

E. Valmaseda Castellón¹
J. Murtra Ferré²
C. Gay Escoda³

1 Odontólogo. Alumno del Máster de Cirugía Bucal e Implantología.
2 Médico estomatólogo. Profesor asociado de Odontología Integrada en Adultos.
3 Catedrático de Patología Quirúrgica Bucal y Maxilofacial. Director del Máster de Cirugía e Implantología Bucal.
Unidad Departamental de Odontostomatología. Sección de Cirugía Bucal y Maxilofacial. Facultad de Odontología. Universidad de Barcelona.

Correspondencia:
Dr. Cosme Gay Escoda
C/ Ganduxer 140, 4º
08022 Barcelona. España.

**Este trabajo ha sido realizado con la financiación del Fondo de Investigaciones Sanitarias de la Seguridad Social (92/0535).*

Un método *in vitro* para el análisis de la vibración de los implantes dentales Brånemark*

RESUMEN

En el presente estudio se desarrolló un método para el análisis vibracional de implantes dentales mediante un analizador de señal de dos canales Brüel & Kjær 2034. Tres implantes Brånemark fueron instalados con estabilidad inicial en hueso bovino esponjoso y su comportamiento biomecánico fue comparado con un modelo rígido. A continuación se diseñó y fabricó un instrumento (PMEH), que podía conectarse al Brüel & Kjær, adaptado para el análisis frecuencial *in vivo* de implantes fibro u osteointegrados. Dicho instrumento fue probado *in vitro* con un implante Brånemark instalado en distintos tipos de hueso bovino de distintas densidades óseas y con interfases rígidas y blandas. Los resultados mostraron que el patrón vibracional de los implantes dependía fuertemente de la naturaleza del lecho óseo que los contenía. Asimismo, los implantes Brånemark mostraron una estabilidad inicial suficiente para resistir las mediciones sin aflojarse.

PALABRAS CLAVE

Osteointegración; Implantes dentales; Movilidad en implantes; Vibración.

ABSTRACT

In the present study a vibrational method to assess dental implants by means of a Brüel & Kjær 2034 dual spectrum analyzer was developed. Three Brånemark implants were installed with primary stability in bovine spongy bone and their biomechanical behaviour was compared with a rigid pattern. Next, a device (PMEH) that could be connected to the Brüel & Kjær and allowed for in vivo frequencial analysis of the fibro or osseointegrated implants was designed and manufactured. This tool was tested in vitro with a Brånemark implant installed in different sorts of bovine bone sites, with different bone densities and with rigid and soft interfaces. Results showed that the vibrational pattern of implants strongly depended on the nature of the bone site that held them. Brånemark implants showed also enough primary stability to withstand the test without loosening.

KEY WORDS

Osseointegration; Dental implants; Implant mobility; Vibration.

INTRODUCCIÓN

En 1985, Brånemark⁽¹⁾ definía la osteointegración como una conexión directa estructural y funcional entre hueso vivo ordenado y la superficie de un implante bajo carga. Dicha definición resulta un tanto ambigua, especialmente el concepto de «conexión directa». Causa y consecuencia de ello es que existen varios métodos de evaluación de la osteointegración, y dicha evaluación resulta especialmente difícil en algunos casos (Tabla 1).

Los métodos histológicos son los más fiables pero no se los puede poner en práctica clínicamente porque requieren la extracción del implante. Por otra parte, los métodos clínicos, si bien pueden ser usados en humanos para evaluar el estado de los implantes dentales, no tienen la precisión de la histología. Tanto la radiología como las técnicas clínicas basadas en la periodoncia carecen de suficiente sensibilidad.

Albrektsson y Zarb⁽²⁾ definieron la osteointegración como un «proceso mediante el cual una fijación rígida clínicamente asintomática de materiales aloplásticos es conseguida y mantenida en hueso durante la carga funcional». Esta definición está orientada hacia términos clínicos y de movilidad. Sin embargo, el sistema hueso-implante osteointegrado no es totalmente rígido, como postulan estos dos autores, sino que el implante presenta una cierta movilidad respecto de su lecho óseo⁽³⁾, si bien ésta es menor que en un diente natural⁽⁴⁾.

El tejido óseo tiene propiedades mecánicas propias de un material anisotrópico. El hueso esponjoso posee unas propiedades mecánicas distintas del hueso cortical y es estructural y funcionalmente muy distinto⁽⁵⁾. La mandíbula humana, que posee una cortical relativamente gruesa, se asemeja a un hueso largo con forma de herradura, aunque es algo menos rígida⁽⁶⁾. En cuanto a los 2 huesos maxilares superiores, éstos tienen más hueso esponjoso y una cortical muy delgada, por lo que su rigidez es menor.

