

Simulador de masticación robótico para la comprobación de materiales dentales en una preparación para implante equipada con sensor

Enrico Conserva, DDS, PhD¹/Maria Menini, DDS²/Tiziano Tealdo, DDS, PhD¹/Marco Bevilacqua, DDS²/Francesco Pera, DDS²/Giambattista Ravera, PhD³/Paolo Pera, MD, DDS, PhD³

Objetivo: este estudio describe un simulador de masticación mecánica capaz de reproducir los movimientos mandibulares en 3 dimensiones y las fuerzas ejercidas durante la masticación. El objetivo de este trabajo consistió en validar el dispositivo descrito, que puede emplearse para comprobar la capacidad de los distintos materiales de restauración para resistir las fuerzas. **Materiales y métodos:** para validar el robot masticador se tomaron 5 modelos idénticos para cada uno de los 3 distintos materiales restauradores (resina acrílica, composite y vitrocerámica bioactiva). Cada muestra fue masticada durante 5 min por el robot. Se registraron los valores de las fuerzas transmitidas al hueso periimplantar simulado. **Resultados:** las diferencias observadas entre los distintos materiales fueron significativas, y las comparaciones internas llevadas a cabo mostraron igualmente diferencias significativas ($P < 0,0001$). **Conclusión:** los distintos módulos elásticos de los materiales de restauración influyeron de forma significativa en la transmisión de las fuerzas a la interfase simulada hueso-implante, diferencia que fue capaz de identificar el robot masticatorio. Los bajísimos niveles de variación confirmaron la precisión de la máquina durante la recolección de los datos y validaron la fiabilidad del método, lo que demostró que las pruebas podían repetirse de forma efectiva. *Int J Prosthodont* 2009; 11:183-190.

Se han desarrollado diferentes simuladores masticadores. En 1957 Cornell y cols.¹ describieron una máquina masticadora en la que se habían dispuesto los dientes maxilares montados sobre un brazo móvil y los dientes mandibulares sobre un brazo fijo para determinar la colocación de las piezas dentales de una dentadura. En 1983 DeLong y Douglas² desarrollaron unas condiciones orales artificiales utilizando 2 brazos servohidráulicos para controlar un ciclo de fuerza-movimiento orientado a la clínica y simular el movimiento de la masticación. En 1995 Breeding y cols.³ simularon una dentadura parcial con fijación posterior de 3 unidades soportada, en uno de sus extremos, por un implante

osteointegrado, y por el otro, por un diente natural fijado a un arco mandibular igualmente simulado. Tres coronas maxilares se conectaron rígidamente a 3 pistones de los cilindros neumáticos de la máquina. Los autores midieron los efectos de los distintos diseños de prótesis sobre los patrones de movimiento del diente y el implante y la distribución de las fuerzas dentro del implante. No obstante, ninguno de los 3 dispositivos descritos pudo replicar los complejos movimientos de la masticación.

Para probar materiales dentales suelen emplearse las máquinas Intron⁴. No obstante, estos mecanismos sólo pueden reproducir movimientos intermitentes en un solo plano y no pueden emplearse para reproducir complejos movimientos masticatorios en un espacio tridimensional.

Puesto que el hecho de determinar los movimientos masticatorios *in vivo* es complicado y requiere una enorme inversión de tiempo y dinero, son numerosos los dispositivos simuladores de tales movimientos que se han ido desarrollando. Entre ellos cabe destacar, según Heintze⁵, el simulador de masticación Willytec, que ofrece una óptima relación entre coste, utilidad y robustez, empleando el peso como fuerza actuante y motores de función pautada para los movimientos laterales y verticales. Sin embargo, no se dispone de información acerca de la fuerza y los perfiles de fuerza en especímenes, ni si éstas son iguales en las 8 cámaras de que dispone el simulador de masticación. Más

¹Assistant Professor, Department of Fixed and Implant Prosthodontics, Genoa University, Genova, Italy; Private Practice, Albenga, Italy.

²Lecturer, Department of Fixed and Implant Prosthodontics, Genoa University, Genova, Italy.

³Professor and Chair, Department of Health Sciences, Section of Biostatistics, Genoa University, Genova, Italy.

⁴Professor and Chair, Department of Fixed and Implant Prosthodontics, Genoa University, Genova, Italy.

Correspondencia: Dr Enrico Conserva, Via Mazzini 45/4 17031 Albenga (Sv), Italy. Fax: +390-182555144. e-mail: studioconserva@libero.it

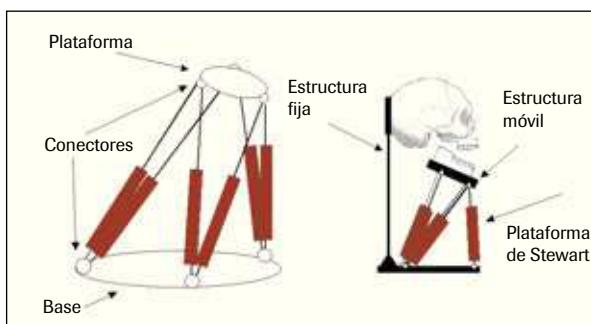


Figura 1 Diagrama esquemático del robot masticador



Figura 2 Robot masticador equipado con sensor

aún, este sistema no permite una simulación de las cargas ni de los movimientos masticatorios en 3 dimensiones.

