

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE DISPOSITIVO PARA MEDICIÓN DINÁMICA DE FUERZAS OCLUSALES DENTALES DURANTE LA MASTICACIÓN HUMANA

ALEJANDRA GUTIERREZ^{1,3}, IVÁN SÁNCHEZ^{1**}, GLADYS UZCÁTEGUI², LEONARDO FERMÍN⁴*

¹ Centro de Física, IVIC, AP 21827, Caracas 1020-A, Venezuela. e-mail: ijsanche@ivic.gob.ve

² Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas 1041, Venezuela

³ Coordinación de Ingeniería y Tecnología Electrónica, Universidad Simón Bolívar, Sartenejas Miranda, Venezuela
e-mail: agguillen26@gmail.com

⁴ Grupo Mecatrónica, Universidad Simón Bolívar, ELE-302, Sartenejas 1080-A Miranda, Venezuela

Recibido: febrero 2013

Recibido en forma final revisado: octubre 2013

RESUMEN

Las fuerzas mandibulares han sido objeto de estudio en las últimas 5 décadas debido a que pueden ayudar a entender mejor algunos hábitos parafuncionales (por ejemplo, el bruxismo) y a desarrollar tratamientos vanguardistas. Determinaciones cuantitativas de las fuerzas de mordida pueden ayudar a evaluar la efectividad de tratamientos, como el protésico o implantológico. Se pueden realizar dos tipos de medidas: estáticas y dinámicas; las primeras miden la máxima fuerza oclusal a la que un individuo puede llegar, mientras que las dinámicas miden las variaciones de la fuerza durante uno o más ciclos masticatorios. El objetivo de este estudio es desarrollar un dispositivo que permita determinar las fuerzas oclusales dentales de manera dinámica, discriminando los dientes de la zona anterior, media y posterior de la boca para así poder observar cómo son las contribuciones reales que se perciben en el plano oclusal en una muestra de la población nacional. Estas medidas se toman mediante el uso de un sensor de fuerza flexible, el cual puede medir hasta 1000N y se encuentra entre un anclaje a la mandíbula, que brinda estabilidad al sistema, y una superficie que lo recubre para proteger el sensor de las cúspides dentarias. El acople se realizó utilizando material odontológico de impresión y discos de acero inoxidable para una mejor concentración de fuerza en el área sensitiva del sensor. Los acoples son personalizados y desechables, lo cual asegura un ajuste idóneo al paciente bajo estudio. El dispositivo puede realizar medidas cuantitativas que servirán de información de entrada en simulaciones computacionales de la respuesta mecánica de implantes dentales.

Palabras clave: Fuerzas oclusales, Sensor de fuerza, Mediciones dinámicas.

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A DEVICE TO MEASURE OCLUSAL FORCE

ABSTRACT

Mandibular forces have been studied in the past five decades in order to understand some parafunctional habits (i.e. bruxism) and to develop cutting-edge treatments. Quantitative determinations of bite forces can help to evaluate effectiveness of treatments, such as prosthetic or implant. Two types of measurements can be made: static and dynamic, the former measures the maximum achievable occlusal force of an individual, while the latter measures the force evolution during one or more mastication cycles. The objective of this study is to develop a device to identify dental occlusal forces dynamically, discriminating each tooth type (molar, premolar, canine and incisor) in order to see how the actual contributions are received by each tooth in the plane occlusal. These measurements are taken by using a resilient force sensor, which can measure up to 1000N and is located between an anchorage to the jaw, which provides stability to the system, and a surface covering the sensor to protect tooth cusps. The coupling was made using dental impression materials and stainless steel discs to concentrate forces on the sensitive area of the sensor. The couplings are custom and disposable, thus ensuring a perfect fit to the patient under study. The device allows obtaining quantitative measurements that serve as input information for computer simulations of the mechanical response of dental implants.

Keywords: Bite forces, Force sensor, Dynamical measurements.

