

LA BIO-RETROALIMENTACIÓN EN EL ANÁLISIS Y REHABILITACIÓN MUSCULAR

RESUMEN

El presente artículo tiene como idea principal describir un prototipo de un sistema electromiográfico (EMG) para realizar posteriormente un análisis y rehabilitación muscular, incorporando estimulación eléctrica y un sistema de software para el análisis y seguimiento del tratamiento bajo el principio de la retroalimentación (biofeedback).

PALABRAS CLAVES: Estimulación Eléctrica, EMG, Biofeedback.

ABSTRACT

The main idea of this article is describe a prototype of a electromiographic system (EMG) to make an analysis and muscular rehabilitation later, incorporating electrical stimulation and a system of software for the analysis and pursuit of the treatment under the principle of the feedback (biofeedback).

KEYWORDS: *Electrical stimulation, EMG, Biofeedback.*

JORGE I. GÓMEZ ANGARITA

Diseñador Industrial
Profesor Asistente
Universidad Autónoma Manizales
jigomez@autonoma.edu.co

JAIRO A. MENDOZA VARGAS

Ingeniero Electricista, M.Sc.
Profesor Asistente
Universidad Tecnológica de Pereira
jam@utp.edu.co

OSIEL ARBELÁEZ SALAZAR

Ingeniero en control electrónico e instrumentación, candidato a Magister en Instrumentación Física
Profesor asistente
Universidad Tecnológica de Pereira
osiel@utp.edu.co

1. INTRODUCCIÓN

La Bio-retroalimentación constituye un nuevo campo científico muy interesante que involucra la fisiología y psicología. La técnica de Bio-retroalimentación utiliza la electrónica para detectar y ampliar las actividades corporales internas, que generalmente son demasiado sutiles para el ser humano, de tal manera que sean percibidas de manera normal.

Una vez se tiene capacidad de observar estas actividades es posible entonces tratar de modificarlas. Es así como la Bio-retroalimentación está muy ligada a una forma de control mental sobre el cuerpo que le permite a una persona reducir la sensación de dolor. La Bio-retroalimentación es una técnica que incluye el entrenamiento de la mente, sustentando su concepto en las filosofías orientales, como el yoga, la meditación, y otros procesos del pensamiento, bajo los cuales se puede controlar el cuerpo.

Una vez que las señales del cuerpo del paciente se registran con los instrumentos electrónicos, un especialista en terapia de Bio-retroalimentación puede recomendar ejercicios físicos así como mentales para lograr el control. Con electrodos conectados al cuerpo, y debidamente amplificados, es posible medir: el ritmo de la respiración de un paciente, la temperatura de su cuerpo, su transpiración, la presión sanguínea, y los latidos del corazón. Los resultados pueden ser visualizados en la pantalla de de un computador. Es así como se pueden diseñar instrumentos para medir cada cambio del cuerpo, incluyendo los siguientes:

El electromiograma (su sigla en inglés es EMG) - para medir la tensión muscular.

La resistencia galvánica de la piel (su sigla en inglés es GSR)

La actividad electrodermal (su sigla en inglés es EDA) para medir los cambios en la frecuencia de la transpiración.

Las medidas del pulso del dedo - para medir la presión de la sangre y los latidos del corazón.

El siguiente artículo es producto del proceso llevado en la elaboración del proyecto de grado para optar al título de magister en Instrumentación Física: "Construcción de un equipo Bio-feedback" [15], que en la actualidad es asesorado por el ingeniero Jairo Mendoza Vargas. El enfoque principal está basado en la construcción de un equipo de Bio-retroalimentación electromiográfico (EMG) con la implementación de un sistema terapéutico de estimulación funcional eléctrica (FES) que puede traer beneficios a nivel muscular, reduciendo los niveles de espasticidad. Una corriente eléctrica bien aplicada, puede reducir la tensión presentada en un músculo, mejorando así el movimiento. Este proyecto surge de la necesidad que tiene el programa de fisioterapia de la Universidad Autónoma de Manizales con respecto a los procesos terapéuticos que puedan involucrar el concepto de la Bio-retroalimentación. Debido a la complejidad de sistemas que integran este equipo de retroalimentación, este primer artículo está orientado de una manera muy

general, a uno de los subsistemas principales del equipo, y el cual se refiere a la electromiografía (EMG) no invasiva.

