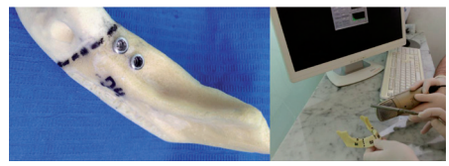
Determinación de la estabilidad de implantes de uso odontológico mediante análisis de armónicos



Assesing dental implant stability using acoustic sound analysis

Aritza Brizuela-Velasco[1], Guillermo García-Anduaga[3], Eneko Solaberrieta-Méndez[2], Nerea Martín-Blanco[1], Yelko Chento-Valiente, Angel Alvarez-Arenal[4], Felipe José Fernández-González[4], Gorka Santamaría-Arrieta[1], Alberto Anta-Escuredo[1], Joseba Ellacuria-Echevarría[1]

[1] Universidad del País Vasco UPV-EHU. Dpto. Estomatología. Barrio Sarriena, s/n - 48940 Leioa (Vizcaya). Tfno: +34 94 6017970
[2] Universidad del País Vasco UPV-EHU. ETSI. Dpto. Expresión gráfica e Ingeniería de Proyectos. Alameda Urquijo, s/n - 48013 Bilbao. Tfno: +34 946017218
[3] Universidad del País Vasco UPV-EHU. Dpto. Ingeniería de sistemas y Automática. Plaza Europa, 1 - 20018 Donostia-San Sebastián. Tfno: +34 943018683
[4] Universidad de Oviedo. Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud. Dpto de Cirugía y Especialidades Médicoquirúrgicas. Calle Julián Claveria, s/n - 33006 Oviedo. Tfno: +34 985 10 35 30

DOI: http://dx.doi.org/10.6036/7803 | Recibido: 01/09/2015 • Aceptado: 03/11/2015

ABSTRACT

- Within all the recovery therapies of lost teeth, the dental implants have meant the revolution in the past 25 years. One of the keys for having achieved this success is the mechanical stability, which is the control of micromovement in the bone-implant interface during the masticatory forces. The resonance frequency analysis (RFA) is a method used to determine the stiffness of that interface and as a consequence, the stability of the implant itself.
  The aim of this study is to present a method to determine the resonance frequency of the dental implant inside the supporting bone based on the harmonic response analysis.
  For such goal an experimental study was carried out, on jaw of resin of two different densities in which 6 dental implants were placed. The implant insertion torque was measured, the vibrational responses of the implant were then acquired through a microphone when it was hit by a hammer and the harmonic was measured by a labview 11 software.
  The statistical analysis established a significant correlation ($p<0.05$) between the variables of the insertion torque (Ncm) and sound frequency (Hz); and between the sound frequency and the stiffness of the resin, so, the higher the density the higher the torque and the Hz value.
  The analysis of the harmonics has a relationship with other variables related to the implant stability, such as the insertion torque, the density and the stiffness of the supporting bone
- **Keywords:** implant stability, resonance frequency analysis, harmonic response analysis, micromovement, ostell.

RESUMEN

Dentro de las terapias de recuperación de dientes perdidos, los implantes dentales han constituido la revolución en los últimos 25 años. Una de las claves de su éxito es la estabilidad mecánica, entendida como el control del micromovimiento en la interfase hueso-implante, ante la aplicación de las fuerzas masticatorias. El análisis de frecuencia de resonancia es un método utilizado para determinar la rigidez de esa interfase y en consecuencia de la estabilidad del implante. El objetivo de este estudio es presentar un método de determinación de la frecuencia de resonancia del implante dental dentro del hueso de soporte basado en el análisis de armónicos, al golpear el implante y recoger y procesar el sonido resultante.

Para tal fin se realizó un estudio experimental, sobre mandíbula de resina de dos diferentes densidades, en la que se colocaron 6 implantes. Se midió el par (torque) de inserción, se recogió mediante un micrófono condensador el sonido que se producía al golpear la plataforma de los implantes y se analizó el armónico fundamental mediante un software labview 11. El análisis estadístico estableció una correlación significativa ($p<0.05$) entre las variables par (torque) de inserción (Ncm) y frecuencia del sonido (Hz) y entre esta última y la rigidez de la resina, de manera que a mayor densidad y mayor torque, mayor el valor en Hz.

Se concluye que el análisis de armónicos tiene correlación con otras variables relacionadas con la estabilidad implantaria como son el torque de inserción y la densidad y rigidez del hueso de soporte.

Palabras clave: Estabilidad implantaria, análisis de frecuencia de resonancia, análisis de armónicos, micromovimiento, osstell.

1. INTRODUCCIÓN

Para la ingeniería, la salud ha sido uno de los fundamentos de la investigación aplicada.

En la última década, el desarrollo de la biomedicina ha estado marcado por un carácter multidisciplinar. Una simbiosis de la ingeniería con las ciencias de la salud permite a ésta ayudar y servir como herramienta para que la medicina , y en este caso la odontología, alcance mayor efectividad y calidad.

