

## Sistema electrónico de adquisición para procesar y almacenar datos de fuerza oclusal\*

Juan Felipe Isaza,<sup>1</sup> Esteban Londoño,<sup>2</sup> Samuel Roldán<sup>3</sup>

### Resumen

**Introducción y Objetivo:** El presente artículo describe el diseño, construcción de un sistema electrónico de adquisición de datos portátil para un sensor de fuerza de mordida con una capacidad de 200 Kg. que previamente fue desarrollado (Gnatodinómetro-GIB), con el fin de almacenar datos de fuerza oclusal en personas, las cuales, son identificadas por su nombre y un código de 4 dígitos. **Materiales y Métodos:** El sistema está configurado para almacenar registros de mordida de hasta 60 personas, donde cada uno de los registros puede contener hasta 6 medidas de fuerza oclusal. La información es almacenada en memoria y posteriormente puede ser descargada a un computador mediante el puerto RS232, a partir de una aplicación de software desarrollada en Borland-Delphi. Los archivos descargados están en formato de texto plano (\*.txt), lo cual facilitó su análisis mediante una herramienta convencional de hoja de cálculo. **Resultados:** Se obtuvo un artefacto electrónico portátil, con unas medidas de 19x14x5 cm y con un peso de 528 gramos. La calibración del Gnatodinómetro arrojó un coeficiente de determinación  $R^2$  de 0.9997 y una resolución de 150 gr. En la prueba de reproducibilidad en pacientes, se encontró que las medidas de fuerza oclusal para cada una de las zonas evaluadas: molar izquierda, molar derecha e incisivos, se obtuvo un coeficiente de correlación intraclass que osciló entre 0.9 y 0.97. **Conclusión:** Se desarrolló un sistema versátil y liviano, el cual pudo ser transportado fácilmente hacia el lugar donde se encontraban las personas que fueron sometidas a pruebas de fuerza de mordida, que a su vez, garantizó la seguridad en el momento de adquirir y almacenar la información. **Palabras Clave:** Fuerza de mordida, instrumentación, equipos de medición. *Rev. CES Odont. 21(2) 39-45. 2008*

### Electronic system for the acquisition, processing and storage of bite force data

#### Abstract

**Introduction and Objective:** This study describes the design and construction of an electronic system for a bite force sensor data acquisition, (Gnathodynamometer, GIB), that had been previously developed with the aim of storing human occlusal force data. The subjects are identified by their name and a 4 digit code. **Materials and Methods:** The system was developed to store bite force records of up to 60 people with 6 measurements per individual. The information can be stored in a memory system and can be downloaded to any computer by means of an RS232 port by means of a software application that was developed on a Borland-Delphi platform. The files are then formatted by the software application to a plain text (\*.txt) which facilitates the data analysis by conventional tools. **Results:** A portable electronic device was obtained with the following measures: 19x14x5 cm and 528 gr of weight. The Gnathodynamometer calibration showed a determination coefficient  $R^2$  of 0.9997 and a resolution of 150gr. The reproducibility test in patients, showed an intraclass correlation coefficient for bite force between 0.9 and 0.97. **Conclusion:** A light and easy to operate system was developed that could be taken to the schools where bite force data gathering is required to be done in a secure an efficient way. **Key Words:** bite force, instrumentation, measurement equipment. *Rev. CES Odont. 21(2) 39-45. 2008*

### Introducción

La Instrumentación Biomédica<sup>1</sup> se puede entender como una disciplina de la ingeniería y la medicina que se dedica a desarrollar tecnología para aplicarla en los sistemas biológicos.<sup>2</sup> La diversificación de la ingeniería y el avance tecnológico en lo referente a la industria de los materiales y la electrónica, han hecho posible que los pacientes tengan a su disposición una variada gama de aparatos que permiten diagnosticar cada vez con mayor precisión su estado general, monitorearlo automáticamente o implementar terapias que aceleren su recuperación.<sup>3</sup>

