7.

Baig MR & Rajan M. Effects of smoking on the outcome of implant treatment: a literature review. *Indian J Dent Res.* 2007;18:190-5.

Bain CA, Weng D, Meltzer A, Kohles SS, Stach RM. A meta-analysis evaluating the risk for implant failure in patients who smoking. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23:695-9, 702, 704 passim; quiz 708.

Baker DA, London RM, O'Neil RB. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:722-8.

Balatsouka D, Gotfredsen K, Lindh CH, Berglundh T. The impact of nicotine on osseointegration an experimental study in the femur and tibia of rabbits. *Clin Oral Impl Res.* 2005;16:389-95.

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.

Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Büchler P. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:1006-14.

Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:641-51.

Bischof M, Nedir R, Szmukler Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI® implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:529-39.

Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas-Pelayo J, Carrillo-García C, Peñarrocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13:244-7.

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.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3:81-100.

Brånemark PI, Hansonn BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated titanium implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;16:80-100.

Brånemark R, Öhrnell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterial.* 1997;18:969-78.

Brånemark R, Öhrnell RO, Skalak R, Carlsson L, Brånemark PI. Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog. *J Orthop Res.* 1998;16:61-9.

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.

Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Ninkemper M, Von Weyrother H, Joos U, Meyer U. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:1-8.

Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:611-9.

Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, López-Marín L, Delgado-Ruiz R, Maté-Sánchez J, Bravo-González LA. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:275-81.

Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:1015-32.

Chang WJ, Lee SY, Wu CC, Lin CT, Abiko Y, Yamamichi N, Huang HM. A newly designed resonance frequency analysis device for dental implant stability detection. *Dent Mater J.* 2007;26:665-71.

Cho IH. The Periotest method as a measure of jaw bone quality. *J Korean Dent Assoc.* 1994;32:520-9.

Cochran DL, Buser D, Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peter F, Simpson JP. The use of reduce healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trial on ITI® SLA implants. *Clin Oral Impl Res.* 2002;13:114-53.

Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol.* 1999;70:1523-39.

Davies JE & Houssein MM. Bone Formation and Healing: Histodynamics of Endosseous Wound Healing. In: Davies JE, eds. *Bone Engineering*. Toronto: Davies JE; 1999. p. 1-15.

Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosth.* 1998;11:391-401.

Degidi M & Piattelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: A 2- to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *J Periodontol.* 2003;74:225-41.

Degidi M, Daprile G, Piattelli A, Carinci F. Evaluation of factors influencing resonance frequency analysis values, at insertion surgery, of implants placed in sinus-augmented and nongrafted sites. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9:144-9.

Domingo Salvany A, Regidor E, Alonso J, Alvarez Dardet C. Una propuesta de medida de la clase social. *Aten Primaria.* 2000;25: 350-63.

Donath K & Breuner GA. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissue. *J Oral Pathol.* 1982;11:318-25.

Eckfeldt A, Christiansson U, Eriksson T, Lindén U, Lundqvist S, Rundcrantz T, Johansson LÅ, Nilner K, Billström C. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Impl Res.* 2001;12:462-7.

Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol.* 2005;76:1066-71.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. *Eur J Oral Sci.* 1998;106:721-64.

Esposito M, Murray Curtis L, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007;4:CD003815.

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.

Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark® implants during healing in mandibles a clinical resonance frequency analysis study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:266-72.

Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20 month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;4:297-303.

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.* 1999;6:164-71.

Fuerst G, Gruber R, Tangl S, Sanroman F, Watzek G. Enhanced bone-to-implant contact by platelet-released growth factors in mandibular cortical bone: a histomorphometric study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003;18:685-90.

Galindo-Moreno P, Fauri M, Ávila-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.

Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J. Immediate occlusal loading of Brånemark System® TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-Year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:52-9.

Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CHF. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:428-34.

Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, Bermudo Ariño L. Problemática del frente anterior. Situaciones conflictivas y opciones terapéuticas. En: Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, eds. Integración de la implantología en la práctica odontológica. Madrid: Ergón; 2002. p. 69-81.

Heitz-Mayfield LJA. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol.* 2008;35:292-304.

Heo SJ, Sennerby L, Odersjö M, Granström G, Tjellström A, Meredith N. Stability measurements of craniofacial implants by means of resonance frequency analysis. A clinical pilot study. *J Laryng Otol.* 1998;6:537-42.

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.

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.

Herrero F & Herrero M. Primera fase quirúrgica. En: Herrero M, Herrero F, eds. *Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral*. Madrid: TRP Ediciones; 1995. p. 67-98.

Herrero M, Herrero F. Conceptos generales en implantología endoósea. En: Herrero M, Herrero F, eds. *Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral*. Madrid: TRP; 1995. p. 1-15.

Hirakawa W. An attempt to measure tooth mobility in terms of time domain wave forms (in Japanese). *Kanagawa Shigaku*. 1986;21:529-43.

Housseini MM, Sodek J, Franke RP, Davies JE. The structure and composition of the bone-implant interface. *Tissue-Implant Interactions*. In: Davies JE, eds. *Bone Engineering*. Toronto: Davies JE; 1999. p. 295-305.

Huang HM, Cheng KY, Chen CF, Ou KL, Li CT, Lee SY. Design of a stability-detecting device for dental implants. *Pro Inst Mech Eng*. 2005;219:203-11.

Huang HM, Chiu CL, Yeh CY, Lee SY. Factors influencing the resonance frequency of dental implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003;61:1184-8.

Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: A numerical approach. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:65-74.

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.

Ikumi N & Tsutsumi S. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:253-60.

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.

Ivanoff CF, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants: An experimental study in rabbits. *Int Oral Maxillofac Surg*. 1997;26:141-8.

Ivanoff CJ, Hallgren C, Wennerberg A, Widmark G, Sennerby L. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ grit blasted and turned microimplants in humans. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2001;12:128-34.