La necesidad de reponer los dientes perdidos, a través de materiales y procedimientos diversos, ha sido una constante a lo largo de la historia de la odontología. Tras la aparición y desarrollo de los implantes dentales osteointegrados avalados por los trabajos de Bränemark [3] y Schroeder [22], se abrió un nuevo campo de tratamiento que posibilitó la resolución de cualquier tipo de desdentación con resultados predecibles [1].

No obstante, pese a tener una alta predictibilidad, es posible la aparición de fracasos alrededor de un implante como resultado de problemas biológicos y biomecánicos que afectan a la estabilidad del implante, entendida ésta como el control del micromovimiento ante la aplicación de carga masticatoria, tanto durante el periodo de cicatrización como durante el periodo de función [25] .

Los trabajos en los inicios de la Implantología [23] sugerían que uno de los requisitos básicos del éxito del implante era la ausencia de un movimiento relativo en la interfase hueso-implante ante la aplicación de carga masticatoria (Figura 1). Hoy en día se considera al contrario que el movimiento se produce y los estudios más recientes proponen la existencia de micromovimientos [5]. Esta teoría postula que el micromovimiento excesivo afecta a

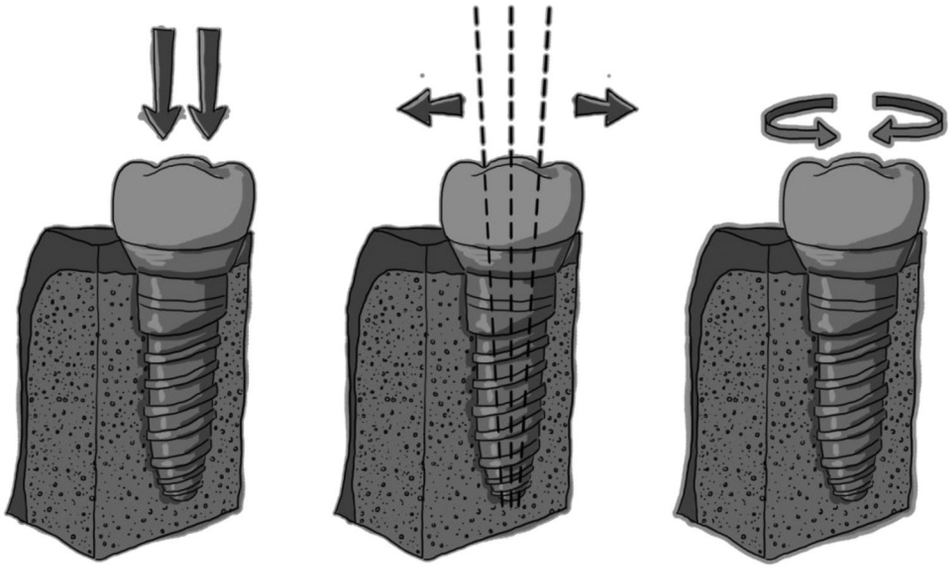


Fig. 1: Tipos De dirección de movimiento resultante en el implante, como resultado de aplicación de carga funcional masticatoria

la secuencia de cicatrización que conduce al desarrollo de hueso sobre un implante de superficie porosa [26, 11, 19]. Ensayos en modelo animal han demostrado que también la cicatrización de una fractura ósea se ve afectada por una falta de estabilidad mecánica entre sus bordes, tanto por fenómenos de reabsorción ósea como por alteraciones en los patrones de vascularización [20]. Del mismo modo, respecto a la consecución y mantenimiento de la integración de los implantes dentales, estudios recientes proponen la existencia de micromovimientos tolerados y perjudiciales [5, 26, 11, 19], situando el umbral entre los 50 y los 150 micras, de manera que por encima de él se debe esperar una prevalencia de la encapsulación fibrosa sobre la osteointegración [25].

En este sentido, surge la necesidad de conseguir una estabilidad implantaria, considerada ésta como la ausencia de movilidad clínica bajo una carga determinada [7]. La estabilidad primaria que alcanza el implante es esencialmente mecánica y es la que se consigue en el momento quirúrgico de su colocación en el hueso de soporte. Esta estabilidad primaria se ve influida por diversos factores, principalmente relativos al paciente como son la densidad y la disponibilidad ósea, pero también a otros como el diseño del implante y la técnica quirúrgica empleada en la conformación del lecho del implante [7]. Esta estabilidad primaria será sustituida de forma progresiva por una estabilidad secundaria o biológica, que es el resultado de la formación y remodelación del hueso en la superficie del implante durante el periodo de osteointegración y que acontece de media entre los 2 y 3 meses siguientes a la colocación del implante.