Un transductor o sensor de fenómenos biológicos es un dispositivo mecánico, eléctrico o químico que convierte una señal fisiológica en una señal eléctrica, es decir, este dispositivo convierte un tipo de energía en otro para ser leído e interpretado por un usuario. Con el evento fisiológico disponible como una señal eléctrica es mucho más sencillo utilizar equipos de computación para presentar la información deseada y en la actualidad, el usuario final, prefiere que los equipos de medida posean interfaces digitales que facilitan su utilización.<sup>4</sup>

1. Ingeniero, Universidad EAFIT. Docente departamento de Ingeniería de Diseño de Producto, Universidad EAFIT.  
2. Ingeniero Mecánico, Universidad EAFIT.

3. Odontólogo Ortodoncista, Profesor asistente Facultad de Odontología, Universidad CES.

\* **Institución de Procedencia:**

Grupo de Investigación en bioingeniería, GIB. CES-EAFIT.

## Desarrollo Tecnológico

Las fuerzas de mordida y las fuerzas masticatorias son aquellas que se generan durante la trituración de los alimentos y otros eventos funcionales o parafuncionales como el bruxismo.<sup>5</sup> Desde 1978 se han publicado reportes en la literatura respecto del entendimiento de la fisiología de sujetos con anomalías craneofaciales<sup>6</sup> a partir de la valoración de la fuerza oclusal.<sup>7,8</sup> Los dispositivos para cuantificar la fuerza de mordida han sido desarrollados principalmente como prototipos de investigación<sup>9,10</sup> y algunos se encuentran disponibles comercialmente.<sup>11,12</sup>

En la literatura se encuentran tres diferentes formas de adquirir, registrar y almacenar la información de fuerza de mordida. En la primera, utilizan tarjetas de adquisición comerciales instaladas en computadores convencionales.<sup>13</sup> En la segunda, también utilizan tarjetas de adquisición comerciales, con la diferencia de que son instaladas en computadores portátiles y el sistema puede ser transportado con mayor facilidad.<sup>14,15</sup> Por último se encuentran los sistemas que no requieren de un computador para realizar las mediciones, sino, de otro tipo de dispositivos de Hardware, tal como osciloscopios e interfases análogas.<sup>16,17</sup>

El objetivo de este trabajo fue diseñar un sistema de adquisición y almacenamiento de información de fuerza oclusal pequeño y de fácil instalación y operación, que pudiera ser utilizado dentro de las investigaciones en el área de crecimiento y desarrollo craneofacial que se adelantan en el Grupo de Investigación en Bioingeniería, GIB, CES-EAFIT.

## Materiales y Métodos

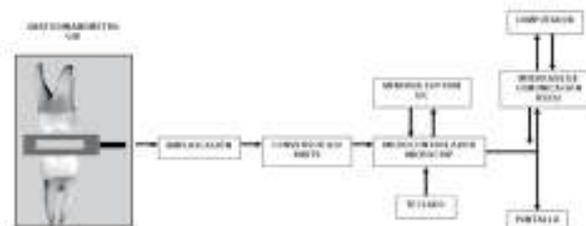
En el presente estudio se desarrolló un sistema de adquisición de datos que implicó, la recolección y conversión de una señal análoga proveniente del Gnatodinómetro, a una señal digital para su posterior registro, almacenamiento y visualización. En la tabla 1 se presentan los parámetros técnicos del sistema portátil de adquisición de datos desarrollado. En la figura 1, se esquematiza el enfoque metodológico seguido para el diseño electrónico, el cual se compone de los siguientes módulos:

- Amplificación
- Conversión Análogo/Digital
- Memoria
- Visualización

- Interfaz con el usuario (Teclado)
- Interfaz de comunicación
- Aplicación de Software