Así pues, el comportamiento biomecánico de los implantes de materiales aloplásticos en hueso dependerá en gran medida de la calidad del lecho óseo en

Tabla 1 Diferentes métodos de valoración de la osteointegración empleados hasta la fecha

Métodos actuales de valoración de la osteointegración

1. *Microscopía*
 - 1.a. óptica
 - 1.b. electrónica
 - 1.c. acústica de barrido
2. *Técnicas clínicas*
 - 2.a. criterios radiológicos
 - 2.b. criterios clínicos
 - 2.b.1. sensaciones del paciente
 - 2.b.2. profundidad del sondaje
 - 2.b.3. inflamación de tejidos blandos
 - 2.b.4. índice de placa
 - 2.b.5. bacteriología
 - 2.b.6. movilidad

que se encuentren instalados⁽⁵⁾, así como de la naturaleza de la interfase (fibrosa u ósea)⁽³⁾.

El presente estudio estuvo dirigido a evaluar el comportamiento biomecánico de implantes dentales tipo Brånemark (Nobelpharma AB; Göteborg; Suecia) con estabilidad inicial o sin ella empleando el analizador de señal Brüel & Kjær modelo 2034 (Brüel & Kjær; Nærum; Dinamarca), con el fin de proporcionar información objetiva, repetible y cuantificable de la naturaleza del grado de aposición ósea y la densidad en el lecho periimplantario.

MATERIAL Y MÉTODOS

El Brüel & Kjær modelo 2034 es un analizador FFT (Fast Fourier Transform) de dos canales en tiempo real con arquitectura de doble procesador utilizado para análisis estructurales y medición de la intensidad sonora. Permite registrar diversos parámetros energéticos (fuerza, aceleración, velocidad, etc.) de modo gráfico. En el presente estudio trabajó gracias a dos acelerómetros piezoeléctricos Delta Shear 4393 (Brüel & Kjær; Nærum; Dinamarca) conectados mediante sendos amplificadores de carga Brüel & Kjær 2635 (Brüel & Kjær; Nærum; Dinamarca) (A y B) a los respectivos canales A y B del analizador de señal (Fig. 1).

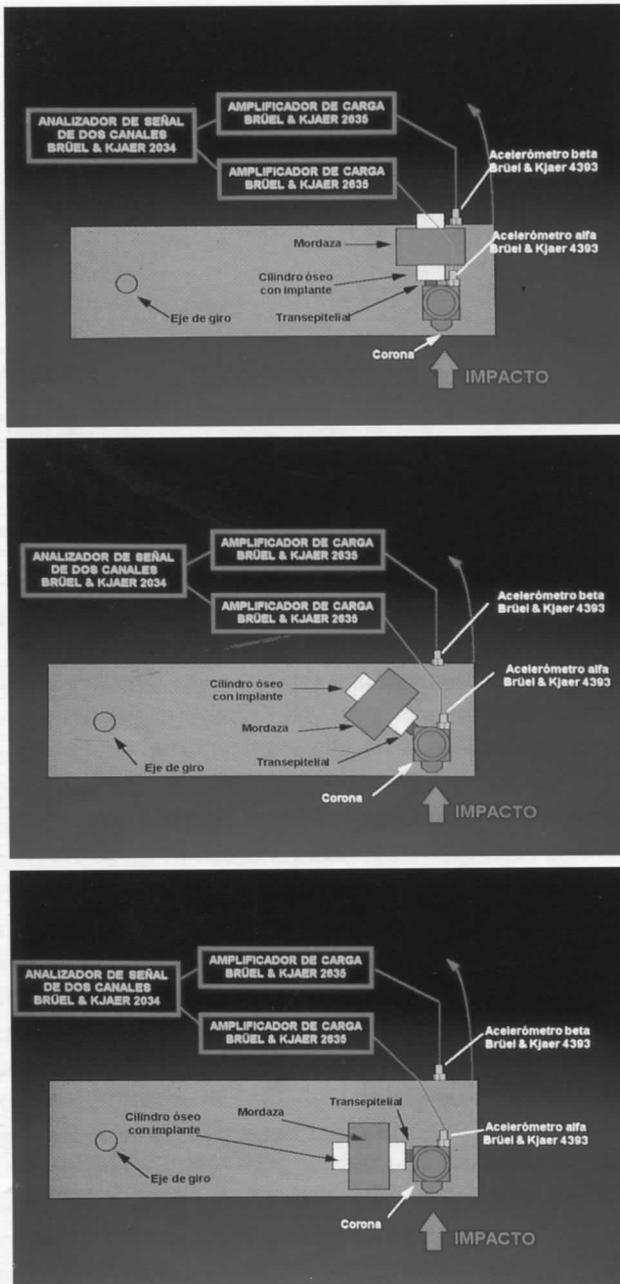


Figura 1. Funcionamiento del brazo móvil. La corona, que está fijada al implante, recibe el impacto del martillo neumático y el acelerómetro alfa es excitado. La aceleración producida se transmite a través de la interfase perimplantaria hasta el brazo móvil, donde excita el acelerómetro beta. El brazo rota en la dirección del impacto para evitar el rebote. La angulación implante/impacto es de 0°, 45° ó 90° (figuras 1A, 1B, 1C).