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.

Jiménez Fábrega 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: Panamericana;2005. p. 285-97.

Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1 year follow up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2:69-75.

Johansson P & Strid K. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:279-88.

Kaneko T, Nagai Y, Ogino M, Futami T, Ichimura T. Acoustoelectric technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. *J Biomed Mater Res*. 1986;20:169-76.

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.

Karlsson U, Gotfredsen K, Olsson C. Single-tooth replacement by osseointegrated Astra Tech dental implants. A-2 year report. *Int J Prosthodont*. 1997;10:318-24.

Kessler Liechti G, Zix J, Mericske Stem 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.

Key to levels of evidence and grading of recommendations. *Clin Oncology.* 2000;12:174.

Koldslund OC, Scheie A, Aass AM. Prevalence of Implant Loss and the Influence of Associated Factors. *J Periodontol.* 2009;80:1069-75.

Koo S, König B, Mizusaki CI, Allegrini S, Yoshimoto M, Carbonari MJ. Effects of alcohol consumption on osseointegration of titanium implants in rabbits. *Implant Dent.* 2004;13:232-7.

Lachmann S, Kimmerle-Müller E, Axmann D, Gomez-Roman G, Weber H, Haas R. Reliability of findings around healthy implants in association with oral hygiene measures: a clinical, microbiological, and immunological follow-up in edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:686-98.

Lai HC, Zhang ZY, Wang F, Zhuang LF, Liu X. Resonance frequency analysis of stability on ITI implants with osteotome sinus floor elevation technique without grafting: a 5-months prospective study. *Clin Oral Impl Res.* 2008;19: 469-75.

Lambert PM, Morris HF, Ochi S. The influence of smoking on 3-year clinical success of osseointegrated dental implants. *Ann Periodontol.* 2000;5:79-89.

Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman S, Weiner R, Philips RM, Gonshor A. Retrospective Multicenter Analysis of 3i[®] endosseous dental implants placed over a 5-year period. Retrospective multicenter analysis of 3i[®] endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Impl Res.* 1996;7:73-83.

Lee E & Anitua E. Atraumatic ridge expansion and implant site preparation with motorized bone expanders. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2006;18:17-22.

Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. In vivo and in vitro natural frequency analysis of periodontal conditions: An innovative method. *J Periodontol.* 2000;71:632-40.

Lekholm U & Zarb G. Patient selection and preparation. In: Bränemark PI & Albrektsson T, eds. *Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence. 1985. p. 199-210.

Li S, Lindah A, Nannmark U, Chien S. Interaction between cone marrow stem cells and extracellular matrix in bone cartilage. In: Brånemark PI, eds. *The Osseointegration Book*. Berlin: Quintessence; 2005. p. 115-26.

Lum LB & Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: horizontal loading. *J Oral Implantol*. 1992;18:343-8.

Machín Muñiz A. Estabilidad primaria en implantología. En: Machín Muñiz A, eds. *Ciencia y técnica en implantología inmediata*. Madrid: Ripano; 2007. p. 91-103.

Machín Muñiz A. Histodinamia de la carga inmediata. Biomecánica. En: Machín Muñiz A, eds. *Ciencia y técnica en implantología inmediata*. Madrid: Ripano; 2007. p. 69-90.

Martínez-González JM, Barona-Dorado C, Cano-Sánchez J, Flórez-Rodríguez M, Cantero-Alvarez M. Clinical and radiographic behaviour of 290 dental implants with a surface treated with hydrofluoric acid and passivated with hydrofluoric and nitric acid: early loading results after 2 years. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2005;10:355-61.

Marx RE, Carlson ER, Eichstaedt RM. Platelet-rich plasma: Growth factor enhancement for bone grafts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1998;85:638-46.

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;12:38-43.

Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:261-7.

Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Impl Res*. 1997;8:226-33.

Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relación entre la medición del tiempo de contacto y los valores PTV cuando se utiliza el Periotest para medir la estabilidad implantaria. *Int Prot Estomat*. 1999;1:133-9.

Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implant Res.* 1997;8:234-43.

Meredith N. A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Biomed Eng.* 1998;26:275-91.

Meredith N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11:491-501.

Mesa F, Muñoz R, Noguero B, Luna JD, Galindo P, O'Valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:196-200.

Misch C & Bidez MW. Justificación científica del diseño de los implantes dentales. En: Misch C, eds. *Prótesis sobre implantes.* Madrid: Elsevier; 2007. p. 322-49.

Misch C. Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento. In: Misch CE, eds. *Implantología contemporánea.* Barcelona: Elsevier; 2009. p. 130-46.

Misch C. Levantamiento y elevación de seno maxilar con aumento subantral. En: Misch C, eds. *Implantología contemporánea.* Madrid: Mosby/Doyma; 1995. p. 539-67.

Misch C. Un implante no es un diente: comparación de los índices periodontales. En: Misch C, eds. *Prótesis sobre implantes.* Madrid: Elsevier; 2007. p. 18-32.

Misch CE, Steigenga J, Cianciola LJ. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 5-year case series study. *J Periodontol.* 2006;77:1340-7.

Misch CE, Strong T, Warren Bidez M. Fundamentos científicos para el diseño de los implantes dentales. En: Misch CE, eds. *Implantología contemporánea.* Barcelona: Elsevier; 2009. p. 200-29.

Misch CE. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dent Today.* 2006;25:80, 82, 84-5; quiz 85.

Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.* 1999;8:376-86.

