

Análisis de las señales EMG de superficie del bíceps durante la
ejecución de ejercicios con pesas

Juan Antonio Domínguez Jiménez

Trabajo de grado para optar al título de

Ingeniero Eléctrico

Director: Sonia Helena Contreras Ortiz

**Universidad Tecnológica de Bolívar
Facultad de Ingenierías.
Cartagena**

Julio de 2015

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLIVAR

FACULTAD DE INGENIERÍAS

Título: Análisis de las señales EMG de superficie del bíceps durante la ejecución de ejercicios con pesas

Autor: Juan Antonio Domínguez Jiménez

Director: Sonia Helena Contreras Ortiz

Asesor: Juan Carlos Martinez Santos

Cartagena, Julio de 2015

Análisis de las señales EMG de superficie del bíceps durante la
ejecución de ejercicios con pesas

Juan Antonio Domínguez Jiménez

Director: Sonia Helena Contreras Ortiz

**Universidad Tecnológica de Bolívar
Facultad de Ingenierías.
Programa de Ingeniería Eléctrica.
Cartagena**

Julio de 2015

Resumen

En este trabajo, se ha hecho un intento para analizar las señales de electromiografía de superficie a través de la estimación de la relación existente entre la fuerza ejecutada por el bíceps y la amplitud de la señal EMG. Se realizó un modelo biomecánico, para establecer valores de fuerzas teóricos en función del peso sostenido por la mano del sujeto para luego, relacionar dicha variable con la amplitud de la señal en cuestión. Consignada se encuentra en gráficas y tablas, las muestras de pruebas ejecutadas (equilibrio estático y flexión-extensión) con varios voluntarios, con el fin de calibrar el dispositivo diseñado. Los resultados muestran que para la prueba de equilibrio estático con valores altos de fuerza mayores al 60% de la máxima contracción voluntaria, cuadruplican valores bajos de fuerza (menores al 40% de la máxima contracción voluntaria), evidenciándose lo anterior en el valor de las pendientes que posee cada recta. Para la prueba de flexión y extensión, en función del ángulo y de la fuerza, se encontró que la mayor actividad muscular puede darse tanto en la flexión como en la extensión, y la menor actividad muscular se produce cuando el brazo está totalmente flexionado, o extendido.

Índice General

1. Introducción.	7
1.1. Marco teórico.	8
2. Materiales y Métodos	10
2.1. Análisis biomecánico del brazo mientras se sostiene una masa en equilibrio estático.	10
2.2. Pruebas en equilibrio estático con pesas.	15
2.3. Pruebas de flexión y extensión del brazo con pesas.	17
3. Resultados y Análisis	19
3.1. Pruebas en equilibrio estático con pesas.	19
3.2. Pruebas de flexión y extensión del brazo con pesas.	26
4. Conclusiones y Recomendaciones	30

Lista de Figuras

Figura.1 Músculos del brazo mientras sostiene una masa.

Figura.2 Diagrama del brazo mientras sostiene una masa en posición de equilibrio.

Figura.3 Diagrama de cuerpo libre del brazo, considerando todos los huesos como segmentos rígidos.

Figura. 4 Electrodo de superficie

Figura. 5 Prototipo de electromiógrafo implementado para realizar las pruebas

Figura. 6 Circuito esquemático del sistema de electromiografía implementado.

Figura.7 Prototipo de EMG diseñado e instrumentado con transmisión inalámbrica y electrodos de superficie.

Figura.8 Controlador Arduino UNO

Figura.9 Módulo de transmisión inalámbrica Xbee

Figura.10 Sistema instrumentado sobre una voluntaria

Figura.11 Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 3 Lb.

Figura.12 Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 5 Lb.

Figura.13 Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 6 Lb.

Figura.14 Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 8 Lb.

Figura.15 Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 10 Lb.

Figura.16 Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 13 Lb.

Figura.17 Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 16 Lb.

Figura.18 Curva que denota el comportamiento entre la amplitud máxima de la muestra tomada, versus la fuerza impresa por el bíceps durante la prueba en equilibrio estático.

Figura. 19 Curva que denota el comportamiento entre la amplitud promedio de la muestra tomada, versus la fuerza impresa por el bíceps durante la prueba en equilibrio estático.

Figura. 20 Curva de regresión lineal a trozos resultante de la curva descrita por la relación entre la amplitud de la S-EMG y la fuerza ejercida por el bíceps.