En primer lugar, mediante una fresa de explantación fueron obtenidos 3 cilindros óseos de 8 mm de diámetro y 30 mm de longitud a partir de hueso esponjoso de cabeza de fémur de ternera. En 2 de ellos se instaló una fijación Brånemark de 3,75 mm x 10 mm y en otro una de 4 x 10 mm a lo largo de su eje mayor. La colocación de los implantes se llevó a cabo siguiendo el protocolo quirúrgico del sistema Brånemark, aunque para obtener un centrado adecuado de los mismos en el cilindro se inició la preparación con una fresa montada en un torno mecánico. Cada cilindro con su correspondiente implante constituía un espécimen. Dichos especímenes fueron conservados a -30°C.

Tras descongelar los especímenes, se conectó cada uno de ellos a una corona metálica y se fijó el conjunto a una mordaza atornillada a una plataforma de aluminio que podía rotar con baja fricción en el plano horizontal. Se unió el acelerómetro alfa a la corona y el beta al brazo móvil (Fig. 1).

A continuación, se aproximaba el brazo al percutor de un martillo neumático accionado por aire comprimido. Dicho martillo (de 10,4 gr. y 12,8 mm de recorrido) era accionado y percutía en la corona, provocando el desplazamiento de todo el brazo. El percutor transmitía una fuerza máxima de 1,54 N ó de 3,85 N (despreciando el rozamiento, que era mínimo) en función de la presión seleccionada. El transductor alfa registraba la energía que recibía la corona y el beta la que se transmitía a través del espécimen. Se estipuló que cada registro constara de 3 disparos promediados por el analizador. Para cada probeta se realizaron 2 registros, uno con cada presión, para cada una de las 3 angulaciones escogidas (0°, 45° y 90°). La distinta fuerza en los disparos no afectaba el resultado, puesto que el analizador de señal la compensaba automáticamente.

A continuación, para comparar los implantes instalados en cilindros óseos con un sistema rígido, se sustituyeron los especímenes por un cilindro de acero, con una conexión roscada a la corona. Se tomaron 2 registros para cada una de las 3 angulaciones siguiendo un procedimiento idéntico al descrito.

Posteriormente se fijaron los especímenes y el pseu-

doimplante mediante una mordaza a un cuerpo rígido de gran masa y rigidez (inercia infinita), se conectó un transeptal rígido de 2,8 mm de altura a cada uno de los implantes y al pseudoimplante de acero, y se realizaron 5 registros con un Periotest (Siemens; Bensheim; Alemania) para cada espécimen. El procedimiento consistió en sostener manualmente el Periotest en posición horizontal a unos milímetros del pilar transeptal y accionarlo, como ha sido descrito en otro estudio⁽⁷⁾.

Una vez realizada esta primera parte del estudio, se procedió a diseñar y fabricar un instrumento (PMEH) de aleación de titanio Ti6-Al7-Nb. Éste permitiría realizar las mediciones para el análisis frecuencial de un modo simplificado, conectándolo a la parte emergente de cualquier implante, ya sea *in vitro* o *in vivo*, con el único requerimiento de un transeptal cónico adaptado.

Tras roscar el PMEH a un implante, se hacía un vacío de 680 mm de Hg, se separaba su pistón interno (de 7,6 gr. de peso incluyendo el acelerómetro) 10 mm de la posición de reposo y se dejaba libre. Entonces viajaba con aceleración constante hacia el centro del instrumento y lo golpeaba con una fuerza máxima (despreciando el rozamiento) de 4,6 N, excitando dos acelerómetros Brüel & Kjær 4393 que iban conectados al analizador de señal como ha sido descrito anteriormente. Así se producía una vibración distinta de los dos acelerómetros, que dependía de la sujeción del conjunto (es decir, de la interfase que rodeaba el implante) (Fig. 2).

Para evaluar distintas interfases óseas, se colocó un implante Brånemark de 3,75 x 13 mm en hueso descongelado de cabeza de fémur de ternera (sin cortical externa), de costilla de ternera (con una cortical de 2 mm de grueso) y en hueso de costilla de ternera sin estabilidad inicial con una capa de silicona para impresiones fraguada (3M; St. Paul; Minnesota; USA). Se realizaron 3 registros para cada espécimen.

Para hallar los patrones extremos de encapsulación y fijación rígida, se simuló una interfase de tejido blanda gruesa sosteniendo un implante Brånemark de 3,75 x 13 mm entre los dedos de una mano (mínima rigi-