2. CONTENIDO

2.1 Descripción general

La integración de la electromiografía a los procesos de bio-retroalimentación, es denominada mas comúnmente como mio-feedback. Esta técnica, es una potente herramienta en fisioterapia. En la vida cotidiana los seres vivos están guiados constantemente por retroalimentación o información que modula la actividad corporal de una manera inconsciente. La importancia de esta herramienta consiste en que permite romper la barrera de funciones biológicas consideradas neurovegetativas o no controlables por la actividad voluntaria. El proceso básico parte de una electro miografía (EMG) que mide la contracción y relajación del músculo en estudio. Las descargas eléctricas de las neuronas motoras producen contracciones en las fibras musculares y la descarga repetida de un número significativo de neuronas motoras produce la contracción muscular y el movimiento. Básicamente lo que hace el EMG es amplificar la actividad eléctrica originada en el músculo y la traduce a señales auditivas o visuales de aumento o decremento dependiendo de la actividad electromiográfica (principio de la bio-retroalimentación).

Las ventajas de la técnica de MIOFEEDBACK permiten:
 La observación directa de la actividad terapéutica, tanto por el paciente como por el fisioterapeuta.
 Que el paciente rápidamente *entiende y aprende* el trabajo encomendado.
 Que el paciente se anima en su nivel de participación.
 Que se aprecie la evolución objetiva del proceso.
 Que puedan aplicarse modificaciones para evitar errores o adaptarse a la evolución.
 Que el método o protocolo sea personalizado en cada paciente.
 Es de una gran ayuda en procesos de parálisis.
 Tener un método inocuo (salvo en las aplicaciones intracavitarias).
 Tratar niños por la facilidad para adaptar al equipo artilugios lúdicos.
 Tratar ancianos porque facilita la concentración en la terapia.
 Aplicarse en pacientes con cierto nivel de incapacidad intelectual.

2.2 Método de Trabajo

Los métodos de trabajo se realizan bajo dos parámetros, uno de ellos denominado el **Activo o positivo**, donde se da un aumento en la fortaleza muscular, permitiendo mejorar otras actividades biológicas y el **Pasivo o negativo**, donde existe control en la disminución de la actividad muscular, relajación. También se dice que es

un tipo de control a la baja de otras actividades biológicas.

2.2.1 Combinación de mio-feedback con estimulación eléctrica.

El miofeedback detecta la actividad muscular voluntaria. La electroestimulación provoca la contracción muscular involuntaria. Los electrodos deben ser diferentes para cada función.

El trabajo activo puede darse tanto en el tiempo de estimulación como en el de detección. El equipo (o los equipos) debe estar perfectamente coordinado para separar la estimulación de la detección mioeléctrica.

Se aplica en procesos de parálisis periféricas parciales, tonificación selectiva de un fascículo muscular y atrofas musculares globales.

Esta técnica es típica en las incontinencias por fatiga del suelo pélvico. Otros muchos músculos pueden potenciarse también con la técnica de miofeedback y electroestimulación [17,18].

APLICACIONES DEL MIOFEEDBACK

Tratamientos de parálisis parciales.

Tratamientos de parálisis centrales (hipertonías, espasticidad).

Tratamiento de PCI (parálisis cerebral infantil).

Tratamientos de incontinencia.

Entrenamiento de amputados para prótesis mioeléctricas. Perfeccionamiento de los movimientos y trabajos encomendados a los pacientes.

Fortalecimientos de músculos atroficos y no integrados en su cadena sinérgica.

Potenciación muscular.

Elongación muscular.

Propiocepción y restablecimiento de funciones neuro-musculares perdidas (comparando con el lado sano).

Entrenamiento de marchas y gestos.

Control postural.

