



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
Departamento de Estomatología

**Trabajo Final de Máster**

**ANÁLISIS DE FRECUENCIA Y RESONANCIA: AFR DIRECTO A  
IMPLANTE VS AFR A PILAR DE CICATRIZACIÓN**  
RESONANCE FREQUENCY ANALYSIS: RFA DIRECT TO IMPLANT VS RFA TO  
HEALING ABUTMENT

**María José Alcaide Salamanca**

**Junio, 2020**

**Tutor: José Vicente Ríos Santos**



Facultad de Odontología



D/Dña. (Apellidos y Nombre)

Alcaide Salamanca, María José

con DNI.....31008702X.....alumno/a del Máster Oficial

Odontología Médico-Quirúrgica e Integral

de la Facultad de Odontología (Universidad de Sevilla), autor/a del Trabajo Fin de Máster titulado:

.....Análisis de Frecuencia y Resonancia: AFR directo a implante vs AFR a pilar de cicatrización / Resonance Frequency Anaysis: RFA direct to implant vs RFA to healing abutment

**DECLARO:**

Que el contenido de mi trabajo, presentado para su evaluación en el Curso .....2019-2020....., es original, de elaboración propia, y en su caso, la inclusión de fragmentos de obras ajenas de naturaleza escrita, sonora o audiovisual, así como de carácter plástico o fotográfico figurativo, de obras ya divulgadas, se han realizado a título de cita o para su análisis, comentario o juicio crítico, incorporando e indicando la fuente y el nombre del autor de la obra utilizada (Art. 32 de la Ley 2/2019 por la que se modifica el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, BOE núm. 53 de 2 de Marzo de 2019)

**APERCIBIMIENTO:**

Quedo advertido/a de que la inexactitud o falsedad de los datos aportados determinará la calificación de **NO APTO** y que **asumo las consecuencias legales** que pudieran derivarse de dicha actuación.

Sevilla.....25.....de.....Mayo.....de 20..20..

(Firma del interesado)

Fdo.: María José Alcaide Salamanca



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DR/DRA. José Vicente Ríos Santos PROFESOR/A  
titular ADSCRITO AL DEPARTAMENTO DE Estomatología, COMO  
DIRECTOR/A DEL TRABAJO FIN DE **MÁSTER OFICIAL EN ODONTOLOGÍA MÉDICO-QUIRÚRGICA E  
INTEGRAL.**

**CERTIFICA:** QUE EL PRESENTE TRABAJO TITULADO  
“Análisis de Frecuencia y Resonancia: AFR directo a implante vs AFR a pilar de cicatrización  
HA SIDO REALIZADO POR María José Alcaide Salamanca BAJO MI  
DIRECCIÓN Y CUMPLE A MI JUICIO, TODOS LOS REQUISITOS NECESARIOS PARA SER PRESENTADO Y  
DEFENDIDO COMO TRABAJO DE FIN DE MÁSTER.

Y PARA QUE ASI CONSTE Y A LOS EFECTOS OPORTUNOS, FIRMO EL PRESENTE CERTIFICADO,  
EN SEVILLA A DÍA 25 DE Mayo DE 2020.

D/D<sup>a</sup> José Vicente Ríos Santos

TUTOR/A

## **AGRADECIMIENTOS**

En especial, a mis padres, por vuestro apoyo incondicional, por confiar siempre en mí y por hacerme ver que sí puedo con todo lo que me proponga. Hoy en día soy lo que soy gracias a vosotros.

A mi hermana, por todas esas noches en las que hemos dormido juntas, por tus consejos y por haber estado ahí a pesar de lo diferentes que somos. Aunque seas la pequeña, siempre serás mi referente a seguir. No podría haber tenido una hermana mejor que tú.

A María, por haberme enseñado a ver la vida de otra manera, por estar ahí en los momentos de bajón y por alegrarme los días con solo una sonrisa. Gracias por haber sacado la mejor parte de mí durante este año.

A todas esas personas que de una u otra manera han formado o siguen formando parte de mí. Gracias por hacerme crecer, avanzar y evolucionar; por mostrarme que todo pasa por algo y que todo llegará. Sin prisa, pero sin pausa. Siempre con paciencia.

Y a ti, Blanca, gracias por enseñarme que más importante que lo que sentimos es aquello que hacemos cuando nos sentimos así.

## **RESUMEN**

Actualmente, un acto muy común en nuestra práctica odontológica es monitorizar la estabilidad implantaria tanto en el momento de colocación del implante, como posteriormente, durante el período de cicatrización y con la prótesis en función. El Análisis de Frecuencia de Resonancia (AFR) es un método no invasivo, sencillo y clínicamente aplicable que nos permite evaluar la rigidez de la interfase implante-hueso. El AFR lo podemos medir directamente en la plataforma del implante o a través de unos nuevos pilares customizados que permiten valorarlo de forma indirecta, simplificando el procedimiento clínico y ayudando a preservar los tejidos blandos y duros al evitar la continua desconexión-conexión del pilar de cicatrización.

En este trabajo el objetivo es revisar la literatura publicada hasta la fecha para demostrar si son comparables los valores ISQ obtenidos al medir el AFR de forma directa en la plataforma del implante versus el AFR medido con los pilares de cicatrización.

Se concluye que no existe suficiente evidencia científica que demuestre este hecho. Los resultados de esta revisión deben ser interpretados con cautela debido a la alta heterogeneidad de los mismos, siendo necesarios más estudios que nos permitan obtener resultados concluyentes.

## **ABSTRACT**

Nowadays it is a very common act in our dental practice to monitor implant stability when placing the implant, but also later, during the healing period and with the prosthesis functioning. Resonance Frequency Analysis (RFA) is a non-invasive, simple and clinically applicable method that allows us to evaluate the rigidity of the implant-bone interface. RFA can be measured directly on the implant platform or through new customized abutments that allow to assess it indirectly, simplifying this way the clinical procedure and helping to preserve soft and hard tissues by avoiding the continuous disconnection-connection of the healing abutment.

In this work, the objective is to review the literature that has been published so far in order to demonstrate if the ISQ values obtained by measuring the RFA directly on the implant platform are comparable versus the RFA measured with the healing abutments.

It is concluded that there is not enough scientific evidence to demonstrate this fact. The results of this review should be interpreted with caution due to their high heterogeneity, and further studies to obtain conclusive results are necessary.

## ÍNDICE

1. Introducción	1
1.1. Osteointegración	1
1.2. Estabilidad implantaria: tipos de estabilidad	2
1.3. Métodos para la medición de la estabilidad implantaria	4
1.3.1. Métodos invasivos	4
1.3.2. Métodos no invasivos	4
1.4. Análisis de Frecuencia de Resonancia	6
1.5. El cociente de estabilidad implantaria: escala ISQ	8
1.5.1. Factores que afectan al ISQ	9
1.6. Tipos de carga	11
2. Planteamiento del problema	12
3. Objetivos	13
4. Material y métodos	14
5. Resultados	16
6. Discusión	22
7. Conclusiones	27
8. Bibliografía	28

## **1. INTRODUCCIÓN**

En implantología es fundamental que tras la colocación de un implante en su lecho quirúrgico, éste tenga buena estabilidad primaria. Existen diversos métodos para evaluar la estabilidad implantaria. Algunos de ellos únicamente la valoran en el momento de la cirugía, pero a día de hoy existen otros que permiten determinar la rigidez de la interfase implante-hueso durante el período de cicatrización e incluso con la prótesis en función.

El Análisis de Frecuencia de Resonancia (AFR) es un método que nos permite adecuar los tiempos de tratamiento, controlando la osteointegración a lo largo del tiempo y determinando cuál es el momento óptimo para cargar el implante. Además de usarse como criterio para la carga inmediata, permite monitorizar de forma mucho más estrecha la estabilidad del implante en determinados pacientes de riesgo. Esto es a día de hoy una garantía de calidad para nuestros pacientes.

