

UNIVERSIDAD DE BARCELONA — FACULTAD DE ODONTOLOGIA
UNIDAD DEPARTAMENTAL DE ODONTO-ESTOMATOLOGIA
SECCION DE CIRUGIA ORAL Y MAXILOFACIAL
MASTER DE CIRUGIA E IMPLANTOLOGIA BUCAL

METODO INCRUENTO PARA LA VALORACION DE LA OSTEOINTEGRACION EN IMPLANTES DENTALES TIPO IMZ

por

D. ABAD SANCHEZ*

J. MURTRA FERRÉ** COSME GAY ESCODA***

BARCELONA

RESUMEN: En el presente estudio se ha desarrollado un método para valorar el comportamiento biomecánico de los implantes dentales tipo IMZ, utilizando un analizador de señales Brüel & Kjaer modelo 2034 de dos canales. Se instalaron 3 implantes IMZ (4 mm. x 11 mm.) en hueso bovino esponjoso y se compararon con un modelo rígido. Posteriormente, se diseñó y fabricó un instrumento (PMEH) capaz de ser utilizado *in vivo*. Este instrumento se probó *in vitro* instalando un implante IMZ (4 mm. x 11 mm.) en diferentes tipos de hueso bovino (esponjoso sin cortical, con cortical gruesa, con interfase blanda) y se comparó también con un modelo rígido. Los resultados mostraron que el comportamiento del implante variaba según el lecho óseo donde estaba instalado, y que la estabilidad primaria de este tipo de implantes era lo suficientemente baja como para soportar impactos en estadios iniciales.

PALABRAS CLAVE: Osteointegración; implantes dentales; interfase hueso-implante; vibración.

ABSTRACT: A method to assess the biomechanic behaviour of IMZ dental implants has been developed using a dual spectrum analyzer Brüel & Kjaer 2034. Three IMZ dental implants (4 mm. x 11 mm.) had installed in spongiuous bovine bone and have compared with a rigid model. After that, an instrument (PMEH) capable of being used *in vivo* has been designed and manufactured. This instrument has proved *in vitro* installing an IMZ dental implant in diferent types of veal bone (spongiuous without cortical, with thick cortical, with a soft interface) and has compared with a rigid model too. The results showed that the dental behavior depended on the bone site where is was implanted, and the primary stability of this sort implants was low enough to stand impacts in early stages.

KEY WORDS: Osseointegration; dental implant; bone-implant interface; vibration.

INTRODUCCION

El concepto de la osteointegración ha sido definido clásicamente como un anclaje directo del hueso vivo y ordenado a la superficie del cuerpo del implante, que proporciona el cimiento para soportar una prótesis y que tiene la capacidad de transmitir fuerzas oclusales directamente al hueso¹.

Este concepto ha ido evolucionando, debido sobre todo a los avances en los estudios histológicos. Así, tenemos que la osteointegración se ha definido desde un punto de vista estructural^{2,3} y bioquímico (biointegración) incorporando en este último la presencia de materiales bioinertes (titanio y carbono) y bioactivos (hidroxiapatita).

Se han establecido varios criterios de éxito para valorar los implantes osteointegrados⁴⁻⁶, si bien son los

(*) Odontólogo. Alumno del Master.

(**) Médico-Estomatólogo. Profesor Asociado.

(***) Catedrático y Director del Master

de ALBREKTSSON y cols.⁷ los que han alcanzado una mayor difusión. Estos criterios valoran el éxito del implante desde el punto de vista mecánico, radiológico, subjetivo y objetivo, y en función de unos porcentajes de éxito durante diferentes períodos de seguimiento. Actualmente existen diferentes métodos para valorar los implantes osteointegrados basados en técnicas histológicas y en técnicas cónicas (Tabla 1). Mientras las técnicas histológicas suponen una metodología cruenta que implica la extracción del implante, las técnicas clínicas

tienen muchas limitaciones. Es por ello, que surgió la idea de crear una escala o patrón, mediante un método incruento, que pudiera valorar el grado de osteointegración del implante osteointegrado y que fuese cuantificable, reproducible y objetivable.

Así pues, el objetivo del presente trabajo fue el de diseñar un método para evaluar *in vitro* y tabular el comportamiento biomecánico del implante IMZ utilizando el analizador de señales Brüel & Kjaer modelo 2034 que fuera aplicable, posteriormente *in vivo*.

MATERIAL Y METODOS

Para la realización del estudio se utilizó un analizador de señales Brüel & Kjaer de dos canales. Esta computadora permite registrar diferentes parámetros energéticos (fuerza, velocidad, aceleración, etc.) mediante unas funciones preseleccionadas que proporcionan datos gráficos y numéricos (Figura 1).