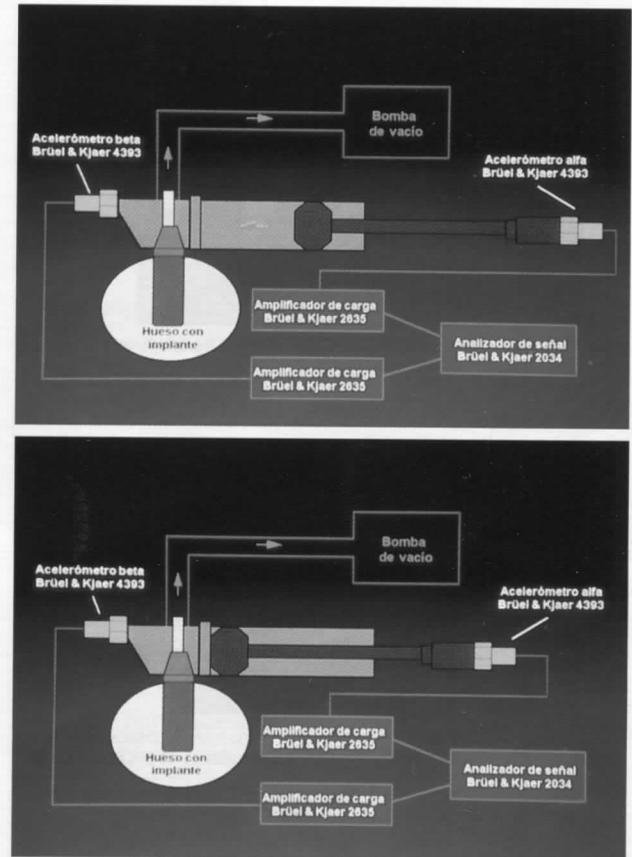


Figura 2. Funcionamiento del PMEH. 2A) El pistón se separa 10 mm a partir de la posición inicial. El vacío hace que exista una fuerza constante que lo impulsa hacia el cuerpo del PMEH. 2B) Al soltar el pistón, éste golpea el cuerpo del PMEH, excitando los acelerómetros alfa y beta.

dez) y fijándolo rígidamente en un cuerpo de acero de gran masa (máxima rigidez). Se tomaron a su vez 3 registros por espécimen.

RESULTADOS

De las funciones gráficas de que dispone el analizador de señal Brüel & Kjær 2034 fueron empleadas fundamentalmente dos para caracterizar el comportamiento biomecánico de las probetas estudiadas.