Fig. 2: Determinación de la estabilidad primaria del implante mediante el control del torque de inserción en su colocación por medio de una llave dinamométrica

Por todo ello, se establece la necesidad de poder medir y monitorizar el micromovimiento de un implante tanto durante el proceso de cicatrización como durante la carga funcional una vez integrado, para prevenir riesgos de fallo.

Se han propuesto diversas técnicas para la determinación de la estabilidad implantaría. El más común, sencillo y posiblemente subjetivo, sea el test de percusión, golpeando con el mango de un instrumento la plataforma del implante o el pilar [1], para explorar su movilidad y el dolor a la prueba.

Considerando la relación directamente proporcional existente entre la densidad ósea y la estabilidad implantaria, otro método empleado ha sido el radiográfico, evaluando prequirúrgicamente la calidad y calidad ósea de la zona ósea receptora, mediante unidades Hounsfield [10].

Otro valor utilizado clínicamente es el par de inserción (por ser más utilizado en la literatura científica en Odontología en adelante denominaremos torque de inserción) del implante dentro del hueso maxilar como indicador del nivel de estabilidad primaria (Figura 2). Un torque de inserción elevado se ha considerado como indicativo de un implante bien fijado y estable en el lecho óseo [15-16], expresando la resistencia antirrotacional del implante. Esto se debe a la compresión del cuello del implante en el hueso cortical crestal, al apoyo del implante en la base del lecho óseo preparado y al cerclaje derivado del macrodiseño del implante [18].

Finalmente, en 1996, Meredith desarrolló un método no invasivo para evaluar la condición de la interfase implante - tejido basado en el análisis de frecuencia de resonancia (RFA). Este método,

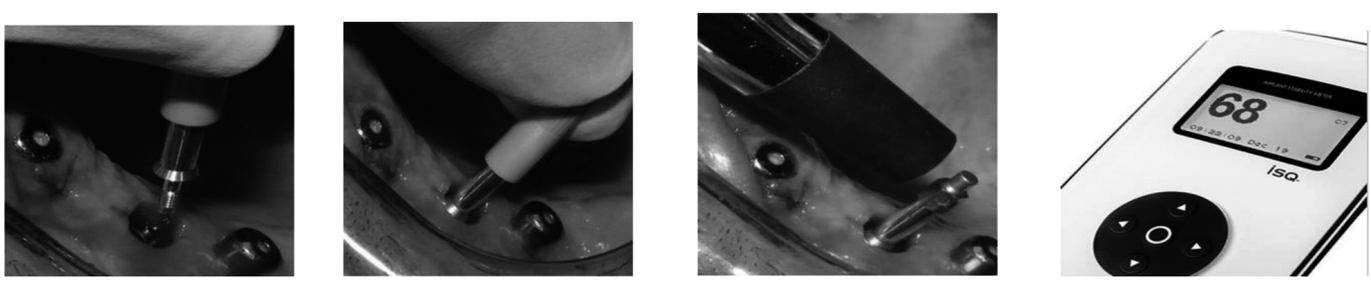


Fig. 3: Secuencia de medición de la estabilidad implantaria mediante Osstell. 1 y 2 - Colocación mediante atornillado con un torque de 6-9Ncm del transductor (smartpeg) sobre la rosca interna del implante. 3 - Medición. 4 - Visualización de los datos expresados en ISQ.

es originario de la Ingeniería y resulta una más de las importantes contribuciones de la misma al desarrollo de la odontología en la última década, tanto en el campo de la cirugía como de la rehabilitación . El método se basa en la aplicación controlada de cargas de flexión, a través de un pequeño transductor acoplado mediante atornillado al implante o al pilar, que imitan la carga funcional y su dirección, proporcionando información acerca de la rigidez de la unión hueso-implante [13] y del micromovimiento expresado como desplazamiento lateral del implante ante la aplicación de carga [17]. Mediciones realizadas en diferentes estadios del proceso de osteointegración (cicatrización) pueden mostrar cómo un implante aumenta su estabilidad como consecuencia de la nueva formación y remodelación óseas [2, 13].

En la actualidad el dispositivo de análisis de frecuencia de resonancia Osstell© (Figura 3), se encuentra en su cuarta generación de desarrollo. Los resultados de los análisis de las primeras generaciones eran presentados en hercios (Hz), mientras que en la actualidad son transformados a unidades de cociente de estabilidad implantaria ISQ (*Implant Stability Quotient*). Los valores ISQ van desde 1 hasta 100, siendo 1 el menor valor de estabilidad posible y 100 el máximo [6].

El principal inconveniente de los sistemas clínicos actuales de análisis de frecuencia de resonancia (Osstell) es la necesidad de contar con un transductor (smartpeg) atornillado al implante para efectuar la medición, que es específico para cada tipo de implante, no se puede esterilizar y tiene un número de usos limitados.

El objetivo del presente trabajo es el de presentar un sistema de análisis de frecuencia natural, basado en un método acústico de análisis de armónicos, orientado a la determinación de la estabilidad implantaria, que carezca de transductor atornillado al implante y pueda emplearse no solo clínicamente sino en modelos de experimentación animal y en cualquier tipo de implante oseointegrado.