**Tabla 1.** Especificaciones técnicas del sistema de adquisición

Parámetros técnicos	Valor
Voltaje de alimentación	110VCA
Numero de canales	1
Muestras por segundo	50 (m/seg)
Memoria total disponible	256KB
Resolución del conversor Análogo a digital	10Bits
Cantidad de ciclos de borrado y escritura de la memoria EEPROM	1'000.000
Retención de la memoria	10Años
Voltaje máximo de entrada	+1 V
Voltaje mínimo de entrada	0 V (GND)
Rango de Ganancia (Factor de multiplicación de la señal de entrada)	64 a 10000 (V/V)
Resolución Máxima (Amplificación 10000 V/V)	0.439 $\mu$ V
Resolución Mínima (Amplificación 64 V/V)	68.6 $\mu$ V
Velocidad de conexión RS232	115200BPS



**Figura 1.** Enfoque Metodológico

Se diseñó y construyó un circuito de amplificación para la señal de salida del puente de Wheatstone del Gnatodinómetro, con un sistema de alimentación de +5V de bajo costo y fácil construcción. El integrado utilizado es usado en instrumentación por sus características de bajo ruido electrónico y baja cantidad de componentes como resistencias y condensadores, además se pueden lograr amplificaciones de señal de 100 a 40.000 veces. Posterior a la amplificación, se seleccionó un microcontrolador que tuviera embebido un conversor análogo digital (ADC) como mínimo de 10 bits y su función es tomar la señal análoga amplificada en un rango entre 0V y 3V (V=voltios) y convertirla en un registro binario de 10 bits. Este registro es procesado por el microcontrolador el cual es enviado a una pantalla alfanumérica y almacenado en una memoria. Para la implementación del sistema

de almacenamiento se utilizaron memorias tipo EEPROM (electrically erasable programmable read-only memory) (Microchip Technology Inc, Arizona, USA) cuyo objetivo fué almacenar la identificación de la persona sometida a prueba y de los datos de fuerza de mordida. El módulo de memoria fue diseñado teniendo en cuenta el número de personas que podría medir un evaluador al hacer seis registros en un día de pruebas el cual es aproximadamente de 60. Para el módulo de visualización se seleccionó una pantalla LCD (Liquid Crystal Display) (Optrex Inc., Michigan, USA) de bajo consumo de corriente que cuenta con 4 líneas y 20 caracteres por línea cuya ventaja es poder visualizar mayor cantidad de información al tiempo y agilizar la captura de nombres y códigos. Se utilizó un teclado alfanumérico matricial de 4 líneas por cuatro columnas (Speed Solution Ltda, Medellín, Colombia), el cual permite una mayor versatilidad en la captura de la información y en el momento de calibrar el transductor.

Se desarrolló una aplicación de software en el programa comercial Borland-Delphi para PC (Borland Software Corporation, California, USA) con sistema operativo Windows (Microsoft Coporation, Washington, USA), el cual se comunica mediante el puerto serial RS232 (ARC Electronics, Texas, USA), esta aplicación permite visualizar y posteriormente descargar la información de identificación y fuerza oclusal del individuo almacenada en la memoria del dispositivo a un archivo de texto plano, el cual se puede analizar y editar con una herramienta de hoja de cálculo. Después de tener implementados los módulos mencionados anteriormente, se procedió a su respectiva integración en el diseño e impresión de un circuito. Al tener ensamblados todos los componentes electrónicos se seleccionó una caja metálica comercial (Speed Solution Ltda, Medellín, Colombia), para empacar dicho hardware y a su vez proteger los componentes, integrarlos con el teclado alfanumérico.

Por último se realizó la calibración del sistema que exige la correlación entre los valores del parámetro físico a medir (Fuerza oclusal) y los registros del sistema de adquisición (Voltaje de salida). La calibración se llevó a cabo siguiendo la norma técnica Colombiana NTC 3761 y con un valor de amplificación de 4000 veces la señal de salida del Gnatodinómetro con el fin de obtener una mayor resolución en los valores de fuerza oclusal.

El proceso se efectuó en la máquina universal de ensayos de la Universidad EAFIT. Primero se llevó hasta cero la señal de salida (Voltios) del sistema

de adquisición, posteriormente se tomaron 5 series de aplicación de carga (Kgf) y se efectuaron cargas discretas desde 0 Kgf hasta 150 Kgf con incrementos de 10Kgf, cada valor de Kgf en la serie está asociado a un valor de Voltaje. El análisis de los datos obtenidos en cada serie se realizó utilizando el método de regresión lineal por mínimos cuadrados y coeficiente de determinación  $R^2$ , teniendo como variable independiente los datos entregados por la máquina universal (Kgf), y como variable dependiente los datos de voltaje entregados por el sistema de adquisición.<sup>18</sup> De este modo se pudo obtener la ecuación de calibración para el sensor la cual relaciona fuerza oclusal (Kgf) y voltaje (V), esta ecuación debe ser ingresada en el sistema portátil de adquisición mediante la utilización del teclado alfanumérico. Este proceso de calibración debe repetirse siempre que se vaya a utilizar un nuevo transductor de fuerza ya que cada uno de ellos posee una ecuación de calibración única.

Posterior a la calibración, se realizó una prueba de reproducibilidad en pacientes (Figura 2), donde se evaluaron cuatro grupos de edad 6, 9, 12 y 15 años, con previo consentimiento por parte de sus padres. Cada grupo contó con siete individuos que debían cumplir con los siguientes criterios de inclusión: dentición sana, sin restauraciones en incisivos ni en ápices cuspídeos de molares.<sup>19</sup> A cada individuo se le midió la fuerza oclusal en tres zonas diferentes, Incisiva, molar derecha y molar izquierda, en cada zona se tomaron tres medidas de fuerza oclusal y se calculó el promedio. Este procedimiento se llevó a cabo 2 veces con un intervalo de 90 minutos entre las dos observaciones. Los resultados se analizaron por medio del coeficiente de correlación intraclase (CCI)<sup>18</sup> (Tabla 2).



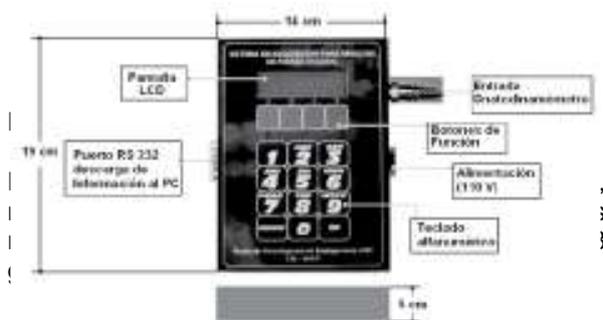
Figura 2. Paciente con el sensor en los primeros molares derechos.

**Tabla 2.** Resultados de fuerza oclusal (Kgf) tomados con el gnatodinamómetro en dos mediciones

	Medición 1			Medición 2			CCI*
	X ± DS	Min	Max	X ± DS	Min	Max	
Fuerza molar izquierda	38.07±19.9	10.46	79.69	37.35±19.1	10.46	75.36	0.900
Fuerza molar derecha	42.26±21.9	10.38	84.20	42.99±23.3	10.38	80.95	0.957
Fuerza incisivos	19.89±16.9	2.08	61.21	19.08±16.7	3.15	57.43	0.969

\*Coeficiente de correlación intraclase.

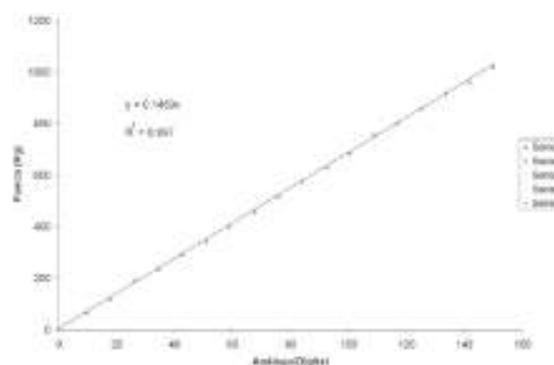
La aplicación de software desarrollada, cuenta con dos posibilidades, la primera, permite desde su interfaz gráfica una visualización clara y detallada de toda la información numérica de los datos de fuerza oclusal vs. tiempo y la identificación de cada individuo con su respectivo nombre y código, la segunda, permite la exportación de dicha información a otros programas que manejen herramientas convencionales de hoja de cálculo, como por ejemplo Excel. El software no necesita ningún tipo de licencia posterior a su desarrollo debido a que es una aplicación compilada que puede ser ejecutada en un computador con muy bajas especificaciones (Figura 3).



**Figura 3.** Sistema de adquisición portable para determinar fuerza oclusal (SAPFO)

La calibración o linealización del Gnatodinamómetro con el sistema de adquisición arrojó un coeficiente de correlación  $r = 0.9997$  y una resolución de 150 gr, es decir, el mínimo valor de fuerza que puede medir el sensor es de 150 gramos (Figura 4). En la prueba de reproducibilidad en pacientes, se encontró que las medidas de fuerza oclusal para cada una de las zonas evaluadas: molar izquierda, molar derecha e incisivos, se obtuvo un coeficiente de correlación intraclase que osciló entre 0.9 y 0.97. La relación

entre la calibración y la prueba de reproducibilidad en pacientes, radica en que con la primera se determinó la exactitud del sistema, es decir, que 10 kg sean en realidad 10 kg, y la prueba de reproducibilidad estableció la confiabilidad del fenómeno que se está midiendo, en otras palabras, que la medida siempre arroje aproximadamente el mismo valor. Que la medida de fuerza oclusal en una persona siempre sea de 15 kg, significa que la medida es reproducible, pero no necesariamente exacta, por esto es necesaria la calibración.



**Figura 4.** Curva de calibración

## Discusión

Para el registro de fuerza oclusal es importante el como se define la forma en que se realiza la adquisición de datos y la cantidad de componentes que se incluyen para la presentación final de la información al usuario. Existen tres diferentes formas de adquirir y procesar la señal de fuerza oclusal. En la primera, es necesaria la utilización de dispositivos de hardware comerciales como tarjetas de adquisición y equipos de amplificación, generalmente instaladas en

computadores convencionales.<sup>13,15,20,21</sup> Esta condición presenta varias desventajas entre las que se cuentan el aumento en el costo, mayor peso y volumen total del sistema y limitaciones para transportar los equipos a diferentes sitios, lo cual implica que para la toma de registros, los individuos deban ser desplazados a los laboratorios. En segundo lugar, se han reportado sistemas con los cuales es posible hacer las medidas de fuerza oclusal en el lugar donde se encuentran los individuos,<sup>12</sup> en este caso se utilizan computadores portátiles que deben contar con los accesorios adecuados de hardware y software necesarios para ejecutar la prueba.<sup>14,15</sup> Estos, utilizaron un sistema comercial denominado T-Scan, el cual utiliza el puerto USB como interfase de comunicación con el computador portátil y posee una aplicación de software, este sistema además de medir la fuerza de mordida posee otras herramientas de análisis oclusal que incrementan su costo. En otro estudio<sup>22</sup> utilizaron un sistema de adquisición compuesto por un hardware de amplificación comercial conectado a una Palmtop,<sup>7</sup> en este caso se presenta como desventaja que el módulo de amplificación de la señal y el módulo de visualización y almacenamiento no están integrados. Además el sistema de amplificación comercial es más grande que la Palmtop. Por último se encuentran los dispositivos que no necesitan un computador como herramienta para el Almacenamiento y visualización de los datos de fuerza oclusal, en cambio utilizan otro tipo de equipos como osciloscopios,<sup>23,24</sup> multímetros<sup>8</sup> o interfases análogas como graficadores (x,y).<sup>25-27</sup> Estos sistemas de adquisición tienen la desventaja de carecer de sistemas digitales de memoria, por lo tanto deben guardar la información en papel, la cual ocupa un espacio físico y puede deteriorarse con el tiempo. Adicionalmente se reporta un estudio,<sup>28</sup> en donde el sistema digital de adquisición para la toma de fuerza oclusal es el más pequeño y liviano reportado en la literatura, que al ser comparado con el desarrollado en este artículo, posee la desventaja de carecer de un sistema integrado de memoria que permita almacenar de forma segura y en formato electrónico los datos de fuerza oclusal, es decir, la información obtenida con dicho sistema debe ser almacenada manualmente para no perderla.

En el presente trabajo, se desarrolló un dispositivo que agrupa todos los componentes de un sistema de

adquisición de datos en una sola unidad (19x14x5 cm) con un peso de 528 gramos el cual es 24 veces menor que un computador convencional\* y aproximadamente 8 veces menor que un computador portátil. El prototipo desarrollado tuvo un costo de aproximadamente una tercera parte, si se compara con los sistemas convencionales, en donde es indispensable la compra de un computador, de una tarjeta de adquisición de datos comercial y de la licencia del software compatible con la tarjeta.

Se desarrolló un sistema electrónico integrado de adquisición de datos para procesar y almacenar fuerza oclusal, que evita el transporte y utilización de un computador portátil y una terminal de conexiones para poder realizar las pruebas de fuerza oclusal sin perder la versatilidad y la seguridad en el momento de adquirir y almacenar la información. El sistema amplificó un total de 4000 veces la señal del sensor, logrando una resolución de 150 gramos, la cual es buena si se tiene en cuenta que los menores valores de fuerza de mordida en máximo apretamiento en humanos oscilan entre 2 y 10 kg,<sup>6</sup> lo cual estuvo de acuerdo con los datos de fuerza oclusal registrados en los individuos en los que se realizó la prueba piloto. Con el sistema desarrollado es posible cambiar el transductor en caso de que presente alguna falla. Esto se debe acompañar del ingreso de su ecuación de calibración al sistema de adquisición portátil.

La Calibración con un coeficiente de correlación  $r=0.9997$  demostró la linealidad y exactitud del Gnatodinamómetro conectado al sistema de adquisición desarrollado. En la prueba de reproducibilidad en pacientes, se obtuvo un coeficiente de correlación intraclase que osciló entre 0.9 y 0.97 para las zonas evaluadas (molar derecha e incisivos), lo cual significa que hay una buena reproducibilidad del valor de fuerza oclusal. El prototipo desarrollado cumplió con los parámetros que requiere una prueba de campo de fuerza oclusal que debe realizarse en un colegio, ya que cuenta con la suficiente memoria para tomar pruebas en 60 personas, cada una con 6 mediciones a una velocidad de muestreo de 50 M/seg, con una duración de 7 seg para cada prueba. A diferencia de un teclado convencional, la utilización de un teclado alfanumérico, logró hacer eficaz el proceso de registro de la información y la operación de las diferentes funciones con las que cuenta el sistema.

## Agradecimientos

Los autores expresan sus agradecimientos al Sr. Gonzalo Álvarez, Epidemiólogo, MSc, por su apoyo en la evaluación estadística, al personal del laboratorio de materiales de la Universidad Eafit por su colaboración en la realización de los ensayos mecánicos y a la Dra. Claudia Restrepo, Odontopediatra CES, por su participación en la realización de las pruebas clínicas. La presente investigación fue cofinanciada por el Instituto colombiano para el desarrollo de la ciencia y la tecnología, Colciencias, contrato #1228-04-16446.