En primer lugar se realizaron las mediciones del comportamiento biomecánico del implante dental tipo IMZ utilizando el Fantomas 1. Para ello, mediante una fresa de explantación se obtuvieron tres cilindros óseos de 8 mm. de diámetro y 30 mm. de longitud a partir de un hueso de cabeza de fémur de ternera. En cada cilindro se instaló un implante IMZ de 4 mm. x 11 mm. siguiendo el protocolo quirúrgico del sistema utilizado, aunque para garantizar un perfecto centrado del implante se inició la perforación (unos 6 mm.) mediante una fresa montada en un torno mecánico. Cada cilindro con su implante correspondiente constituía una probeta de estudio. A continuación, cada probeta de estudio se conectó a una corona con un dispositivo de angulación controlada mediante un conector transeptal de titanio, y este conjunto se fijó a un brazo de aluminio que podía rotar en el plano horizontal y así evitar el efecto rebote cuando se produjera el impacto.

Una vez montado el Fantomas 1, se procedió a conectar los dos transductores de que contaba el analizador de señales Brüel & Kjaer. El transductor alfa se unió a la corona y el transductor beta se conectó al brazo libre. El primero recogía la energía que llegaba a la supraestructura del implante y el segundo la energía resultante de pasar por la interfase implante-lecho óseo. Estos transductores iban conectados a los canales A y B del analizador de señales mediante dos amplificadores separados (A' y B') (Figura 2).

Para realizar las mediciones se aproximaba el brazo al percutor de un martillo neumático hasta que quedaba en íntima conexión. A continuación se accionaba dicho martillo y éste golpeaba a la corona provocando el desplazamiento del conjunto. Cada medición constaba de 3 disparos promediados por el analizador. Para cada probeta se realizaron 2 mediciones con distintas presiones de disparo (0.2 y 0.5 bar que creaban una fuerza máxima de 1,54 N y 3,85 N, respectivamente) en cada una de las angulaciones escogidas (0°, 45° y 90°).

Una vez realizadas las mediciones se cambió la probeta de estudio por un pseudoimplante de acero para comparar un sistema rígido con el anterior (cilindros óseos). Se realizó el mismo número de mediciones. Posteriormente, se fijaron las probetas y el pseudoim-

plante a un cuerpo rígido de impedancia infinita, se conectó un transeptal rígido de 2.8 mm. de altura y se realizaron 5 mediciones con un Periotest (Siemens AG, Bensheim, Alemania).

Una vez realizada esta primera parte del estudio, se procedió a diseñar y fabricar un instrumento capaz de aplicar este sistema de una manera más sencilla, el PMEHE (Bioner, S.A.). Este Percutor para Medición En Humanos fabricado de una aleación de titanio (Ti6-Al7-Nb) permitiría realizar este tipo de mediciones de una manera simplificada, conectándolo a la parte emergente de cualquier implante, ya sea *in vitro* o *in vivo*, modificando únicamente el tipo de conector transeptal de cada sistema. El PMEHE junto a las diferentes probetas de estudio constituyó el Fantomas 2 del estudio.

El PMEHE se componía de un cuerpo hueco (dispositivo principal) al que van unidos los siguientes componentes:

- un cilindro hueco que alberga un émbolo.
- un conector transeptal cónico que une el cuerpo al implante.
- un tornillo de caudal hueco que permite ensamblar el cuerpo al conector transeptal y va conectado a la bomba de vacío mediante un manguito de silicona.
- dos conexiones para fijar los dos transductores alfa y beta, en el extremo externo del émbolo y en el cuerpo, respectivamente.

Primero se realizaron las mediciones del PMEHE con hueso de cabeza de fémur de ternera. En este hueso se instaló un implante IMZ de 4 mm. x 11 mm. Se conectó el transeptal correspondiente y éste se unió al PMEHE mediante un tornillo de caudal. Seguidamente se conectó el transductor alfa al extremo externo del émbolo y el transductor beta a la parte externa del cuerpo del PMEHE. Para realizar el disparo se efectuó el vacío a una presión de 680 mm de Hg mediante el manguito conectado al tornillo de caudal, se separó el émbolo del cuerpo a una distancia preestablecida (10 mm.) y se soltó (Figura 3). La fuerza máxima obtenida fue de 4.6 N. Se realizaron un total de 3 mediciones, cada una de las cuales era un promedio de 3 disparos.

Con el fin de obtener otros resultados diferentes a los conseguidos con un hueso tan blando, se decidió realizar el mismo procedimiento modificando la probeta de estudio. Así se obtuvo un hueso de costilla de ternera, se instaló un implante de las mismas características y se realizaron el mismo número de mediciones. A continuación se procedió a romper la estabilidad del implante instalado en el hueso de costilla de ternera, y con el fin

Métodos actuales para la valoración de la osteointegración:

1. Técnicas histomorfológicas
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 los tejidos.
 - 2.b.4. Índice de placa.
 - 2.b.5. Bacteriología.
 - 2.b.6. Movilidad.

Tabla 1

Diferentes métodos utilizados para valorar la osteointegración.