El simulador de masticación descrito por Daumas y cols.⁶ en 2005 es muy similar al presentado en este estudio. Daumas desarrolló un dispositivo mecatrónico para reproducir el comportamiento masticatorio humano en 3 dimensiones. Los movimientos masticatorios son producidos por 6 brazos lineales colocados entre una mandíbula simulada (o «efector final») y un cráneo simulado (o «base») atendiendo a sus respectivas estructuras biológicas y funcionales, lo que se traduce en un mecanismo espacial de 14 uniones, 6 brazos lineales y 12 conectores esféricos. Este mecanismo fue creado para evaluar nuevos tipos de alimentos en términos de percepción de las texturas, pero no estaba equipado con un sensor para registrar las cargas transmitidas, como el simulador de masticación que describiremos a continuación en el presente estudio. Además, el presente estudio simula la colocación de un implante.

El objetivo de este estudio es desarrollar y validar un método para el estudio *in vitro* de las fuerzas transmitidas a la interfase hueso-implante aplicando una carga masticatoria sobre los distintos materiales de restauración actualmente en uso en odontología implantológica. Con objeto de evaluar la relación entre los materiales de restauración y la transferencia de fuerzas a la interfase hueso-implante fue necesario desarrollar una serie de pruebas que no sólo simulara el movimiento mandibular, sino además las magnitudes y la distribución de las fuerzas registradas en el sistema masticatorio humano. Para ello se desarrolló un «robot masticador», para el que se diseñó una plataforma dinámica con 6 grados de autonomía, de-

nominada comúnmente «plataforma de Stewart». Este dispositivo mecatrónico permite simular el acto de la masticación humana *in vitro* y reproducir en 3 dimensiones los movimientos masticatorios y las cargas ejercidas durante la misma. La hipótesis nula probada en esta investigación consistió en demostrar que el robot masticador no sería un sistema viable para identificar la transmisión de los diferentes volúmenes de carga ejercidas sobre la interfase hueso-implante empleando materiales restauradores con diferentes módulos elásticos.

Materiales y métodos

El robot masticador

El robot (figura 1) se construyó con la colaboración de Società Graal Tech y fue financiado por el MEUI (Ministerio de Educación Universitaria e Investigación, Italia) bajo los auspicios del Proyecto de Investigación de Interés Nacional (PIIN 2002). El robot masticador es capaz de reproducir los movimientos mandibulares en tres dimensiones y las cargas producidas durante la masticación.

El robot masticador se compone de dos sistemas distintos: el primero es el sistema que rige y controla al robot, incorporado en el propio dispositivo; el segundo sistema, recopila la información deseada. El sistema de control lo forma un ordenador industrial que da las órdenes a la parte móvil del robot, es decir, a la plataforma de Stewart, y controla los movimientos ejecutados gracias a las señales de *feedback*. La plataforma de Stewart es un mecanismo paralelo, formado por un cuerpo superior rígido,