- Misch CE. Tamaño del cuerpo del implante: fundamentos biomecánicos y estéticos. En: Misch CE, eds. *Implantología contemporánea*. Barcelona: Elsevier; 2009. p. 160-78.
- Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today*. 2002;21:76-81.
- Misch, CE. Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento. En: Misch, CE, eds. *Implantología contemporánea*. Barcelona: Elsevier; 2009. p. 645-67.
- Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Lizuka 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.
- Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17:124-35.
- Monov G, Fuerst G, Tepper G, Watzak G, Zechner W, Watzek G. The effect of platelet-rich plasma upon implant stability measured by resonance frequency analysis in the lower anterior mandibles. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16:461-5.
- Morris HF, Ochi S, Winkler S. Implant survival in patients with type 2 diabetes: placement to 36 months. *Ann Periodontol*. 2000;5:157-65.
- 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;18:575-83.
- Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: Formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament *Dent Mater*. 2004;20:623-9.
- Nedir R, Bischof M, Szmukler Moncler S, Bernard J, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI® SLA implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;15:520-8.
- O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6:48-57.

O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:474-80.

O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clin Implants Dent Rel Res.* 2000;2:85-92.

Ohta K, Takechi M, Minami M, Shigeishi H, Hiraoka M, Nishimura M, Kamata N. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil.* 2010;37:131-7.

Oka H, Yamamoto T, Saratani K, Kawazoe T. Automatic diagnosis system of tooth mobility for clinical use. *Med Prog Technol.* 1990;16:117-24.

Olivé J & Aparicio C. The Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:390-400.

Olsen S, Ferguson SJ, Sigrist C, Fritz WR, Nolte LP, Hallermann W, Caversaccio M. A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:53-9.

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

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; Feb 1. [Epub ahead of print].

Pattijn V, Jaecques SV, De Smet E, Muraru L, Van Lierde C, Van der Perre G, Naert I, Vander Sloten J. The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: Rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach. *J Biomech.* 2006;39:939-47.

Peñarrocha Diago M, Sanchís Bielsa JM, Oltra Moscardó MJ. Procedimiento quirúrgico básico. En: Peñarrocha Diago M, eds. *Implantología Oral*. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 53-75.

Peñarrocha Diago M, Sanchís Bielsa JM. Técnica de osteodilatadores. En: Peñarrocha Diago M, eds. *Implantología Oral*. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 75-85.

Petrie CS & Williams JL. Comparative evaluación of implant designs: influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16:486-94.

Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Vallecillo-Capilla M. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Buc* 2009;14:538-46.

Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen, AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Invest*. 2007;11:257-65.

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.

Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dent Update*. 1997;24:416-20.

Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3:2-8.

Rasmusson L, Meredith N, Sennerby L. Measurements of stability changes of titanium implants with exposed threads subjected to barrier membrane induced bone augmentation. An experimental study in the rabbit tibia. *Clin Oral Impl Res*. 1997;8:316-22.

Renouard F & Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17:35-51.

Reyes Botella C. Instrumental en cirugía bucal. Esterilización. En: Romero Olid MN, Sánchez Prados E, Reyes Botella C, Olmedo Gaya MV, Vallecillo Capilla M, eds, *Técnicas básicas en cirugía bucal*. Granada: Universidad de Granada; 2004. p. 21-43.

Rodrigo D, Aracil L, Martín C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: A prospective case series study. *Clin Oral Implant Res*. 2010;21:255-21.

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.

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;17:104-23.

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.

Schulte W & Lukas D. The Periotest method. Int Dent J. 1992;42:433-40.

Sekiguchi J. An attempt to measure viscoelasticity of human facial skin by impact hammer method. Kanagawa Shigaku. 1992;26:387-11.

Sennerby L & Meredith N. Analisi della frequenza di risonanza (RFA). Conoscenze attuali e implicazioni cliniche. In: Chiapasco M & Gatti C, eds. Osteointegrazione e carico immediato. Fondamenti biologici e applicazione cliniche. Milan: Masson; 2002. p. 19-31.

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

Sennerby L & Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. Compend Contin Educ Dent. 1998;19:493-8.

Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U, Astrand P. Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical dental implants. Clin Oral Implants Res. 1991;2:103-11.

Sennerby L. Integración y estabilidad del implante. En: Palacci P, Ericsson I, eds. Odontología implantológica estética: manipulación del tejido blando y duro. Barcelona: Quintessence; 2001. p. 15-30.

Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, Ko CC. Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. J Prosthet Dent. 2009;101:360-78.

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.

- Strietzel FP, Reichart PA, Kale A, Kulkarni M, Wegner B, Kuchler I. Smoking interferences with the prognosis of dental implant treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol.* 2007;34:523-44.
- Sullivan DY, Sherwood RL, Collind TA, Krogh PH. The reverse torque test: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:179-85.
- Summer RB. The osteotome technique. Part 2 the ridge expansion osteotomy (REO) procedure. *Compend Contin Educ Dent.* 1994;15:422-34.
- Summers R. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compend Contin Educ Dent.* 1994;15:152-60.
- Sundén S, Gröndahl K, Gröndahl H. Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Bränemark dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:220-6.
- Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:357-68.
- Thor A, Wannfors K, Sennerby L, Rasmusson L. Reconstruction of the severely resorbed maxilla with autogenous bone, platelet-rich plasma, and implants: 1-year results of a controlled prospective 5-year study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:209-20.
- Tjellstrom A, Jacobsson M, Albrektsson T. Removal torque of osseointegrated craniofacial implants. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3:87-99.
- Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two Alternative Surgical Technique 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.
- Van Ooster Wyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van Der Perre G, Naert I. Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence. A finite element study. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:327-33.
- Vogel G. Aspectos biológicos de los implantes. En: Chiapasco M, Romeo E, eds. *Rehabilitación implantosoportada en casos complejos.* Torino: Amolca; 2006. p. 1-3.

Wilke HJ, Claes L, Streinemann SG. The influence of various titanium surface on the interface shear strength between implants bone. *Advance in biomaterials*. 1990;9:309-14.

Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol*. 2000;5:22-31.

Zarb G, Albrektsson T. Osseointegration a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodont Rest Dent*. 1991;11:88-91.