La hipótesis nula de este trabajo es que habrá una relación directa entre los Hz de frecuencia del sonido obtenido al golpear un implante y los valores de Torque de inserción en Ncm de dicho implante.

2. MATERIALES Y METODOS

2.1. PRINCIPIOS

Para cumplir el objetivo marcado, se aplicó una tecnología basada en los principios del análisis de armónicos, mediante una excitación mecánica no invasiva del implante, golpeando la plataforma del implante mediante un martillo quirúrgico.

Si a un sistema, después de aportarle energía, se le permite que vibre libremente, la frecuencia de resonancia con la que oscila se conoce como su frecuencia natural. Esta frecuencia natural es un parámetro importante para la descripción dinámica de una estructura. La respuesta de frecuencia de una estructura se puede determinar experimentalmente y luego analizarla para encontrar las frecuencias naturales. La función de respuesta de frecuencia se calcula a partir de las transformadas de Fourier de la excitación y el tiempo de respuesta.

Un implante, fijado en su extremo apical a su lecho óseo receptor y libre en el extremo coronal, donde se atornillará la corona que sustituye al diente, se comporta como una viga en voladizo.

De acuerdo con esta afirmación, la frecuencia natural de un implante dental depende, por tanto, de sus condiciones de contorno, pudiendo calcular y establecer las condiciones del contacto hueso-implante y su evolución a lo largo del proceso de cicatrización y de carga [8].

2.2. METODOLOGÍA PROPUESTA

El esquema de trabajo se basó en la medición de la frecuencia natural de un implante dental, dentro de una resina que simula las características del hueso mandibular, empleando un análisis de armónicos al recoger el sonido que produce el implante al ser golpeado por un martillo quirúrgico.

En la elección del micrófono para la captación del sonido se tuvo en cuenta su sensibilidad, respuesta en frecuencia y directividad y por este motivo se eligió un micrófono condensador. Sus ventajas son que es de directividad variable, que su frecuencia de resonancia se sitúa en la zona de los agudos (de 12 a 20 kHz) y, como el diafragma es menos pesado que el de los micrófonos de bobina móvil, no consigue picos tan altos como aquel. Finalmente, el tamaño de su diafragma no está limitado por el hecho de tener que acoplarse a un determinado campo magnético, como ocurre en los electrodinámicos. Como inconveniente fundamental para el fin perseguido, es que se ve afectado por las condiciones de humedad y temperatura, por lo cual habría que valorar su eficiencia en un uso intraoral. En base a estas premisas, se ha contado para el ensayo con un micrófono USB Behringer C-1U (Music Group IP ltd, Zhongshan, China) de condensador de diafragma sencillo, de patrón polar cardioide y de 40 a 20.000 Hz de respuesta de frecuencia.

El procesado de la señal se ha realizado mediante un ordenador PC AMD Athlon de 2.26Gz y 2Gb de Ram y sistema operativo Windows XP 2002, con una tarjeta de sonido Realtek AC97.

Como martillo para golpear la plataforma del implante se ha utilizado el mango de un espejo intraoral, instrumento de exploración odontológica.

En el análisis de armónicos se ha empleado el software Labview, en su versión 11 y para el análisis, su programa prediseñado *Create test signal for the demos v02*. La captación y procesado se ha realizado con un periodo de 5 segundos.

Como muestra se han seleccionado 6 implantes dentales de Titanio grado IV (módulo de Young de 110 GPa) de conexión interna *Klockner Essential Cone*© (Soadco, Escaldes, Andorra) de 4x10mm., colocados sobre una reproducción de mandíbula humana, fabricada en resina de diferentes densidades (Selmodels S.L., Barcelona, España). Se han utilizado las zonas más densas (D1) y menos densas (D4) para la colocación de 3 implantes en cada una de esas zonas. Las propiedades mecánicas de las dos resinas quedan recogidas en la tabla 1.

Propiedades	ISO	Densidad D1		Densidad D2	
		Unfilled mixing	Mixing filled with 360 phr RZ 30150	Unfilled mixing	Mixing filled with 360 phr RZ 30150
Hardness	ISO - 868-85	72	82	45	55
Flexural modulus of elasticity (MPa)	ISO - 178-93	1.000	3.600	1.085	1.085
Flexural Strenght (MPa)	ISO - 178-93	37	39	30	30

Tabla 1: Propiedades de los materiales de las resinas del modelo de mandíbula empleado en el estudio