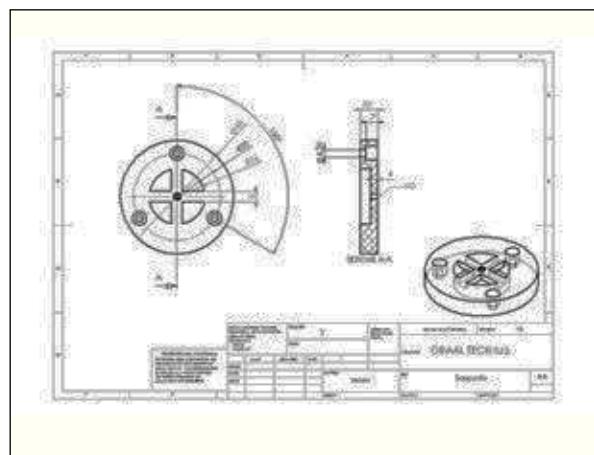


Figura 3 Boceto del soporte a escala

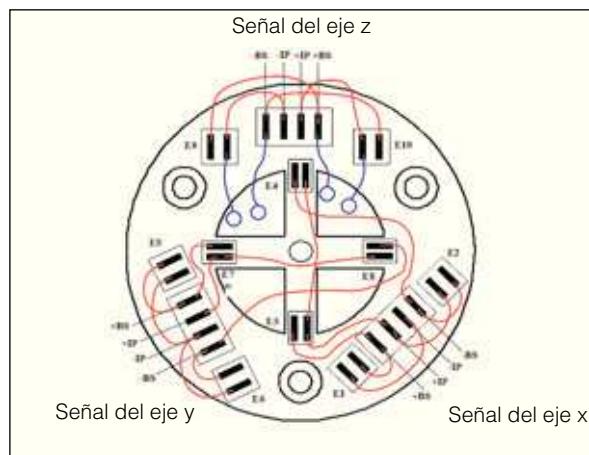


Figura 4 Cara superior de la base equipada con sensor que muestra el cableado. Línea roja, cables que conectan la cara superior; línea azul, cables que conectan la cara superior y la inferior; línea de puntos, cables que conectan el sensor al amplificador; +BS/-BS, entrada de corriente al puente; +IP/-IP, salida del puente

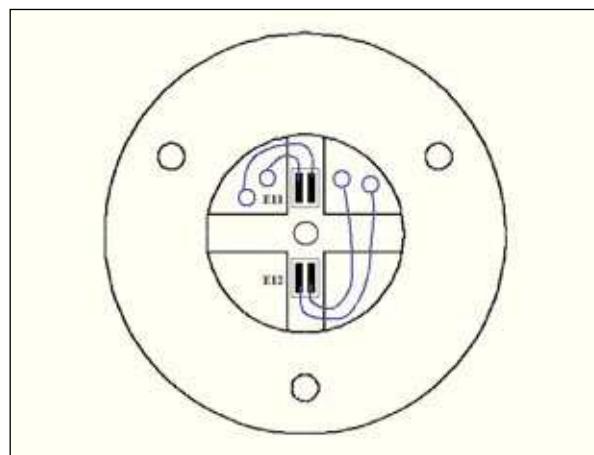


Figura 5 Cara inferior de la base equipada con sensor que muestra el cableado

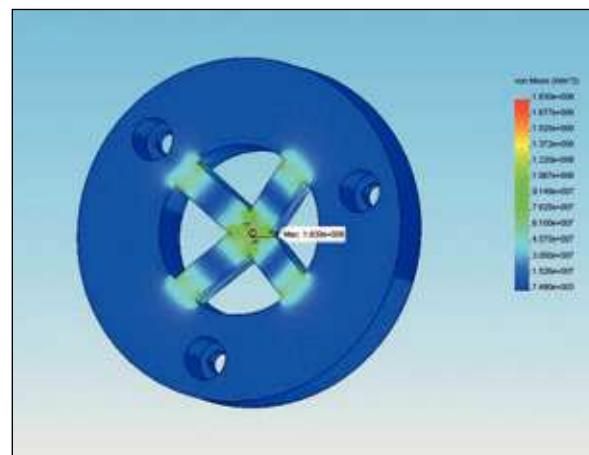


Figura 6 Simulación del comportamiento de la base equipada con sensor una vez cargada. Se simuló la aplicación de una fuerza de 80 kg a lo largo del eje vertical z para mostrar la deformación resultante. En la ilustración se destacan las zonas de máxima tensión sobre la estructura y se demuestra que el modelo puede soportar una carga máxima

o plataforma móvil (el efecto final que simula la mandíbula), conectada a una base fija mediante 6 brazos cinéticos idénticos, equidistantes uno del otro y dispuestos de forma simétrica para formar dos triángulos equiláteros sobre la base fija (figura 2).

Cuando se varía la longitud de los brazos, gracias a los 6 brazos lineales, se puede modificar la orientación de la plataforma con 6 grados de autonomía (3 grados de autonomía en rotación y 3 grados de autonomía en traslación) y con ello, replicar los movimientos y las fuerzas masticatorias funcionales. Cada brazo está formado por dos cilindros de acero (uno hueco y uno sólido) unidos mediante una pieza articular cilíndrica. Cada brazo se conecta a la plataforma y se fija a la base mediante unos mecanismos de unión esféricos a los dos extremos.

La movilidad del robot se especifica en base a los ejes x , y o z según la posición en la plataforma, y la orientación de la misma, definida por los ángulos formados por los ejes x , y o z (rotación, avance y desviación, respectivamente). Los ejes x , y o z representan los ejes laterolateral, anteroposterior y vertical, respectivamente.

La posición de la plataforma en cada momento es evaluado por un sensor codificado para cada uno de los 6 brazos. Como se ha podido constatar, gracias a los registros de los sensores codificados, la plataforma ejecuta los movimientos requeridos con una exactitud de 0,1 mm. El sistema descrito permite controlar la movilidad de la plataforma pero no la aplicación de fuerzas preestablecidas. Estas fuerzas se controlan indirectamente gracias a una base equipada con sensores fijada a la plataforma móvil.