La *coherencia* reflejaba la calidad del ensayo. Si

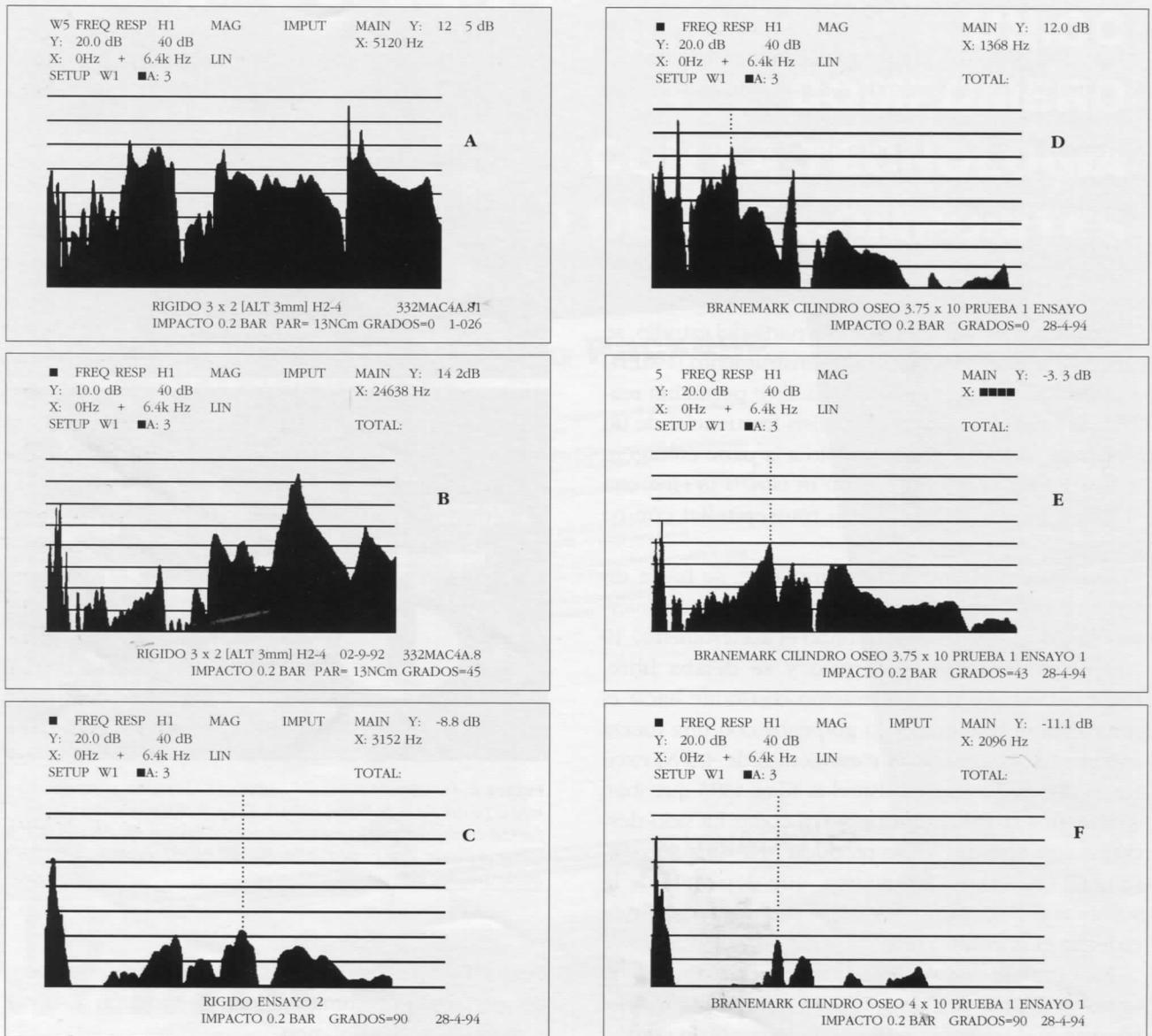


Figura 3. Gráficas de respuesta frecuencial obtenidas en los ensayos con el brazo móvil. A, B y C son ensayos con un pseudoimplante montado a 0, 45 y 90° de angulación, respectivamente. D, E y F son ensayos con los especímenes óseos montados con una angulación de 0, 45 y 90° respectivamente.

el valor era menor de 920 en la banda de frecuencia estudiada, el registro era desechado y repetido.

La *respuesta frecuencial* reflejaba el nivel de intensidad de las vibraciones producidas tras un disparo

(eje de ordenadas) en función de la frecuencia (eje de abscisas). Valores superiores a 0 (línea media del eje de ordenadas) indicaban resonancia entre ambos transductores para una frecuencia y valores inferiores, atenuación.

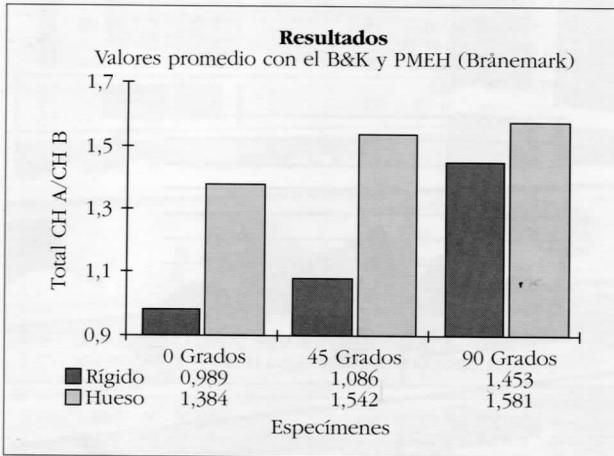


Figura 4. Cociente de la intensidad total recogida por el acelerómetro alfa entre la del acelerómetro beta en el brazo libre (valores IF). Valores menores de 1 indican amplificación de la intensidad y mayores, atenuación.

Mediciones con el brazo móvil

Las gráficas de respuesta frecuencial de la primera parte del estudio, utilizando el brazo móvil como sujeción de los especímenes, aparecen en la figura 3. La forma de las gráficas fue idéntica en los especímenes óseos, y distinta de la de la interfase rígida. Se observó un aumento de la atenuación en todos los casos a medida que aumentaba el ángulo de impacto.

El analizador de señal Brüel & Kjør 2034 permite también calcular el nivel de intensidad total en cada canal para cada registro. Se calculó el cociente del nivel de intensidad total del canal A (conectado al acelerómetro alfa) partido por el del canal B (conectado al beta). Dichos valores fueron registrados y promediados para cada tipo de espécimen y angulación (Fig. 4).

Mediciones con el PMEH

La respuesta frecuencial obtenida con el PMEH fue característica para cada una de las cinco interfaces estudiadas (Fig. 5).

El cociente del nivel de intensidad total en el canal A partido por el del canal B para cada gráfica mostró

que los especímenes óseos estudiados tenían una rigidez intermedia entre el modelo rígido (cuerpo de alta inercia) y el modelo blando (sujeción manual del implante) (Fig. 6).

DISCUSIÓN

Los implantes dentales osteointegrados no son inmóviles, sino que poseen una capacidad de micromovimiento con respecto al maxilar en que se encuentran^(3,8). Esta movilidad es menor que la que presentan los dientes naturales y se debe a la elasticidad del hueso, a la del titanio en menor grado y al movimiento permitido por la interfase de proteoglicanos y glucosaminoglicanos⁽⁹⁾.

El método utilizado en el presente estudio tiene un precedente rudimentario en la técnica que consiste en golpear un implante osteointegrado con un objeto metálico. La estrecha aposición ósea alrededor del implante hace que la vibración del implante no quede atenuada, en particular en el rango de alta intensidad (sonido metálico). Pero si existe una capa de tejido fibroso entre el implante y el lecho óseo se dificulta dicha vibración y se obtiene un sonido mate (de baja intensidad).

Algunos autores consideran a la percusión con instrumento metálico un método útil⁽¹⁰⁾, mientras que otros lo rechazan por considerarlo subjetivo⁽¹¹⁾. El mayor inconveniente del método radica en su falta de exactitud, ya que no existe un patrón o diagrama de sonido definido para un implante osteointegrado que permita contrastarlo con otro encapsulado⁽¹²⁾.