Relajación de contracturas musculares.

Disminución del dolor en entesitis, tendinitis o mialgias.

Disminución del dolor y relajación en lumbalgias.

2.3 Diseño de un Equipo EMG

DETECCCIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL EMG

2.3.1 Los electrodos y su configuración.

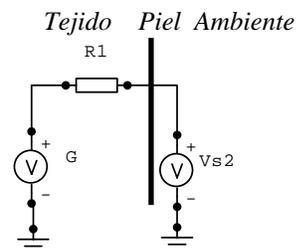


Figura1. Esquema para la detección de la señal en una situación ideal

La figura 1 es una Situación ideal donde una entrada con impedancia infinita es monitoreada por un voltímetro que mide el voltaje proveniente de un generador equivalente.

G= Equivalente al generador de voltaje
 V= Medidor de voltaje ideal
 Z= Equivalente al generador Impedancia

Las siguientes ecuaciones describen casos simples de electrodos rectangulares con dimensiones a y b , y electrodos circulares de radio r paralelo a la piel en el plano (x, z) y correspondiente al plano de la frecuencia espacial (f_x, f_z)

$$h_{medida}(x, z) = I/S \text{ bajo el área del electrodo y:}$$

$$h_{medida}(x, z) = 0 \text{ en cualquier otro lugar}$$

$$H(f_x, f_z) = \text{sinc}(af_x) \text{sinc}(bf_y),$$

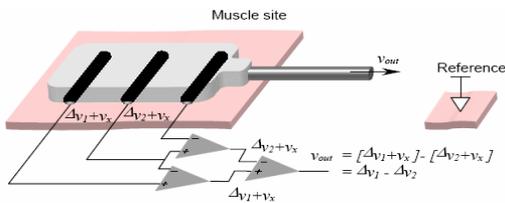
para electrodos rectangulares

$$H(f_x, f_z) = 2J_1(kr)/kr, \text{ para electrodos circulares}$$

S es el área del electrodo,
 $\text{sinc}(w) = \text{sinc}(pw)/pw$ para $w \neq 0$ y
 $\text{sinc}(w) = 1$ para $w = 0$, $2J_1(w)$ es la función de Bessel de primer orden, y $k = 2p(f_x^2 + f_z^2)^{1/2}$

Es importante la configuración y localización de los electrodos; esas configuraciones van desde la diferencial simple (SD), la cual es la más utilizada para detectar e interpretar correctamente un EMG [1,2,16].

Existe otro tipo de configuración como lo es la doble diferencial (DD) (figura 2) y es muy usada para estimar la velocidad de conducción.



.Figura 2. En la configuración (DD), la duración de la señal de salida puede ser aproximadamente 1,5 s más larga que la generada en un electrodo de configuración diferencial simple [3,4].

Otro tipo de configuración mostrada en la figura 2 es la (DD) que está relacionada con la obtención de información de la superficie EMG por técnicas multicanal.

En la figura 3 se puede observar la distribución de 16 electrodos en arreglo lineal a través del músculo, en el modo (SD). La distancia manejada entre electrodos es de 10 mm. De manera similar, se pueden emplazar los electrodos en el modo (SD) con distancias diferenciales de 10,20,30,40,50, etc., no mostradas en el gráfico, pero

dando como resultado una sumatoria de señales de los canales adyacentes y correspondientes a las distancias de:

10
 10+10=20,
 10+10+10=30, etc.

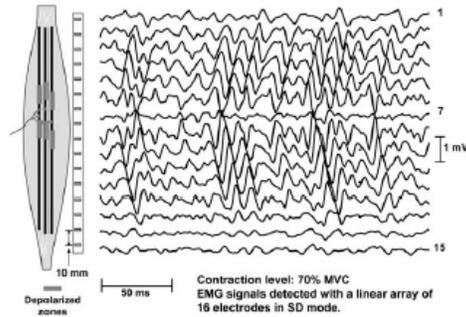


Figura 3. Emplazamiento de 16 electrodos en arreglo lineal y con la configuración (SD) [5].