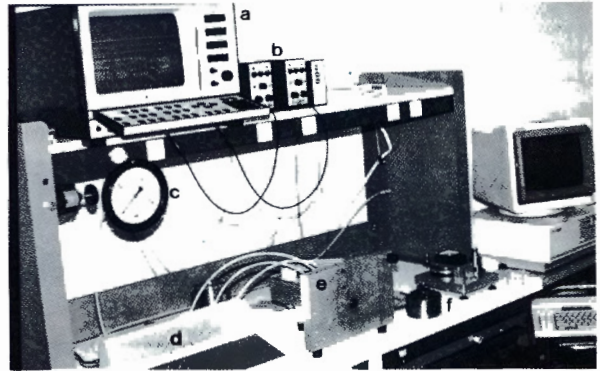


Fig. 1

Analizador de señales Brüel & Kjaer modelo 2034 en el banco de trabajo. a) Analizador de señales. b) Amplificadores para los canales A y B. c) Manómetro para controlar la presión del martillo neumático. d) Consola de control del martillo. e) Brazo móvil y martillo neumático. f) Cuerpo de impedancia infinita.

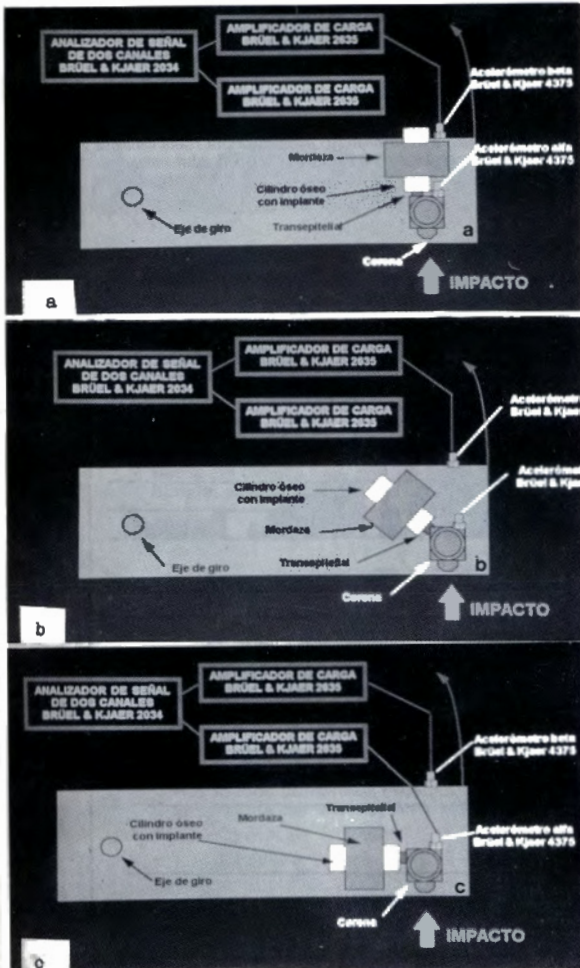


Fig. 2

Mecanismo de disparo del Fantomas 1. El martillo neumático golpea la corona, la cual está fijada al implante, y la energía la recoge el acelerómetro alfa. La aceleración producida se transmite desde la interfase periimplantaria hasta el brazo libre, donde el acelerómetro beta recibe la energía restante del sistema. El brazo se desplaza en la dirección del implante para evitar el efecto rebote. La angulación del impacto fue de 0° (a), 45° (b) y 90° (c).

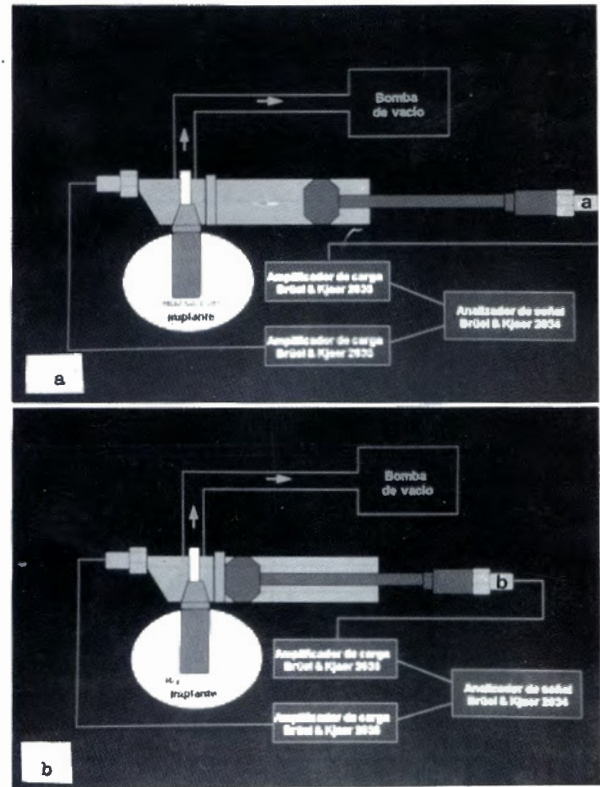


Fig. 3

Mecanismo de acción del Fantomas 2 (PMEH). (a) El pistón se retira a 10 mm. de su posición inicial. El vacío provoca una fuerza constante que atrae el émbolo a la cabeza del PMEH. (b) Cuando se suelta el pistón se produce un impacto excitándose los acelerómetros alfa y beta.