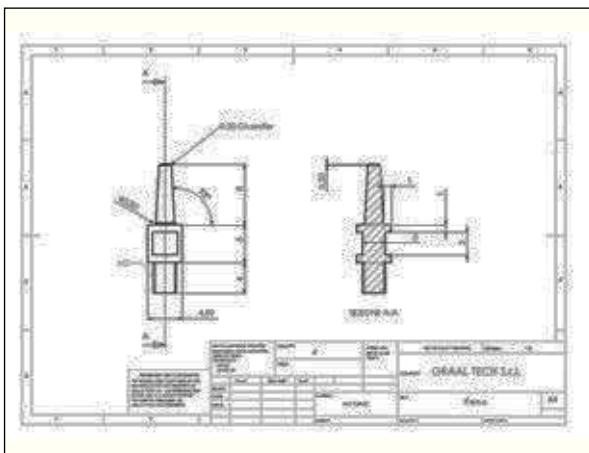


Figura 7 Boceto del pilar a escala (simula el sistema de retención del implante)

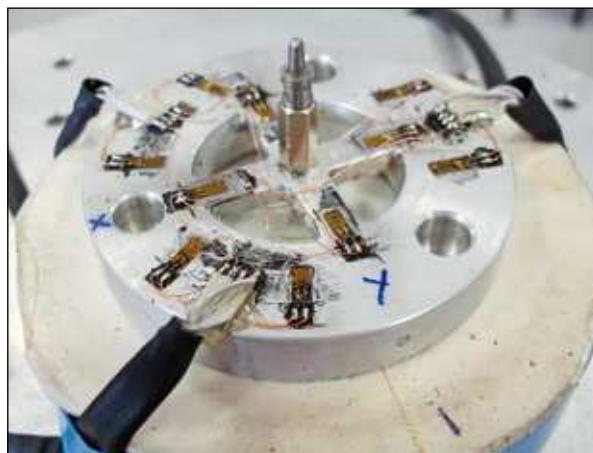


Figura 8 Base equipada con sensor y pilar para las coronas

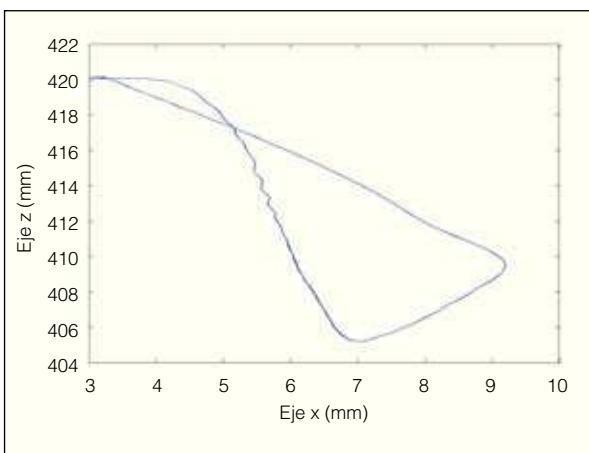


Figura 9 Trayectoria seguida por el robot masticador sobre el plano horizontal

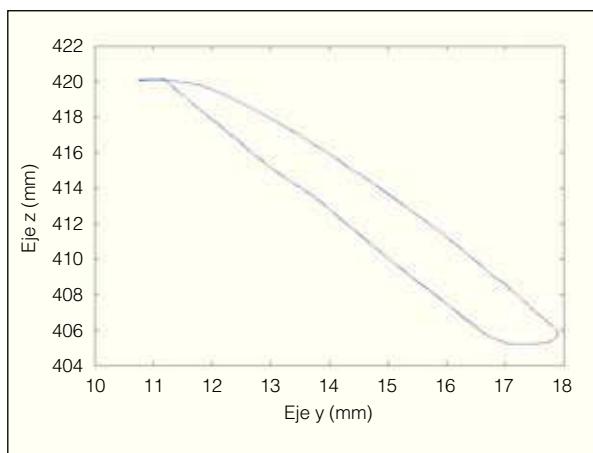


Figura 10 Trayectoria seguida por el robot masticador sobre el plano sagital

La estructura está dotada de un soporte para la parte superior fija (que simula un cráneo); a ello puede conectarse una reproducción de la arcada dental maxilar de una aleación de cromo-cobalto. Este maxilar puede extraerse de la parte superior fija del robot para permitir llevar a cabo pruebas con las coronas de modelo en oclusión, con una superficie plana de acero exenta de cúspides. Se coloca una base equipada con sensores (figuras 3-6) sobre la plataforma móvil (mandíbula) del robot y se registra el grado de fuerza que se transmite a través de los 3 ejes (x , y y z). En la cara superior de la base se conectan ocho medidores de tensión activos y dos, pasivos, y otros dos activos se conectan a la cara inferior para formar un puente Wheatstone. Este tipo de puente convierte las variaciones de resistencia registradas por los medidores de tensión en variaciones de tensión. Las señales de la base sensorizada se amplifican y son registradas a través de 3 canales o sistemas de transmisión múltiple por un ordenador (Windows NT4, Microsoft) equipado con un sistema de conversión analógico-a-digital (National ISA) cada 100 mseg.