Kaneko⁽¹³⁾ desarrolló un test vibracional para valorar *in vitro* la rigidez interfacial de simuladores de implantes osteointegrados de superficie lisa, pudiendo distinguir interfases blandas que variaban entre 0 y 160 μm .

Bradford y cols.⁽¹⁴⁾ crearon un patrón de transmisión de sonido a través de implantes dentales osteointegrados *in vivo*. Aplicaron una fuente de ondas de sonido a dichos implantes y decodificaron mediante un estetoscopio aplicado al hueso malar o a la base de la

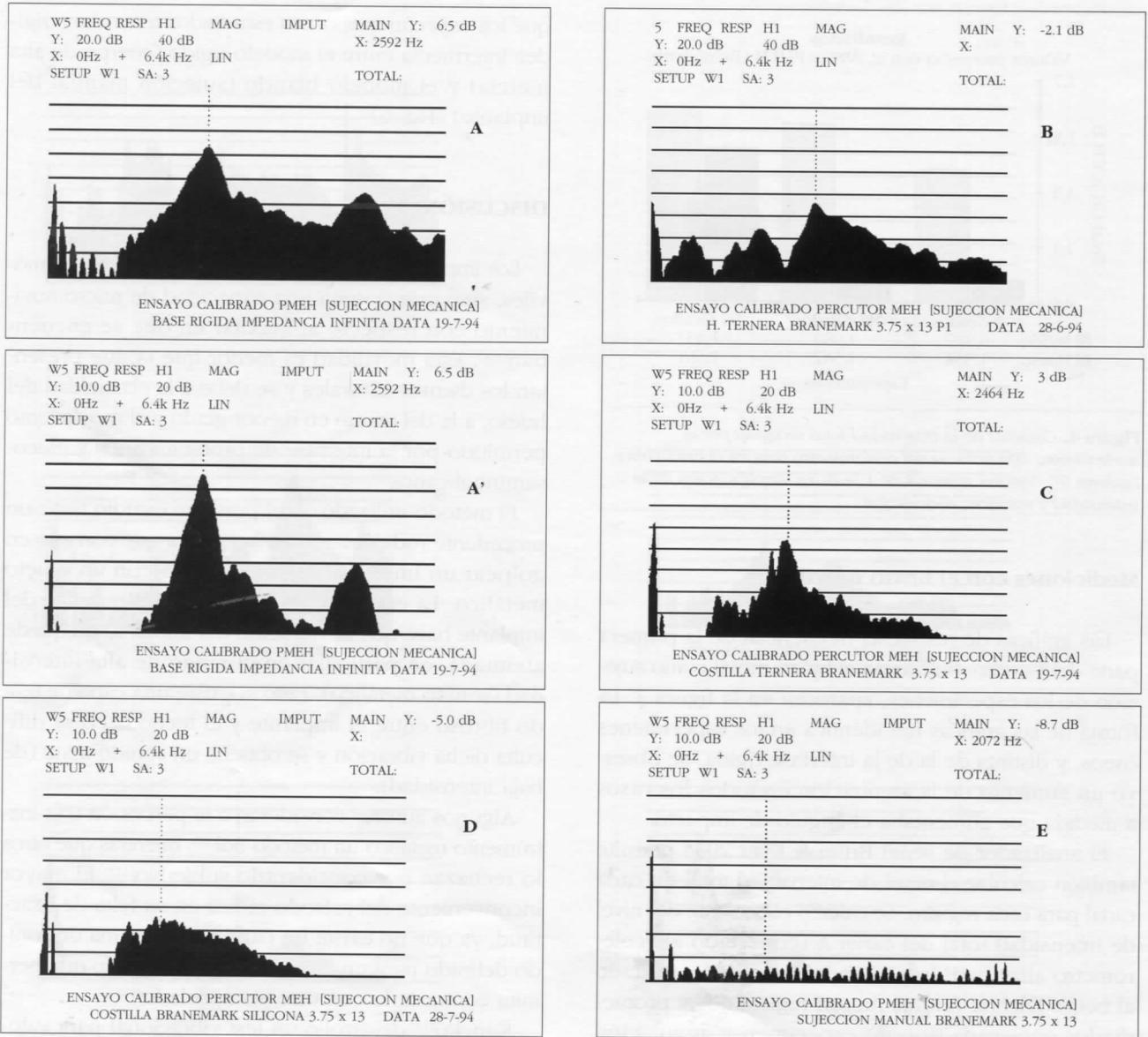


Figura 5. Gráficas de respuesta frecuencial obtenidas en los ensayos con el PMEHE. A y A') Pseudoimplante montado en un cuerpo de alta inercia con escala de nivel de intensidad de 20-40 dB y 10-20 dB, respectivamente. B) Implante en hueso esponjoso con escala 20-40 dB. C) Implante en hueso esponjoso con una cortical gruesa con escala de 10-20 dB. D) Implante en hueso esponjoso con una cortical gruesa y una interfase blanda delgada con escala 10-20 dB. E) Implante con una interfase blanda gruesa con escala 10-20 dB.

mandíbula provisto de un transductor, dichas ondas. Conectando el estetoscopio a un osciloscopio obtuvieron patrones de transmisión de ondas de implantes osteointegrados y no osteointegrados.