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 Maxilofac Implant*. 2005;20:747-52.

Capítulo VIII, PRODUCCIÓN CIENTÍFICA

Esta Tesis Doctoral ha sido realizada en el Departamento de Estomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada, durante los años de formación postgraduada (2005-2008) del Máster de Cirugía e Implantología Oral.

Resultados parciales de este trabajo de Tesis Doctoral han sido publicados e informados previamente en las siguientes comunicaciones a congresos y revistas científicas:

COMUNICACIONES EN CONGRESOS NACIONALES

AUTORES: Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Moya-Molina F, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, Herrera-Briones J.

TÍTULO: Análisis de la frecuencia resonancia (Osstell) como técnica para evaluar la estabilidad primaria de los implantes.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación oral.

CONGRESO: Simposio Sociedad Española de Cirugía Bucal SECIB 2006.

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Cáceres.

FECHA: 18 de Mayo 2006.

AUTORES: Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Moya-Molina F.

TÍTULO: Estudio del análisis de frecuencia de resonancia y estabilidad primaria de los implantes Bti®.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación en formato póster. Primer Premio del

concurso de Póster.

CONGRESO: VI Simposio Internacional de Implantología Oral de Bti®.

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Bilbao.

FECHA: Fecha: 28-29 de Septiembre 2007.

AUTORES: Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Muñoz-Soto E, Olmedo-Gaya MV, Álvaro-Sánchez JA, Vallecillo-Capilla M.

TÍTULO: Medidas de análisis de frecuencia de resonancia para evaluar la estabilidad primaria de los implantes Bti®.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación en formato póster.

CONGRESO: Congreso Sociedad Española de Cirugía Bucal SECIB 2007.

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Oviedo.

FECHA: 8-10 de Noviembre 2007.

AUTORES: Olmedo-Gaya MV, Quesada-García MP, Muñoz-Soto E, Prados-Sánchez E, Dieguez-Guerrero J, González-Rodríguez MP.

TÍTULO: Relación entre las medidas de análisis de frecuencia de resonancia y la calidad ósea.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación en formato póster.

CONGRESO: Congreso Sociedad Española de Cirugía Bucal SECIB 2009.

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Almería.

FECHA: 17-19 de Septiembre 2009.

AUTORES: Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Muñoz-Soto E, Olmedo-Gaya MV, González-Rodríguez MP, Vallecillo-Capilla M.

TÍTULO: Influencia de las características técnicas en las medidas de frecuencia de resonancia (RFA).

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación en formato póster.

CONGRESO: Congreso Sociedad Española de Cirugía Bucal SECIB 2009.

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Almería.

FECHA: 17-19 de Septiembre 2009.

PUBLICACIONES NACIONALES E INTERNACIONALES:

Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Vallecillo-Capilla M. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. Med Oral Patol Oral Cir Buc 2009;14:e538-46.

Journal section: Oral Surgery
Publication Types: Review

doi:10.4317/medoral.14.e538

Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: A review of the literature

M^a Pilar Quesada-García ¹, Estrella Prados-Sánchez ², M^a Victoria Olmedo-Gaya ², Esther Muñoz-Soto ²,
M^a Paloma González-Rodríguez ³, Manuel Vallecillo-Capilla ⁴

¹ Dentistry graduate, Master of Oral Surgery and Implantology, School of Dentistry, University of Granada

² Assistant Professor of Oral and Maxillofacial, School of Dentistry, University of Granada

³ Doctoral Professor of Dental Pathology and Treatment, Master of Oral Surgery and Implantology, School of Dentistry, University of Granada

⁴ Associate Professor of Oral and Maxillofacial Surgery, Director of Master in Oral Surgery and Implantology, School of Dentistry, University of Granada

Correspondence:

C/ San Francisco nº 3, 2º C.
18800-Baza, Granada.
mpilquesada@hotmail.com.

Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Vallecillo-Capilla M. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: A review of the literature. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2009 Oct 1;14 (10):e538-46.
<http://www.medicinacoral.com/medoralfree01/v14i10/medoral14i10p538.pdf>

Received: 25/09/2008
Accepted: 05/06/2009

Article Number: 2459 <http://www.medicinacoral.com/>
© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 90689530 - pISSN 1698-4447 - eISSN: 1698-6940
eMail: medicina@medicinacoral.com
Indexed in:
-SCI EXPANDED
-JOURNAL CITATION REPORTS
-Index Medicus / MEDLINE / PubMed
-EMBASE, Excerpta Medica
-SCOPUS
-Indice Médico Español

Abstract

Dental implant treatment is an excellent option for prosthetic restoration that is associated with high success rates. Implant stability is essential for a good outcome. The clinical assessment of osseointegration is based on mechanical stability rather than histological criteria, considering primary stability (absence of mobility in bone bed after implant insertion) and secondary stability (bone formation and remodelling at implant-bone interface). The aim of this study was to review the literature on Resonance Frequency Analysis (RFA) as a method for measuring dental implant stability. An online search of various databases was conducted on experimental and clinical research published between 1996 and 2008. The studies reviewed demonstrate the usefulness of RFA as a non-invasive method to assess implant stability. Further research is required to determine whether this system is also capable of measuring the degree of dental implant osseointegration.

Key words: Dental implants, resonance frequency analysis, stability.

Introduction

In 1969, Brånemark et al. demonstrated that direct contact between bone and titanium implant surface was possible, defining osseointegration as “the direct, structural, and functional contact between live bone and the surface of a functionally loaded implant”. The first clinical report on dental implants, published a few years later, clarified that establishment and maintenance of osseointegration depends on the capacity of the tissues for healing, repair, and remodelling (1). Shortly afterwards, Schröder et al. defined this bone-implant union as a “*functional ankylosis*” (2).