La base para los sensores fue diseñada en un ordenador utilizando un programa de diseño asistido por ordenador, y se aplicó el análisis de elemento finito (*Finite Element Analysis*, FEA) utilizando para ello COSMOSXpress (SolidWorks) (figura 6). Para determinar la correcta colocación de los medidores de tensión (es decir, en las regiones donde se concentran las máximas fuerzas o tensiones, se situaron los medidores activos, y en las regiones libres de tensión, los medidores pasivos), y para verificar que sea posible aplicar una carga máxima de 80 kg a lo largo del eje vertical (eje z) con la finalidad de mantener la estructura dentro de unos límites elásticos seguros, se llevó a cabo el FEA.

La base equipada con sensores contiene un pilar (figuras 7 y 8) que simula un sistema de implante con pilar; las muestras que se desean probar se conectan a este sistema, y se les aplican tensiones en las distintas direcciones axiales. Se practicó un encaje en el pilar para unirlo al reborde del interior de las coronas modelo de modo que éstas ajustaran perfectamente y con toda precisión al pilar para descartar la posibilidad de rotación o de cualquier otro movi-

Tabla 1 Módulos elásticos de los materiales empleados en los modelos de coronas

Marca registrada	Tipo de material	Tipo de material	Módulo elástico (MPa)
Finesse	Cerámica con ionómero de vidrio	Dentsply	70,000
Signum	Composite	Heraeus Kulzer	3.500
Easytemp 2	Resina acrílica	DEI Italia	2.300

Figura 11 Pilar y conjunto de coronas. El pilar (que simula el sistema de retención del implante) muestra la guía que encaja en el interior de las coronas, con objeto de que éstas se sitúen perfectamente en el pilar y evitar de este modo toda posibilidad de rotación durante la fase de prueba

Figuras 12a y 12b Con un pie de rey se tomaron las medidas del eje mayor y el eje menor de cada uno de los modelos de coronas para verificar que todas ellas eran idénticas



miento durante la realización de las pruebas. La muesca tiene una longitud de 8 mm y aporta el componente antirrotacional del sistema. El pilar posee una conicidad de 6 grados lo que proporciona estabilidad y fuerzas de retención al sistema corona-pilar.

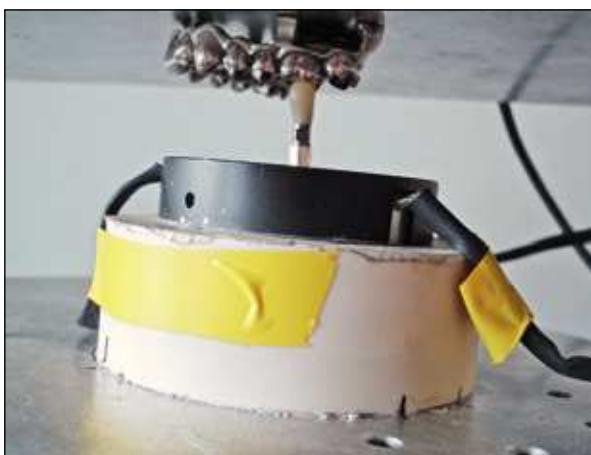
El masticador se programó para que siguiera una determinada trayectoria (figuras 9 y 10) tomando como valor base el desplazamiento medio del punto interincisal de la mandíbula en 3 dimensiones y la mediana de la velocidad de la función masticatoria normal para cada fase del ciclo masticatorio, una vez diseñada la trayectoria mediante herramientas cinesiográficas⁷. El masticador trazó esta trayectoria en todas las pruebas descritas en este estudio. La trayectoria en 3D se define a partir de 19 puntos preestablecidos (especificados a partir de la posición y la orientación de la plataforma) en un intervalo de tiempo de una décima de segundo. Por ello, el ciclo completo dura 2 segundos, e incluye la décima de segundo que requiere la plataforma para desplazarse desde el punto 19 de la trayectoria hasta la posición de inicio (posición cero). En cada ciclo masticatorio se registran 20 valores o mediciones. Las pruebas se realizaron utilizando el programa LabVIEW 5.0 (National Instruments).

Modelos de coronas

Para realizar la prueba se empleó resina acrílica (Easytemp 2, DEI Italia), resina compuesta (Signum, Heraeus Kulzer) y cerámica glaseada (Finesse, Dentsply). La tabla 1 proporciona un listado de los módulos elásticos de los materiales de prueba a partir de los datos registrados por los fabricantes.