### **1.1. Osteointegración**

Los implantes dentales constituyen una alternativa terapéutica válida para la suplencia de los dientes perdidos. Los avances en implantología han consentido ampliar el alcance de los tratamientos dentales por medio de la colocación de implantes. Éstos otorgan un soporte óptimo a largo plazo para una prótesis dental sometida a función masticatoria.<sup>1</sup>

Los principios biológicos a tener en cuenta para la colocación de implantes han sido puntualizados por ciertos autores y pueden condensarse en el concepto de Osteointegración. Las primeras investigaciones sobre este fenómeno fueron estudiadas entre el 1950 y el 1970 por Branemark, quien junto a Schröder<sup>2</sup>, demostraron que el hueso alveolar tiene la capacidad de establecer una conexión directa con un material aloplástico, como es el titanio, tras ser insertado en un lecho creado quirúrgicamente.

El término Osteointegración fue definido por Branemark<sup>3</sup> como la unión directa y estructural entre el hueso vivo y la superficie del implante sometido a carga funcional. Un implante fijado directamente al hueso está osteointegrado con éxito. Sin embargo, la presencia de cualquier micromovimiento puede conllevar la formación de tejido blando



o fibroso capaz de encapsular el implante. Para minimizar este riesgo, Branemark recomendó que los implantes se mantuvieran libres de carga durante el período de cicatrización de los mismos, es decir, de 3 a 4 meses en mandíbula y de 6 a 8 meses en maxilar.

La Osteointegración es un principio que se consigue en base al tiempo, de manera que la rigidez en la interfase hueso-implante es mayor a medida que este factor progresa, hasta conseguir el nivel más alto a los 3 meses después de colocar el implante, y pudiendo aumentar considerablemente hasta los 12 meses tras la inserción del mismo. Así, el tiempo es un factor imprescindible para que tenga lugar la osteointegración del implante, pero éste es variable. No todos los implantes osteointegran de la misma manera ni en el mismo momento. Éste fenómeno depende, por un lado, del hueso y, por otro, de las características del implante. <sup>1</sup>

## **1.2. Estabilidad implantaria: tipos de estabilidad**

Un requerimiento esencial para conseguir la osteointegración del implante es la estabilidad implantaria. Mantener una estabilidad óptima en el tiempo es una garantía de éxito a largo plazo. <sup>4,5</sup>

Podemos definir la estabilidad implantaria como la ausencia de movilidad clínica. Durante la función masticatoria, el implante debe afrontar las fuerzas que se aplican en dirección axial, lateral y rotacional. No obstante, un implante clínicamente estable también manifiesta movilidad a microescala cuando está cargado. Al someterlo a una fuerza lateral, éste se podrá desplazar pero recuperará su posición original tan pronto como la carga cese. Por tanto, un implante estable puede presentar un grado variable de estabilidad, en función de ciertos factores relacionados con el hueso, la técnica quirúrgica y el diseño del implante. <sup>6</sup>

Distinguimos dos tipos de estabilidad: la primaria (mecánica) y la secundaria (biológica).

La primaria corresponde con la estabilidad mecánica conseguida por el contacto físico entre el lecho óseo creado quirúrgicamente y el implante. Es necesario que éste tenga buena estabilidad primaria en el momento de la colocación. De manera, que si un implante no es lo suficientemente estable en ese momento puede generarse un micromovimiento, alterándose el proceso de cicatrización, interrumpiéndose y formándose tejido fibroso. Esto resulta en la movilidad del implante y su posterior fracaso clínico.<sup>7</sup>

Hay ciertos factores que pueden alterar la estabilidad primaria. Entre ellos debemos destacar: las propiedades biomecánicas óseas, en función del tipo de hueso, la técnica quirúrgica llevada a cabo para la preparación del lecho donde va a ir colocado el implante, así como el diseño de éste. <sup>8</sup>

Con respecto a la estabilidad secundaria o biológica, ésta es consecuencia de los procesos de regeneración y remodelación ósea en la interfase hueso-implante durante su cicatrización, culminando con la consecución de la osteointegración. Una vez que en la interfase se ha formado hueso, el principal requisito para el éxito reside en la capacidad del implante de distribuir favorablemente las fuerzas transmitidas por la prótesis. <sup>7</sup>

La estabilidad primaria es gradualmente reemplazada por la secundaria o biológica, la cual va a estar mediada por los nuevos osteoblastos diferenciados. El paso de la estabilidad mecánica, proporcionada principalmente por el diseño del implante y el tipo de hueso, a la estabilidad secundaria, conseguida por la neoformación ósea, tiene lugar durante la fase de cicatrización temprana de la herida. Hay por tanto, durante la cicatrización, un período crítico a las 3-4 semanas en el que la función de los osteoclastos ha disminuido la estabilidad mecánica inicial del implante y la formación ósea no se ha producido al nivel necesario para conseguir la estabilidad del implante. Durante este período crítico existe mayor riesgo de movimiento y por tanto más posibilidad de que el implante fracase durante la osteointegración. <sup>9</sup>

Está científicamente demostrado que la estabilidad del implante tanto en el momento de la colocación del mismo como durante la función es un criterio imprescindible para el éxito en implantología. <sup>7</sup>

### **1.3. Métodos para la medición de la estabilidad implantaria**

Puesto que conseguir la estabilidad primaria es esencial, es considerablemente deseable disponer de un método para cuantificarla tanto en el momento de la colocación del implante como durante el período de seguimiento del mismo. Dicha información puede utilizarse para determinar el período de curación óptimo y el punto en el que se puede cargar el implante. <sup>7</sup>

A lo largo de estos años se han descrito diversos métodos para valorar la estabilidad implantaria. Habitualmente se clasifican en métodos invasivos o preclínicos y en métodos no invasivos o clínicos.<sup>10</sup>

#### **1.3.1. Métodos invasivos**

El *test de la tensión* diseñado por Branemark para implantes cilíndricos, permite medir la estabilidad del implante aplicando una fuerza lateral al mismo hasta su desinserción del hueso.<sup>10</sup>

Una de las pruebas más usadas para investigar la cicatrización ósea dentro de la interfase implante-hueso ha sido el *test push-out/pull-out*. Esta prueba consiste en colocar un implante tipo cilíndrico en su lecho óseo y luego retirarlo aplicando una fuerza paralela a la interfase. Hay que tener en cuenta que dicho test solo es aplicable para implantes de tipo cilíndrico y sin rosca.<sup>10</sup>

El *test de torque inverso* se refiere a la fuerza de torsión necesaria para desenroscar un implante de su lecho quirúrgico. Hay que tener en cuenta que los resultados pueden verse afectados por la geometría y la topografía del implante.<sup>10</sup>

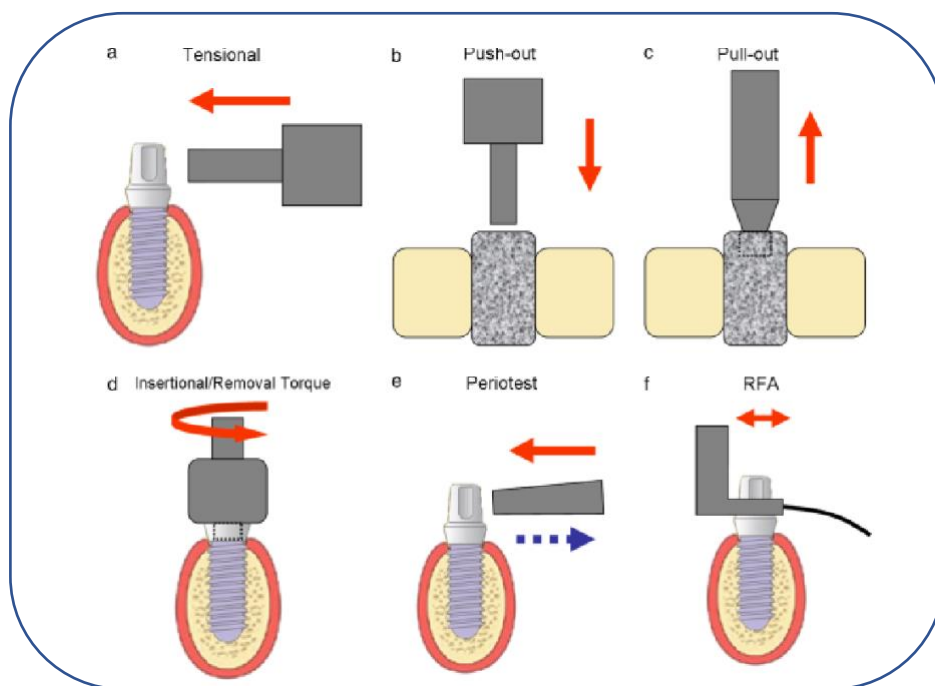
#### **1.3.2. Métodos no invasivos**

Inicialmente se pensaba que se podía valorar la osteointegración de un implante golpeando a éste con un instrumento metálico. De tal manera, el *test de percusión* tiene como objetivo generar resonancias audibles y determinar la fijación del implante al hueso por medio del sonido producido. Sin embargo, hoy en día sabemos que el oído humano no puede discriminar la frecuencia de dichos sonidos y que un simple toque con el mango de un espejo no transferirá suficiente energía al implante para permitir mediciones precisas. <sup>7,11</sup>

La *percepción del cirujano* es un método subjetivo, complicado de registrar y difícil de reproducir, puesto que solo se puede valorar en el momento de la cirugía. Se centra en las sensaciones que el clínico percibe debido a la resistencia al corte del hueso y a la fricción que se produce durante la inserción del implante.<sup>12</sup>

En cuanto al *torque de inserción* se basa en las mediciones conseguidas por la fricción y compresión lateral en la interfase durante la inserción del implante. De la misma forma que ocurre con la percepción del cirujano, solo puede tenerse en cuenta durante el acto quirúrgico.<sup>10</sup>

Sin embargo, hay dos métodos que han evidenciado resultados bastante prometedores en la estimación de la estabilidad primaria. Éstos son el método *Periotest* y el sistema de *Análisis de Frecuencia de Resonancia*.<sup>13</sup>



**Figura 1.** Evaluaciones biomecánicas para la osteointegración del implante oral.<sup>10</sup>

El *Periotest* es un aparato que fue diseñado por Schulte<sup>14</sup> y consiste en una punta percutora metálica que se desplaza con movimiento de balanceo a una velocidad concreta. Valora de forma directa, tanto óptica como acústicamente, la capacidad de mitigación de la interfase hueso-implante y de forma indirecta, la movilidad. Ésta se expresa en forma de una escala que va de -8 a +50 en valor Periotest (vpt). Un valor negativo es indicativo de que existe una interfase dura (osteointegración de implantes o dientes anquilosados), mientras que un valor positivo correspondería con implantes no osteointegrados. Estos valores pueden variar en función de la calidad y tipo de hueso y del sistema de implantes empleado. Otra serie de variables que pueden condicionar los valores periotest, son la técnica de medida, longitud y superficie del implante, la presencia entre el pilar y el implante de tejido blando u óseo, así como los newton necesarios para enroscar el pilar al implante. Las instrucciones de este aparato contraindican específicamente su uso en implantes en fase de consolidación durante los primeros dos o tres meses.<sup>13</sup>

Meredith planteó un método no invasivo para medir la estabilidad de la unión implante-hueso. Éste consiste en cuantificar la frecuencia de resonancia a través de un pequeño transductor, el cual puede atornillarse directamente a la plataforma del implante o bien a un pilar transepitelial de cicatrización.<sup>13</sup>

#### **1.4. Análisis de Frecuencia de Resonancia**

Se trata de un método no invasivo, sencillo, reproducible y clínicamente aplicable para evaluar la estabilidad del implante en función de la rigidez de la interfase.<sup>6</sup> El Análisis de Frecuencia de Resonancia (AFR) es un test de flexión del complejo implante-hueso, en el que se simula una condición clínica de carga de baja magnitud, a través de un transductor que aplica una fuerza lateral extremadamente pequeña. <sup>11,15,16</sup>

El sistema Osstell es el más ampliamente usado desde que el AFR fue introducido por Meredith en 1996. En estos años se han comercializado distintas generaciones del sistema, que a grosso modo se pueden clasificar en las generaciones más antiguas o por cable y las generaciones actuales o inalámbricas. Entre los actuales, debemos destacar el Osstell Mentor y el Osstell ISQ (2º y 3º generación de productos Osstell) ambos inalámbricos, ofrecen excelentes resultados clínicos. Este sistema de uso común, puede

ser usado tanto en el momento de colocación del implante, como posteriormente, durante el período de cicatrización y con la prótesis en función. 17

El actual sistema requiere un transductor, específico para cada tipo de implante, el cual es enroscado de forma manual mediante un atornillador imantado. Para el sistema Osstell, este transductor es lo que se conoce como Smartpeg y puede ser atornillado directamente al implante o a un pilar de cicatrización. El Smartpeg cuenta con un imán en su parte superior y éste es estimulado por medio de un impulso magnético a través de una sonda inalámbrica. La distancia entre la punta de la sonda y el Smartpeg debe ser de un par de milímetros. Después de activar al transductor durante un milisegundo, la clavija vibra y difunde a la bovina de la sonda un voltaje eléctrico. Esta medición llega al analizador de la frecuencia de resonancia que proporcionará un valor ISQ. Esto es lo que conocemos como cociente de estabilidad del implante y está dentro de una escala que va de 0 a 100.<sup>6</sup>

En 2016, la casa comercial Klockner introdujo en el mercado español un dispositivo, que al igual que el Osstell, permite monitorizar la osteointegración del implante mediante el AFR. Así, el Penguin, es un aparato sencillo y fácil de manejar, que requiere al igual que el Osstell, un transductor el cual será atornillado de forma directa al implante o al pilar de cicatrización y que en este caso es lo que se conoce como MulTipeg. Ambos dispositivos ISQ permiten una evaluación repetible y confiable de la estabilidad implantaria. No obstante, se aconseja el uso exclusivo de cada transductor para su correspondiente dispositivo, es decir, el Smartpeg en caso del Osstell ISQ y el MulTipeg para el Penguin AFR. 18

### **1.5. El cociente de estabilidad implantaria: escala ISQ**

Cuanto más elevado es el valor ISQ, menor será el micromovimiento del implante, y por tanto la unión del implante al hueso será más fuerte. Estos micromovimientos parecen estar determinados por la densidad ósea en el lugar de colocación del implante. Con respecto a la literatura científica, ésta muestra un rango de valores clínicos ISQ de 55 a 80 con una media de valores ISQ de 69 en las diversas localizaciones tras un año de carga. Aquellos valores inferiores a 40 ISQ son indicativos de alto riesgo. Cuando las cifras oscilan entre 60 y 69 ISQ existe una estabilidad media, mientras que valores por debajo de 60 son resultantes de estabilidad baja, siendo en este caso más que recomendable la monitorización del implante. Hay que tener en cuenta que la escala ISQ no tiene una correlación lineal con la micromovilidad, ya que entre 70 y 60 ISQ, los micromovimientos descienden en un 50%. El caso más favorable es cuando el Osstell nos proporciona un valor ISQ mayor de 70, en este caso podemos decir que la estabilidad implantaria es bastante alta. 19-21

Una pequeña caída en un valor ISQ alto, normalmente se nivela con el tiempo, pero cuando se produce una gran caída en la estabilidad o una disminución progresiva de la misma, el valor ISQ debe tomarse como una señal de alarma. Se espera que después del período de cicatrización, por medio de la osteointegración del implante, los niveles más bajos asciendan. De lo contrario, ese bajo valor ISQ podría ser indicativo de fracaso.<sup>6</sup>

Además, un valor determinado del cociente de estabilidad implantaria puede ser usado como criterio de inclusión para la carga inmediata de implantes. Así, un ISQ por encima de 65 indica una respuesta adecuada a la carga inmediata, mientras que valores por debajo de 65 pueden ser predictivos de sobrecarga. En tales casos debe considerarse la carga convencional del implante e incluso la inserción de más implantes adicionales antes de proceder a la colocación de la prótesis. <sup>6</sup>

### **1.5.1. Factores que afectan al ISQ**

Los valores ISQ están influenciados por diferentes factores:

Contacto implante-hueso. Hace referencia a la cantidad de hueso en contacto con el implante. Normalmente tras esa fase de curación y remodelación ósea que tiene lugar después de la colocación del implante, el valor ISQ aumenta con el tiempo. Éste a su vez parece estar condicionado tanto por la morfología como por las propiedades de la superficie del implante.<sup>15</sup> En cuanto a la longitud del implante, parece ser que ésta no afecta a la estabilidad del implante. Así, numerosos estudios no han encontrado correlación entre la longitud del mismo y la estabilidad.<sup>4,19,22</sup>

Tipo de hueso. La calidad ósea parece afectar a la estabilidad del implante. De tal manera, el valor ISQ es normalmente mayor en un hueso tipo I (+ cortical) y menor en un hueso tipo III (+ medular). El hueso del maxilar, sobretodo a nivel posterior, es mucho más poroso que el de la mandíbula, por lo que durante los 3 primeros meses el ISQ va a ser mayor en la mandíbula. Tras esos 3 meses, el efecto del hueso parece estabilizarse aunque el ISQ sigue siendo significativamente mayor en la mandíbula.<sup>23</sup>

Fuerza con la cual el transductor es acoplado. Normalmente y según recomienda la casa Osstell, el SmartPeg es atornillado de forma manual a 4-5 Ncm.<sup>22</sup>

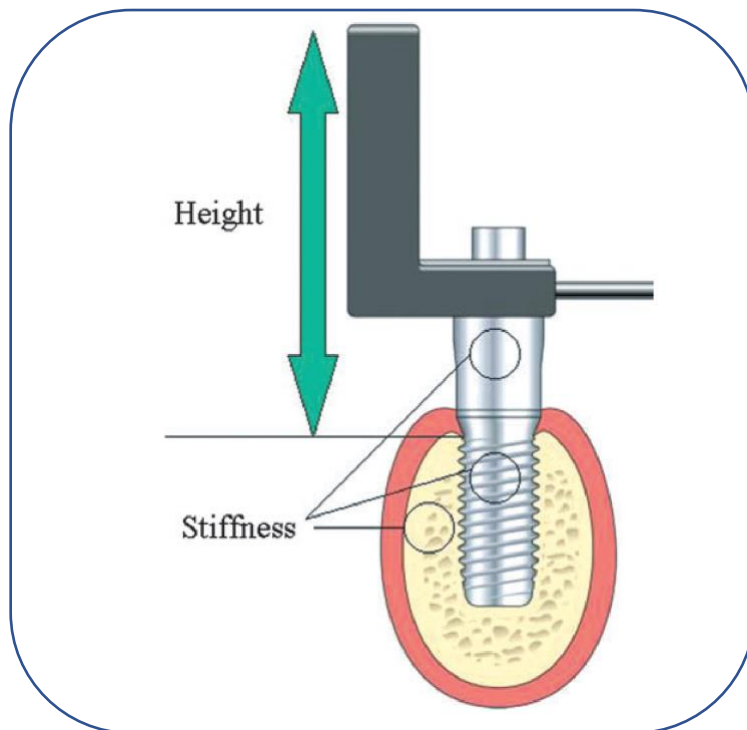
Existencia de tejido blando interpuesto entre el implante y el transductor.<sup>22</sup>

Orientación del transductor. Parece ser que las mediciones del análisis de frecuencia pueden verse alteradas en función de la orientación del Smartpeg. Veltri et al<sup>16</sup> determinaron un ISQ 10 veces mayor al proceder a la medición con el Smartpeg paralelo a la cresta alveolar, y no, estando éste perpendicular a ella.

Posición de la sonda durante la medición del AFR (mesial, distal, vestibular y palatino/lingual). Parece ser que el posicionamiento del dispositivo no tiene ningún efecto sobre la reproducibilidad de los valores obtenidos.<sup>24</sup> No obstante, y aunque la interfase implante-hueso suele ser la misma en todas direcciones (un único valor ISQ), la casa Osstell recomienda medir desde al menos dos direcciones.



Distancia entre el transductor y la cresta ósea. La suma de la longitud del transductor, el cual está fijado, la longitud del pilar y la distancia que hay entre la parte superior de este dispositivo y el nivel óseo marginal es lo que se conoce como “Effective Implant Length”. Este término que fue introducido por Meredith<sup>11</sup> en 1996 señala que hay una fuerte correlación entre el valor AFR del complejo implante-transductor y la altura del implante por encima de la cresta ósea. Además recalca que el análisis de frecuencia de resonancia podría ser empleado para monitorizar la pérdida ósea alrededor del implante. Así, a más longitud de implante expuesto, menor ISQ obtendremos, lo que se traduce en menor estabilidad del implante en hueso.<sup>6,25</sup>



**Figura 2.** Effective Implant Length (distancia entre la parte superior del transductor y el nivel óseo marginal).<sup>6</sup>

## **1.6. Tipos de cargas**

El protocolo de carga ha sido un objeto de debate desde los comienzos de la implantología. De tal manera, entendemos por carga el momento en el que un implante endoóseo es predispuesto a algún tipo de carga funcional. La principal diferencia en el tipo de carga hace hincapié en el tiempo transcurrido desde la inserción del implante hasta la colocación de la prótesis. Aunque existen numerosas clasificaciones en relación a los tiempos de carga, este TFM va a hacer referencia a la clasificación de Esposito<sup>26</sup>.

La carga inmediata se define como la puesta de un implante en función dentro de la primera semana desde su colocación.

La carga temprana se lleva a cabo cuando se carga el implante pasada una semana desde la colocación del mismo pero antes de los dos primeros meses.

La carga convencional es aquella que tiene lugar cuando la colocación de la prótesis se produce transcurridos al menos 2 meses o más. Es predecible en todas las situaciones clínicas y se recomienda especialmente ante una mala estabilidad primaria del implante, cuando éste es colocado en un paciente comprometido sistémicamente o ante la colocación de implantes de dimensiones reducidas<sup>27</sup>.

Los implantes que son cargados inmediatamente pueden tener una mayor predisposición a fracasar que los implantes cargados de forma convencional. En la carga inmediata, un hecho imprescindible es que el implante tenga buena estabilidad primaria, de ahí la importancia de medir el AFR en este momento. Si el Osstell ISQ nos da un valor por encima de 65 podremos proceder a la carga inmediata del implante.

## **2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Hoy en día uno de los principales objetivos de la implantología es reducir los procedimientos clínicos, de ahí que haya surgido el concepto “one abutment-one time”. Se ha introducido el uso de pilares definitivos en el momento de la colocación del implante para acabar con las limitaciones que supone la continua desconexión y reconexión de los pilares de cicatrización provisionales. La extracción repetida de este pilar parece comprometer y dañar la barrera mucosa, dando como resultado una zona de tejido conectivo más apical y una consecuente reabsorción ósea. Para solventar esta situación se han diseñado nuevos pilares que permiten atornillar el Smartpeg directamente a la parte superior de los mismos. Así, podremos proceder a la medición del AFR sin tener que remover el pilar de cicatrización. <sup>28,29</sup>

Esta alternativa a su vez nos conduce al siguiente dilema, ¿el hecho de atornillar el Smartpeg al pilar de cicatrización podría afectar al valor ISQ? Al atornillar el transductor más lejos del hueso, la vibración de la interfase implante-hueso podría ser mayor, conllevando una disminución de los valores ISQ.

Es por esto que nos surge la necesidad de valorar si las mediciones obtenidas son comparables cuando se atornilla el transductor directamente a la plataforma del implante o al pilar de cicatrización. Con este fin realizaremos una búsqueda bibliográfica que nos permita demostrar la existencia de estudios que contrasten la medición del AFR directamente en el implante versus pilar de cicatrización.

### **3. OBJETIVOS**

- ¿Existe evidencia científica que demuestre que es lo mismo medir el AFR directo al implante que a un pilar de cicatrización?
- ¿Es necesario retirar el pilar de cicatrización para registrar el AFR?

#### 4. MATERIAL Y MÉTODOS

Hoy en día médicos estomatólogos y odontólogos ejercen su profesión mediante el empleo del conocimiento adquirido durante sus largos años de formación y el uso de las habilidades clínicas conseguidas a través de una amplia y continua observación, que además no puede ser transferida plenamente de forma oral o escrita. Una vez finalizada la educación formal, el conocimiento conceptual que ha desarrollado, y con el cual se rige, disminuirá paulatinamente mientras que la medicina y las ciencias que ésta engloba continúan avanzando, de manera que lo aprendido que aún retiene, pierde utilidad y validez. Así surge la Odontología Basada en la Evidencia (OBE) debido a la necesidad de justificar la toma de decisiones clínicas, no únicamente con la experiencia profesional, sino fundamentándose en la mayor base científica disponible. La OBE comprende el empleo consciente, claro y juicioso de la mejor evidencia para resolver las cuestiones que hacen referencia al cuidado individual del paciente. Su práctica engloba la destreza clínica del profesional con la mejor evidencia clínica disponible derivada de la investigación sistemática. <sup>30</sup>

Es posible hallar distintas clasificaciones de evidencia, pero en todas se determina que la mayor evidencia demostrable será a partir de los resultados conseguidos de ensayos clínicos controlados y aleatorizados (ECAs) con una muestra amplia, meta-análisis y revisiones sistemáticas. Diferenciamos cinco tipos de evidencia en función de su calidad. El nivel de evidencia se relaciona directamente con los tipos de preguntas a las que se debe responder, junto con la cantidad de tratamientos/prevención, diagnóstico/etiología y pronóstico. Así el mejor estudio estará determinado por el tipo de pregunta clínica. <sup>31</sup>

Los métodos basados en la evidencia incluyen cinco pasos secuenciales<sup>30</sup>:

- Formulación de manera precisa de una pregunta a partir del problema clínico del paciente: **¿Existe evidencia científica que demuestre que es lo mismo medir el AFR directamente a la plataforma del implante que a un pilar de cicatrización?**
- Localización de la evidencia disponible en la literatura.
- Evaluación crítica de la evidencia
- Aplicación práctica de las conclusiones obtenidas (evidencia válida).
- Evaluación de los resultados obtenidos y/o replanteamiento del problema.

Para el presente trabajo, se han llevado a cabo búsquedas en las bases de datos electrónicas PubMed y Scopus, junto con algún documentado facilitado por el tutor del TFM. Además, el gestor bibliográfico Mendeley ha sido de gran utilidad a la hora de acceder y organizar todos estos documentos, así como para realizar la bibliografía.

Cabe resaltar el empleo del tesoro MeSH para realizar una estrategia de búsqueda concreta con términos específicos. Las palabras clave que se han empleado son: “resonance frequency analysis”, “abutment” y “transepithelial abutment” .

Con ellas se construyeron las siguientes estrategias de búsqueda:

- **“Resonance frequency analysis” AND “abutment”.**
- **“Resonance frequency analysis” OR “transepithelial abutment”.**

Tras realizar las búsquedas y comprobar, tras una lectura inicial del título y resumen de los artículos obtenidos, que no había muchos que enfocaran el hecho de medir el AFR directamente a la plataforma del implante vs al pilar de cicatrización, decidimos no establecer límites. Únicamente nos centramos en excluir aquellos estudios que no tenían correlación con el tema y los duplicados.

## 5. RESULTADOS

La primera búsqueda general realizada en la base electrónica Scopus fue con fecha del 23-12-19, a las 9:00 horas. Se obtuvieron 112 artículos con las palabras clave **“resonance frequency analysis” AND “abutment”**, de los cuales tras no establecer ningún límite y proceder a la lectura crítica del título y resumen, seleccionamos 2 artículos que nos aportarían información relevante sobre nuestro tema de estudio.

Por otro lado, hicimos una segunda búsqueda en PubMed el día 3-1-2020, a las 10:30 horas con las palabras clave **“resonance frequency analysis” OR “transepithelial abutment”**, en la cual obtuvimos 718 artículos. Tras leer el título y resumen, seleccionamos 2 artículos que medían el AFR directo a implante vs de forma indirecta en el pilar de cicatrización. El resto fueron descartados porque no estaban enfocados en el tema que queríamos tratar o porque no aportaban datos importantes.

Además, para el trabajo presente se ha empleado una tesis doctoral que me ha sido facilitada por el tutor del TFM.

Una vez suprimidos los duplicados y realizada la lectura completa de los artículos seleccionados para corroborar que tienen relación con el tema planteado, obtenemos un montante final de 4 artículos, para la discusión, incluidos en la tabla 1.

Diagrama 1. Diagrama de la metodología del proceso de selección de estudios

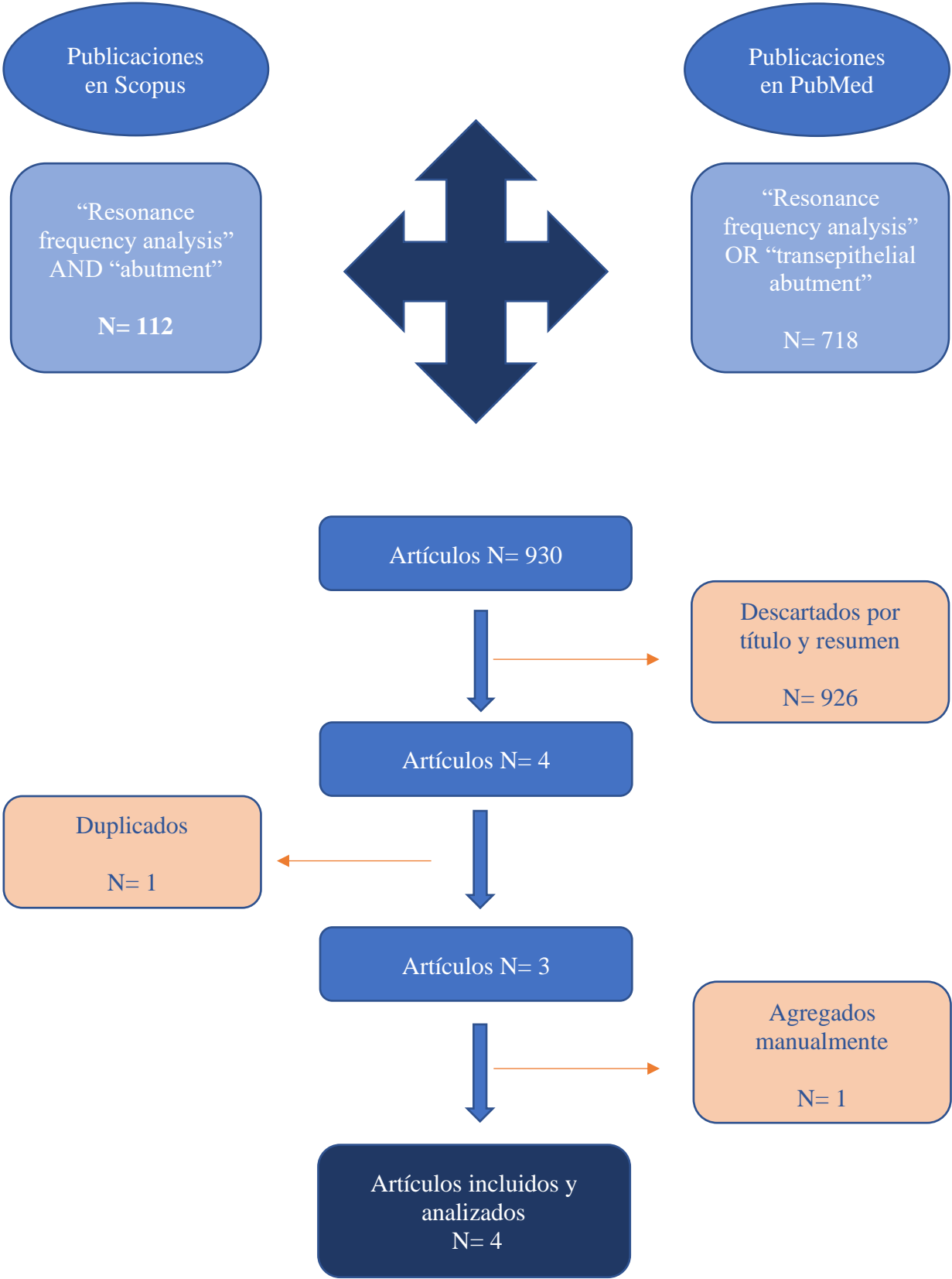




Tabla 1: Resumen de los artículos obtenidos y utilizados en la discusión.

AUTOR/ AÑO	ESTUDIO	OBJETIVOS	MATERIAL Y MÉTODOS	RESULTADOS	CONCLUSIÓN
<p><b>Lages FS, Willya Douglas-de-Oliveira D, Ibelli GS, Assaf F, Queiroz TP, Costa FO.</b><sup>32</sup></p> <p><b>2017</b></p>	<p>Estudio transversal</p>	<p>El objetivo de este estudio es verificar la relación entre los valores ISQ obtenidos con diferentes pilares protésicos y en la plataforma del implante. La hipótesis es que los valores ISQ cambian según la altura del pilar.</p>	<p>12 participantes con una edad media de 52.83 años contribuyeron con 31 implantes dentales al estudio. Primero el Smartpeg tipo 1 fue insertado con torque manual directamente a la plataforma del implante (G1). Tras esto el Smartpeg fue desatornillado, se colocó un pilar de cicatrización de 1 mm y se insertó un Smartpeg tipo A3 (G2). Posteriormente se insertó un pilar transmucoso de 5 mm y el Smartpeg fue atornillado al pilar (G3). Tras las mediciones, el Smartpeg y el pilar fueron desatornillados y se volvió a colocar la prótesis provisional. Todas las evaluaciones fueron realizadas por un solo examinador (ICC = 0.989).</p>	<p>Existen diferencias estadísticamente significativas (<math>p &lt; 0.001</math>) entre el ISQ medio de G1 (<math>88.27 \pm 5.70</math>); G2 (<math>72.75 \pm 4.73</math>) y G3 (<math>66.33 \pm 3.67</math>). Hay una correlación negativa estadísticamente significativa entre el ISQ y la distancia de medición (<math>r_s: -0.852</math>; <math>p &lt; 0.001</math>; <math>R^2: 0.553</math>). Así, en el presente estudio se observa que a mayor altura del pilar transmucoso, menor valor ISQ. La regresión marginal logarítmica lineal indicó que cada unidad aumentada en la raíz cuadrada de la altura del Smartpeg, tendía a disminuir aproximadamente un 12% del valor medio de ISQ.</p>	<p>La altura del pilar tiene un impacto significativo en las mediciones del AFR. Cuanto mayor es la altura del pilar transmucoso, menor será el valor ISQ. En la práctica clínica, se sugiere que el ISQ medido en el pilar no se puede comparar con los valores obtenidos en la plataforma del implante.</p>

AUTOR/ AÑO	ESTUDIO	OBJETIVOS	MATERIAL Y MÉTODOS	RESULTADOS	CONCLUSIÓN
<b>Herrero-Climent M, Díaz-Castro CM, Fernández Chereguini C, Falcao C, Gil FJ, Ríos-Santos JV.</b> <sup>33</sup>  <b>2017</b>	Estudio de correlación in vivo.	El objetivo de este estudio es comparar el valor ISQ obtenido por Osstell ISQ, atornillando el Smartpeg directamente al implante o a un nuevo diseño de pilares de cicatrización de 2, 3.5 y 5 mm de altura.	60 implantes de superficie rugosa fueron colocados en 4 costillas bovinas (hueso tipo II). 30 implantes estándar y 30 prototipos (con un núcleo progresivo 0,2 mm más ancho) fueron divididos en los grupos A y B, respectivamente. La estabilidad primaria se midió mediante AFR con el transductor atornillado directamente al implante o con tres Smartpeg atornillados a la parte superior de tres pilares de cicatrización diferentes de 2, 3.5 y 5 mm. Finalmente, el ISQ fue medido atornillando de nuevo el Smartpeg directamente al implante. En los tres pilares, independientemente de la altura, el Smartpeg se encuentra 1,8 mm más alejado del hueso que cuando se atornilla directamente a la plataforma del implante.	El ISQ medio de toda la muestra fue $76.7 \pm 5.5$ . El ISQ promedio del grupo prototipo es $73.9 \pm 5.3$ y el estándar es $79.8 \pm 3.7$ . Los valores medios de ISQ según el lugar donde se atornilla el Smartpeg fueron $76.2 \pm 4.47$ y $75.69 \pm 4.7$ , cuando el Smartpeg se atornilló directamente al implante; $78.2 \pm 5.78$ , $77.3 \pm 5.90$ , $76.0 \pm 5.90$ cuando el transductor se atornilló a los pilares de 2, 3.5 y 5 mm de altura, respectivamente. En el grupo de implantes prototipo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, en el grupo de implantes estándar, sí que se encontraron diferencias estadísticamente significativas.	De la presente investigación se puede concluir que se podrían obtener valores ISQ similares midiendo el AFR con el transductor atornillado directamente al implante o a los pilares de cicatrización de diferentes alturas, de manera precisa y reproducible.

AUTOR/ AÑO	ESTUDIO	OBJETIVOS	MATERIAL Y MÉTODOS	RESULTADOS	CONCLUSIÓN
<b>Shah SN, Chung J, Kim DM, Machtei EE.</b> <sup>34</sup>  <b>2018</b>	Estudio clínico controlado aleatorizado	Evaluar los resultados clínicos y radiográficos de los implantes dentales cortos versus estándar, colocados con aumento óseo vertical concomitante en mandíbulas atróficas.	Se incluyeron 50 pacientes con 25 implantes por grupo. Los pacientes que requerían implantes dentales fueron asignados al azar para recibir implantes de 6 mm (experimentales) o implantes de 10 mm (control). Se conectaron pilares de cicatrización customizados que permitían medir el AFR de forma indirecta. Se tomaron radiografías estandarizadas en el momento de la colocación del implante y a los 3 y 12 meses. En cuanto a las mediciones de AFR, éstas se realizaron utilizando el Smartpeg fijado directamente en los implantes o mediante el pilar de cicatrización personalizado diseñado para medir el AFR por medio de Osstell. Estos pilares eran de 5 mm de altura y 4.1 mm de anchura.	5 implantes fallaron, 4 experimentales y 1 control (84% y 96% de tasa de supervivencia acumulada, respectivamente). Los cocientes de estabilidad del implante al inicio del estudio ( $67.9 \pm 8.3$ experimental y $70.8 \pm 7.6$ control, $P=0.215$ ) y 12 semanas ( $70.17 \pm 7.4$ y $72.03 \pm 5.9$ , respectivamente, $P=0.513$ ) fueron similares y sin cambios. Se encontró una correlación positiva entre los dos métodos de medición ( $r_2 = 0.6$ , $P = 0.025$ ). Los valores registrados a través del pilar de cicatrización fueron significativamente ( $P = 0.002$ ) más bajos en comparación con las mediciones directas. Así los valores de ISQ en los pilares personalizados fueron un 20% más bajos en comparación con la medición directa.	Los implantes dentales cortos pueden ser una alternativa para la colocación de implantes en una mandíbula atrófica; sin embargo, están asociados con una tasa de supervivencia reducida en el primer año.

AUTOR/ AÑO	ESTUDIO	OBJETIVOS	MATERIAL Y MÉTODOS	RESULTADOS	CONCLUSIÓN
<b>Guerrero- González M.<sup>35</sup>  2017</b>	Estudio de correlación in vivo.	El propósito de este estudio es determinar la fiabilidad del nuevo pilar transeptelial diseñado para atornillar el Smartpeg directamente a él, evitando así la desconexión del mismo. De tal manera, se pretende evaluar si los valores ISQ obtenidos son comparables a los alcanzados cuando el Smartpeg se atornilla al implante.	La estabilidad implantaria se valoró a través del AFR por medio del sistema Osstell ISQ. El AFR se realizó, por un lado, con el Smartpeg atornillado directamente al implante y, por otro, sobre pilares de 2, 3.5 y 5 mm. Independientemente de la altura del pilar, el Smartpeg está 1.8 mm más alejado del hueso que cuando éste está atornillado directamente al implante. Se evaluaron un total de 32 pacientes (116 implantes). Las mediciones de AFR se tomaron dos veces para cada grupo de las superficies mesial, distal, bucal y palatina/lingual, manteniendo un ángulo de 90° con el eje mayor del implante y una distancia de aproximadamente 2 mm con respecto al Smartpeg.	Los valores medios del cociente de estabilidad del implante fueron 72.581 cuando el Smartpeg fue atornillado directamente al implante; 72.899, 72.391 y 71.458 cuando el transductor fue atornillado en la parte superior de pilares de 2, 3.5 y 5 mm de altura, respectivamente. El ICC entre las mediciones realizadas directamente en el implante y a través de los pilares de 2, 3.5 y 5 mm fueron 0.908, 0.919 y 0.939, respectivamente. Los registros AFR obtenidos en todos los grupos revelaron una muy buena correlación y una reproducibilidad casi perfecta. Los resultados de este estudio demuestran que ni la orientación de la sonda ni la altura o diámetro del implante tienen influencia en los valores ISQ obtenidos.	Los valores AFR que se registraron a través de los pilares transepteliales experimentales lograron un alto grado de confiabilidad. Estos pilares de nuevo diseño simplifican el procedimiento clínico, ya que no hay que retirar el pilar para tomar el AFR.

## 6. DISCUSIÓN

El objetivo principal de esta revisión bibliográfica es determinar la existencia suficiente de evidencia científica que apoye el uso de pilares de cicatrización customizados que permitan la medición del AFR sin la necesidad de tener que retirarlos, y que este valor sea comparable al obtenido cuando el transductor se atornilla directamente a la plataforma del implante.

Hoy en día la estabilidad implantaria sigue siendo un requerimiento esencial para conseguir osteointegración y para asegurar el éxito del implante durante más tiempo.<sup>4,5</sup> A lo largo de estos años, numerosos métodos, tanto invasivos como no invasivos, han sido descritos con el fin de valorar la estabilidad del implante en el lecho quirúrgico.<sup>10</sup> Fue Meredith<sup>6</sup> quien propuso el AFR, un método no invasivo, sencillo y clínicamente aplicable para determinar, en función de la rigidez de la interfase, la estabilidad del implante tanto en el momento de la colocación del mismo como a posteriori. Desde que el AFR fue introducido, varios sistemas como el Osstell y el Penguin, han sido utilizados. Ambos requieren el uso de un transductor, específico para cada tipo de implante, el cual puede ser atornillado directamente al implante o a un pilar de cicatrización. Ese transductor será estimulado a través de una sonda inalámbrica, difundiendo un valor ISQ que podrá variar de 0 a 100.

En esta discusión se debate el hecho de si es comparable o no medir el AFR directo a implante versus pilar de cicatrización, con el único fin de evitar la continua desconexión-conexión del pilar de cicatrización, lo cual conlleva daño a los tejidos blandos y por consiguiente reabsorción del hueso que está alrededor del implante. Es por esta cuestión por la que se han diseñado los nuevos pilares de cicatrización que permiten anclar el Smartpeg o MulTipeg, en función del sistema utilizado, directamente a ellos, simplificando así el procedimiento clínico, ya que no habría que retirar el pilar para tomar el AFR. La duda que se nos plantea en este caso es que al atornillar el transductor más lejos del hueso que cuando éste es fijado a la plataforma del implante, se podría producir una mayor vibración de la interfase implante-hueso y por consiguiente un descenso en el valor ISQ.<sup>33,35</sup>

Tras las búsquedas realizadas en dos de las principales bases de datos, PubMed y Scopus, se puede corroborar que hay pocos estudios que valoren el AFR atornillando el transductor en el pilar de cicatrización y comparándolo con el obtenido directo a implante. Por ese motivo se decidió no establecer límites, seleccionando todos aquellos estudios que trataran el tema en cuestión. Por ello y por la alta heterogeneidad de los estudios incluidos, los resultados de esta revisión bibliográfica deben de ser interpretados con cautela, siendo necesarios más estudios que permitan confirmar los hechos.

Existen artículos que sugieren que el ISQ medido en el pilar no se puede comparar con los valores obtenidos en la plataforma del implante. Así, Lages et al<sup>32</sup> determinaron que el valor ISQ podía verse modificado de acuerdo a la altura del pilar de cicatrización. En este estudio se incluyeron 12 pacientes, los cuales contribuyeron con 31 implantes dentales de 4.1x 10 mm. Tras la remoción de las coronas y elementos protéticos, se procedió a la valoración del AFR medido de forma directa en la plataforma del implante (G1), así como indirectamente atornillando el Smartpeg a un pilar de 1 mm (G2) y a un pilar de 5 mm de altura (G3). En todos los casos las medidas fueron tomadas desde cuatro direcciones: mesial, distal, bucal y lingual. Los resultados obtenidos demostraron que el valor ISQ disminuye conforme aumenta la altura del pilar, de tal forma se obtuvo un valor ISQ para el grupo G1 de 88.27( $\pm$ 5.70), mientras que en G3, éste fue de 66.33( $\pm$ 3.67). Este estudio muestra que ni el diámetro del implante ni la dirección de medición en relación con el Smartpeg alteran significativamente el valor ISQ. Lages et al<sup>32</sup> demostraron que por cada unidad aumentada en la raíz cuadrada de la altura del Smartpeg, el valor medio ISQ tendía a disminuir aproximadamente un 12%. Así los autores concluyeron que aunque el valor ISQ varía con respecto al lugar donde se realiza la medición, son necesarios más estudios con implantes de diferentes diámetros y distintas conexiones con el fin de confirmar los hallazgos descritos. Además sugieren que se desarrollen estudios que permitan establecer una fórmula matemática para igualar el valor ISQ medido en la plataforma del implante y hacerlo comparable con el obtenido en pilares de cicatrización transeptiliales de diferentes alturas.

Estos resultados son comparables con los obtenidos por Shah et al<sup>34</sup> quienes emplearon pilares de cicatrización customizados de 4.1 mm de anchura y 5 mm de altura para la medición del AFR de forma indirecta y determinaron que el valor ISQ resultante

del empleo de pilares customizados era aproximadamente un 20% más bajo que el valor obtenido cuando el AFR era medido directamente en la plataforma del implante.

Por otro lado y a diferencia de los resultados analizados hasta ahora, existen estudios que pueden concluir que similares valores ISQ podrían obtenerse midiendo el AFR con el transductor atornillado directamente al implante o a nuevos pilares de cicatrización de diferentes alturas. Estos pilares han sido diseñados para evitar su continua desconexión-conexión y así facilitar el registro del valor ISQ. De esta forma, además de evitar un impacto en la barrera mucosa y por consiguiente, una alteración en el hueso que rodea al implante, en casos de baja estabilidad, al no tener que aplicar fuerzas de contra-torque, contribuimos a mantener la estabilidad del implante durante el período de cicatrización. Otra ventaja que tienen estos pilares es que facilitan el trabajo del clínico ya que el Smartpeg está colocado más coronal y por tanto de forma más accesible para el profesional. Gracias a su diseño, el Smartpeg puede ser atornillado en su parte interna, tan cerca como sea posible del hueso. Además, hay que tener en cuenta que independientemente de la altura del pilar, el transductor está localizado 1.8 mm más alejado del hueso que cuando el Smartpeg es atornillado directamente en la plataforma del implante.<sup>33,35</sup>

En su estudio, Herrero-Climent et al<sup>33</sup> colocaron 60 implantes de superficie rugosa, 30 estándar y 30 prototipo, en 4 costillas bovinas. Por medio del sistema Osstell se midió la estabilidad primaria atornillando el Smartpeg tanto en la plataforma del implante, como en los nuevos pilares de 2, 3.5 y 5 mm. En cada situación, el valor ISQ fue registrado con el Osstell perpendicular al transductor y desde cuatro posiciones diferentes: mesial, distal, bucal y lingual. Los resultados demostraron que en el grupo de implantes prototipo, no había diferencias estadísticamente significativas entre los valores ISQ obtenidos y que por tanto estos podían ser comparables. Sin embargo, en el grupo de implantes estándar, sí que se encontraron diferencias estadísticamente significativas con respecto al hecho de medir el AFR directo a implante versus de forma indirecta en los pilares de cicatrización. Así mismo, pero haciendo referencia a la posición del Osstell y a la dirección desde la cual se procedió a la medición, también se hallaron diferencias estadísticamente significativas en el grupo de implantes estándar. Los resultados de este estudio muestran por tanto únicamente diferencias estadísticamente significativas en el

grupo estándar. A diferencia de los resultados obtenidos en los otros estudios, Herrero-Climent et al<sup>33</sup> registraron un valor ISQ más alto cuando el transductor era atornillado al pilar que cuando éste era fijado de forma directa en la plataforma del implante estándar. Sin embargo y aunque se hallaran diferencias estadísticamente significativas en dicho grupo, de la presente investigación se podría concluir que similares valores ISQ podrían ser obtenidos atornillando el transductor en la plataforma del implante o bien en los pilares de cicatrización.