2.3.2 Entrada y salida del amplificador.

Como antes se ha mencionado, la señal electromiográfica (SEMG), tanto al principio como al final del amplificador, debe tener una impedancia alta de entrada, con una alta razón de rechazo en modo común (CMRR), y bajo ruido. Estos parámetros, son los que más afectan la configuración del circuito, que se desee adoptar. Por esta razón la impedancia de entrada de un amplificador de SEMG puede ser por lo menos el doble de la magnitud de la impedancia esperada en el electrodo. Las impedancias de 100 MΩ son usualmente consideradas aceptables, pero son preferibles impedancias de 1000 MΩ, en caso de utilizar electrodos pequeños. Toda la anterior especificación lleva a la selección de un amplificador básicamente de tres tipos:(1) el primer tipo consta de dos amplificadores operacionales (AO) en la configuración del seguidor de voltaje, (2) el segundo tipo es una configuración clásica de tres AO de instrumentación, y (3) el tercer tipo es una configuración clásica de dos AO de instrumentación.

Es posible realizar un análisis detallado del primer estado de un amplificador EMG incluyendo las componentes parásitas, las cuales son importantes en la determinación de la interferencia de las líneas de poder.

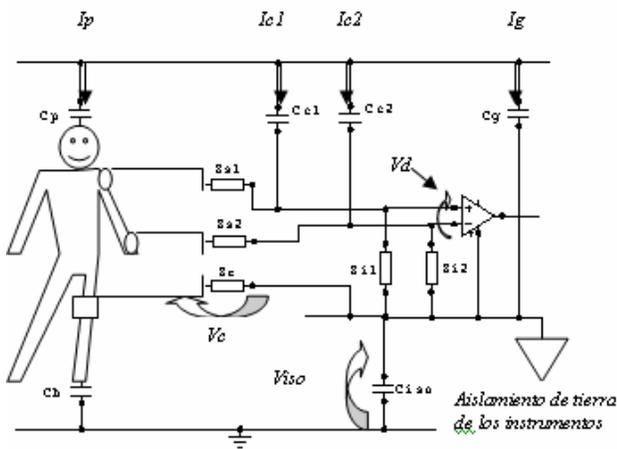


Figura 4. Gráfico del primer estado de un EMG

En la figura 4 se enseña el detalle gráfico del primer estado de un EMG incluyendo las componentes parásitas, importantes en la determinación de interferencias en la línea de poder. [6]

Donde:

$C_p =$ Capacitancia parásita entre el cuerpo y la línea de poder

$C_b =$ Capacitancia entre el cuerpo y la tierra

$C_{c1}, C_{c2} =$ Capacitancia parásita entre la línea de poder y los cables de entrada.

$C_{iso} =$ Capacitancia parásita de la barrera de aislamiento

$C_g =$ Capacitancia parásita de la alimentación de poder, entre la línea de poder y el aislamiento de tierra

$Z_{s1}, Z_{s2} =$ Impedancia de los electrodos de contacto

$Z_r =$ Impedancia del electrodo de referencia

$Z_{i1}, Z_{i2} =$ Impedancias de entrada al amplificador

$V_d =$ Voltaje de entrada diferencial

$V_c =$ Voltaje de entrada en modo común

$V_{iso} =$ Voltaje en modo de aislamiento

2.3.3 Especificaciones de los filtros EMG.

En el acondicionamiento de una señal (EMG) es incluido un filtro pasa alto (con una frecuencia de corte cercana al rango de 10-20 Hz) y un filtro pasa bajo (con una frecuencia de corte cercana al rango de 100-450 Hz), generalmente esta frecuencia de corte muestra una pendiente de 40 dB/década (12Db/octava). Estos filtros son incorporados al frente del circuito.

La señal detectada en la superficie muestra a menudo variaciones lentas debido a los movimientos que se generan en el ambiente y a la inestabilidad de la interfaz del electrodo-piel. Los armónicos de estas señales no deseadas están generalmente en el rango de frecuencia de 0 a 20 Hz y el filtro pasa alto es por lo tanto diseñado con una frecuencia de corte entre 15 y 20 Hz. El espectro del EMG incluye en esta gama información referente a los índices de descarga de las unidades motoras y que pueden ser relevantes en algunos usos. En otro tipo de

estudio como lo es el análisis de movimiento, no es primordial, por lo tanto es utilizado un filtro pasa alto con una frecuencia de corte cercana al rango entre 25-30 Hz, [7,8].

Hay filtros pasa alto y filtros pasa bajo, utilizados para reducir el ruido generado por los equipos eléctricos; en este caso se utiliza un filtro notch (muesca) para reducir la interferencia de 50 o 60 Hz. Ésta no es una buena opción, puesto que: (1) quita energía de una banda de frecuencias donde el EMG demuestra densidad de alta potencia y (2) produce una rotación de fase que extiende las frecuencias por debajo y por encima de la frecuencia central de tal modo que cambia dramáticamente la forma de onda (no tanto la de energía) del electromiograma (EMG).

2.3.4 Muestreo y conversión A/D

El teorema de Nyquist requiere que una señal para poder ser muestreada, debe estar por lo menos en una proporción de dos veces la frecuencia de su armónico más alto, con el fin de evitar una pérdida de información, fenómeno conocido como "aliasing"

El aliasing constituye un problema para los armónicos de la señal o respecto a las frecuencias más altas por el ruido que se presenta en el ancho de banda. Por esta razón son retirados aquellos componentes de ruido que afectan la señal. Para casi todos los músculos y la mayoría de las aplicaciones en EMG, el rango de frecuencias en la señal entre 400 a 450 Hz, es donde están los más altos armónicos; de tal modo que se requiere un filtro pasa bajo (anti-aliasing) con una frecuencia de corte fijada a estos rangos y un muestreo por lo menos de 1000 muestras por segundo.

La conversión de analógico a digital (A/D) transforma los voltajes muestreados en niveles representados en código binario y acepta señales en un rango de entrada de ± 5 V las cuáles se subdivide en un número de niveles discretos dados por la ecuación $2^n - 1$, donde n es el número de bits del convertidor (A/D). La tabla muestra los ejemplos resultantes para un amplificador de rango de entrada de ± 5 V y ganancia de 1000. El amplificador (o filtro) de ganancia y el rango de entrada no pueden ser escogidos independientemente. Estos son configurados por la resolución que se desea, y que alternadamente está relacionada con el nivel de ruido. Dependiendo de la máxima amplitud pico a pico, puede ser esperada una señal del EMG de superficie (e.j. 4-5 mV_{pp}), y el nivel de ruido (e.j. 1 μ V_{RMS} se puede elegir para corresponder al bit menos significativo), con lo cual es posible calcular el número de niveles requerido N (4000-5000 para este ejemplo), este es el procedimiento para saber cuantos bits son necesarios. En el ejemplo mostrado (1 μ V_{RMS} / bit menos significativo y 5 mV_{pp} de amplitud) 13 bits (8192 niveles), esto es más que suficiente, aunque el rango de entrada A/D no es utilizado completamente. Si un convertidor A/D de 16 bits con un rango de entrada de ± 5 V es seleccionado, un amplificador de ganancia de 1600 a 2000 es requerido para utilizar el rango total del

A/D. En tal caso los 3 ó 4 bits menos significativos corresponden al ruido solamente. Si una baja ganancia es seleccionada, los bits más significativos, serán utilizados. Todo esto puede ser mostrado en la tabla # 1 [10].