También en el campo de la traumatología se ha investigado el uso de vibraciones mecánicas. Una de las líneas de investigación de este método es el diagnóstico de fracturas óseas sin tener que manipularlas

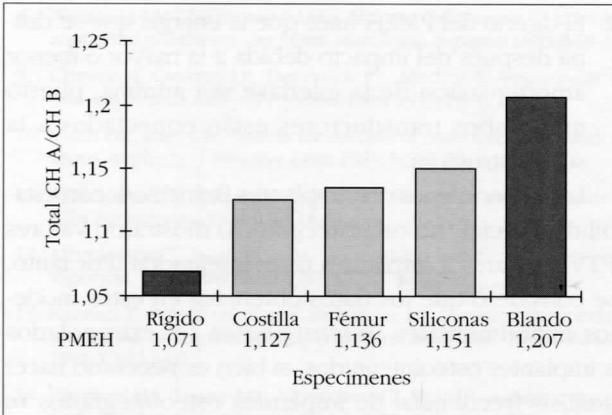


Figura 6. Cociente de la intensidad total recogida por el acelerómetro alfa entre la del acelerómetro beta en el PME (valores IF).

cuando la radiología ofrece dudas⁽¹⁵⁻¹⁷⁾. La curación en la interfase entre dos fragmentos de un hueso fracturado mediante un callo óseo es una situación semejante a la cicatrización de un implante osteointegrado. En un hueso fracturado la frecuencia natural del sonido se reduce, mientras que el voltaje de salida se incrementa respecto al hueso normal⁽¹⁶⁾.

Otro campo de aplicación del análisis vibracional es el estudio de la densidad ósea^(18,19).

Una tercera línea de investigación es la valoración de implantes. Collier y cols.⁽¹⁷⁾ observaron en un estudio *in vivo* que un implante de cadera aflojado provocaba una distorsión de la vibración mecánica sinusoidal (aplanamiento en una dirección). Dicha distorsión podía valorarse subjetivamente o mediante un analizador de espectro.

El análisis frecuencial ya fue aplicado en el campo de los materiales dentales por Murtra⁽²⁰⁾, que utilizó también el analizador de señal Brüel & Kjaer 2034 y el brazo móvil descritos en este trabajo, aunque con el fin de tabular la amortiguación de distintos conectores transeptiliales para implantes.

El método desarrollado en el presente estudio tiene muchos puntos en común con todos estos estudios vibratoriales de comportamiento de implantes osteointegrados y/o hueso. Sin embargo no existen pre-

cedentes de la aplicación de la metodología descrita en este trabajo al estudio de la interfase entre un implante y su lecho óseo en la literatura científica y, por tanto, los resultados son difícilmente comparables con los de otros autores.

Resultados obtenidos con el brazo móvil

La respuesta frecuencial mostró que el sistema hueso implante no es rígido, como puede comprobarse comparando las gráficas de los especímenes con implantes Brånemark con las del pseudoimplante. Cuanto menor es el ángulo de impacto mayor es la atenuación de la energía resultante. Esto es debido probablemente a la flexión de los componentes del sistema, que produce una disipación de la energía en la supraestructura.

El cociente de intensidades totales mostró una correspondencia con los perfiles de las gráficas. Cuanto mayor era la atenuación de la energía entre los dos acelerómetros y menores los picos de intensidad de la respuesta frecuencial, mayor era el cociente de intensidades totales. La mayor atenuación correspondió de nuevo a una mayor angulación del impacto, y para cada angulación el espécimen hueso-implante era más amortiguador que el modelo rígido. La diferencia entre ambos sistemas era más notoria cuanto menor era el ángulo entre el percutor y el eje del implante o pseudoimplante (Fig. 3).

Así, comparando con el estudio de Murtra⁽²⁰⁾, el lecho óseo aparece como un filtro energético excelente en implantes con estabilidad inicial.

Los resultados con el Periotest reforzaban la afirmación de que el pseudoimplante constituyó un buen modelo de rigidez, puesto que mostró el valor PTV de rigidez máxima (-8). Asimismo, los implantes Brånemark con estabilidad inicial fueron equiparables a implantes osteointegrados, puesto que mostraron un valor PTV de -4, compatible con éstos⁽⁷⁾.

Resultados obtenidos con el PME

De la respuesta frecuencial pudo inferirse que el

256 comportamiento del modelo rígido, constituido por el pseudoimplante de acero montado rígidamente en la base de alta inercia, era distinto del de los especímenes óseos.

La diferencia entre una interfase sin cortical o una con cortical de 2 mm quedó reflejada gráficamente, expresándose en forma de un distinto patrón vibracional (Fig. 5).