Estos nuevos pilares de cicatrización también fueron empleados por Guerrero-González<sup>35</sup> para llevar a cabo su tesis doctoral, con el propósito de determinar la fiabilidad de los mismos, usando el sistema Osstell ISQ. En un total de 32 pacientes se llevaron a cabo las mediciones desde las superficies mesial, distal, bucal y lingual, atornillando el Smartpeg tanto en el implante como en los pilares de 2, 3.5 y 5 mm. 116 implantes Essential de la casa comercial Klockner fueron admitidos en el estudio, con un diámetro de 3.5, 4, 4.5 o 4.8 mm y una longitud variable entre 8,10 y 12 mm. Los resultados de este estudio muestran unos valores ISQ comparables: 72.581 con el Smartpeg atornillado directamente al implante; 72.899, 72.391 y 71.458 cuando el transductor es atornillado a los pilares de 2, 3.5 y 5 mm. En todos los grupos, las mediciones fueron tomadas dos veces desde las cuatro direcciones, existiendo una perfecta correlación entre la primera y la segunda medición. De la misma manera, no hubo diferencias con respecto a la dirección desde la cual se midió el AFR.

Los resultados de Guerrero-González<sup>35</sup> están de acuerdo con los obtenidos por Herrero-Climent et al<sup>33</sup>, los cuales muestran que los valores ISQ registrados con el pilar de cicatrización tienen una muy buena fiabilidad en comparación con los valores registrados directamente en el implante. Sin embargo, difieren como ya hemos visto de los obtenidos por Lages et al<sup>32</sup>, quienes concluyen que conforme aumenta la altura del pilar, disminuye el valor ISQ.

Haciendo referencia a la longitud y diámetro de los implantes, algunos de estos estudios revelan que dichas características no tienen influencia en los valores ISQ obtenidos, independientemente de la técnica de medición empleada (directa a implante o a través de los pilares de cicatrización customizados).<sup>32,35</sup>



A pesar de la gran utilidad del AFR para conseguir una evaluación objetiva de la estabilidad implantaria en comparación con otros métodos desarrollados con un propósito similar, son necesarios más estudios que indiquen si el valor ISQ disminuye conforme aumenta la altura del pilar y si la distancia existente entre el transductor y el hueso podría conllevar una alteración en la medición del AFR.

A día de hoy existe poca evidencia científica que demuestre que los resultados obtenidos, independientemente de la técnica empleada, sean comparables. Por tanto, son necesarios más estudios que clarifiquen el uso de estos nuevos pilares protésicos transepiteliales, que no solo simplificarían el procedimiento clínico al no tener que retirarlos para la medición del AFR, si no que además ayudarían a preservar la integridad de los tejidos blandos y por tanto mantener el hueso que rodea al implante.

## **7. CONCLUSIONES**

Tras analizar los resultados de los artículos seleccionados y de los estudios publicados se obtienen las siguientes conclusiones:

- Se verifica una falta de evidencia científica que compare los valores obtenidos midiendo el AFR de forma directa en la plataforma del implante frente al hecho de usar pilares de cicatrización customizados que permiten anclar el transductor en su parte interna.
- No existe evidencia científica que indique la retirada del pilar de cicatrización para la medición del AFR y la obtención de un valor ISQ, equivalente a la estabilidad implantaria.
- Los nuevos pilares de cicatrización además de reducir el tiempo de trabajo al no tener que retirarlos, ayudarían a preservar la integridad de los tejidos duros y blandos que rodean a los implantes, contribuyendo a mantener la osteointegración de los mismos.
- La altura y el diámetro del implante, así como la dirección desde la cual se efectúa la medición del AFR, son factores que no alteran ni comprometen el valor ISQ obtenido.
- Los resultados de esta revisión deben ser interpretados con cautela debido a la falta de estudios y a la alta heterogeneidad de los mismos. Son por tanto necesarios muchos más estudios que nos permitan poder obtener resultados concluyentes.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

1. Albertini M, Fernandez-Yague M, Lazaro P, Herrero-Climent M, Rios-Santos J, Bullon P, et al. Advances in surfaces and osseointegration in implantology. Biomimetic surfaces. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal*. 2015 May 1;20(3):e316–25.
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 Jan;9(C):15–25.
3. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1–132.
4. Meredith N, Books K, Fribergs 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 Implants Res*. 1997 Jun;8(3):226–33.
5. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree 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 Aug;15(4):428–34.
6. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000*. 2008 Jun;47(1):51–66.
7. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):491–501.
8. Gabay E, Cohen O, Machtei EE. A novel device for resonance frequency assessment of one-piece implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):523–7.
9. Raghavendra S, Wood M, Taylor T. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Jan;20(3):425–31.

10. Chang P-C, Lang NP, Giannobile W V. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan;21(1):1–12.
11. 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(3):261–7.
12. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(3):558–61.
13. Mateos Moreno B, Herrero Climent M, Lázaro Calvo P, Mas Bermejo C, Sanz Alonso M. Métodos clínicos para valoración de la estabilidad de la interfase implante-hueso. *Periodoncia.* 2001;11(4):323–36.
14. Schulte W, D'Hoedt B, Lukas D, Maunz M, Steppeler M. Periotest for measuring periodontal characteristics—correlation with periodontal bone loss. *J Periodontal Res.* 1992;27(3):184–90.
15. 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(3):234–43.
16. Veltri M, Balleri P, Ferrari M. Influence of transducer orientation on Osstell™ stability measurements of osseointegrated implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007 Mar;9(1):60–4.
17. Jaramillo R, Santos R, Lázaro P, Romero M, Ríos-Santos J V., Bullón P, et al. Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices: Osstell mentor and osstell ISQ. *Implant Dent.* 2014;23(3):351–6.
18. Herrero-Climent M, Falcão A, López-Jarana P, Díaz-Castro CM, Ríos-Carrasco B, Ríos-Santos JV. In vitro comparative analysis of two resonance frequency measurement devices: Osstell implant stability coefficient and Penguin resonance frequency analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019 Dec 12;21(6):1124–31.
19. 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(3):128–32.

20. 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(7):1066–71.
21. Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 2013 Mar;40(3):221–7.
22. 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 Aug;28(4):297–303.
23. 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(5):529–39.
24. Sim CPC, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™Mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Mar 19;21(6):598–604.
25. 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(1):48–57.
26. Esposito M, Gabriella Grusovin M, Willings M, Coulthard P, Worthington H V. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(6):893–904.
27. Gallucci G, Benic G, Eckert S, Papaspyridakos P, Schimmel M, Schrott A, et al. Consensus Statements and Clinical Recommendations for Implant Loading Protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jan;29(Supplement):287–90.
28. Abrahamsson, I. Berglundh, T. Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 1997;24(8):568–72.
29. Canullo L, Bignozzi I, Cocchetto R, Cristalli MP, Iannello G. Immediate positioning of a definitive abutment versus repeated abutment replacements in post-extractive implants: 3-year follow-up of a randomised multicentre clinical trial. *Eur J Oral Implantol.* 2010 Dec 1;3(4):285–96.

30. Ríos-Santos J, Ridao Sacie C, Mora Gragera S, Bullon P. Odontología basada en la evidencia (I): Formulación de una pregunta a partir del problema clínico del paciente. *Arch Odontoestomatol*. 2003;19(1):577–84.
31. Ridao Sacie C, Mora Gragera S, Martín López P, Ríos-Santos JV. Odontología basada en la evidencia (II): Estrategia de búsqueda. *Arch Odontoestomatol*. 2004;20(1):9–17.
32. Lages FS, Willya Douglas-de-Oliveira D, Ibelli GS, Assaf F, Queiroz TP, Costa FO. Relationship between implant stability on the abutment and platform level by means of resonance frequency analysis: A cross-sectional study. Di Napoli A, editor. *PLoS One*. 2017 Jul 24;12(7):1–8.
33. Herrero-Climent M, Díaz-Castro C, Fernández Chereguini C, Falcao C, Gil F, Ríos-Santos JV. Resonance frequency analysis by the Osstell system, using the transducer screwed to different healings abutments. *Rev Port Estomatol Med Dentária e Cir Maxilofac*. 2017 May 16;58(2):91–6.
34. Shah SN, Chung J, Kim DM, Machtei EE. Can extra-short dental implants serve as alternatives to bone augmentation? A preliminary longitudinal randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int (Berl)*. 2018;49(8):635–43.
35. Guerrero-González M. Análisis de frecuencia de resonancia registrado sobre pilares de cicatrización frente al obtenido directo a implante. Estudio de correlación in vivo. Tesis Doctoral. Universidad de Zaragoza; 2017.