Figura. 21 Ejercicios de flexión y extensión del voluntario 1 sosteniendo una pesa de 8lb

Figura. 22 Ejercicios de flexión y extensión del voluntario 2 sosteniendo una pesa de 5lb (primeras 400 muestras) y de 8lb (a partir de la muestra 400)

Figura.23 Ejercicios de flexión y extensión del voluntario 2 sosteniendo una pesa de 3lb (primeras 800 muestras), una de 5 Lb (a partir de la muestra 800 hasta la 2500), y una de 8 Lb (de la muestra 2550 en adelante).

Lista de Tablas

Tabla 1. Valor estimado de la fuerza que realiza la mano, por cada variación en el peso de la carga sujeta.

Tabla 2. Dependencia entre la fuerza del bíceps y la fuerza ejercida por la mano durante el movimiento.

Tabla.3. Relación entre la masa sostenida y la fuerza ejercida por el bíceps

Tabla 4. Valores de tensión máximo, promedio y pico-pico de cada prueba realizada variando el peso sostenido por la mano.

Tabla.5. Confrontación de fuerza ejecutada por el bíceps, en cada variación de peso, en relación a la amplitud promedio y máxima de la señal EMG adquirida.

Tabla 6. Estadísticas de regresión para $0 < \text{Fuerza} < 40\% \text{MVC}$

Tabla 7. Estadísticas de regresión para $60\% < \text{Fuerza} < 100\% \text{MVC}$

Capítulo 1.

Introducción

La Biomecánica puede definirse como la aplicación de los principios mecánicos al estudio de las fuerzas y el movimiento de los sistemas biológicos. El alcance de la biomecánica como disciplina es significativo para los entrenadores de atletismo, ingenieros de rehabilitación, terapeutas, ortopedas y diseñadores de equipos para el deporte. Las primeras investigaciones en biomecánica estudiaron la relación que existe entre los músculos y los huesos del cuerpo humano. Esto fue realizado en los años 1500 por Leonardo Da Vinci. Cabe anotar que además, uno de los estudiantes de Da Vinci, Borelli, hizo la primera intervención en biomecánica en el año de 1680, acerca del movimiento de los animales “De Motu Animalium”. Posteriormente, aparece Ramazzini, quien fue la primera persona que se dedicó a entrar en materia en el fenómeno físico de los movimientos enérgicos y extremos en trabajos cotidianos, aportando además a la medicina en el desarrollo del estudio de las enfermedades y trastornos sufridos por los huesos y músculos del cuerpo humano.

Con el fin de predecir la fuerza ejercida por determinado músculo, se utilizan modelos mecánicos que son desarrollados de acuerdo a ciertos fundamentos físicos. En 1970 y 1971, respectivamente, Crowe[1] y Gottlieb et. al.[2] presentaron un componente contráctil en conjunto con una serie lineal y un componente elástico en paralelo más un amortiguador lineal viscoso. Asimismo, Glantz (1974)[3] propuso un modelo conformado por componentes elásticos no lineales más un componente viscoso lineal. En 1976, Winter[4] diseñó un modelo conformado por una masa y resorte lineal, más un sistema amortiguador para simular el segundo orden de un movimiento críticamente amortiguado. Otro modelo representa las partes activas y pasivas, el cual es conocido como Hill- type. La parte activa es representada por un elemento contráctil que sustituye el mecanismo contráctil. La parte pasiva es modelada por un elemento visco-elástico que sustituye el colágeno y la red elástica del tejido muscular [5].

Otro modelo representa las fuerzas en equilibrio estático, usando lo establecido en la primera ley de Newton. En este modelo, el músculo de interés es aislado y dibujado como un diagrama de cuerpo libre, incluyendo los momentos en el punto de separación [6]. Este último modelo fue utilizado en este informe para determinar la fuerza ejercida por el bíceps en varias condiciones. Otra manera de estudiar el funcionamiento de los músculos es a través de las señales de activación muscular o electromiográficas (EMG). Las señales EMG se producen por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. Las fibras musculares se contraen cuando el potencial de acción del nervio motor alcanza la despolarización. Esta acción genera un campo electromagnético y el potencial es medido como un voltaje que experimenta ciertas variaciones que pueden ser adquiridas mediante la electromiografía [7]. El aumento de la amplitud de la señal EMG se debe a la fuerza generada por el músculo [8]. La importancia de analizar conjuntamente estos dos parámetros, radica en que proporciona un método para monitorear la ejecución de algún movimiento. Este monitoreo es muy útil para determinar qué músculos participan en movimientos concretos, en qué fase lo hacen y con qué intensidad, así como la coordinación de los músculos entre sí en dichos movimientos [9].

Por medio de este proyecto se pretende analizar las señales EMG de superficie del bíceps durante la ejecución de ejercicios con pesas. Las señales a analizar fueron obtenidas con un electromiografía conformado por cuatro etapas: Amplificador de instrumentación, un filtro pasabanda, un rectificador de precisión y un filtro pasabajas [10].

Marco Teórico

La Biomecánica puede definirse como la aplicación de los principios mecánicos al estudio de las fuerzas y el movimiento de los sistemas biológicos. Las primeras investigaciones en biomecánica estudiaron la relación que existe entre los músculos y los huesos del cuerpo humano. Esto fue realizado en los años 1500 por Leonardo Da Vinci. Cabe anotar que además, uno de los estudiantes de Da Vinci, Borelli, hizo la primera intervención en biomecánica en el año de 1680, acerca del movimiento de los animales “De Motu Animalium”. Posteriormente, aparece Ramazzini, quien fue la primera persona que se dedicó a entrar en materia en el fenómeno físico de los movimientos enérgicos y extremos en trabajos cotidianos, aportando además a la medicina en el desarrollo del estudio de las

enfermedades y trastornos sufridos por los huesos y músculos del cuerpo humano. La biomecánica puede ser aplicada a sistemas en reposo o estáticos, y a cuerpos en movimiento o dinámicos. La biomecánica se fundamenta en las leyes de Newton:

- Ley de inercia
- Ley de aceleración
- Ley de acción y reacción

Cuando un cuerpo se encuentra en equilibrio estático, la suma neta de fuerzas sobre el cuerpo es igual a cero:

$$\sum f = 0$$

Adicionalmente, se mantiene un equilibrio rotacional, esto es, que la suma de momentos en cualquier parte del cuerpo debido a fuerzas externas, debe ser igual a cero:

$$\sum m = 0$$

La parte del cuerpo humano que fue objeto de estudio en esta investigación, fue la articulación del codo y el bíceps, que se observan en la Figura 1.

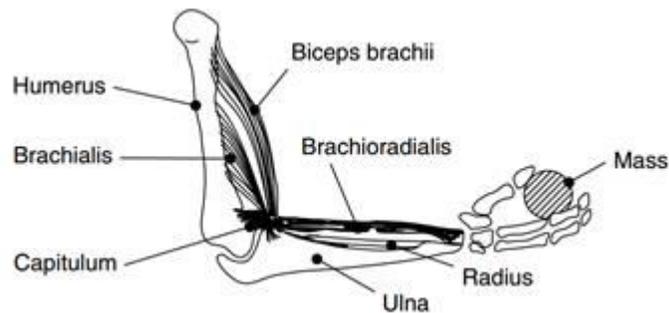


Fig.1 Músculos del brazo mientras sostiene una masa.

Capítulo 2

Materiales y Métodos.

2.1 Análisis biomecánico del brazo mientras se sostiene una masa en equilibrio estático.

El siguiente análisis, se realizó con base en el modelo biomecánico, establecido por Andris Freivalds [11].

A continuación se presenta el análisis biomecánico del brazo en equilibrio estático. Para realizar este análisis se partió de las siguientes consideraciones:

- Toda la fuerza ejercida para mantener la posición de equilibrio la realiza el músculo bíceps.
- Los huesos se consideran segmentos rígidos
- La articulación es de tipo bisagra y permite movimientos solo en el plano sagital
- Se ignora la fricción

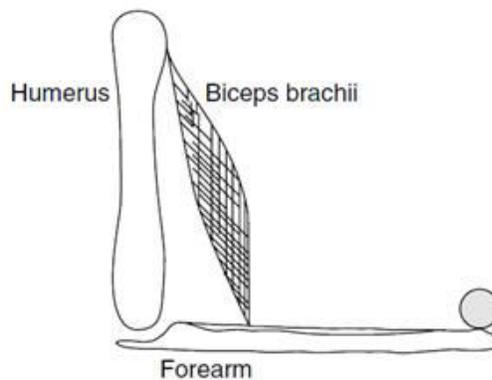


Fig. 2 Diagrama del brazo mientras sostiene una masa en posición de equilibrio.