La diferencia de comportamiento entre un implante con estabilidad primaria en hueso con cortical y otro sin ella se reflejó también en la respuesta frecuencial. Se produjo un pico de nivel de intensidad hacia los 2000 Hz en el espécimen con estabilidad primaria que no apareció en el otro modelo.

El cociente de la intensidad del canal A partida por la del canal B recibió el nombre de unidades IF (índice de fijación). Cuando dicho índice es mayor que 1, se ha producido atenuación de la energía entre los dos acelerómetros. Cuando es menor, amplificación.

Los resultados del IF coincidieron con lo observado en la respuesta frecuencial para cada registro. Por tanto, pudo elaborarse una escala de rigidez en la interfase, que de mayor a menor se ordenó así: modelo rígido, hueso de costilla, hueso de cabeza de fémur, hueso de costilla con interfase blanda fina e interfase blanda gruesa.

Sin embargo cabe distinguir que la respuesta frecuencial no tiene por qué coincidir con los valores IF. Existen dos motivos fundamentales:

1. Un pico estrecho de resonancia o un valle amortiguador estrecho pueden no tener una gran influencia en el cociente final.

2. El diseño del PMEH hace que la energía que se disipa después del impacto debida a la mayor o menor amortiguación de la interfase sea mínima, puesto que ambos transductores están conectados a la supraestructura.

Los especímenes con implantes Brånemark con estabilidad inicial (no osteointegrados) mostraron valores PTV similares a implantes osteointegrados. Por tanto, se consideró que los datos obtenidos en estos modelos experimentales *in vitro* podían ser extrapolados a implantes osteointegrados, si bien es necesario hacer análisis frecuencial de implantes osteointegrados *in vivo* para confirmar esta aseveración.

CONCLUSIONES

1. El analizador de señal Brüel & Kjær 2034 permite realizar un análisis frecuencial de la interfase periimplantaria de los implantes dentales tipo Brånemark en un lecho óseo. Dicha interfase no es rígida.
2. Para el análisis frecuencial *in vivo* mediante el citado analizador de señal se ha diseñado el instrumento PMEH, que se ha probado *in vitro*. Futuras investigaciones deberán ser orientadas a la realización de mediciones *in vivo* con esta aparatología, con el fin de obtener un método incruento de valoración de la osteointegración.
3. La estabilidad primaria de los implantes Brånemark es suficiente para resistir las mediciones con el PMEH y del percutor neumático del brazo móvil sin aflojarse.

BIBLIOGRAFÍA

1. Brånemark PI. Introduction to osseointegration. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1985:11-76.
2. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; **6**:95-105.
3. Komiyama Y. Clinical and research experiences with osseointegrated implants in Japan. In: Albrektsson T, Zarb GA (eds). *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989: 197-214.
4. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989; **61**:602-9.
5. Harten RD, Zimmerman MC, Gilmore R. *The evaluation of the bovine cortical and cancellous bone with high resolution scanning acoustic microscopy*. The 20th Annual Meeting of the Society for Biomaterials. Boston, USA, 5-9 abril de 1994.
6. Ashman RB, van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res* 1987; **1**:64-7.
7. Olivé J, Aparicio C. El parámetro Periotest como control de la estabilidad en implantes orales osteointegrados. *Archivos de Odontología* 1988; **4**:430-4.

8. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;**8**:19-31.
9. Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige J. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent* 1993;**70**:421-6.
10. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;**5**:567-72.
11. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol* 1991;**18**:474-81.
12. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987;**57**:597-607.
13. Kaneko T. Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. *Biomaterials* 1991;**12**:555-60.
14. Bradford BA, Singer MT, Vermylea SG, Agar JR. Acoustic analysis for evaluation of implant osseointegration: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:126-7.
15. Graif M, Stahl Kent V, Ben Ami T, Strauss S, Amit Y, Itzhak Y. Sonographic detection of occult bone fractures. *Pediatr Radiol* 1988; 383-5.
16. Singh VR, Yadav S, Adya VP. Role of natural frequency of bone as a guide for detection of bone fracture healing. *J Biomed Eng* 1989;**11**:457-61.
17. Collier RJ, Donarski RJ, Worley AJ, Lay A. The use of externally applied mechanical vibrations to assess both fractures and hip prostheses. In: Turner-Smith AR. *Micromovement in orthopaedics*. New York: Oxford University Press, 1993: 151-63.
18. Cheng S, Komi PV, Kyrolainen H, Kim DH, Hakkinen K. In vivo vibrational wave propagation in human tibiae at different ages. *Eur J Appl Physiol* 1989;**59**:128-30. Corrección de errata: *Eur J Appl Physiol* 1990;**59**:470.
19. Caplanis N, Saha S, Lozada J. Ultrasound: a non invasive technique for bone evaluation. *J Oral Implantol* 1994;**20**:154.
20. Murtra J. *Comportamiento biomecánico del filtro energético para los implantes osteointegrados tipo IMZ*. Universitat de Barcelona: Tesis, 1993.