## Referencias

1. Webster J. Medical instrumentation: Application and design. Boston: Houghton Mifflin comp.; 1978.
2. Norman R. Principles of bioinstrumentation. New York: John Wiley & Sons.; 1988
3. Wilches M. Bioingeniería. Colombia: Editorial Universidad de Antioquia.. 1a Ed. V.4; 1991.
4. Latman NS, Carroll KK, Russin R. Evaluation of electronic, digital blood pressure monitors. perceptions and ease of operation. *Medical Instrumentation* 1985;19(6):261-267.
5. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001;28(5):485-491.
6. Proffit WR, Fields HW, Nixon WL. Occlusal forces in normal- and long-face adults. *Journal of Dental Research* 1983;62(5):566-570.
7. Julien KC, Buschang PH, Throckmorton GS, Dechow PC. Normal masticatory performance in young adults and children. *Archives of Oral Biology* 1996;41(1):69-75.
8. Van Eijden TM, Koolstra JH, Brugman P, Weijs WA. A feedback method to determine the three-dimensional bite-force capabilities of the human masticatory system. *Journal of Dental Research* 1988;67(2):450-454.
9. Manns A, Miralles R, Palazzi C. EMG, bite force, and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1979;42(6):674-682.
10. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Archives of Oral Biology* 1997;42(1):11-17.
11. Korioto TWP, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *Journal of Biomechanics* 1997;30(6):631-633.
12. Dan H, Azuma T, Hayakawa F, Kohyama K. Measurement of bite force variables related to human discrimination of left-right hardness differences of silicone rubber samples placed between the incisors. *Archives of Oral Biology* 2005;50(5):517-526.
13. Peláez A, Álvarez ME, Gaviria MI, Gallego GJ. Evaluación de la calidad de una sesión de registro electromiográfico y de fuerza oclusal en un grupo de adultos Jóvenes. *Revista de La Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica* 2003; 24(2): 163-169.
14. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: A model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology* 2004;49(10):805-816.
15. Ueki K, Marukawa K, Shimada M, Nakagawa K, Yamamoto E. Changes in occlusal force after mandibular ramus osteotomy with and without le fort I osteotomy. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2007;36(4):301-304.
16. Vardimon AD, Beckmann S, Shpack N, Sarne O, Brosh T. Posterior and anterior components of force during bite loading. *Journal of Biomechanics* 2007;40(4):820-827.
17. Fernandes CP, Glantz PJ, Svensson SA, Bergmark A. A novel sensor for bite force determinations. *Dental Materials* 2003;19(2):118-126.
18. Daniel W. Bioestadística. Mxico: Limusa S.A. 4a Ed; 2004.
19. Toro A, Buschang PH, Throckmorton G, Roldán S. Masticatory performance in children and adolescents with class I and II malocclusions. *European Journal of Orthodontics* 2006;28(2):112-119.
20. Van Willigen JD, Otten E, Slager GEC, Broekhuijsen ML. Contribution of the digastric muscles to the control of bite force in man. *Archives of Oral Biology* 1997;42(1):45-56.
21. Williams WN, Coffey J, Turner GE, Crary ME, Capen R, Wharton PW. Level of accuracy and degree of precision in attempting to maintain steady levels of biting force. *Journal of Oral Rehabilitation* 1992;19(6):655-662.

22. Baba K, Haketa T, Clark GT, Ohyama T. Does tooth wear status predict ongoing sleep bruxism in 30-year-old japanese subjects? *International Journal of Prosthodontics* 2004;17(1):39-44.
23. Mackenna BR, Türker KS. Jaw separation and maximum incising force. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1983;49(5):726-730.
24. Rivera-Morales WC, McCall Jr. WD. Reliability of a portable electromyographic unit to measure bruxism. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1995;73(2):184-189.
25. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1986;56(2):226-229.
26. Garner LD, Kotwal NS. Correlation study of incisive biting forces with age, sex, and anterior occlusion. *Journal of Dental Research* 1973;52(4):698-702.
27. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontológica Scandinavica* 1977;35(6):297-303.
28. Usui T and Kurihara S. Study of maximum occlusal force relating to the maxillofacial growth. *J. Dent. Res* 2005; 84(A).

**Correspondencia**  
jisazasa@eafit.edu.co

Recibido para publicación: Abril de 2008  
Aprobado para publicación: Octubre de 2008