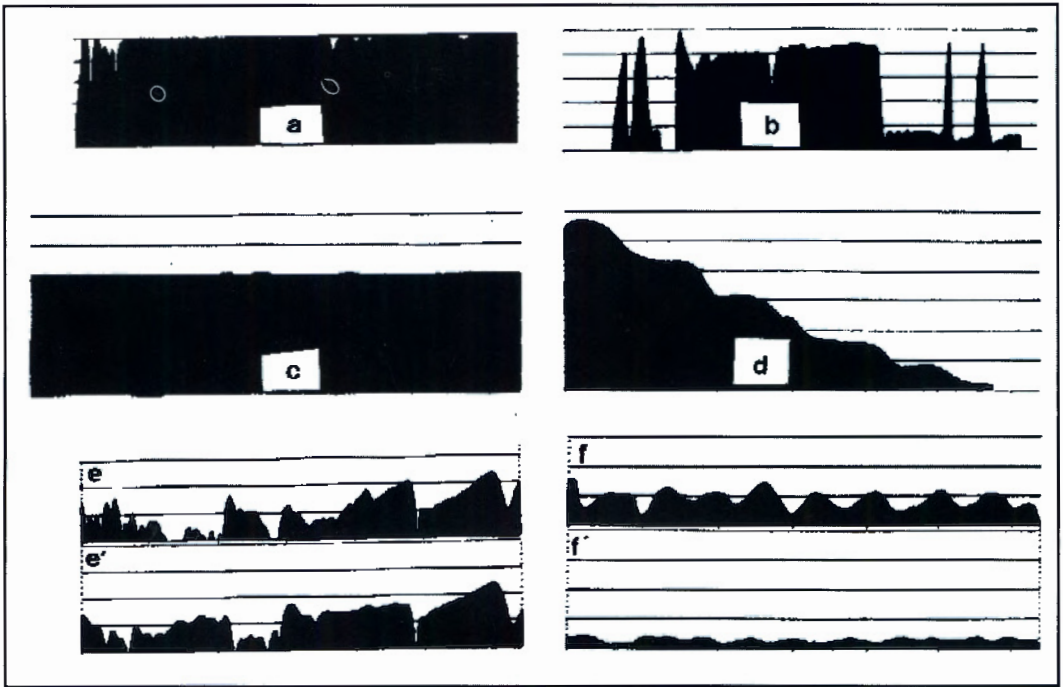


Fig. 4

Gráfica de la coherencia. Medición aceptada por buena calidad del ensayo (a) y medición no aceptada por mala calidad de ensayo (b). Respuesta frecuencial: Registro en un modelo teóricamente rígido (c) y registro en un modelo elástico (d). Autoespectro: Registro de un modelo teóricamente rígido para el canal A (e) y en canal B (e') y registro de un modelo elástico para el canal A (f) y el canal B (f).