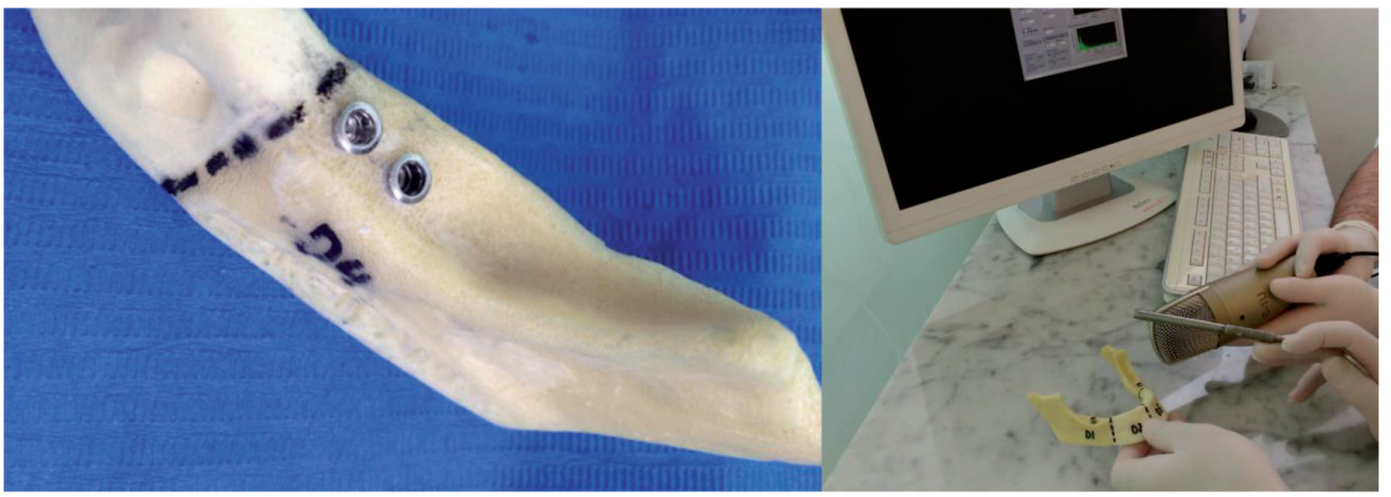


Fig. 4: Detalle de la resina de diferentes densidades, del espejo intraoral y de la plataforma de los implantes.

Para crear el lecho de los implantes se ha seguido el protocolo quirúrgico establecido por el fabricante, con la secuencia standard de fresado. En la inserción de los implantes se ha empleado un torquímetro BTG90CN (Tohnichi®, Tokyo, Japan) calibrado, recogiendo el valor Torque en Ncm que se ha precisado para colocar cada implante en su respectivo lecho quirúrgico (Figura 4).

Finalmente, golpeando la plataforma del cuello pulido de cada implante con el mango del espejo, se ha realizado el análisis de armónicos, obteniendo para cada implante 10 medidas expresadas en Hz.

2.3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se ha procedido al análisis estadístico de los datos obtenidos mediante el programa SPSS (IBM - International Business Machines Corp, Armonk, NY, USA), relacionando ambas variables (Hz del análisis acústico y Ncm del torque de inserción) mediante un coeficiente de correlación de Pearson. Se ha considerado que ambas variables estaban relacionadas si el valor del coeficiente era superior a 0.7.

3. RESULTADOS

La Figura 5, muestra la representación gráfica de la correlación estadística entre las dos variables comparadas, la frecuencia fundamental del análisis de armónicos (ADA) y el torque de inserción R^2 (coeficiente de determinación), y representa el porcentaje de variación de la variable dependiente (Frecuencia) que puede ser explicado por la variable independiente (Torque). Como se puede apreciar, existe una correlación lineal fuerte entre ambas variables. En un 93,1% de las ocasiones, resulta posible explicar la variación de los Frecuencia mediante la variación del Torque. Se puede afirmar con un valor $p < 0,05$ que existe, de manera significativa, relación lineal entre la Frecuencia y los Valores Torque.

La Tabla 2 muestra la estadística descriptiva de los valores del análisis de armónicos (ADA) en Hz y de los valores de Torque de inserción en Ncm, obtenidos sobre la muestra de los 6 implantes.