The empirical nature of these initial formulations has now been recognised, and osseointegration is accepted as a histological term denoting direct bone apposition on the implant surface with no interposition of soft tissue. Clinical assessment is based on mechanical rather than histological criteria of stability (3), considering primary and secondary stability. Primary stability is the absence of mobility in the bone bed upon insertion of the implant and depends on the quantity and quality of bone, surgical technique and implant design. Secondary stability depends on bone formation and remodelling at the implant-bone interface and is influenced by the implant surface and the wound-healing time. Bone-healing is activated at the bone-implant interface after the surgical injury produced during preparation of the implant site (4).

The clinical definition of implant osseointegration considers the level of stable marginal bone and absence of mobility in the bone. Therefore, the diagnosis is based on radiographic and mechanical stability criteria. Peri-implant radiolucent areas and marginal bone height can be identified on X-ray, although only mesiodistal changes are detected. Sundén et al. (5) stated that high-quality radiography is necessary to optimise the irradiation geometry, density and contrast. Invasive and non-invasive clinical tests are available to objectively assess implant stability. Invasive tests to determine the extraction torque of the implant are largely used in experimental studies. Non-invasive systems include the Periotest and RFA. The Periotest® system (Periotest®, Siemens) was originally designed to quantify signs of stress resorption by the periodontal ligament surrounding the tooth, as a measure of mobility (6). It is a hand-held device with a metal bar that is attracted to the tooth by an electromagnet, giving an audible signal and showing the measurement digitally on a scale from -8 (low mobility) to 50 (high mobility) PT V units.

After the first studies on RFA by Meredith et al. (7) in 1996, Integration Diagnostics AB (Sävedalen, Sweden) launched the Osstell® system in 2000. Researchers at the University of Taipei (Taiwan) (8) also developed an RFA system, the Implomates® (Bio TechOne) system. In the initial studies published by Meredith et al. (3, 7),

the units of measurement used were kilohertz in a range from 3500 to 8500 kHz. The Implant Stability Quotient (ISQ) was subsequently developed, converting kHz units to ISQ values on a scale of 1 to 100, with high values indicating high stability. The Osstell® system now features the Osstell Mentor®, a type of electronic tuning fork that automatically converts kHz to ISQ values. It is a portable, hand-held device that emits signals repeated by a transducer that is screwed directly into the implant or transepithelial abutment with a force of 5-10 Ncm, calculating the resonance frequency (in ISQ values) from the response signal.

In 1998, Meredith et al. (9) published a study on non-invasive techniques and their application for measuring endo-osseous implant stability and osseointegration. Salvi et al. (10) reviewed the literature published up to 2003 and analyzed the clinical, radiographic and biochemical parameters for monitoring peri-implant conditions, while Atsumi et al. (11) reviewed the literature on stability measurement techniques. The objective of the present study was to review studies on the use of RFA to measure dental implant stability.

Material and methods

The first studies on RFA as a method for measuring stability appeared in 1996. We reviewed the literature on RFA published between 2007 and February 2008. The key words used for the search were dental implant, resonance frequency analysis, stability.

We started with an online search of the PubMed (MedLine) database followed by a search of other databases, such as Scopus and ISI, to detect scientific studies on RFA. Search criteria were: n° publications per author, n° studies on RFA published each year, n° studies published in each journal, disciplines featuring these studies, and the most frequently cited publications (H index). RFA presented an H index of 21, obtained from the number of references received by each scientific study by an author. Doctoral theses in the TESEO and Digital Dissertation databases were also reviewed and, finally, the Cochrane Library was consulted.

Study inclusion criteria were: most cited publications (H index) and recent scientific research (between January 2007 and February 2008) which included articles on topics of clinical interest published in high-impact journals.

Results

In the first on-line database search, 154 published studies were found, constituting the initial study sample. A descriptive study was performed on: author, publication date, journal, and field of study.

Sennerby et al. have been responsible for the largest proportion (15%) of research papers on RFA, followed by Meredith et al. (9%) from the same research group).

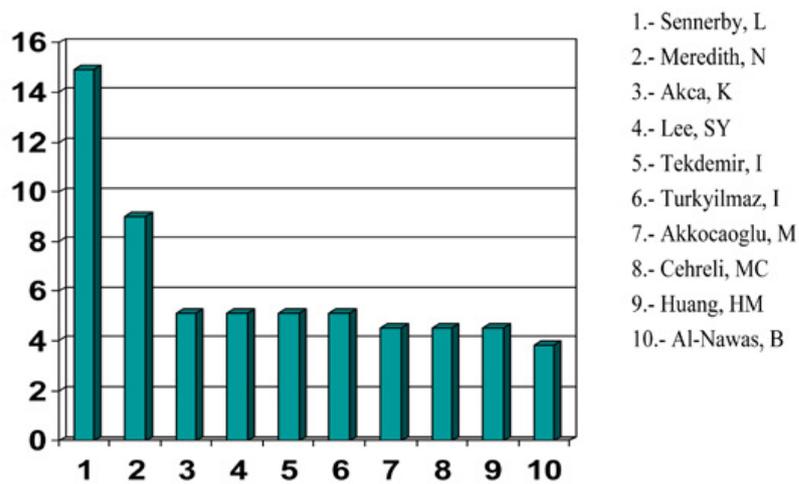


Fig. 1. Publications by author (%).

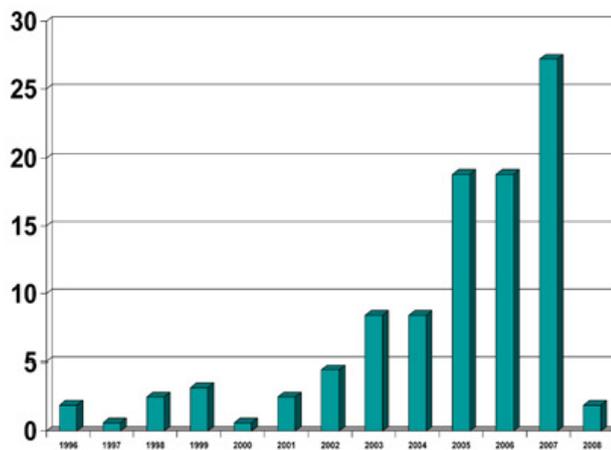


Fig. 2. Increase (%) in scientific research on RFA over time.

Table 1. Articles selected on the basis of the H index (n=21).

AUTHOR	OBJECTIVES	MATERIAL AND METHODS	CONCLUSIONS
Meredith et al. 1996 (7) In vitro 115 References	Critically analyze radiographic and Periotest methods	- Aluminium blocks implants - Polymethyl blocks implants	Close correlation between RFA and exposed implant height and rigidity.
Meredith et al. 1998 (9) In vitro 84 References	Analyze Periotest and Dental Fine Tester techniques	Concepts of primary and secondary stability	RFA quantitative method more effective
Friberg et al. 1999 (14) In vivo 73 References	Compare RFA and insertion torque during implantation	Classification of edentulous maxillary bone types according to site RFA at surgery, at 8 months and 1.5 yrs	Stability improves over time even in soft bone
Friberg et al. 1999 (21) In vivo 69 References	- Assess stability changes using RFA - Assess changes in marginal bone using radiography	- 3 different types of Brånemark implants inserted in a single surgical operation - RFA measurements at 2, 6, 15 and 30 weeks	Early diagnosis of implant failure possible (very low RFA values)
Meredith et al. 1997 (22) In vitro 69 References	Measure RFA stability during surgery and compare results with histomorphometric measurements	- Implants in rabbit tibia - RFA on transepithelial abutment - Histomorphometric analysis	- RFA measurement possible at any time - Stability changes related to increased bone rigidity
Sul et al. 2002 (35) In vitro 50 References	Observe whether oxidative properties of implants improve osseointegration at 6 wks	- 48 TiUnite implants in rabbit tibia - RFA and removal torque at 6 wks	- Oxidative properties of TiUnite implants improve bone tissue response
O'Sullivan et al. 2002 (16) In vitro 47 References	Compare primary stability between different implant designs	- 52 human cadaver implants - RFA and removal torque (RT) - Different bone qualities	High RFA and removal torque values obtained, indicating very hard bone-implant interface (except for bone type IV)
Glauser et al. 2004 (18) In vivo 35 References	Analyze RFA measurements in immediate and early loaded implants	- 81 Brånemark implants - RFA: during implant insertion surgery, at 1,2,3,6, and 12 months	Very low RFA values at 2 months appear to indicate future risk of failure
Barewal et al. 2003 (15) In vivo 32 References	Assess stability changes at initial phases of osseointegration using RFA	- 27 ITI SLA implants - 4 bone types - RFA measurements each week up to 10th week	At 5 weeks, no differences in stability among bone types
Sennerby et al. 1998 (12) 1998 32 References	Analyze need to develop new methods for measuring stability	Correlation between implant failure and bone properties	Resonance frequency possible method for determining stability
Olsson et al. 2003 (19) In vivo 31 References	Evaluate stability of immediate and early loaded implants for edentulous maxillary teeth	- 10 patients with 6 or 8 TiUnite implants - RFA measurements: at surgery and implant placement	Despite limited number of cases, early loaded maxillary implants possible in 6 or 8 cases

Table 1. (continued) Articles selected using H index (n=21).

AUTHOR	OBJECTIVES	MATERIAL AND METHODS	CONCLUSIONS
Balleri et al. 2002 (23) In vivo 30 References	Measure stability using RFA during loading period	- 45 implants in 45 patients - RFA and Rx during year of loading - Different locations, lengths, and bone levels	ISQ values at 1 yr in 57-82 range indicate implant success
Huang et al. 2002 (13) In vitro 28 References	Evaluate implant behaviour under different bone conditions	- 3D model of finite elements developed - Implants in different types of bone - RFA	RFA a possible diagnostic tool to determine implant stability
Rasmusson et al. 1999 (36) In vitro 28 References	Study effects of barrier membranes and onlay grafts on stability	- 18 implants in 9 rabbits - 2 groups (with and without membrane) - RFA, removal torque, and histological analysis	No improvement in stability with use of non-resorbable membranes
Meredith et al. 1998 (9) In vitro 27 References	Compare different methods for evaluating implant stability	Analysis of electronic methods and RFA	Clinical applications of electronic methods for stability diagnosis discussed
Rocci et al. 2003 (37) In vivo 26 References	Evaluate histological analyses of TiUnite implants	- 5 implants extracted from 5 patients - Immediate loading - RFA. - Inserted in posterior mandibular area	This type of implant highly integrated in both hard and soft tissue
Calandriello et al. 2003 (38) In vivo 25 References	Evaluate stability of immediately loaded implants	- 50 Brånemark implants in posterior areas - RFA y RX during 1 year	In posterior regions, immediate loading a highly effective treatment option for type IV bone
Bischof et al. 2004 (39) In vivo 24 References	- Determine factors affecting RFA - Monitor changes in first 3 months - Evaluate differences between immediate and delayed loading of implants	- ITI implants - 2 groups: immediate loading (IL) and delayed loading (DL) - RFA every 2 weeks - Different variables	- Initial stability measured by RFA affected by bone quality and location - No differences between IL and DL after 3 months
Nkenke et al. 2003 (40) In vitro 23 References	Determine relationship between stability, bone density, and histological analysis	- 48 human cadaver implants - RFA, insertion torque, and Periotest	Stronger relationship between RFA and histomorphometric than Periotest parameters
Glauser et al. 2005 (41) In vivo 22 References	Describe TiUnite surface at immediate loading in different locations	- 102 maxillary and mandibular Brånemark implants - RFA, torque, and radiography at 1, 6 and 12 months	High level of success (97.3%) with immediately loaded TiUnite implants
Nedir et al. 2004 (20) In vivo 22 References	- Evaluate RFA for diagnosis of mobile and stable implants - Determine predictive ISQ values for osseointegration - RFA predictability in immediate load (IL) and delayed load (DL) implants	- Immediate load (IL) and delayed load (DL) ITI implants - RFA: at 1,2,4,6,8,10,12 weeks	These data can help the surgeon to choose load protocol and establish healing phases

Table 2. Articles published between January 2007 and February 2008 selected using H index (n=10).

AUTHOR	OBJECTIVES	MATERIAL AND METHODS	CONCLUSIONS
Cannizzaro et al. 2007 (24) In vivo	Compare conventional sinus augmentation (particulate bone) with new internal sinus block inlay graft technique	- Control group: block graft implants - Test group: particulate bone graft implants - RFA and Periotest measurements: 6-12 months.	- Similar stability levels in both groups - Block graft technique is an effective option for sinus augmentation
Ozkan et al. 2007 (25) In vivo	Compare stability and marginal bone levels in atrophied mandibular implants using bone augmentation and non-graft bone implant techniques	- Control group: 18 non-graft bone implants - Test group: 17 graft implants placed 4 months previously - RFA measurements at 1, 4 and 12 months - Radiographic monitoring	No differences in RFA-measured stability between graft and non-graft implants
West et al. 2007 (26) In vivo	Evaluate changes in stability between immediate and delayed load implants Compare 2 implant designs for extraction sockets	- Control group: 11 delayed load implants - 2 experimental groups: 28 standard and tapered implants - RFA measurements every 2 weeks up to 24th week	Similar levels of stability attained for both standard and tapered implants in extraction sockets
Lang et al. 2007 (27) In vivo	Compare use of standard, cylindrical, and tapered Straumann implants for immediate placement in extraction socket	- 9 study centres: randomized clinical trial - 208 immediate load implants - RFA measurements: at surgery, 1, 2, 6 and 12 weeks	SLA Straumann cylindrical and tapered implants can both be used in extraction socket
Cannizzaro et al. 2007 (28) In vivo	Evaluate success/failure of immediately loaded transmucosal implants in edentulous superior maxilla	- 202 implants (53 immediately loaded). - RFA measurements: at surgery and 12 months after insertion	Immediate loading of transmucosal maxillary implants a predictable treatment option
Huwiler et al. 2007 (30) In vivo	Monitor RFA measurements in relation to bone characteristics during early phases of osseointegration	- 23 Straumann SLA implants - RFA measurements: at 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, and 12 weeks	ISQ values of 57- 70 indicate stability. No predictive RFA values for implant success
Ito et al. 2008 (31) In vitro	Observe possible correlation between RFA and histology (BIC)	- 24 pig implants - RFA measurements: at 1,2 and 4 weeks - Histological analysis	No correlation between RFA and BIC, whose values only increased in bone around the neck of the implant
Al-Nawas et al. 2008 (32) In vitro	Evaluate osseointegration conditions in animal trial and for loaded implants with different surfaces	- 196 implants - 6 surface types - Histological analysis - RFA measurements	Benefit of rough surfaces histologically proven
Karl et al. 2008 (33) In vivo	Evaluate RFA of ITI implants using retrospective clinical analysis	- 385 ITI implants - RFA measurements at 12 weeks in superior maxilla and at 6 weeks in inferior maxilla - Variables: length, diameter, and location	Repeated RFA measurement appears to facilitate diagnosis of implants with limited stability. Specific effect of variables unclear.
Verdonck et al. 2008 (34) In vitro	Monitor implant stability during placement and at osseointegration stage in irradiated and non-irradiated bone	- 120 implants placed in pigs - RFA measurements: at 8,16, and 24 weeks	Negative effect of irradiation on bone vascularization and implant stability confirmed

No other authors accounted for more than 5% of the total (Fig. 1).

The first studies of RFA appeared in 1996 but there was little scientific research (around 3% of the total) over the next five years. Scientific interest in this area grew considerably in 2005, when studies accounted for 18% of all studies on RFA, and this level was maintained in 2006. There was further increase in 2007 (27% of the total), and this trend continued in the first two months of 2008 (Fig. 2).

The largest number of articles on RFA were published by Clinical Oral Implants Research (21.5%), International Journal of Oral & Maxillofacial Implants (13%) (the two journals with highest impact); Clinical Implants Dental Related Research (9.7%), Journal of Oral Maxillofacial Surgery (4.5%), and Journal of Periodontology (4.5%). RFA studies were found in a wide range of disciplines. The largest proportion appeared in the field of oral surgery and dentistry (72%), followed by dental engineering (27%), general surgery (13%), biophysics (11.6%), and psychology (7.7%).

The following studies met our selection criteria:

1°- The 21 most cited articles were selected on the basis of the H index (H index=21). Table 1 shows: author, year of publication, type of study (clinical or experimental), number of references, objectives, material and methods, and conclusions.

2°- Recent scientific work from January 2007 to February 2008. The 10 RFA studies of clinical interest selected were published in the two journals with highest impact: Clinical Oral Implants Research and the International Journal of Oral & Maxillofacial Implants (Table 2).

Discussion

According to our findings, Resonance Frequency Analysis as a technique for measuring dental implant stability has attracted considerable scientific interest in recent years, with a constant increase in the volume of scientific research and studies published in prominent journals. The 21 *in vitro* and *in vivo* studies selected on the basis of the H index (Table 1) reflect the effectiveness of RFA as a method for measuring dental implant stability. In 1998, Meredith et al. (3) and Sennerby et al. (12) both concluded that resonance frequency was a highly effective qualitative method and proposed its use to assess implant stability. In 2002, Huang et al. (13) reached similar conclusions after evaluating implant behaviour in different types of bone.