Con cada uno de los materiales de prueba se confecionaron 5 coronas idénticas exentas de metal (figura 11). En primer lugar se confeccionaron las 5 coronas idénticas de cerámica. Mediante la técnica de reproducción para materiales fotopolimerizables con una mufla transparente se llevaron a cabo los duplicados en resina compuesta y en resina acrílica. Las coronas de modelo se fabricaron colocando la resina compuesta en un molde de silicona transparente, fotopolimerizándola posteriormente en el interior de la mufla, permitiendo de esta manera el paso de los haces transversales. Se eligió esta técnica dado que permite la reproducción fidedigna de la morfología del modelo y de este modo crear modelos idénticos en forma y tamaño para poder llevar a cabo estudios comparativos.

Para eliminar otras variables y limitar el riesgo de rotura de las coronas como resultado de un posible contacto



accidental de las cúspides se decidió crear unas superficies oclusales de forma semiesférica (6,5 mm de diámetro). El eje principal del modelo tenía 11 mm de longitud. Con un pie de rey se midieron el eje principal y el eje menor de los modelos confeccionados con el fin de verificar que todas las coronas eran idénticas (figuras 12a y 12b).

No fue necesario emplear cemento para unir la corona de prueba al pilar puesto que la fricción de acoplamiento entre la corona y el pilar con la muesca resultó suficiente. Además, el uso de cemento en el modelo introduciría una variable adicional, concretamente el grosor del cemento.

Los modelos se numeraron del 1 al 15 para que el estudio fuera «ciego», y el operador que llevó a cabo las pruebas y registró los datos resultantes tampoco conocía el tipo de material que estaba probando. Los especímenes probados se eligieron al azar y en una secuencia que no fue previamente establecida. El material del que estaba constituido cada modelo sólo se reveló una vez realizado el análisis estadístico de los datos.

Pruebas

Durante la prueba, cada corona se sometió a diversos ciclos masticatorios, partiendo de la posición inicial con el modelo en contacto con el primer molar izquierdo de la reproducción del maxilar fijo de cromo-cobalto (figura 13). Se registraron las fuerzas verticales y transversales transmitidas al hueso periimplantar simulado.

Cada modelo fue sometido al mismo número de ciclos masticatorios, empezando desde la misma posición, de modo que la única variable en el sistema lo constituyó el material del que estaba formada cada corona, y cualquier diferencia en las fuerzas transmitidas a la base del pilar era íntegramente dependiente de la capacidad de deformación del material. Esta capacidad viene representada por el «módulo» elástico del material. Se decidió llevar a cabo 160 ciclos (que correspondían a 5 min de masticación por parte del robot) para cada prueba y utilizar 5 modelos para cada uno de los 3 materiales distintos para obtener las mediciones necesarias que permitieran considerar si la muestra

Tabla 2 Comparación (ANOVA) de materiales y modelos de coronas en el eje z

Comparación	Gl	Medias cuadráticas	F	P
Entre materiales	2	434.269,14	547.228,68	< 0,0001
Entre materiales	4	1,847	2,327	0,0542
Interacción	8	1,350	1,701	0,0933
Residual	2.385	0,794		

ANOVA, análisis de varianza de 2 muestras, variables o estimadores; F, estadístico F; Gl, grado de libertad; P, desviación o significación estadística.

Figura 13 Corona en oclusión con el arco antagonista de cromo-cobalto

era lo suficientemente amplia para validar estadísticamente la precisión del robot y la reproducibilidad de las pruebas.

Los datos se almacenaron en un archivo y se transfirieron en forma de gráficos mediante el programa MATLAB 6.1 (MathWorks). Este programa permite destacar los valores máximos de las fuerzas registradas en cada ciclo masticatorio. Posteriormente se procedió a analizar tales valores/datos estadísticos.

Análisis estadístico

Éste se llevó a cabo mediante el programa computacional SPSS (Versión 13.0, SPSS Inc). Para comparar las tensiones transmitidas entre los 3 distintos materiales oclusales (cerámica, composite y resina acrílica) en las 5 muestras de coronas confeccionadas de cada uno de los materiales, se llevó a cabo un análisis de varianza de dos estimadores o variables (ANOVA). Todas las pruebas se realizaron con dos variables (análisis bivariante) y el nivel de significación observado (alfa) se situó en 0,05.

Resultados

El análisis de dos variables ANOVA puso de manifiesto diferencias altamente significativas entre las fuerzas transmitidas con el empleo de los distintos materiales. La comparación de las fuerzas transmitidas a través de los distintos materiales también mostró diferencias significativas ($P < 0,0001$), mientras que la comparación entre cada modelo de corona confeccionada con cada tipo de material no mostró tales diferencias (tablas 2 a 4).