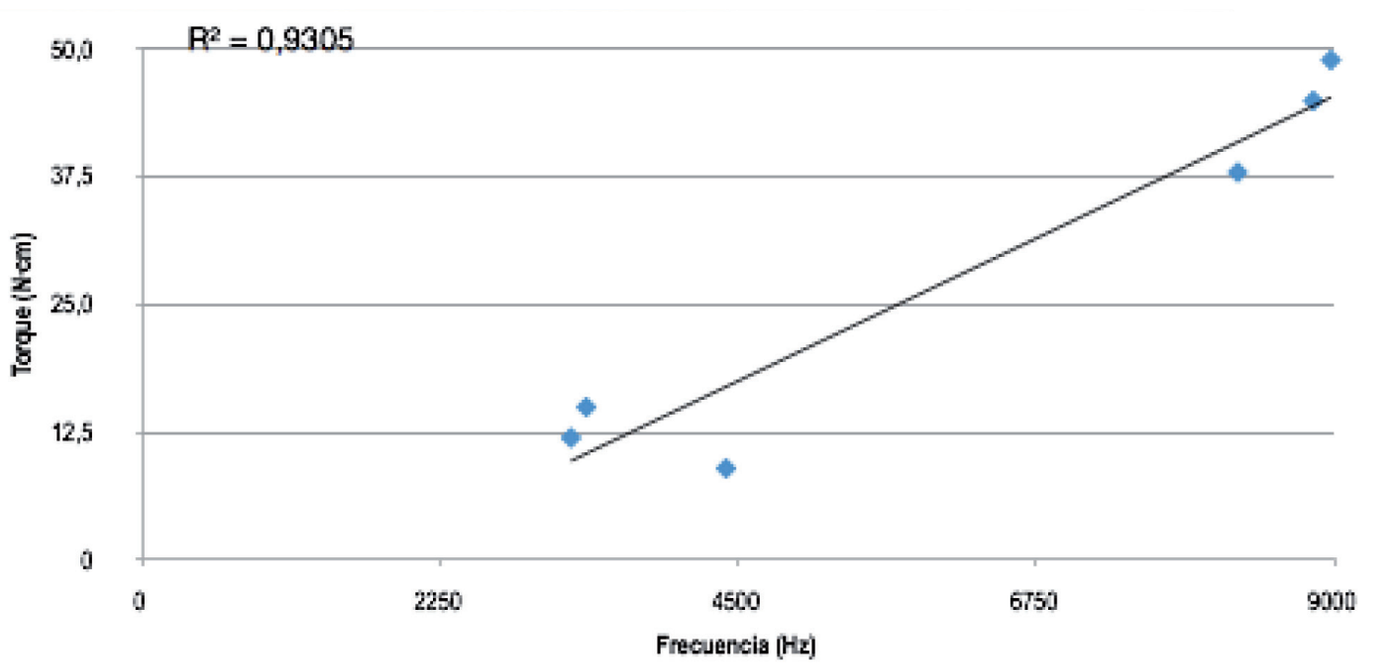


Fig. 5. Representación gráfica de la relación entre Torque de inserción (Ncm) y frecuencia fundamental (Hz) de los 6 implantes de la muestra

4. DISCUSIÓN

De los resultados obtenidos en la prueba se infiere que el ADA recoge unos valores en Hz que se relacionan estadísticamente con los valores Ncm de los Torques de inserción para cada implante, que se puede esperar que sea lineal, pero que al no haber registrado en la pruebas valores intermedios, resulta complicado determinar si la relación más fuerte entre ambas variables es lineal, logarítmica o cuadrática.

En numerosos trabajos se ha encontrado, como en este estudio, una correlación entre el torque de inserción y el análisis de frecuencia natural [12, 18, 4]. La diferencia es que, mientras que el análisis de armónicos no resulta una prueba invasiva, al contrario que el torque, éste solo es aconsejable emplearlo durante la inserción del implante, puesto que usado en otros momentos de la cicatrización o de la carga del implante, como el torque reverso o de desatornillado, propuesto por Sullivan, puede provocar una afectación de la estabilidad o incluso dañar la interfase hueso implante.

Por otro lado, es reseñable la significación estadística que se ha encontrado entre la disminución de los valores del ADA con la disminución de la densidad y de la rigidez de la resina de soporte, al igual que ocurre naturalmente con los valores Torque de inserción, como no podría ser de otra forma al estar ambas variables de determinación de la estabilidad relacionadas. En la práctica esto supone que, cuanto mayor sea la densidad del hueso o material de soporte del implante, mayor serán sus valores de la frecuencia natural del ADA y lo que es más importante desde el punto de vista clínico, menor el micromovimiento del implante dentro de su lecho. En definitiva, los valores de frecuencia fundamental del análisis acústico, pueden ser empleados para describir las condiciones de contorno del hueso alrededor de los implantes.

En la revisión de la literatura científica, se ha podido encontrar dos trabajos de objetivos similares al descrito. Uno reciente de la Universidad de Rostock de Alemania [21], se realiza, no obstante, en modelo animal y su gran inconveniente es tener que contar con un transductor intermedio atornillado al implante, por lo que el método sirve para monitorizar la evolución de la estabilidad del implante a lo largo del proceso de oseointegración y no en momentos posteriores a la rehabilitación protésica.

El otro trabajo [8] presenta un material y metodología más parecido al descrito en este artículo, con la salvedad de haber empleado un martillo impulsor para golpear el implante y generar el sonido que se analiza, con lo cual el método presenta una disponibilidad menor y un coste mayor. En su caso, para diferentes situaciones de agarre y torque, han presentado unos rangos de señal entre los 8000 y los 19.000 Hz . En definitiva su rango inferior se asemeja al superior de este estudio, pero su análisis no ha sido tan parecido a las circunstancias clínicas.

El método de ADA que se propone para la determinación de la estabilidad implantaria, presenta como ventaja fundamental respecto a otros métodos revisados su sencillez y bajo coste, especialmente al prescindir de la necesidad de contar con un transductor atornillado al implante, cuyos principales inconvenientes son:

- Se precisa un torque de apriete mínimo (6 a 9 Ncm según el fabricante) para que la medida sea correcta y este torque puede superar el que ha alcanzado el implante al colocarse en el hueso de soporte en el momento de la cirugía, de manera que al retirar el smartpeg tras el análisis de la estabilidad primaria, se puede explantar accidentalmente el implante.
- Cada implante, con su conexión atornillada característica, necesita un smartpeg específico.
- El transductor está fabricado en aluminio, un material con un módulo de Young de 6.3-7.0 10^{10} N/m^2, frente a los 11.6 10^{10} N/m^2 del Titanio grado 4 [9] en el que lo están los implantes utilizados en este estudio que corresponde al porcentaje mayoritario de todos los implantes que se comercializan, de manera que el objetivo que se pretende es no dañar la rosca interna del implante durante los atornillados y desatornillados de los sucesivos análisis. Además el transductor cuenta en su parte superior con un imán. Ambas circunstancias suponen dos problemas, el que no se puede esterilizar mediante autoclave puesto que la temperatura y presión (134 °C a 200 kPa) pueden dañar el imán, lo cual supone que cada smartpeg es individual para cada paciente y que los sucesivos roscados sobre el implante producen una alteración de las roscas del transductor, que producen una falta de ajuste que puede afectar a la precisión de la medición (por ese motivo el fabricante no aconseja tomar más de 10 medidas con el mismo smartpeg). Por todo ello, el coste del análisis es importante.
- A pesar de ser un método con suficiente evidencia para analizar la estabilidad implantaría, comúnmente no puede emplearse en investigación en modelo animal, especialmente en animales pequeños (conejo, rata, etc...), en los que los implantes empleados son de diámetro menor, carecen de rosca interna y consecuentemente no tienen la posibilidad de atornillar un transductor para la prueba. Por el mismo

Densidad	**I**						**IV**					
Implante	1		2		3		4		5		6	
Variables	Frec Funda (Hz) media (D.E.)	Torque Ncm	Frec Funda (Hz) (D.E.)	Torque Ncm	Frec Funda (Hz) (D.E.)	Torque Ncm	Frec Funda (Hz) (D.E.)	Torque Ncm	Frec Funda (Hz) (D.E.)	Torque Ncm	Frec Funda (Hz) (D.E.)	Torque Ncm
resultados	8978.9 (81.53)	49	8845.7 (527.96)	45	8275.2 (410.35)	38	4412.5 (92.79)	9	3.242.1 (116.99)	12	3.357.8 (217.82)	15

Tabla 2: Medias del análisis acústico en Hz, entre paréntesis desviación estándar y Torque necesario para colocar el implante en su lecho expresado en Ncm

motivo, tampoco sirven para mediciones de otro tipo de implantes empleados en traumatología y ortopedia, tanto en clínica como en investigación.

- Una vez cargada la prótesis sobre el implante, tampoco se tiene la posibilidad de volver a tomar controles de la estabilidad mediante análisis de frecuencia de resonancia Osstell ISQ, puesto que ello supondría tener que desatornillar o descementar las prótesis y retirar los pilares de conexión para poder acceder a atornillar el smartpeg, con lo cual la medida se convierte en poco coste efectiva y ocasionalmente invasiva por la posibilidad de que al retirar los pilares se produzcan una ruptura de los hemidesmosomas y del sellado biológico de los tejidos periimplantarios.

Finalmente, el método propuesto precisa de las siguientes mejoras

- Amplificación de la señal, ya sea mediante un amplificador, una tarjeta de sonido específica o un software que trabaje para ese fin.
- Recogida de datos automatizada, evitando periodos de registro largos (5 segundos).

5. CONCLUSIONES

Con las limitaciones inherentes al tipo de estudio se puede concluir que el método de análisis de armónicos propuesto es útil y preciso en la determinación de la estabilidad implantaria.

Son precisos más estudios in vitro e in vivo, de muestra y seguimiento mayores , para concluir su precisión como método de prueba, su relación con el micromovimiento y su relación con otras variables determinantes de la estabilidad.

BIBLIOGRAFÍA

[1] Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al. "A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw". International Journal of Oral Surgery. December 1981. Vol. 10-6 p.387-416. DOI: http://dx.doi.org/10.1016/S0300-9785(81)80077-4

[2] Aparicio C, Lang NP, Rangert B. "Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface". Clinical Oral Implants Research. October 2006. Vol. 17-Suppl.2. p.2-7. DOI: http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01365.x

[3] Bränemark PI, Breine U, Adell R, et al. "Intraosseous anchorage of dental prostheses. I". Experimental studies. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and hand Surgery. 1969. Vol. 3-2. p.81-100. DOI: http://dx.doi.org/10.3109/02844316909036699

[4] Çehreli S, Arman-Özçırpıcı A. "Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants". American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. February 2012. Vol. 141-2. p.187-195. DOI: http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.07.020

[5] Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, et al. "Critical review of immediate implant loading". Clinical Oral Implants Research. October 2003. Vol. 14-5. p.515–527. DOI: http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.00950.x

[6] Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, et al. "Immediate occlusal loading of Branemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study". Clininal Implant Dentistry and Related Research. 2003. Vol. 5-Suppl.1. p.47–56. DOI: http://dx.doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00015.x

[7] Glauser R, Sennerby L, Meredith N, et al. "Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants". Clinical Oral Implants Research. August 2004. Vol.15-4. p.428–434. DOI: http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01036.x

[8] Huang HM, Pan LC, Lee SY, et al. "Assessing the implant/bone interface by using natural frequency analysis". Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodoncy. September 2000. Vol. 90-3. p.285-291. DOI: http://dx.doi.org/10.1067/moe.2000.108918

[9] Koshkin NI, Shirkévich MG, Tueniants TS. "Manual de Física Elemental". Lima: Ed. Mir 1975.

[10] Lekholm U, Zarb GA. "Patient selection and preparation". In: Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. "Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry". Chicago: Quintessence. 1985. p.199-210

[11] Lin CL, Chang SH, Chang WJ et al. "Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method". European Journal of Oral Science. October 2007; Vol. 115-5. p.408–416. DOI: http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0722.2007.00473.x

[12] Magno-Filho LC, Cirano FR, Hayashi F, et al. "Assessment of the Correlation between Insertion Torque and Resonance Frequency Analysis of Implants placed in Bone Tissue of Different Densities". Journal of Oral Implantology. June 2014; Vol. 40-3. p.259-262. DOI: http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00183

[13] Meredith N, Alleyne D, Cawley P. "Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis". Clinical Oral Implants Research. September 1996; vol. 7-3. p.261–267. DOI: http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070308.x

[14] Meredith N, Book K, Friberg B, et al. "Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and lon- gitudinal study of resonance frequency measure- ments on implants in the edentulous and partially dentate maxilla". Clinical Oral Implants Research. June1997; Vol. 8-3. p.226–233. DOI: http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080309.x

[15] Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, et al. "Predicting osseointegration by means of implant primary stability". Clinical Implant Dentistry and Related Research. October 2004. Vol. 15-5. p.20-28. DOI: http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01059.x

[16] Ohta K, Takechi M, Minami M, et al. "Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device". Journal of Oral Rehabilitation. February 2010. Vol. 37-2. p.131–137. DOI: http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02032.x

[17] Pagliani L, Sennerby L, Peterssoon A, et al. "The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study". Journal of Oral Rehabilitation. March 2013. vol. 40-3. p.221-227. DOI: http://dx.doi.org/10.1111/joor.12024

[18] Park KJ, Kwon JY, Kim SK, et al. "The relationship between implant stability quotient values and implant insertion variables: a clinical study". Journal of Oral Rehabilitation. February 2012. Vol. 39-2. p.151–159. DOI: http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02255.x

[19] Pilliar RM, Lee JM, Maniatopoulos C. "Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants". Clinical Orthopaedics and Related Research. July 1986. Vol. 208. p.108-113. DOI: http://dx.doi.org/10.1097/00003086-198607000-00023

[20] Rhinelander FW. "Tibial blood supply in relation to fracture healing". Clinical Orthopaedics and Related Research. November-December 1974. Vol. 105. p.34-81. DOI: http://dx.doi.org/10.1097/00003086-197411000-00005

[21] Ruther C, Gabler C, Ewald H, et al. "In vivo monitoring of implant osseointegration in a rabbit model using acoustic sound analysis". Journal of Orthopaedic Research. April 2014. Vol.32-4. p.606-612. DOI: http://dx.doi.org/10.1002/jor.22574

[22] Schroeder A, Stich H, Straumann F, et al. "The accumulation of osteocementum around a dental implant under a physical loading". SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1978; Vol.88-10. p.1051-1058.

[23] Skalak R. "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses". Journal of Prosthetic Dentistry. June 1983. Vol. 49-6. p.843-848. DOI: http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(83)90361-X

[24] Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, et al. "The reverse-torque test: a clinical report". International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. March-April 1996; Vol. 11-2. p.179–85.

[25] Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, et al. "Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature". Journal of Biomedical Materials Research. Summer 1998; Vol.43-2. p.192-203

[26] Wazen RM, Brunski JB, Curey JA et al. "Interfacial tissue response is influenced by local strain created during implant micromotion". Bone. June 2010; Vol.47-1. p.90. DOI: http://dx.doi.org/10.1016/j.bone.2010.04.184.