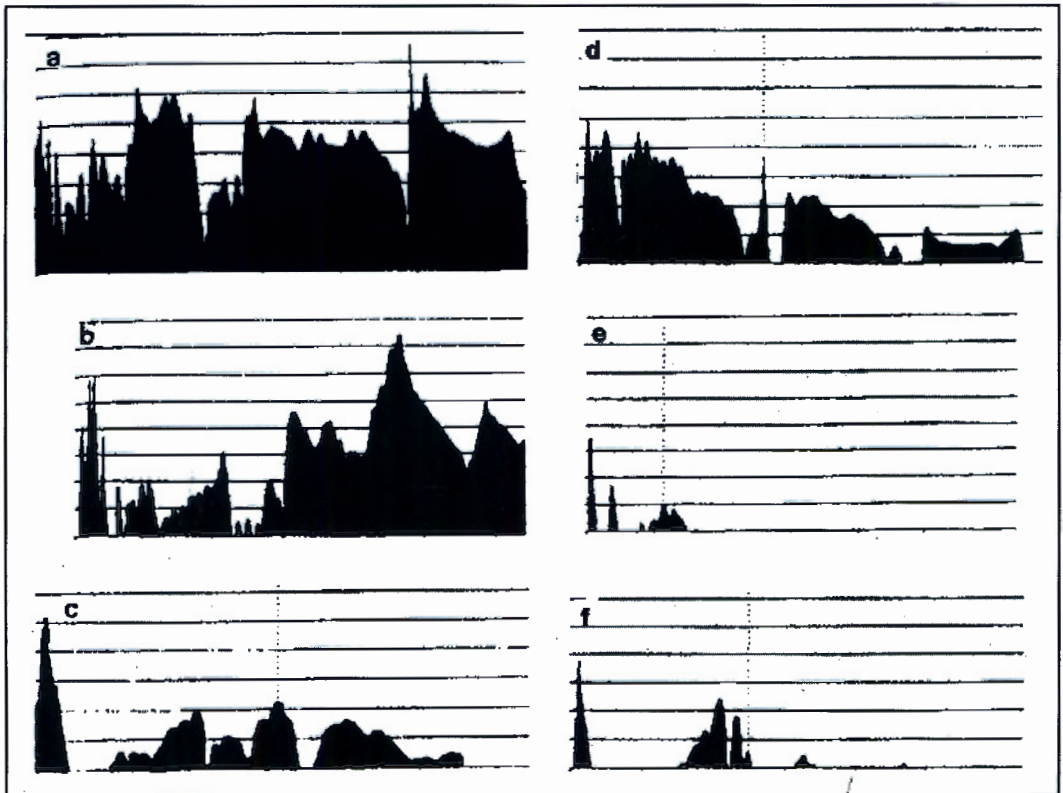


Fig. 5

Resultados gráficos obtenidos con el Fantomas 1 con el pseudoimplante de acero a 0° (a), 45° (b) y 90° (c) y con los cilindros óseos como probetas de estudio a diferentes angulaciones: 0° (d), 45° (e) y 90° (f).

	Rígido	IMZ
Impacto 0°	0,989	1,468
Impacto 45°	1,086	1,950
Impacto 90°	1,453	1,672

Tabla 2
Resultados numéricos con el Fantomas 1. El valor expresado en cada casilla corresponde al cociente efectuado del autoespectro del canal A y el del canal B. Valores cercanos al 0 indican resonancia y valores superiores amortiguación.

	Implante rígido	Implante IMZ
Valores PTV	-8	+ 3,3

Tabla 3
Resultado promedio de las mediciones de los valores Periost (PTV) en el Fantomas 1.

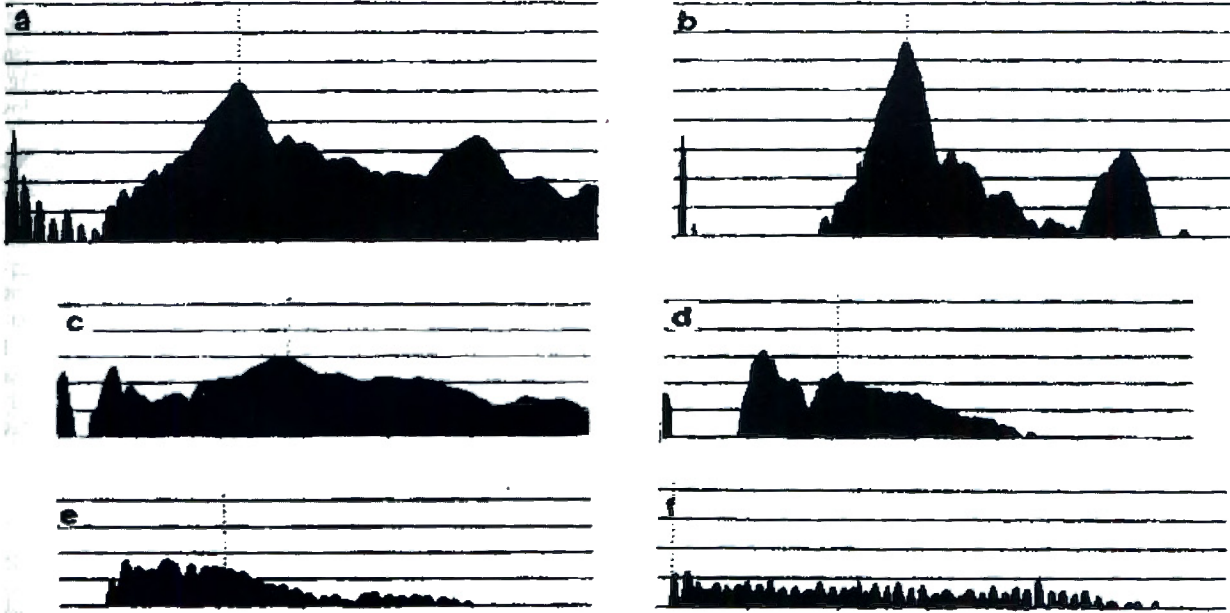


Fig. 6
Resultados gráficos obtenidos con el Fantomas 2: Pseudoimplante de acero a diferentes escalas (a y b), hueso de cabeza de fémur de ternera (c), hueso de costilla de ternera (d), interfase de silicona (e), interfase blanda, sujeción manual (f).

	Rígido	Fémur	Costilla	Silicona	Blando
IMZ	1,071	1,215	1,167	1,155	1,220

Tabla 4
Resultados numéricos obtenidos en el Fantomas 2. El valor expresado en cada casilla corresponde al cociente del autoespectro del canal A y del canal B.

	Rígido	Fémur	Costilla	Silicona	Blanda
VALOR IF	0	14	10	8	15

Tabla 5
Valores del índice de fijación (IF) obtenidos para cada una de las probetas utilizadas en el Fantomas 2.

de obtener una interfase diferente se introdujo en el lecho óseo creado una silicona de adición (Express, 3M) y se volvió a introducir el implante esperando a que fraguase. Una vez fraguada la silicona se procedió a realizar el mismo número de mediciones. Para comparar estas diferentes probetas estudiadas con un sistema rígido, se utilizó una base rígida de impedancia infinita en cuyo interior se alojaba un pseudoimplante de acero que iba unido al PME. También se realizaron el mismo número

de mediciones.

Finalmente, para determinar cuál era la máxima amortiguación o absorción energética que podíamos esperar de este sistema de implante, se sujetó un implante IMZ de 4 x 11 mm. conectado al PME entre los dedos pulgar e índice de una mano con el fin de imitar una interfase blanda. Se realizaron el mismo número de mediciones que en los casos anteriores.

RESULTADOS

De la amplia gama de funciones que dispone el analizador de señales Brüel & Kjaer modelo 2034 se emplearon 4 para poder caracterizar el comportamiento biomecánico de los implantes dentales tipo IMZ en las diferentes probetas de estudio.

La *función número 6 o coherencia* reflejaba la calidad del ensayo (Figura 4a). Cuando la coherencia mostraba valores inferiores a 920, para una frecuencia determinada, estos valores obtenidos en ese punto concreto no se consideraban fiables (Fig. 4b). Todas las funciones seleccionadas presentaron valores iguales o superiores al mínimo exigido.

La *función número 5 o respuesta frecuencial* reflejaba cómo se transmitía la energía que entraba por el canal A y llegaba al canal B. Relacionaba el nivel de intensidad en función de la frecuencia. Así valores por encima del 0 indicaban resonancia y valores inferiores, amortiguación (Figura 4c y 4d).

Las *funciones número 3 y 4 o autoespectros* registraban independientemente el comportamiento de la energía al pasar por el canal A (función nº 3) y B (función nº 4). Estas funciones permitían a su vez, determinar numéricamente el comportamiento biomecánico (Figura 4e y 4f).

Resultados obtenidos con el Fantomas 1

Las gráficas correspondientes a este estudio se encuentran en la Figura 5.

La respuesta frecuencial, como se ha dicho anteriormente, nos mostraba gráficamente el comportamiento de la energía en todo el espectro. Esta función mostró en el Fantomas 1, utilizando un pseudoimplante de acero, resonancias considerables cuando la dirección del impacto era de 0° con respecto al eje mayor del implante

(Fig. 5a). En cambio, estas resonancias iban disminuyendo a bajas frecuencias a 45° (Fig. 5b) y desaparecían totalmente cuando el ángulo utilizado era de 90° (Fig. 5c). A distinta fuerza de impacto se produjeron los mismos resultados para cada angulación.

Los resultados gráficos utilizando como probetas los cilindros óseos mostraron como a 0° se producían menos resonancias que en el modelo rígido (Fig. 5d) y que, a 45° y a 90° (Figs. 5e y 5f), no existía ninguna resonancia sino que se producía una verdadera amortiguación de la energía. Las gráficas del autoespectro nos sirvieron para determinar numéricamente el comportamiento de la energía para cada canal. Así, realizando el cociente entre el canal A y el canal B obtuvimos una cuantificación de la energía amortiguada. Estos resultados se muestran en la Tabla 2. Las mediciones obtenidas con el Periotest están representadas en la Tabla 3.

Resultados obtenidos con el Fantomas 2

Las mediciones con el Fantomas 2 y el cuerpo de impedancia infinita permitieron obtener gráficas de respuesta frecuencial en las que se observaba la presencia de resonancias en la gama media del espectro.

Cuando la probeta se sustituyó por un implante anclado en un hueso de cabeza de fémur de ternera se observó que estas resonancias habían disminuido, es decir se había producido una amortiguación energética. Esta amortiguación fue más evidente cuando existía una interfase de silicona o cuando se realizaba la medición sujetando manualmente el implante. Todas las gráficas de la respuesta frecuencial utilizando el Fantomas 2 están presentes en la Figura 6.

La cuantificación de los resultados obtenidos del cociente efectuado del autoespectro del canal A y del canal B mostraron que los valores obtenidos se alejaban del modelo rígido estudiado anteriormente (Tabla 4).

DISCUSION

Las técnicas histológicas han demostrado que existe un contacto íntimo entre el hueso y la superficie del implante; sin embargo, no han ayudado a determinar qué proporción de hueso ha de estar en contacto con el implante para considerar si está o no osteointegrado^{8,9}. De igual forma las técnicas clínicas, si bien son las más utilizadas actualmente, son malos indicadores de éxito¹⁰

y algunas de ellas pueden interpretarse subjetivamente^{11,12}.