La fuerza máxima transmitida por el material cerámico al hueso periimplantar sobre el eje vertical z (media: 52,087 kg) fue superior a la transmitida por la resina compuesta (media: 28,488 kg) y que la de la resina acrílica (media: 5,491 kg) (tabla 5). En el eje laterolateral x las fuerzas máximas medias transmitidas por el material sobre la base del pilar fueron 10,617, 5,343 y 1,504 kg para la cerámica, la resina compuesta y la resina acrílica, respectivamente. En el eje anteroposterior y , las fuerzas máximas medias transmitidas sobre la base del pilar

Tabla 3 Comparación (ANOVA) de materiales y modelos de coronas en el eje x

Comparación	GI	Medias cuadráticas	F	P
Entre materiales	2	16.746,70	97.463,01	< 0,0001
Entre materiales	4	0,321	1,870	0,1129
Interacción	8	0,186	1,083	0,3717
Residual	2.385	0,172		

ANOVA, análisis de varianza de 2 muestras, variables o estimadores; F, estadístico F; GI, grado de libertad; P, desviación (o tendencia) o significación estadística.

Tabla 4 Comparación (ANOVA) de materiales y modelos de coronas en el eje y

Comparación	GI	Medias cuadráticas	F	P
Entre materiales	2	2.478,11	27.223,03	< 0,0001
Entre materiales	4	0,159	1,743	0,1377
Interacción	8	0,139	1,530	0,1415
Residual	2.385	0,091		

ANOVA, análisis de varianza de 2 muestras, variables o estimadores; F, estadístico F; GI, grado de libertad; P, desviación (o tendencia) o significación estadística.

Tabla 5 Comparación de fuerzas oclusales medias máximas (kg)

Material/ modelo	Fuerza media (95% intervalo de confianza)		
	Eje z	Eje x	Eje y
Finesse			
1	52,181 (52,029–52,334)	10,603 (10,520–10,685)	3,805 (3,721–3,890)
2	52,173 (52,008–52,337)	10,583 (10,491–10,675)	3,809 (3,738–3,880)
3	52,237 (52,001–52,473)	10,545 (10,487–10,603)	3,918 (3,852–3,984)
4	51,897 (51,642–52,151)	10,668 (10,537–10,799)	3,884 (3,803–3,966)
5	51,949 (51,676–52,222)	10,684 (10,548–10,820)	3,845 (3,748–3,942)
Signum			
1	28,471 (28,308–28,635)	5,344 (5,339–5,349)	1,933 (1,928–1,938)
2	28,443 (28,359–28,526)	5,341 (5,327–5,356)	1,893 (1,887–1,900)
3	28,561 (28,530–28,591)	5,338 (5,333–5,342)	1,916 (1,911–1,920)
4	28,553 (28,529–28,577)	5,348 (5,343–5,354)	1,925 (1,917–1,934)
5	28,414 (28,381–28,448)	5,346 (5,341–5,350)	1,892 (1,884–1,900)
Easytemp 2			
1	5,569 (5,422–5,517)	1,524 (1,488–1,560)	0,336 (0,328–0,344)
2	5,495 (5,448–5,542)	1,525 (1,479–1,570)	0,346 (0,340–0,351)
3	5,521 (5,487–5,556)	1,462 (1,433–1,491)	0,343 (0,338–0,349)
4	5,506 (5,486–5,525)	1,482 (1,440–1,524)	0,334 (0,327–0,341)
5	5,463 (5,412–5,514)	1,525 (1,478–1,573)	0,335 (0,319–0,351)

fueron 3,852 kg, 1,912 kg y 0,339 kg, para la cerámica, la resina compuesta y la resina acrílica, respectivamente.

Los intervalos de confianza de la variación fueron mínimos (tabla 5).

Comentarios

Los módulos de elasticidad de los materiales de restauración afectaron de forma significativa la transmisión de las fuerza/tensiones y la interfase hueso-implante simulada, y el robot masticador fue capaz de apreciar y registrar estas diferencias. Los resultados demuestran que el robot es un sistema masticador viable para identificar las diferentes capacidades de deformación de los materiales probados, puesto que el instrumento siempre registra los valores de fuerzas más elevados con los modelos de cerámica, seguidos de los modelos de resina compuesta y finalmente, con las de resina acrílica, mostrando diferencias significativas entre los grupos ($P<0,0001$); las comparaciones realizadas entre modelos confeccionados con el mismo material no arrojaron diferencia alguna.

Otros estudios han analizado la fuerza transmitida al hueso periimplantar a través de diferentes materiales de oclusión empleando modelos fotoelásticos⁸⁻⁹, FEA¹⁰⁻¹⁶, o máquina Instron⁴. La principal limitación de estos estudios re-

siste en el hecho de que ninguno de ellos reproduce de una forma fidedigna la cinética mandibular. Las dos primeras pruebas son estática y virtual, respectivamente, mientras que la máquina Instron tan sólo puede seguir movimientos intermitentes a lo largo de un único plano. Esto dista mucho de poder reproducir el ciclo masticatorio, que opera en tres dimensiones y que este estudio sí logró replicar mediante un robot masticador con una estructura paralela cinemática. En lo que respecta al FEA, es difícil realizar una estimación objetiva de la validez del modelo matemático, por lo que a la hora de interpretar los resultados, tras utilizar el FEA en odontología implantológica, deben tenerse presente determinadas premisas. Resulta difícil realizar comparaciones con el FEA, dadas las diferentes variables que aparecen durante la confección de los distintos modelos. Durante el proceso de modelado, de hecho, algunas variables afectan enormemente la presumible precisión o exactitud del FEA. Esto incluye variables en cuanto a temas de geometría, propiedades de los materiales, condiciones límite aplicables y la interfase hueso-implante¹⁷⁻¹⁸.