Using RFA, the stability of implants was even found to improve over time in soft bone (14), and no differences in stability were observed between different bone types at week 5 (15). However, O'Sullivan et al. (16) compared insertion torque and bone properties in a cadaver study and obtained high values for all bone types except type IV, this was in line with the findings of Boronat et

al. (17), who reported higher ISQ values for implants inserted in areas of more compact bone.

Other authors used RFA to determine the effects of immediate or early loading (18-20) or assess changes in stability over time (21). Resonance frequency can also be measured at any time during the process (22), allowing implant failure to be diagnosed at an early stage. Very low RFA values at 2 months appear to indicate risk of future implant failure, while ISQ values of 57-82 at 1 year indicate implant success (23).

Recent articles in this review (Table 2) represent a small sample of the abundant ongoing research. In 2007, various authors examined the use of bone augmentation techniques for sinus elevation (24) and mandibular atrophy treatment (25), using RFA to test implant stability in regenerated zones.

In relation to different implant designs and their behaviour in specific clinical situations, West et al. (26) and Lang et al. (27) used RFA to demonstrate the similar stability of cylindrical and tapered implants in immediate implants inserted into extraction sockets, while Cannizzaro et al. (28) was able to show that immediate loading of transmucosal maxillary implants is a successful treatment option. RFA was also used to determine whether implant length and diameter influence primary stability (29), leading to the conclusion that ISQ values were not significantly related to implant length or diameter.

Bone biology and osseointegration in implantation continue to attract considerable scientific interest. Huwiler et al. (30) applied RFA at early stages of osseointegration and reported that ISQ values of 57-70 indicate stability. Using *in vitro* histomorphometric analysis, Ito et al. (31) found no correlation between bone-implant contact (BIC) and RFA, while Al-Nawas et al. (32) confirmed the benefits of a rough implant surface for increased RFA-measured stability.

Karl et al. (33) compared the different locations of mandibular and maxillary ITI implants and found a significant correlation between these variables. They also observed that RFA measurements can identify unstable implants. Verdonck et al. (34) carried out experimental studies using RFA to determine the stability of implants placed in irradiated bone and found that irradiation had an adverse effect on bone vascularisation and hence on implant stability.

As evidenced by this review, objective assessment using the RFA method has made it possible to quantitatively and qualitatively analyze the stability of various types of implants and examine their behaviour under different bone and loading conditions.

References

1. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds.) *Tissue- Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985.
2. Schroeder 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.
3. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11:491-501.
4. Sennerby L, Ericson LE, Thomsen P, Lekholm U, Astrand P. Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 1991;2:103-11.
5. Sundén S, Gröndahl K, Gröndahl HG. Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Brånemark dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6:220-6.
6. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont*. 1998;11:269-75.
7. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:261-7.
8. Huang HM, Pan LC, Lee SY, Chiu CL, Fan KH, Ho KN. Assessing the implant/bone interface by using natural frequency analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2000;90:285-91.
9. 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.
10. Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19 Suppl:116-27.
11. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:743-54.
12. Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19:493-8, 500-502.
13. Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:65-74.
14. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28:297-303.
15. Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:641-51.
16. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2:85-92.
17. Boronat-López A, Peñarocha-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:E272-6.
18. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:428-34.
19. Olsson M, Urde G, Andersen JB, Sennerby L. Early loading of maxillary fixed cross-arch dental prostheses supported by six or eight oxidized titanium implants: results after 1 year of loading, case series. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:81-7.
20. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:520-8.
21. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28:266-72.
22. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8:234-43.
23. 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.
24. Cannizzaro G, Leone M, Consolo U, Ferri V, Licitra G, Worthington H, et al. Augmentation of the posterior atrophic edentulous maxilla with implants placed in the ulna: a prospective single-blind controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:280-8.
25. Ozkan Y, Ozcan M, Varol A, Akoglu B, Ucakale M, Basa S. Resonance frequency analysis assessment of implant stability in labial onlay grafted posterior mandibles: a pilot clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:235-42.
26. West JD, Oates TW. Identification of stability changes for immediately placed dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:623-30.
27. Lang NP, Tonetti MS, Suvan JE, Pierre Bernard J, Botticelli D, Fourmousis I, et al. Immediate implant placement with transmucosal healing in areas of aesthetic priority. A multicentre randomized-controlled clinical trial I. Surgical outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:188-96.
28. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:87-95.
29. Boronat López A, Balaguer Martínez J, Lamas Pelayo J, Carrillo García C, Peñarocha Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008;13:E244-7.
30. 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.
31. Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:9-14.
32. Al-Nawas B, Groetz KA, Goetz H, Duschner H, Wagner W. Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:1-8.
33. 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.
34. Verdonck HW, Meijer GJ, Laurin T, Nieman FH, Stoll C, Riediger D, et al. Implant stability during osseointegration in irradiated and non-irradiated minipig alveolar bone: an experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:201-6.
35. Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektsson T. Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:252-9.
36. Rasmusson L, Meredith N, Kahnberg KE, Sennerby L. Effects of barrier membranes on bone resorption and implant stability in onlay bone grafts. An experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10:267-77.
37. Rocci A, Martignoni M, Burgos PM, Gottlow J, Sennerby L. Histology of retrieved immediately and early loaded oxidized implants: light microscopic observations after 5 to 9 months of loading in the posterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:88-98.
38. Calandriello R, Tomatis M, Vallone R, Rangert B, Gottlow J. Immediate occlusal loading of single lower molars using Brånemark System Wide-Platform TiUnite implants: an interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:74-80.

39. 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.
40. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:601-9.
41. Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Immediate occlusal loading of Brånemark System TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S52-9.