Numero de bit n del Convertidor A/D	Numero de niveles $N=(N=2^n-1)$	V/nivel Rango $\pm 5 V$ 10/N	Resolución referida a la entrada (amplificador de ganancia=1000 y Rango de entrada $\pm 5 V$ A/D)
8	255	39,06mV	39,06 μ V
10	1023	9,765 mV	9,765 μ V
12	4095	2,441 mV	2,441 μ V
14	16383	0,610 mV	0,610 μ V
16	65535	0,152 mV	0,152 μ V

Tabla 1. Relación entre número de bits de un convertidor A/D, Número de niveles, V/nivel, Resolución referida a la entrada*.

parámetro	Condición, o valores recomendados
Electrodos (montaje bipolar)	
Medida del electrodo	Diámetro < 10mm
Distancia entre electrodos (IED)	< 20mm, o < 1/4 la longitud del músculo, cualquier distancia mas pequeña entre la zona más distal de la inervación y el tendón distal. Entre la zona mas próxima a la inervación y el tendón proximal; no sobre una zona inervada como la muñeca, el tobillo, la zona inervada por la espina en la c7 o en otra área eléctricamente inactiva
Localización del electrodo de referencia	
Amplificador	
Filtro pasa alto (baja frecuencia de corte)	
Para análisis espectral EMG	< 10 Hz
Solo para análisis de movimiento	~20 Hz
Filtro pasa bajo (alta frecuencia de corte)	
Para aplicaciones generales	~500 Hz (frecuencia de muestreo > 1000 muest/s)
Para aplicaciones con un ancho de banda especial	~1000 Hz (frecuencia de muestreo > 2000 muest/s)
Nivel de ruido referido a la entrada de voltaje	< μV_{RMS} (en el ancho de banda 10-500)
Nivel de ruido referido a la entrada de corriente Impedancia de entrada	< pA_{RMS} (en el ancho de banda 10-500)
Ganancia	> 100 M Ω (para electrodos convencionales > 1000 M Ω (para electrodo de aguja convencionales es conveniente recordar el rango de entrada del convertidor A/D con la resolución de entrada deseada
Electrodos (montaje bipolar)	
Frecuencia de muestreo	> 1000 muestra/s (aplicaciones generales) > 2000 muestras/s (aplicaciones de ancho de banda)
n bit para A/D	12 (amplificador con ganancia variable) 16 (pueden ser usados amplificadores con ganancia fija

Tabla 2: Los siete volúmenes (SENIAM)

En la tabla 2 aparecen los siete volúmenes (SENIAM) y el libro *recomendaciones europeas para la superficie electromiografica*, están disponibles en el proyecto coordinado por el Dr Hermie Hermens; e-mail: h.hermens@rrd.nl.[11]

4. CONCLUSIONES

En general, este primer artículo está orientado de una manera muy global, a uno de los subsistemas principales del equipo de retroalimentación con estimulación y que se refiere a la electromiografía (EMG) no invasiva. Son muchas las variables que se deben tener en cuenta, de acuerdo al tipo de aplicación que se desee. En un electromiógrafo, para el estudio de la señal, los parámetros cambian dependiendo de la aplicación, ya sea el simple estudio de la señal, o el estudio de la velocidad de conducción. Todo proceso electromiográfico, se ve afectado por variables que van desde (1) el tipo de unidad muscular que se está estudiando, sea una fibra muscular, donde la señal mostrada es la de una unidad motora, o un fascículo de fibras. (2) El material con el cual están contruidos los electrodos, incluyendo su medida, la disposición o distancia que hay entre estos, en el momento de ser colocados en el músculo. (3) La construcción del sensor, entendido éste como la integración de los electrodos con los cables y el pre-amplificador. (4) La orientación y localización del sensor en el músculo; entendida esta orientación como la dirección del sensor bipolar con respecto a la dirección de las fibras musculares (un estudio de 144 trabajos sobre emplazamiento de electrodo para electromiografía, mostró un total de 352 descripciones de localización de sensores en el músculo. Esas descripciones se aplicaron a 53 músculos diferentes [12,13,14]). (5) El proceso de colocación del sensor, el cual puede verse muy obvio, pero va desde detalles tan pequeños como la selección del sensor (EMG), hasta la prueba de conexión del mismo, pasando por 6 diferentes pasos, no narrados en estas conclusiones.