INTRODUCCIÓN

La implantología, como rama de la odontología, busca reemplazar dientes ausentes mediante la colocación quirúrgica de sustitutos artificiales de raíces dentales en el hueso maxilar o mandibular. El éxito de un tratamiento implantológico depende, en gran medida, de la magnitud y dirección de las fuerzas masticatorias y de aquellas producto de hábitos parafuncionales, las cuales se transmiten y concentran esfuerzos tanto en las piezas constituyentes del

sistema de implante, como en el hueso. Si estas fuerzas exceden el rango biológico de tolerancia, el hueso se reabsorbe o baja su nivel, llevando al fracaso o pérdida de los implantes (Misch, 2007). Actualmente, el diseño de implantes se beneficia de simulaciones computacionales que permiten calcular la distribución de esfuerzos en el implante y el tejido circundante. Estas simulaciones deben ser realizadas imponiendo valores de cargas típicas sobre los implantes. En la literatura la mayoría de las medidas de fuerzas oclusales son estáticas y sólo dan información

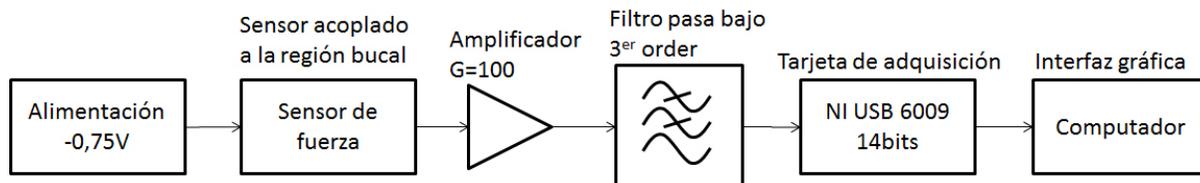


Figura 1. Diagrama del sistema de medición

de las cargas máximas. Blamphin *et al.* construyeron un dispositivo medidor de fuerzas oclusales máximas utilizando galgas extensiométricas miniaturas, arrojando que la fuerza oclusal máxima en un adulto joven es de 522 N en los molares (Blamphin *et al.* 1990). En otro estudio, realizado en puercos, se utilizaron 2 capas de material viscoelástico y termoplástico separado por un sensor de fuerza resistivo, ellos obtuvieron respuestas dinámicas en cerdos con dentaduras normales y cerdos con implantes coronarios obteniendo que el primer premolar la fuerza varía entre 300-400N, en cambio en el tercer premolar en el diente natural presentó una variación 240-510 N en el implante coronario varía 200-560 N (Bousdras *et al.* 2006). Sin embargo, es deseable contar con información dinámica de la evolución de las fuerzas oclusales durante ciclos masticatorios, para poder hacer simulaciones más realistas y mejorar los diseños de implantes.

En este trabajo se propone un dispositivo para obtener mediciones óptimas y dinámicas de las fuerzas oclusales basado en un sensor de fuerza piezoresistivo. Se mostrará la construcción del dispositivo, el resultado de varias pruebas de diseño y medidas preliminares de la evolución de las fuerzas oclusales durante varios ciclos masticatorios en un paciente adulto.

METODOLOGÍA

El sistema de medición, cuya representación en diagrama de bloques se aprecia en la Figura 1, está compuesto en primer lugar por sensor de fuerza piezoresistivo. La salida de este sensor va a una etapa de acondicionamiento de la señal, en la cual se amplifica y se filtran las frecuencias mayores

a 100 Hz. La señal está acondicionada y es adquirida por una tarjeta (National Instruments USB-6009) y luego procesada en un computador personal.

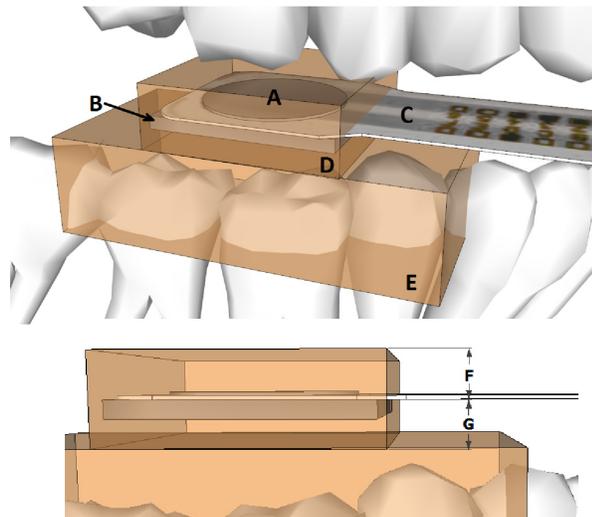


Figura 2. Diagrama del dispositivo de medición configurado para medir la fuerza de mordida debido a piezas dentales maxilares (superiores). Arriba: Las partes que lo constituyen son: A) Disco de metal (concentrador de esfuerzos), B) Placa de metal (sustentación), C) Sensor de fuerza, D) Recubrimiento, E) Anclaje bucal. Si la medición fuese sobre piezas dentales mandibulares (inferiores), el acople E estaría en la parte superior. Abajo: Diagrama de una vista lateral del conjunto mostrado en la parte izquierda. El grosor del recubrimiento, tanto sobre la cara sensible del sensor (F) como bajo el sustento (G) tiene una repercusión en la señal detectada por el sensor

Dentro de los transductores de fuerza existentes en el mercado, se encuentran galgas extensiométricas, sensores piezoeléctricos, celdas de carga y sensores piezoresistivos. Las galgas han sido utilizadas recurrentemente en estudios de fuerzas oclusales ya que tienen un tamaño reducido, pueden utilizarse para medidas estáticas y dinámicas, sin embargo son altamente sensibles a vibraciones, además de que hay que tomar en cuenta que el esfuerzo aplicado no debe llevar a la galga fuera del margen elástico; se necesita una buena adhesión al objeto para que la medida de la deformación sea correcta (Dıraçoğlu *et al.* 2011; Osborn & Mao, 1993). Para las celdas de carga y los sensores piezoeléctricos, el principal inconveniente de uso es el tamaño y el peso de las unidades. Los sensores piezoresistivos o sensores de fuerza resistivos (FSR) son dispositivos elaborados con películas de polímero que disminuyen el valor de la resistencia cuando aumenta la fuerza aplicada sobre el área sensible. Tienen un tamaño reducido y presentan un comportamiento lineal a los cambios de fuerza, así como también tienen una respuesta en corriente continua y se pueden obtener tanto mediciones estáticas como dinámicas. Por estas razones, se decidió utilizar un FSR, modelo Flexiforce A201 de 440 N, fabricado por Tekscan, Inc. El área sensible es circular de 9,53 mm de diámetro y su espesor es de 0,203 mm.

Tabla 1. Variantes estudiadas del diseño de dispositivo de medición de fuerzas oclusales

Componente (Fig. 3)	Valores estudiados
Diámetro del componente A	7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm, 11 mm
Grosor de la parte F del recubrimiento	2 mm, 3 mm, 4 mm
Grosor de la parte G del recubrimiento	2 mm, 3 mm, 4 mm
Material del recubrimiento	Material de impresión elastomérico polivinilsiloxano por adición, ISO 4823 Tipo 0 y Tipo 3.

Se diseñó un acople cuya estructura se ilustra en la Figura 3, para poder anclar el sensor en el punto deseado de medición entre la mandíbula y el maxilar. El sensor (pieza C, Figura 3) se coloca entre dos piezas de acero inoxidable (piezas A y B, Figura 3). La pieza A, con forma de disco y con un espesor de 0,4mm, se coloca sobre el área sensible del sensor para concentrar la fuerza sobre ella. La pieza B, con forma cuadrada, se coloca por el lado opuesto a la zona sensible para darle soporte y evitar su deformación. Evitar ésta resulta importante para asegurar su vida útil y su reproducibilidad. El conjunto de piezas A, B, y C se

encuentran embebidas en un recubrimiento moldeado con material odontológico de impresión de silicona por adición pesada (pieza D, Figura 3). Para evitar el desplazamiento relativo entre el dispositivo y la zona dentaria bajo estudio, se utiliza un soporte (pieza E, Figura 3) que permite el agarre del sensor justo en el área en la cual se quiere realizar el estudio, evitando así la movilidad del sensor dentro de la cavidad bucal.



Figura 3. Esquema del montaje utilizado para someter los diseños de dispositivo a diferentes cargas entre 20 N y 460 N. Sobre una plataforma de latón (B), se pueden colocar pesas de diferente magnitud. Un vástago (C) de 9 mm de diámetro transmite la fuerza al prototipo de dispositivo colocado en la plataforma inferior. Una estructura de MDF (A) da estabilidad al vástago, sin afectar la transmisión de la carga al dispositivo

Las variantes posibles del dispositivo presentado anteriormente, que se estudiaron en este trabajo, son el diámetro del disco concentrador de esfuerzo A, los espesores F y G, el tipo de material de impresión a utilizar para el recubrimiento del sensor D (Tabla 1). Diferentes diseños con combinaciones de las variantes anteriormente mencionadas, se sometieron a cargas que variaban entre 0 y 460 kN, para evaluar su reproducibilidad y la linealidad de su respuesta, siempre con el objetivo de buscar el mínimo espesor global de dispositivo posible. Para someter los prototipos de dispositivo a estas cargas, se utilizó un montaje básico mostrado en la Figura 4. El montaje permite concentrar fuerzas en un área determinada por el diámetro de un vástago que sostiene una plataforma donde se pueden colocar pesas de distinta magnitud. Una estructura de MDF asegura que el vástago se mantenga vertical. Pruebas comparando la masa colocada sobre la plataforma con lecturas de balanzas en lugar del dispositivo, mostraron que el soporte de MDF no sostiene más de un 1% de la masa colocada sobre la plataforma para cargas mayores a 100 gr y más de un 3% para cargas menores a 100 gr.

Para tomar en cuenta el hecho de que el apoyo de un molar y un pre-molar es diferente al de un canino o un incisivo, se realizaron estudios con dos tipos de apoyo entre el dispositivo y el vástago. Uno fue simplemente la superficie de la sección transversal del vástago, de forma circular con 9mm de diámetro, de área comparable a la de un premolar o un molar. El otro apoyo fue en forma de barra, intercalando entre el vástago y el dispositivo una pieza de poliestireno de (1x1x9) mm³, que ofrece un área de apoyo comparable a la de un incisivo. La idea es que si el disco concentrador de esfuerzos cumple adecuadamente su función, entonces ambos apoyos deben producir lecturas iguales dentro de la incertidumbre.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Material para el recubrimiento del sensor: se observó que el liviano, aunque es más sencillo de trabajar, no ofrece una resistencia aceptable. Los dispositivos con recubrimiento elaborado en material de impresión liviano se fracturaban luego de hacer pocas (del orden de una decena) pruebas de carga, para todos los espesores de las partes F y G estudiadas. El material de impresión pesado, mostró durabilidad durante todas las pruebas de carga realizadas (un número comparable a la cantidad de ciclos de masticación que se usarían en un estudio clínico).

Diámetro del concentrador de esfuerzo (pieza A, Figura 3): las pruebas de carga para determinar el diámetro óptimo de concentrador de esfuerzo se realizaron colocando entre el vástago y la plataforma inferior del montaje de la Figura 4, el sensor de fuerza con su cara sensible hacia el vástago. Entre el vástago y el sensor se colocó el disco concentrador y bajo el sensor se colocó una placa de soporte. Resultados representativos de pruebas de carga se exhiben en la Figura 5. La Figura 5 izquierda muestra uno de los casos descartados (diámetro de 7 mm), el cual evidencia una notoria dispersión entre corridas (se exponen 4 corridas, para las mismas cargas). Los discos de 7 mm, 8 mm y 10 mm de diámetro revelaron comportamientos similares. La Figura 5 derecha ofrece el resultado para el diámetro finalmente escogido (11 mm), mostrando una dispersión reducida (la apreciación visual coincide además con el más alto coeficiente de correlación cuadrado y el menor valor de la suma de residuos al cuadrado para el ajuste lineal a la curva promedio).

Grosor del recubrimiento del sensor (piezas F y G fig. 3): las pruebas de carga para determinar el grosor óptimo del recubrimiento del sensor, se realizaron colocando entre el vástago y la plataforma inferior del montaje de la Figura 4, el dispositivo completo (sensor, concentradores y

recubrimiento). La pieza F no puede ser de un grosor menor a 3 mm pues se fractura. Resultados representativos de pruebas de carga se exhiben en la Figura 6. Las Figuras 6(1) y 6(2) corresponden a la combinación de grosores escogida, las cuales muestran mayor reproducibilidad entre corridas que las Figuras 6(3) y 6(4).

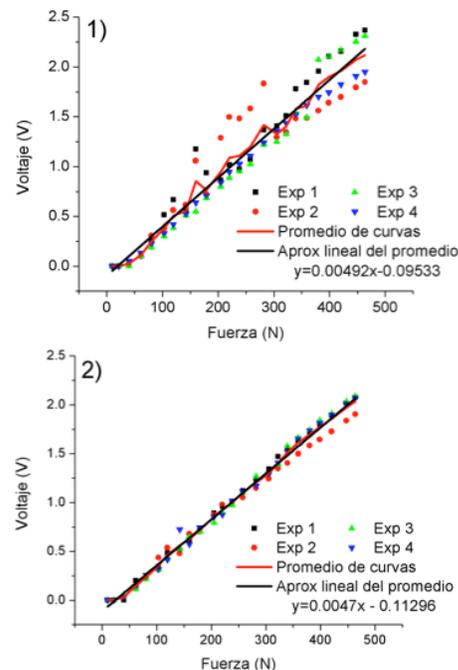


Figura 4. Resultados de las pruebas de carga para diferentes diámetros del disco concentrador de esfuerzos. 7mm, 2) 11mm. Pruebas realizadas sin recubrimiento de material de impresión

Tipo de apoyo: en la Figura 6 también se puede apreciar el efecto de usar diferentes apoyos. Para la combinación de grosores escogida, la diferencia entre las pendientes obtenidas para un apoyo cilíndrico (sólo el vástago) y uno tipo barra (con barra intercalada entre el vástago y el dispositivo) es del 1%, como muestran las Figuras 6(1) y 6(2). En cambio para otra combinación de grosores como el caso de los gráficos 3 y 4 de la Figura 6, la diferencia entre las pendientes obtenidas para los dos apoyos es del 8%. Un detalle importante es que cuando se hicieron pruebas con apoyo en barra, para todos los grosores de recubrimiento estudiado, el recubrimiento quedaba deformado y a veces roto por el apoyo. Las pruebas de carga llevadas a cabo en este trabajo, contemplaron cargas máximas del orden de las fuerzas máximas de mordida humana. Para medidas dinámicas no cercanas a la fuerza máxima de mordida, es factible que el sensor no se vea afectado cuando se hagan medidas en incisivos o caninos. Esto es un problema que se evaluará en pruebas clínicas piloto futuras.

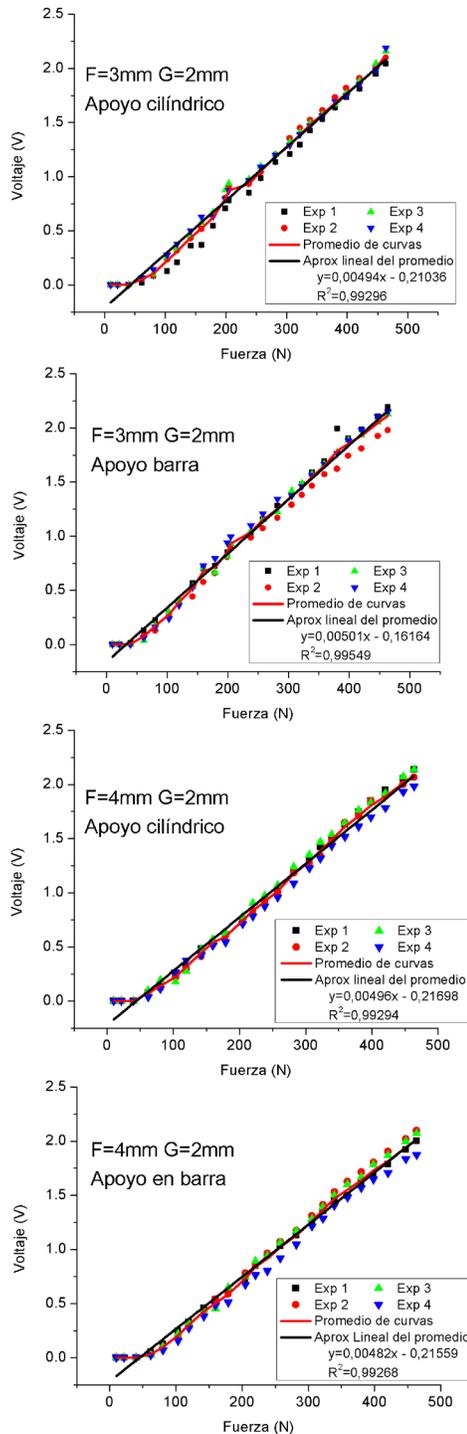


Figura 5. Resultados de las pruebas de carga para diferentes combinaciones de grosores del recubrimiento (Piezas F y G, Figura 3) y diferentes apoyos

Finalmente, el diseño escogido fue con un concentrador de esfuerzo (pieza A, Figura 3) de 11 mm de diámetro, y un recubrimiento de material de impresión pesado (ISO 4823 Tipo 0), con espesores superior (pieza F, Figura 3) de 3 mm e inferior (pieza G, Figura 3) de 2 mm. El espesor global del dispositivo es de 6 mm, esto hace que sea cómodo para

la persona a la que se le está realizando el estudio (Figura 8). La persona puede masticar con la boca cerrada durante la realización del estudio, por ejemplo en la Figura 6(3), se observa una medición durante 9 ciclos masticatorios. Cada ciclo se ve como un máximo local en la señal. Se le pidió al voluntario que mordiera con más énfasis en el lado derecho las primeras cuatro veces y luego con más énfasis en el lado izquierdo las últimas cinco veces. La configuración de sensores que se usó para la medición se muestra en la Figura 6(2). Puede verse cómo cuando el voluntario mordía con mayor énfasis el lado derecho, las lecturas de la zona media y posterior se equiparaban.

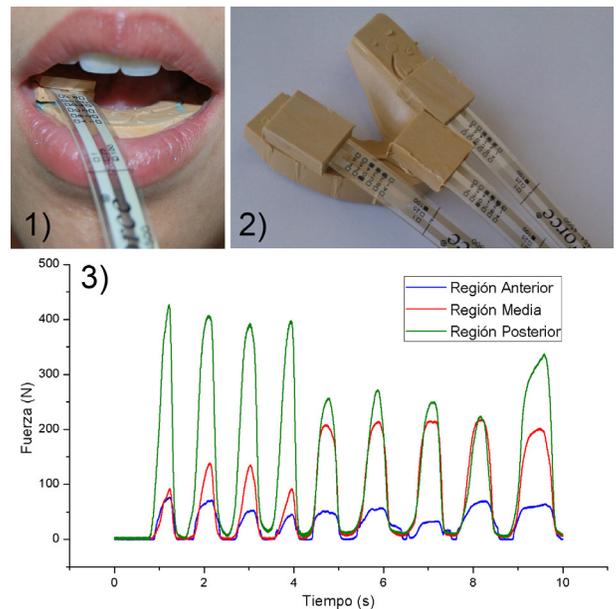


Figura 6. 1) Fotografía del sensor colocado en boca configurado para medir en un solo sitio. 2) Fotografía de tres sensores con su recubrimiento, colocados sobre el anclaje (pieza con la forma del arco dentario). 3) Señal correspondiente a 8 ciclos masticatorios para las tres regiones estudiadas con la configuración mostrada en 2)

El dispositivo de medición desarrollado en este trabajo se compara en resolución y versatilidad con recientes trabajos que han utilizado sensores piezoresistivos (Bousdras *et al.* 2006; Freeman & Lemen, 2008; González *et al.* 2011). De estos trabajos recientes, sólo González *et al.* han realizado mediciones en humanos. El sistema de acople utilizado por ellos es más elaborado que el nuestro, hasta el punto de que el anclaje debe ser maquinado para permitir que una pequeña esfera pegada a la zona sensible del sensor calce en unos pequeños orificios. Ese sistema es análogo al utilizado por Iwasaki *et al.* para estudiar una mordida estática (Iwasaki *et al.* 2003). En ese sentido el anclaje usado por González *et al.* es más idóneo para determinar fuerzas máximas. Nuestro anclaje, que permite movimientos laterales de la mandíbula, es más idóneo para hacer estudios dinámicos.

Un estudio más general sobre una población de individuos con características bucales diversas, permitirá detectar posibles limitaciones adicionales de nuestro sistema. El proceso para realizar este estudio se encuentra en la fase de obtención de permisos por parte de los comités de bioética de las instituciones involucradas.

CONCLUSIONES

Se presentó un prototipo de dispositivo para la determinación dinámica de fuerzas oclusales durante la masticación humana. Esta información es importante en el momento de hacer un diseño asistido por computadora y simulaciones de distribución de esfuerzos en implantes dentales. Un mejor diseño de implantes se espera que tenga un efecto positivo en la evolución de pacientes con implantes dentales. El dispositivo está basado en un sensor de fuerza piezoresistivo, embebido en un recubrimiento de material de impresión por adición pesado. Haciendo un estudio de la respuesta de diversas variantes del diseño del recubrimiento ante cargas estáticas, se determinaron las variantes que asegurasen la mejor reproducibilidad y linealidad del dispositivo.

El prototipo final tiene un disco concentrador de esfuerzos de 9 mm de diámetro y 0.4 mm de grosor sobre la parte sensible del sensor, un recubrimiento por el lado del disco con un grosor de 3 mm y por el lado opuesto de 2 mm de grosor. Se probó el dispositivo en un voluntario durante 8 ciclos masticatorios. Como siguiente fase, se utilizará el diseño desarrollado en este trabajo para un estudio clínico piloto sobre una población de 20 personas.

REFERENCIAS

- BLAMPIN, C. N. J., BRAFIELD, T. R., JOBBINS, B., FISHER, J., WATSON, C. J., REDFERN, E. J. (1990). A simple instrument for the measurement of maximum occlusal force in human dentition. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 204(2), 129–131.
- BOUSDRAS, V., CUNNINGHAM, J. L., FERGUSON-PELL, M., BAMBER, M., SINDET-PEDERSEN, S., BLUNN, G., GOODSHIP, A.E. (2006). A novel approach to bite force measurements in a porcine model in vivo. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 35(7), 663–7.
- DIRAÇOĞLU, D., ALPTEKIN, K., CIFTER, E. D., GÜÇLÜ, B., KARAN, A., AKSOY, C. (2011). Relationship between maximal bite force and tooth wear in bruxist and non-bruxist individuals. *Archives of oral biology*, 56(12), 1569–75.
- FREEMAN, P. W. & LEMEN, C. A. (2008). Measuring Bite Force in Small Mammals with a Piezo-resistive Sensor. *Journal of Mammalogy*, 89(2), 513–517.
- GONZÁLEZ, Y., IWASAKI, L. R., MCCALL, W. D., OHRBACH, R., LOZIER, E., NICKEL, J. C. (2011). Reliability of electromyographic activity vs. bite-force from human masticatory muscles. *European journal of oral sciences*, 119(3), 219–24.
- IWASAKI, L., PETSCHKE, P., MCCALL, W., MARX, D., & NICKEL, J. (2003). Neuromuscular objectives of the human masticatory apparatus during static biting. *Archives of Oral Biology*, 48(11), 767–777.
- MISCH, C. E. (2007). *Prótesis dental sobre implantes* (1st ed.). MMV Mosby Inc.
- OSBORN, J. & MAO, J. (1993). A thin bite-force transducer with three-dimensional capabilities reveals a consistent change in bite-force direction during human jaw-muscle endurance tests. *Archives of oral biology*, 38(2), 139–144.