El método que se ha utilizado en el presente estudio, se basa fundamentalmente en golpear el implante y registrar el paso de las vibraciones por las diferentes interfases creadas. Esta metodología ya ha sido utilizada clásicamente golpeando el implante con un instrumento

y asignando el sonido metálico para los implantes osteointegrado y el sonido mate para los no osteointegrados. Sin embargo, este método parece ser muy subjetivo¹³ y además inexacto, ya que no se ha creado un patrón de sonido definido para un implante osteointegrado y uno fibro-osteointegrado¹⁴.

Se han realizado varios estudios vibracionales referidos a implantes. KANEKO¹⁵, en 1991, desarrolló un test vibracional para valorar *in vitro* la rigidez de un implante osteointegrado liso. BRADFORD y cols.¹⁶, en 1992, crearon un patrón de transmisión de sonido para implantes osteointegrados y fibro-osteointegrados, mediante el uso de un estetoscopio aplicado al hueso malar y al cuerpo de la mandíbula. Sin embargo, este método es menos sensible y eficaz que el utilizado ya que los rangos de frecuencia son menores y además existe interposición de tejido blando entre el implante y el transductor utilizado.

En el campo de la traumatología también se han utilizado vibraciones mecánicas para diagnosticar el desajuste de las prótesis de cadera, y así evitar manipularlas para diagnosticarlas¹⁷.

El analizador de señales Brüel & Kjaer modelo 2034 ya ha sido utilizado en el campo de los implantes dentales para valorar la capacidad de amortiguación de los diferentes conectores transeptiliales del sistema de implantes dentales IMZ¹⁸.

El método que se ha utilizado en el presente estudio se basa en algunos aspectos de los estudios vibracionales descritos anteriormente. Sin embargo, al no existir estudios precedentes con la metodología descrita se hace difícil de comparar los resultados obtenidos con los de otros autores.

Analizando los resultados gráficos obtenidos del Fantomas 1 se ha demostrado que existen diferencias entre un sistema rígido y un sistema no rígido creado con la utilización de cilindros óseos, es decir, el sistema hueso-implante no es un sistema rígido. También se ha observado que en el modelo rígido a medida que aumentáramos la angulación del disparo se producía menos resonancia y más amortiguación, debido a la flexión de los componentes del sistema que hacía que parte de la energía se disipara (ver Fig. 5). En cambio, en los implantes IMZ anclados en los cilindros óseos, esta proporción de mayor angulación mayor amortiguación no se observó, ya que la pérdida de estabilidad primaria en el primer ensayo a 0° hacía que los valores a 45° y a 90° se invirtieran debido a la superficie de contacto en cada angulación. Así, a 90° se producía menor amortiguación que a 45°. Los valores expresados numéricamente utilizando el cociente entre el autoespectro del canal A y del canal B, también mostraron una diferencia entre los dos tipos de probetas utilizadas, dando valores menores en el modelo rígido que en los cilindros óseos. También se observaron valores diferentes para las distintas angulaciones (ver Tabla 2).

Comparando los valores obtenidos con los que resultaron del estudio realizado por MURTRA¹⁸ con los filtros energéticos, puede concluirse que el lecho óseo parece ser un buen sistema amortiguador, al menos en los estadios iniciales de la osteointegración.

Los resultados obtenidos con el Periotest (Tabla 3) han confirmado que el pseudoimplante utilizado se

comportaba verdaderamente como un implante osteointegrado (—8), y que los implantes IMZ anclados en los cilindros óseos tenían una estabilidad primaria más pobre (+3,3), ya que los valores se alejaban del rango medio de los implantes considerados como osteointegrados¹⁹.

Los resultados gráficos del Fantomas 2 mostraron que existían diferencias entre un modelo rígido creado con un pseudoimplante de acero y los diferentes tipos de interfases utilizadas (Figura 6). De éstas se observó que existía una diferencia importante entre una interfase creada con un hueso de cabeza de fémur de ternera (Fig. 6c) y uno con hueso de costilla de ternera (Fig. 6d). Asimismo, la interfase blanda creada con la silicona (Fig. 6e) mostraba una ligera diferencia con la de la costilla de ternera, observándose una amortiguación más progresiva. Por último la interfase creada mediante la sujeción manual del PMEH conectado al implante mostró una gráfica en la que se apreciaba una amortiguación continua en todo el espectro (Fig. 6f).

Los resultados numéricos del cociente de los datos de la función del autoespectro permitieron ordenar los resultados siguiendo una escala. Para obtener esta escala con números naturales se multiplicó el cociente por 10 y se asignó una unidad por cada 0,1 puntos que se alejaba del valor mínimo. El valor mínimo correspondía al valor 0 (implante totalmente osteointegrado) y el valor máximo al valor 15 (implante fibro-osteointegrado). A cada valor se le llamó *Índice de Fijación (IF)*. Cuanto mayor era el índice de fijación, mayor amortiguación se producía en la interfase (Tabla 5).

Observando la tabla expresada con los valores IF se puede ver como se puede establecer una clara diferencia entre un sistema rígido y una interfase blanda. De la misma manera existen diferencias entre el hueso de cabeza de fémur de ternera y la costilla, ya que esta última al presentar una cortical espesa hacía que el implante quedara más sujeto. Sin embargo, los datos obtenidos con la silicona nos dan valores que se acercan más a un rígido que a uno con interfase blanda. Ello podría ser debido a que como la estabilidad primaria de este tipo de implantes es baja y ha sido demostrada con el Fantomas 1, el hecho de interponer silicona los ha estabilizado y ha arrojado valores más rígidos que sin ella.

Es importante decir que los resultados gráficos no tienen por qué corresponderse con los datos numéricos del cociente de los autoespectros frecuenciales, ya que al encontrarse los dos transductores en una misma estructura hace que el espectro de la escala sea muy limitado.

Es por ello, que se plantean diferentes líneas de investigación encaminadas a:

1. Evitar las limitaciones del PMEH permitiendo el movimiento libre de uno de los transductores, o bien colocando ambos transductores (alfa y beta) en diferentes implantes.

2. Realizar este tipo de mediciones *in vivo* mediante animales de experimentación e intentar correlacionar datos histológicos con los valores IF obtenidos.

3. Realizar mediciones *in vivo* con pacientes portadores de implantes y correlacionar datos clínicos, histológicos y biomecánicos (valores IF).

CONCLUSIONES

1. El comportamiento *in vitro* del sistema implante-lecho óseo puede ser medido y comparado con otros sistemas mediante el analizador de señales Brüel & Kjaer 2034.

2. Se ha diseñado y fabricado un instrumento (PMEH) para poder medir *in vivo* el comportamiento biomecánico de los implantes osteointegrados, si bien este instrumento requiere unas modificaciones para obtener resultados más demostrativos. Este instrumento permite obtener gráficas repetibles y características de

distintos sistemas hueso-implante con o sin estabilidad primaria.

3. Se ha creado una escala mediante el uso de unos índices de fijación (IF), que permite tabular el comportamiento de los implantes osteointegrados con el uso del instrumento PMEH. Esta escala servirá de base para relacionar los resultados obtenidos en implantes osteointegrados medidos *in vivo*.

Correspondencia:
Dr. Cosme Gay Escoda
Ganduxer, 140
08022 Barcelona

BIBLIOGRAFIA

- BRÅNEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R Y COLS. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 11 (suppl 16): 7-125.
- ALBREKTSSON T, SENNERBU L. Direct bone anchorage of oral implants: Clinical and experimental consideration of the concept of osseointegration. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 30-41.
- ALBREKTSSON T, LEKHOLM U. Osseointegration: Current state of the art. *Dent Clin North Am* 1989; 33: 537-54.
- CHAYTOR DV. Clinical criteria for determining implant success bone. *Int J Prosthodont* 1993; 2: 145-52.
- SMITH DE, ZARB GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 567-72.
- ZARB GA, ALBREKTSSON T. Critères déterminant le succès des implants dentaires ostéo-intégrés. *Les Cahers de Prothèse* 1990; 71: 19-26.
- ALBREKTSSON T, ZARB GA, WORTHINGTON P Y ERIKSSON LE. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria for success. *Int J Oral Implants* 1986; 1: 11-25.
- SENNERBY L, ERIKSSON LE, THOMPSEN P, LEKHOLM U Y ANSTRAD P. Structure of bone-implant interface in retrieved clinical oral implants. *Clin Oral Impl Res* 1991; 2: 103-11.
- HALE TM, BORETSKY B, SCHEID MJ Y COLS. Evaluation of the titanium dental implants: Osseointegration in posterior edentulous areas of micro swine. *J Oral Impl* 1991; 17: 118-24.
- ALBREKTSSON T, ZARB GA. Current interpretation of the osseointegrated response: Clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 95-105.
- SEWERIN IP. Errors in radiographic assessment of marginal bone height around endosseous osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 1990; 98: 428-33.
- CHAVEZ H, ORTMAN LF, DE FRANCO RL, MEDIGE J. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent* 1993; 19: 199-208.
- ALBREKTSSON T, SENNERBY L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol* 1991; 18:474-81.
- ALBREKTSSON T, JACOBSSON M. Bone metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 597-607.
- KENEKO T. Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental-bone interface. *Biomaterials* 1991; 12: 555-60.
- BRADFFORD BA, SINGER MT, VERMYLEA ST, AGAR JR. Acoustic analysis for evaluation of implant osseointegration: A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 126-7.
- 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.
- MURTRA J. Comportamiento biomecánico del filtro energético para los implantes osteointegrados tipo IMZ. Tesis Doctoral. Universidad de Barcelona 1993.
- OLIVE J, APARICIO C. El parámetro Periotest como control de la estabilidad en implantes orales osteointegrados. *Archivos de Odontostomatología* 1988; 4: 430-4.