La unión de otro tipo de subsistemas incorporados al subsistema (EMG) diversifica las aplicaciones del mismo al punto que es posible realizar procesos de bio-feedback con (EMG) para aplicaciones como la reducción de estrés, tratamientos de incontinencia, hasta entrenamiento de amputados para prótesis bioeléctricas. Los subsistemas se pueden ir complejizando, en la medida que se requieren otras aplicaciones, por ejemplo, la electroestimulación como subsistema unido a la actividad (EMG) y bio-feedback, puede producir un orden de aplicación que se podría denominar: "LA BIO-RETROALIMENTACIÓN EN LOS PROCESOS (EMG) Y LA (EEF) ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL, EN EL ANÁLISIS Y LA REHABILITACIÓN MUSCULAR"

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] ABRAMOWITZ, M., and STEGUN, Handbook of mathematical functions, Dover, New York, 1995
- [2] FARINA, D., and C. CESCO, "Concentric ring electrode systems for noninvasive detection of single motor unit activity," *IEEE Trans BME* 48, 1326-1334 (2001).
- [3] DELSYS. *Bagnoly-4EMG sistem users guide*. May 2003 edition.
- [4] DE LUCA, C., R LE FEVER, and F. STULEN, "pastless electrode for clinical use" *Med Biol Eng Comp* 17, 387-390 (1979)
- [5] R MERLETTI, A RAINOLDI, D FARINA, "Surface electromyography for non invasive characterisation of muscles, Exercise and Sport Sciences" *Review* 29:20-25, 2000
- [6] POZZO, M., D. FARINA, and R MERLETTI, "Detección, procesamiento y aplicación", in J. Moore, and G. Zourida, eds., *Biomedical technology and devices handbooks*, CRC Press, New York, 2003.
- [7] REDFERN, M S., "Elimination of EKG contamination of torso electromyographic signals" in S.S. Asfour, ed., *Trends in ergonomics/human factors IV*, Elsevier Science, North- Holland, Amsterdam, 1987.
- [8] REDFERN, M S., R. E. HUGHENS, And D. B CHAFFIN, "High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings," *J Clin Biomech* 18,44-48 (1993).
- [9] DELSYS. *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition*. March 2003 edition.
- [10] R MERLETTI, P PARKER, "Electromyography" Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications", *IEEE Press Comp* 5:118-123 (2004).
- [11] HERMENS, h. J., and B. Freriks, eds., *SENIAM 5: The state of the art on sensors and sensor placement procedures for Surface electromyography: A proposal for sensor placement procedures*, Roessingh Research and Development, Enschede, Netherlands, 1999.
- [12] BASMAJIAN, J., *Electrodes in EMG biofeedback*, Willians and Wilkins, Baltimore, 1980.
- [13] NIEMINEN, H., "Normalization of electromyography in the neck-shoulder region," *Eur J Appl Physiol* 76, 199-207 (1993).
- [14] WINTER, D., et al., "EMG-profiles during normal human walking: Strike to strike and inter-subject variability," *EEG Clin Neurophysiol* 67, 402-411 (1987).
- [15] GÓMEZ ANGARITA, J. "construcción de un equipo Bio-feedback". Trabajo de grado, Maestría en Instrumentación física", Universidad Tecnológica de Pereira. Pereira 2007.
- [16] HARY, D., G. BEKEY, AND J. ANTONELLI "Circuit models and simulation analysis of electromyographic signal sources: The impedance of EMG electrodes," *IEEE Trans BME* 34, 91-96 (1987).
- [17] CORCOS, JACQUES ; SIR MORTIMER B. DAVIS; DREW, STEPHEN Y WEST, LINDA: *The Use of Electromyographic Biofeedback for Training Pelvic Floor Musculature. The Biofeedback Foundation of Europe Home Page*: <http://www.bfe.org/protocol/pro04eng.htm>
- [18] LEKANDER, M., FURST, CJ, ROTSTEIN, S., HURSTI, TJ, Y FREDRIKSON, M., "Immune effects of relaxation during chemotherapy for ovarian cancer. *Psychotherapy and Psychosomatics*". 66(4): 185-191. (1997) (Internet: <http://www.aapb.org/>)