Se ha llevado a cabo algunos experimentos con animales, por ejemplo, con perros de raza beagle¹⁹. Un modelo de este tipo no permitiría controlar las fuerzas aplicadas, y obviamente, no simularía con toda precisión el ciclo masticatorio humano. Otros estudios²⁰⁻²² han medido las fuerzas

masticatorias transmitidas a diferentes materiales de restauración *in vivo*. Estas pruebas utilizan dispositivos sensores y receptores de memoria para registrar datos, y se sitúan en la cavidad oral. Estos dispositivos dificultan los movimientos masticatorios de los individuos, y lo que es más importante, conducen a un control cortical de la función masticatoria, que conlleva posibles alteraciones en los resultados del experimento. Además, en estas condiciones, los ciclos experimentales deben ser más cortos, por lo que resulta imposible crear ciclos masticatorios idénticos. Finalmente, los esfuerzos o cargas sólo pueden registrarse cuando los medidores de estas fuerzas se hallan unidos o incluidos. Por ello, es imposible medir las fuerzas transmitidas a la interfase hueso-implante.

La creación de un robot masticador con una plataforma cinemática paralela constituye un intento de superación de todas estas limitaciones. Con la ayuda de este dispositivo, se ha creado una situación 1) que replica con toda precisión los movimientos mandibulares, de una manera siempre uniforme y 2) en la que se pueden registrar las cargas transmitidas por una superficie oclusal a través de un implante hasta el hueso periimplantario (simulado por una base equipada con sensores).

Dado que tan sólo se probó un número limitado de materiales oclusales, el resultado no puede generalizarse a otros materiales restauradores. Y aunque el trabajo presentado en este estudio es preliminar, proporciona un modelo de mecanismo articulado viable que puede utilizarse para probar (otros) materiales dentales.

Los estrechísimos intervalos de confianza obtenidos a partir del análisis estadístico de los datos demuestran que el robot masticador es capaz de reproducir, en numerosas ocasiones, ciclos masticatorios idénticos. También se confirma la precisión de la máquina durante el registro de los datos, validando con ello, la fiabilidad del método. En teoría, el hecho de haber hallado ligeras variaciones demuestra que las pruebas también pueden repetirse y ser efectivas en un estudio prolongado.

Agradecimientos

La construcción del robot masticador ha sido financiada por el MIUR (Ministerio de Educación e Investigación, Italia) bajo los auspicios del Proyecto de Investigación de Interés Nacional (Research of National Interest Project, PRIN, 2002). Los autores desean expresar su agradecimiento al Profesor Giuseppe Casalino y a los ingenieros Fabio Giorgi, Tommaso Bozzo, Andrea Caffaz y Alessio Tureta de Graal Tech (Génova) quienes construyeron el robot masticador. Nuestro especial agradecimiento, asimismo, al técnico dental Paolo Pagliari, por su apoyo en el laboratorio.

Bibliografía

1. Cornell JA, Jordan JS, Ellis S, Rose EE. A method of comparing the wear resistance of various materials for artificial teeth. *J Am Dent Assoc* 1957;54:608-614.
2. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for testing of dental restoratives: Biaxial force and movement control. *J Dent Res* 1983;62:32-36.
3. Breeding LC, Dixon DL, Sadler JP, McKay ML. Mechanical considerations for the implant tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1995;74:487-492.
4. Cibirk RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992;67:361-364.
5. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;22:712-734.
6. Daumas B, Xu WL, Bronlund J. Jaw mechanism modeling and simulation. *Mech Mach Theory* 2005;40:821-833.
7. Mongini F, Tempia-Valenta G, Conserva E. Habitual mastication in dysfunction: A computer-based analysis. *J Prosthet Dent* 1989;61:484-494.
8. Inan O, Kesim B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent* 1999;8:311-316.
9. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15:249-257.
10. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76: 633-640.
11. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.
12. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-582.
13. Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001;14:406-411.
14. Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-237.
15. Juodzbalys G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: Single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent* 2005;14: 166-175.
16. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;73: 140-147.
17. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of dog. *J Oral Rehabil* 1998;25:847-858.
18. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-598.
19. Hürzeler MB, Quiñones CR, Schüpbach P, Vlassis JM, Strub JR, Caffesse RG. Influence of the superstructure on the peri-implant tissues in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:139-148.
20. Bassit R, Lindström H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:17-23.
21. Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:345-352.
22. Wood MR, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2004;92: