

Trabajos Originales:

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UNA CELDA DE CARGA PARA MEDICIONES FISIOLÓGICAS EN DISTRACCIÓN ALVEOLAR

Recibido para Publicación: 05/05/2008

Aceptado para publicación: 23/10/2008

- **Wilmer A. Carrero Toro**
Investigador del Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. Estudiante del Doctorado Individualizado en Ciencias de la Ingeniería.
- **José Romero**
Profesor Instructor de la Escuela de Ingeniería Eléctrica de la Facultad de Ingeniería UCV. Investigador del Instituto de Materiales y Modelos Estructurales de la UCV
- **José Adolfo Cedeño**
Profesor Asistente del Postgrado de Cirugía Bucal de la Facultad de Odontología UCV. Investigador del Instituto Nacional de Bioingeniería UCV
- **Miguel Cerrolaza**
Prof. Titular de la Facultad de Ingeniería UCV. Director del Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.
- **Tania Navarro**
Profesora Asociada de la Facultad de Odontología UCV. Decano de la Facultad de Odontología UCV.

Dirección de Contacto

Av. Los estadios, Edif. IMME Norte, planta baja, ofic. CeBioUCV Facultad de Ingeniería, Ciudad Universitaria UCV CARACAS 1050-A (0212) 605.3115/1750/1751/3144 al 48 Fax: (0212) 605.31.15 www.ucv.ve/cebio.htm
Correo electrónico: wilmer.carrero@inabio.edu.ve

RESUMEN

Un factor de vital importancia para el diseño mecánico de distractor osteogénico alveolar es el conocimiento de las cargas fisiológicas para la simulación computacional, existe muy poca información o trabajos previos sobre este tema. Para obtener estas cargas, ha sido desarrollada una celda de carga constituida de una lámina de acero inoxidable en voladizo instrumentada con galgas extensométricas, la cual ha sido empotrada en una férula como la usada en tratamientos de ortodoncias. Luego de calibrar la celda de cargas fisiológicas, se realizó un ensayo in vivo sobre un paciente parcialmente edéntulo del maxilar inferior, obteniéndose registros digitales de cargas para diferentes condiciones de protrusión de la lengua, retracción del labio inferior y la combinación de ambas.

Palabras claves: galgas extensométricas, cargas biológicas, distractor alveolar, celda de cargas, cantilever.

DESIGN AND MANUFACTURING OF A LOAD-CELL FOR PHYSIOLOGICAL MEASURING IN ALVEOLAR DISTRACTION

Abstract.

A key aspect involved in the mechanical design of alveolar distractor is the accurate evaluation of

physiological loading for computer simulation. Very few information and previous work are available about this subject. A stainless steel load cell having strain gauges has been developed and manufactured. This cell was attached to a splint, like those used in orthodontia. The load cell was calibrated and then an "in vivo" test was carried out on a partially-edentulous patient. Digital registers of load were obtained for three cases: tongue protrusion, lower lips retraction and a combination of both.

Keywords: Strain gauge, Biological loads, Alveolar distractor, load cell, cantilever.

INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES

La distracción osteogénica es una técnica quirúrgica acreditada a Ilizarov¹, y es aplicada en diversas partes del cuerpo para regenerar estructura ósea. La distracción osteogénica es un proceso de alargamiento de hueso por estiramiento donde las tensiones estimulan la histogénesis (1). Esta técnica es aplicada frecuentemente en cirugía bucal y cirugía maxilofacial (distracción mandibular, distracción alveolar, etc) generando lentos alargamientos de cualquier parte de la mandíbula o maxilar (2,3,4,5,6). Para el caso específico en estudio, se ha enfocado la atención en la distracción alveolar, diseñándose un distractor alveolar. Este distractor debe ser simulado ante las cargas fisiológicas a las que estará sometido cuando esté en funcionamiento, pudiéndose simular así la estabilidad del distractor que tiene relación directa con la calidad del hueso regenerado (7). Existen reportes en la literatura científica acerca de cuales son las cargas sobre la mandíbula que están asociadas a la mordida (8,9), sin embargo, para nuestro caso, estas cargas no afectan directamente al proceso de distracción alveolar, debido a que el contacto entre el distractor alveolar y la estructura ósea es inexistente a consecuencia de la misma deficiencia dentaria y ósea que existe en esta región donde se aplica la distracción. Existen registros de cargas necesarias para causar una deformación permanente en los huesos alveolares. Estas cargas son las ejercidas por los alambres en ortodoncia (10). Este trabajo está basado en la obtención de cargas fisiológicas sobre el distractor alveolar. Las principales cargas que podrían afectar el estado de funcionamiento del distractor alveolar son: 1) Las cargas inducidas por el movimiento voluntario e involuntario de la lengua en contra del dispositivo en sentido vestibular, las cuales se atribuyen mayoritariamente a la protrusión de la lengua (11), así como 2) Los movimientos faciales originados por los músculos orbiculares de la boca, induciendo al labio a realizar contactos con el distractor y, en consecuencia, induciendo una carga opuesta a la que es ejercida por los músculos del lingual. La otra carga inducida sobre el distractor es la concerniente a la resistencia que opone el tejido blando a estirarse simultáneamente al movimiento gradual del distractor alveolar. Las propiedades del tejido blando son tomadas de los estudios realizados Lacroix y Prendergast (12).

Para este registro se desarrolló un sensor basado en galgas extensométricas ó "strain gauge". Las galgas extensométricas son resistencias variables cuyo parámetro característico varía con la deformación producida sobre ella. En función de la aplicación se pueden encontrar tres tipos distintos de sensores: de hilo conductor, de filamento y semiconductores. El circuito eléctrico comúnmente utilizado para trabajar con galgas es el puente de Wheatstone¹³, en sus tres variantes: a una, dos o cuatro galgas.

El acondicionamiento de la señal obtenida del puente, generalmente suele hacerse mediante amplificadores operacionales y de instrumentación. Comercialmente se encuentran integradas en transductores completos, aunque también se puede disponer de ellas individualmente.

MATERIALES Y PACIENTE

Se diseñó un dispositivo para la evaluación de las cargas biológicas funcionales, producidas por las tensiones que ejerce el labio al retraerse (músculo orbicular de los labios) sobre los dientes o la cabeza de un tornillo distractor, y de la misma manera, evaluar las cargas causadas por los movimientos

involuntarios y voluntarios del grupo muscular de la lengua (ver figura 1) en dirección opuesta a la del labio.

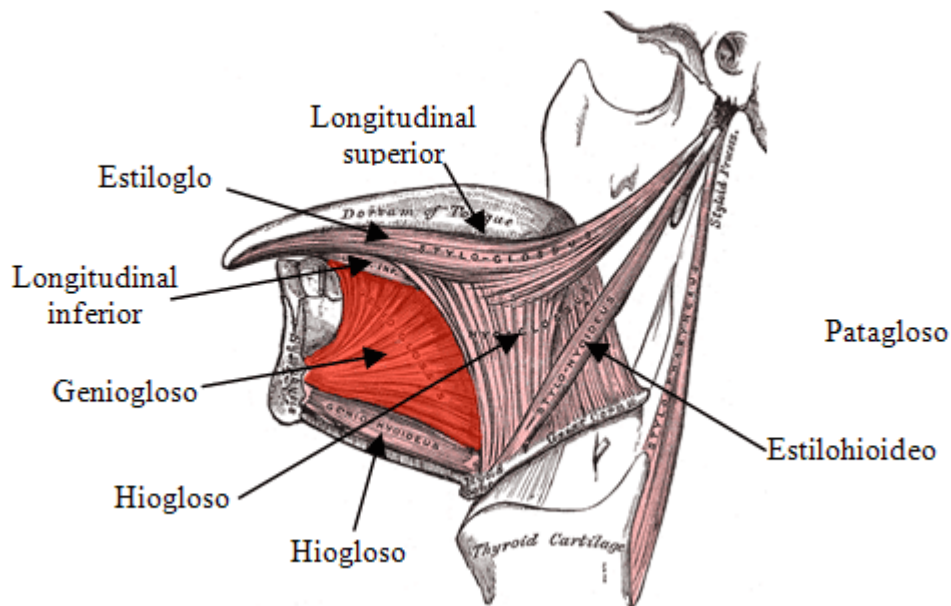


Figura N° 1
Anatomía de los músculos de la lengua (14)

Para el presente estudio que se realizó en un paciente se siguieron los siguientes pasos:

- a. Se le informó al paciente el objetivo del estudio y él firmó un consentimiento informado donde autoriza formar parte del presente estudio.
- b. Se tomaron impresiones de las arcadas del paciente con alginato en cubetas metálicas estándar, tanto superior como inferior. Esta es la técnica desarrollada y aplicada por los odontólogos para crear réplicas de las estructuras dentarias tomando en cuenta el volumen del tejido blando.
- c. Sobre los modelos obtenidos en yeso piedra se procedió a diseñar una férula de acrílico que adaptó anatómicamente a la arcada del paciente y, se colocaron unos ganchos que vincularan a los dientes circundantes para brindar estabilidad a la férula, los cuales son utilizados en la fabricación de retenedores en ortodoncia (10), y sobre ella se colocó una lámina de acero inoxidable donde se fijan galgas extensométricas (ver figura 2).



Figura N° 2

Colocación de la férula en la impresión de arcada del modelo de yeso piedra.

La lámina de acero inoxidable cuya área efectiva es de $10 \times 11 \text{ mm}^2$, trata se semejar el área de los dientes antero-inferiores y tiene 0,8 mm de espesor, empotrada y dispuesta con la inclinación que proyecta el cirujano en la colocación del distractor alveolar (ver figura 3).

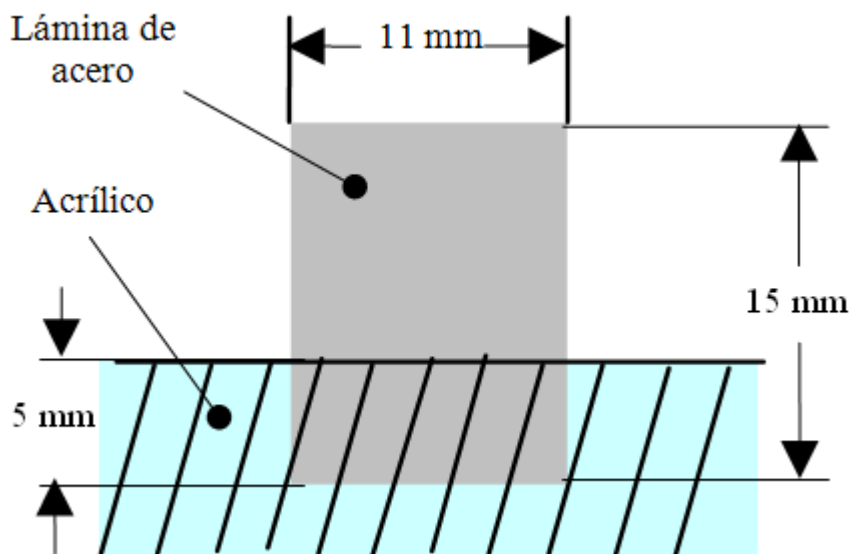


Figura N° 3

Dimensiones de la lámina de acero dentro empotrada en el acrílico.

Se instalaron sobre esta lámina de acero inoxidable dos pares de galgas extensométricas, uno en la cara posterior (lingual) y el otro en la cara anterior (vestibular), de manera de obtener un balance en la lectura del cambio de resistencia eléctrica en las galgas extensométricas.

La angulación aplicada en la lámina de acero tiene como objetivo replicar la posición que llevaría el distractor y de esta manera, proyectar la magnitud de las cargas que ejercerán los músculos de la lengua y los labios respectivamente. La carga que induce la lengua sobre el distractor va en sentido de lingual a vestibular (de la cara posterior a la cara anterior de la lámina) y, la inducida por el labio inferior va en sentido de vestibular a lingual (de la cara anterior a la cara posterior de la lámina); con esta disposición se planificó registrar las cargas que puede inducir el paciente sobre el distractor, con mayor proyección

de carga sobre la zona superior donde estaría ubicada la cabeza del tornillo distractor (ver figura 4), que por su posición y longitud, la cabeza del tornillo es la parte que estaría más en contacto con los movimientos voluntarios e involuntarios de la lengua y el labio.

Estas cargas máximas sobre el distractor podrían modificar el vector de distracción, sin embargo, los movimientos voluntarios con fuerza máxima sobre el distractor causarían dolor en el paciente (15,16), razón por la cual difícilmente el paciente aplicaría estas magnitudes de cargas sobre el distractor durante el tratamiento clínico.

En estos ensayos se evaluaron los movimientos voluntarios e involuntarios, por parte del paciente sobre el dispositivo para obtener la información necesaria para realizar simulaciones computacionales con los datos obtenidos en el distractor osteogénico alveolar, tanto en los casos de fatiga por cargas menores, como en la situación mas extrema en la cual el paciente trate de violentar por movimientos musculares la posición o el vector del distractor. Debido a que el sensor no está vinculado con ningún área que causara daño al paciente, estos ensayos fueron desarrollados en ausencia del dolor, lo que permitió al paciente aplicar las fuerzas máximas al dispositivo.

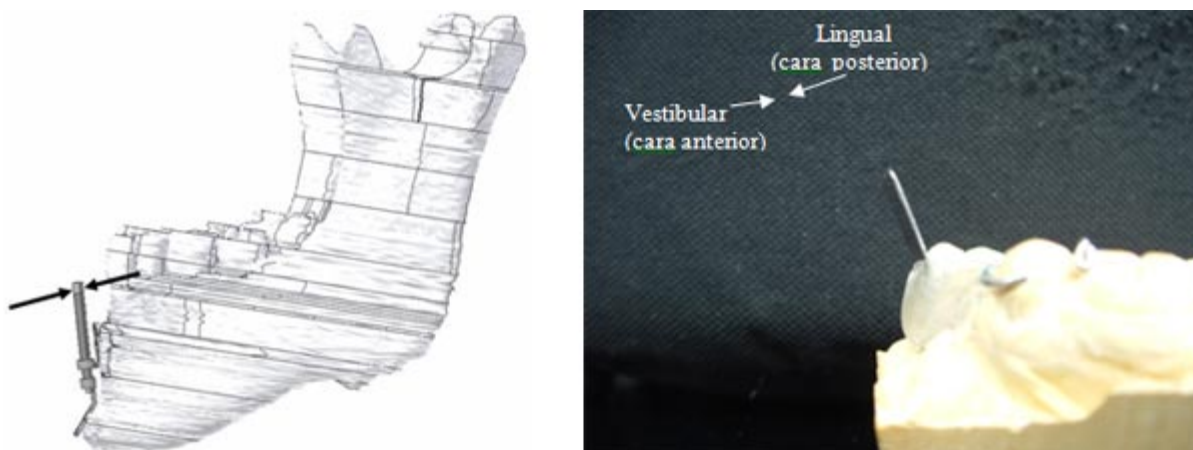


Figura N° 4

Configuración del posicionamiento del distractor en la estructura ósea y el posicionamiento de sensor.

Las galgas extensométricas son los sensores eléctricos que se emplean con mayor frecuencia en aplicaciones de medición de cargas mecánicas. Estos dispositivos también son usados en transductores que detectan fuerza, aceleración, presión, vibración, etc (16). La más común es la galga extensométrica de resistencia, la cual consiste de una matriz de bobinas o cable muy fino, el cual varía su resistencia linealmente dependiendo de la deformación aplicada al dispositivo en cierto rango. Para realizar mediciones con galgas extensométricas, éstas se deben pegar con un cemento apropiado directamente al dispositivo bajo prueba.

La deformación (ϵ) del material se define como un cambio en su longitud debido a una fuerza o esfuerzo aplicado externamente. Si la temperatura es constante, y el sensor (galga extensométrica) experimenta la misma deformación que la superficie sobre la cual está adherida, se concluye que los cambios de resistencia son producto de la deformación del material.

Para mantener la linealidad de estos transductores, la deformación del material no debe exceder más del 50% de su límite elástico, la cual constituye la máxima deformación longitudinal que puede soportar un material y retornar a su longitud original, una vez que el esfuerzo se ha dejado de aplicar.

La resistencia eléctrica es una propiedad que es afectada no solo por cambios geométricos del elemento

resistivo, sino además por los cambios en la temperatura del ambiente donde éste se encuentra. Si todas las galgas que conforman el transductor son de características similares, y están sometidas a la misma temperatura, experimentan cambios similares en su resistencia. Para compensar este efecto las galgas se conectan formando una configuración conocida como Puente de Wheatstone.

Para instrumentar el voladizo se emplearon cuatro galgas empaquetadas en pares y se dispusieron en ambas caras de la lámina. Para adherirlas sobre la superficie de la lámina de acero se consideró el procedimiento sugerido por el fabricante (17). La ubicación y orientación de las galgas se planeó de manera que quedaran dispuestas lo más cerca al empotramiento, en la dirección en la cual la lámina en voladizo experimenta la mayor deformación, es decir, desde el empotramiento al extremo opuesto de la lámina, tal y como se indica en la figura 5.

Adicionalmente, la disposición usada permite tener un instrumento con alta sensibilidad que puede detectar la dirección en la cual se aplica la carga (ver figura 5), ya que siempre al cargar la celda, un par de galgas estará en tracción y el otro en compresión. Si se invierte el sentido de la fuerza aplicada, la condición de deformación se invierte, lo cual permite diferenciar el sentido de la fuerza aplicada.

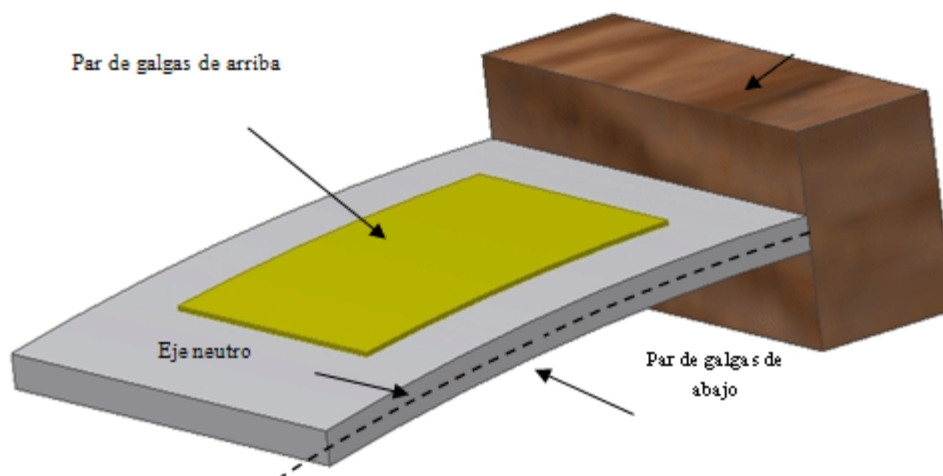


Figura N° 5
Disposición en cantilever para la realización de la calibración del sensor de carga

Una vez colocadas las galgas, se ubicó una bornera justo debajo del empotramiento para fijar a la férula las uniones entre los conductores que vienen de las galgas (ver figura 6), de la fuente de poder y el circuito acondicionador de señales.

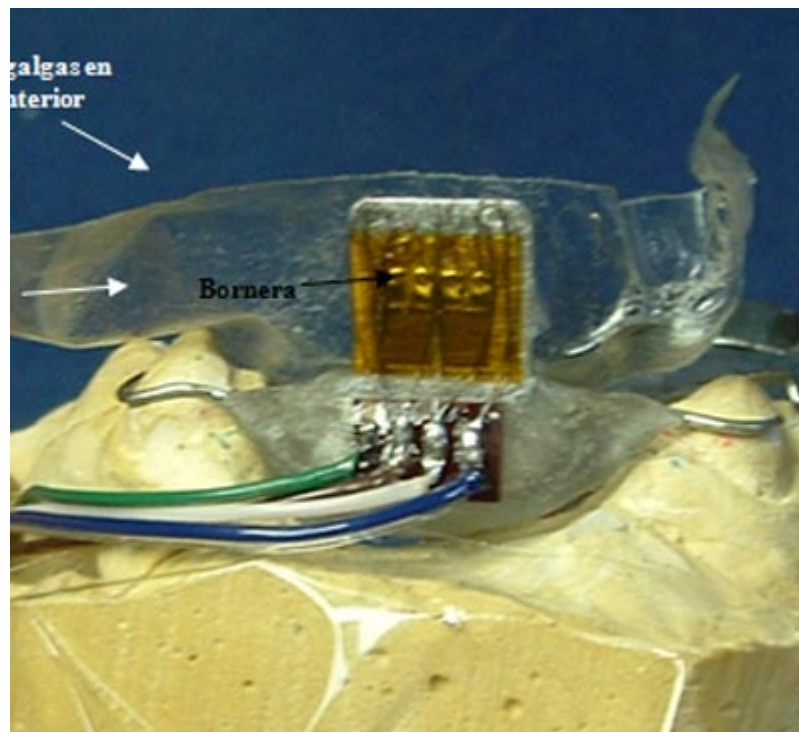


Figura N° 6
Colocación de las galgas y disposición de los conectores y conductores de señal

Con el objetivo de realizar una fijación estable y minimizar las posibilidades de falla, estas uniones seguidamente fueron revestidas por un barniz que funciona como aislante exclusivo para estas aplicaciones. Adicionalmente, debido al medio húmedo donde funcionará el instrumento en la cavidad bucal del paciente y que estará en contacto con saliva, se recubrió con una capa de silicona flexible para la protección tanto del paciente como de la celda (aislamiento eléctrico).

El voltaje de excitación del puente de Wheatstone fué de 5 Voltios. Es de hacer notar que las variaciones de tensión producto de la aplicación de cargas sobre la celda fueron del orden de milivoltios, por ello, la señal se acondicionó (amplificada y filtrada) antes de ser llevada al sistema de adquisición de datos. Este sistema de adquisición de datos se implementó con una tarjeta de acondicionamiento SC-2043-SG de National Instruments (19). Luego se transfirieron los datos a un computador portátil equipado con una tarjeta de adquisición de datos DAQCard-AI-16XE-50 de 16 entradas analógicas con 16 bits de resolución y un programa de adquisición y procesamiento de datos realizado en la plataforma LABVIEW 6.i el cual permite visualizar en un gráfico en tiempo real, la carga registrada por el transductor desarrollado.

Las dimensiones de las galgas no debían exceder el área de colocación de las mismas; esta área viene dada por las dimensiones aproximadas de un diente; el otro parámetro principal fue la capacidad de la galga de deformarse en la zona elástica del acero utilizado para alojar la galga. El factor de temperatura debido a la diferencia de temperatura del ambiente y de la boca ventilada, se consideró despreciable para los fines de esta investigación. Esto se puede ilustrar con el ejemplo práctico de la situación del ensayo: la galga no estará en permanente contacto con los tejidos de la boca, el dispositivo está en la parte más distal, y la boca está levemente cerrada solo en el momento que se realiza la lectura de las cargas, por esto la galga no será sometida a cambios térmicos importantes.

Uno de los principales parámetros para el proceso de selección es el rango de deformación a registrar, el

cual podemos proyectar en base a los materiales utilizados y la disposición de las cargas aplicadas.

En base a estos criterios fue seleccionada una galga OMEGA® modelo SG-3/1000-DY11, la cual tiene una resistencia nominal de 1000 Ω y sus dimensiones de configuración son de 3mm x 3mm y de la lámina donde esta impresa es de 9mm x 9mm.

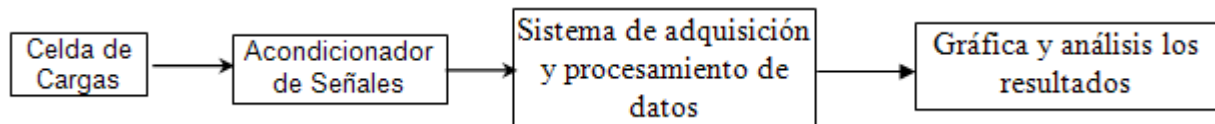


Figura No 7

Flujograma de los pasos del protocolo para la obtención de los resultados reportados.

La calibración del sensor de carga fue realizada con pesas calibradas de 100 y 50 gramos, colocando la lámina de acero del sensor de carga en posición horizontal. Las pesas se colgaron sobre un dispositivo que ejercía la carga resultante en el centro de la cara del sensor de galgas, induciendo una carga directamente proporcional a la gravedad (9,81 m/seg²) sobre estas masas. La calibración se realizó cargando todas las masas y tomando la lectura de cada punto, y de la misma manera en forma inversa al descargarlas. Similarmente se realizó lo mismo con el sensor de cargas, esta vez, en la cara opuesta del sensor en la misma configuración en voladizo. El ensayo fue programado para un rango de deformaciones esperadas máximas y mínimas. El orden de colocación de las masas fue el siguiente: la tara 19.5 gramos, seguidamente las masas de 50, 50, 50, 100, 100 y 100 gramos, con el orden inverso se retiraron las masas de la celda de carga. Con esta data y realizando una interpolación lineal de la recta que describe el comportamiento del sensor de cargas y tomando en cuenta la histéresis del sensor, se obtuvo el factor de calibración, representado por la pendiente de la recta: 105,58 grs/mV, y la precisión del instrumento es 1%, calculado por el promedio de las diferencias entre los valores experimentales y la interpolación lineal de la recta, y la sensibilidad de la celda bajo carga nominal 500grs es 0,9471mV/V.

RESULTADOS

Para determinar las cargas fisiológicas in vivo, previamente se realizó la esterilización con oxido de etileno de la férula con el dispositivo, para colocarla en el paciente parcialmente edéntulo del maxilar inferior en la zona anterior (fig. 8), se aplicaron un conjunto de pruebas representativas de casos hipotéticos del funcionamiento del distractor osteogénico alveolar. Se tomaron en cuenta dos grupos específicos de fuerzas musculares: las inducidas por la lengua y las inducidas por el músculo orbicular de los labios. El ensayo se realizó en un ambiente de clínica odontológica en el cual el paciente se encontraba en un estado de relajación o descanso. Para comenzar el ensayo, se dispuso la colocación de los cables del sensor de manera tal que no perturbaran la movilidad natural del músculo orbicular de los labios. (Fig. 8)



Figura N° 8

Lecturas iniciales de ajustes en el ensayo y colocación del sensor en boca

En el primer grupo de fuerzas musculares, se registraron lecturas negativas de fuerza inducidas por la retracción del músculo orbicular del labio; indicando la presencia de fuerzas directas contra la cara vestibular (exterior) del sensor. Para obtener estas lecturas se le solicitó al paciente que con el labio inferior aplicase en repetidas ocasiones una carga sobre el sensor, retrayendo el labio (figura 9.b). Se registraron en consecuencia una serie de picos negativos de los estados de cargas a las que el sensor fue sometido. El registro de fuerzas fue muestreado con una frecuencia de 10 Hz, lo que permitió reproducir detalladamente la fuerza tanto dinámica como estática. En el segundo grupo de fuerzas musculares se observaron picos positivos, producidos por la lengua sobre la cara lingual (interior) del sensor. Esto es consecuencia de protruir voluntariamente el grupo muscular de la lengua sobre la cara lingual del sensor de cargas (figura 9.a). Y el tercer grupo que se registró en este ensayo con el sensor de cargas, fue el estado combinado de cargas como resultado de la vocalización del paciente. Cuando hablamos, creamos sonidos por medio del movimiento de los labios y la lengua, entre otros factores asociados a la vocalización (figura 9.c). En este trabajo se registraron cargas combinadas sobre el sensor de cargas, generadas por el músculo orbicular de los labios y la lengua. Las cargas generadas en este ensayo son considerablemente menores en magnitud que los otros dos grupos enunciados primeramente. La adquisición de datos fue realizada de la misma manera que en el ensayo anterior, sin embargo, las cargas inducidas por los factores involucrados en este ensayo son las generadas por el desarrollo de la modulación de palabras, las cuales no aplican en el mismo orden de magnitudes de los ensayos anteriores, por tratarse de movimientos leves de gesticulación y dicción que demandan típicamente gastos muy bajos de energía motora comparadas con el anterior, los cuales producen un movimiento voluntario inducido directamente sobre el sensor.

La Protrusión produce los movimientos que registran un estado positivo de carga ejercidos por la lengua, mientras que la retracción del labio produce valores negativos.

Las cargas registradas por el sensor producto de la acción del labio y la lengua al hablar son los de menor magnitud. En este caso, el paciente no aplica ningún esfuerzo voluntario adicional al necesario para la dicción.



Figura N° 9

a) Activación del sensor con proyección anterior de la lengua (músculos linguales), b) Activación del sensor con la retracción de los labios (músculo orbicular de los labios), c) Activación del sensor durante movimientos funcionales (combinación de protrusión y retracción) mientras el paciente "lee en voz alta".

Ensayo con Cargas Voluntarias

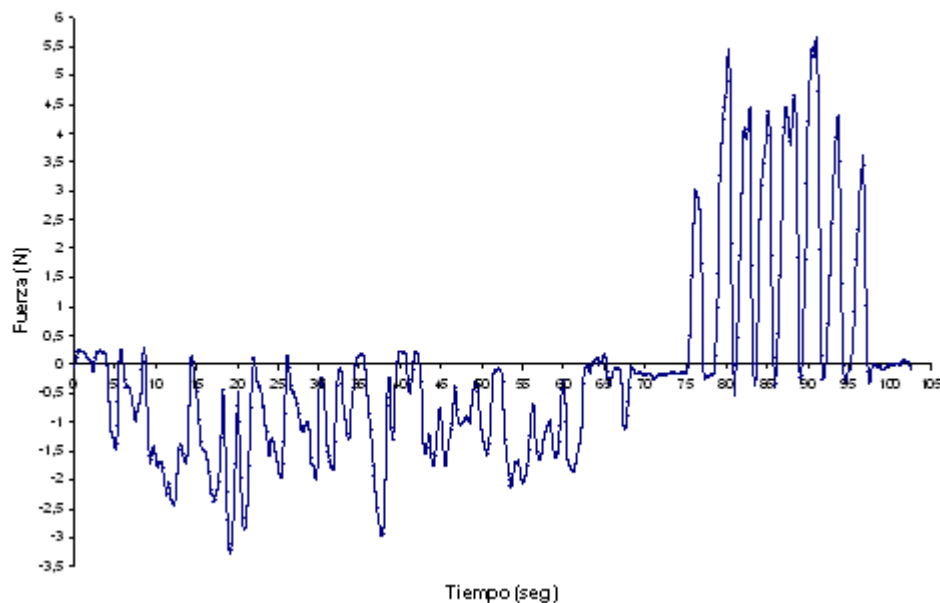


Figura N° 10

Fases de activación del sensor por cargas inducidas en boca voluntariamente, donde las cargas negativas representan la retracción de los músculos orbiculares y las cargas positivas representan la protrusión voluntaria mediante los músculos linguales.

Tomando el promedio de los picos máximos y mínimos del registro del ensayo se obtuvo que la fuerza debido a la protrusión de la lengua es de $5,654 \pm 0,057 \text{ N}$ y la del labio es de $-1,359 \pm 0,033 \text{ N}$. La precisión viene dada por la sensibilidad del instrumento. El tiempo total para cada uno de estos ensayos de movimientos focalizados fue de 100 seg. aproximadamente.

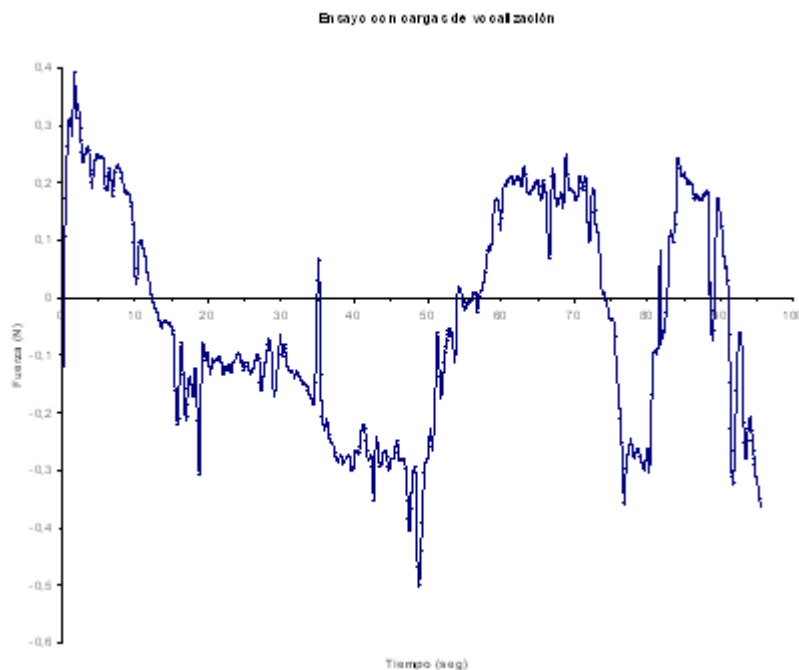


Figura N° 11
Curvas de cargas de vocalización.

La figura 11 representa las fases de activación del dispositivo ante cargas inducidas por efecto combinado de protrusión de la lengua y retracción de los músculos orbiculares como consecuencia de los movimientos generados para la vocalización. Se ha establecido un rango normal del hablar entre los valores ubicados entre $0,392 \pm 0,004$ N y de $-0,4781 \pm 0,005$ N como se ilustra en la figura 11. Para estos ensayos de vocalización el tiempo total de registro fue 190 segundos aproximadamente, de los cuales en un 34,6% predomina la protrusión de la lengua y un 65,4% de la retracción del labio. Este es un valor ideal para evaluar el dispositivo a un ciclo de fatiga; simulando este período correspondiente al tiempo en que el dispositivo estará implantado en el paciente durante el protocolo de distracción (3 meses apróx). Éste sería el tiempo máximo de utilización del distractor alveolar en la boca del paciente.

DISCUSIÓN

Este ensayo se presenta como un primer paso para el monitoreo de cargas inducidas sobre el distractor alveolar colocado en el maxilar inferior, donde se han registrado las cargas predominantes que podrían causar efectos no deseados durante el proceso de distracción osteogénica alveolar. Los datos obtenidos son fundamentales para la simulación del distractor alveolar bajo cargas fisiológicas. Las cargas generadas por la protrusión de la lengua representan la magnitud de cargas mayor a la que podría verse sometido el distractor alveolar implantado en el paciente. Estas cargas representan un caso extremo para el distractor osteogénico alveolar. Las cargas generadas por la retracción del labio fueron menores que las cargas inducidas por la lengua de manera voluntaria, sin embargo, para el caso del ensayo de vocalización, las magnitudes de cargas producidas por el labio fueron predominantes.

Se debe hacer notar que el distractor alveolar en promedio será sometido en condiciones normales a las cargas regulares inducidas durante la vocalización que están por el orden de 9% de las cargas máximas voluntarias y en pocos casos a las cargas superiores.

CONCLUSIONES

El diseño de una celda de cargas resulta efectivo para aproximar las fuerzas que pueden ser inducidas sobre un distractor alveolar implantado en el maxilar inferior en la zona anterior. Con los registros obtenidos es posible interpretar cuantitativamente las proporciones de cargas por movimientos fisiológicos de la lengua y los labios. Se ha desarrollado una metodología y un protocolo para la fabricación de sensores de cargas para pacientes con deficiencia ósea intraoral. Este protocolo podría ser aplicado también en maxilares superiores para realizar un estudio estadístico completo de las cargas fisiológicas en estudio.

AGRADECIMIENTOS

Al Consejo de Desarrollo Humanístico y Científico de la Universidad Central de Venezuela por financiar en parte esta investigación mediante el proyecto INSTRUO PG 10-11-5213-2007.

REFERENCIAS

1. Ilizarov, GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop*. 238:249-81, 1989.
2. Fung, Y.C. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, Springer-Verlag, NY, 1993.
3. Chin, M. and Toth, B. A. Distraction Osteogenesis in maxillofacial surgery using internal devices: review of five cases. *J Oral Maxillofacial Surgery*. 54:45-53, 1996.
4. Bell, W.H., Harper, R.P., Gonzalez, M., Cherkashin, A. M., and Samchukov M. L. Distraction osteogenesis to widen the mandible, *British journal of oral and Maxillofacial Surgery*. 35:11-19, 1997.
5. Uckan, S., Dolanmaz, D., Kalayci, A., and Cilasun, U. Distraction osteogenesis of basal mandibular bone for reconstruction of the alveolar ridge. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40:393-396, 2002.
6. Keßler, P., Wiltfang, J., Schultze-Mosgau, S., Hirschfelder, U., and Neukam F. W. Distraction osteogenesis of the maxilla and midface using a subcutaneous device: report of four cases. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 39:13-21, 2001.
7. Ilizarov, GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II: The influence of rate and frequency of distraction, *Clin Orthop*. 239:263-85, 1989.
8. Gay, T., Rendell, J., Majoureau, A., Maloney, F. T., Estimating human incisal bite forces from the electromyogram bite-force function. *Arch Oral Biol*. 39: 111-115, 1994.
9. Kampe, T., Haraldson, T., Hannerz, H., and Carlsson, G. E. Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. *Acta Odontológica Skandinavica*. 45:101-107, 1987.
10. riedrich, D., Rosarius, N., Rau, G., and Diedrich, P. Measuring system for in vivo recording of force systems in orthodontic treatment-concept and analysis of accuracy. *J. Biomech*. 32:81-85.

1999.

11. Bu Sha, B. F., England, S. J., Parisi, R. A. and Strobel, R. J. Force production of the genioglossus as a function of muscle length in normal humans, *Journal of Applied Physiology* 88:1678-1684, 2000.
12. D. Lacroix, D. and Prendergast, P.J. Strain-Related Bone Remodeling in Distraction Osteogenesis of the Mandible, *J. Biomech* 35:1163-1171, 2002
13. Omegadyne Pressure, Force, Load, Torque Databook, OMEGADYNE, Inc., 1996.
14. <http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Genioglossus.png> [Consultado el 27 febrero de 2007]
15. S. Uckan, D. Dolanmaz, A. Kalayci, U. Cilasun Distraction osteogenesis of basal mandibular bone for reconstruction of the alveolar ridge *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40, 393-396. 2002.
16. N. Saulacic, M. Somosa Martín, M. de los Angeles Leon Camacho, A. García García Complications in Alveolar Distraction Osteogenesis: A Clinical Investigation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 65, Issue 2, Pages 267-274. 2007.
17. User's guide SG401 and SG496 Rapid Cure Strain Gauge Adhesives, Omega Engineering, Inc. USA, 2006.
18. Wolf, Stanley. Smith, Richard Guía para mediciones electrónicas y prácticas de laboratorio. 14,400-407. 1992.
19. SC-2043-SG User Manual, Eight-Channel Strain Gauge Signal Conditioning Accessory, National Instruments Corporation, USA, 1996.