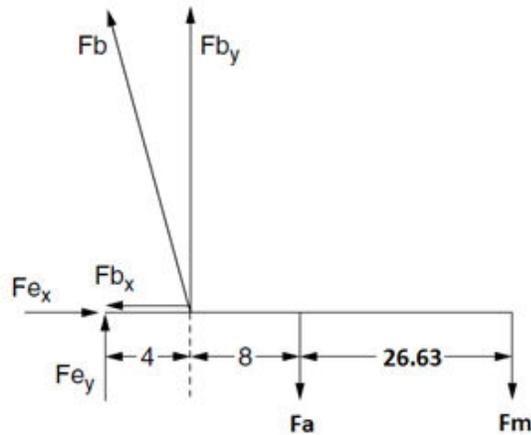


Fig.3 Diagrama de cuerpo libre del brazo, considerando todos los huesos como segmentos rígidos.

Fb: Fuerza ejercida por el musculo bíceps.

F_{e_x} y F_{e_y} : Fuerzas de reacción desconocidas en el codo.

Fa: Peso del antebrazo.

Fm: Peso de la mano y la masa que se sostiene

Las siguientes dimensiones se obtuvieron de tablas antropométricas y a partir de mediciones en un adulto voluntario:

- Longitud del antebrazo: 28 cm
- Longitud de la mano: 21 cm
- Centro de masa/longitud del antebrazo proximal: 0.43
- Centro de masa/longitud de la mano proximal: 0.506
- Masa del antebrazo/masa total del cuerpo: 0.016
- Masa de la mano/masa total del cuerpo: 0.006
- Masa total: 71kg
- Ángulo formado por el musculo biceps con la horizontal: 82.41°

Por lo tanto, la ubicación del centro de masa de cada segmento es:

- Centro de masa del antebrazo: $28 \text{ cm} \times 0,43 = 12 \text{ cm}$
- Centro de masa de la mano: $21 \text{ cm} \times 0,506 = 10,63 \text{ cm}$

La masa y peso del antebrazo se estiman a continuación

$$\text{Masa del antebrazo: } m_a = 71 \text{ Kg} \times 0.016 = 1,14 \text{ Kg}$$

$$F_a = 1.14 \text{ Kg} \times 9.77801 \text{ m/s}^2 = 11.1469 \text{ N.}$$

Considerando la aceleración de la gravedad g , en la ciudad de Cartagena 9.77801 m/s^2 [12].

El peso de la mano y la masa que sostiene puede calcularse así:

$$\text{Masa de la mano: } 71 \text{ Kg} \times 0.006 = 0.43 \text{ Kg}$$

$$F_m = (m_m + m_p) \cdot g$$

Siendo:

m_m : masa de la mano.

M_p : masa de la pesa.

En la Tabla 1 se observan las masas utilizadas en el análisis (en lb y en Kg), y el valor correspondiente para la fuerza gravitacional F_m ejercida en la mano.

mp(Lb)	mp(Kg)	Fm (N)
3	1,36077	17,5102
5	2,26795	26,3806
6	2,72154	30,8158
8	3,62872	39,6862
10	4,5359	48,5566
11	4,98949	52,9918
13	5,89667	61,8622
16	7,25744	75,1679

Tabla 1. Valor estimado de la fuerza que realiza la mano, por cada variación en el peso de la carga sujeta.

De acuerdo con lo anterior, la fuerza ejercida por el musculo del bíceps, descomponiéndola en sus componentes rectangulares, se halla de la siguiente forma:

$$F_{b_x} = F_b \cos \theta = 0.1322 F_b$$

$$F_{b_y} = F_b \sin \theta = 0.9912 F_b$$

Se tiene entonces que la fuerza ejercida por el musculo biceps durante el movimiento, vectorialmente es:

$$F_b = 0.1322 F_b i + 0.9912 F_b j$$

Considerando equilibrio estático:

$$\Sigma F_x = F_{e_x} - F_{b_x} = 0$$

$$\Sigma F_y = F_{e_y} + 0.9912 F_b - 11.1469 \text{ N} - F_m = 0$$

$$F_{e_x} = 0.1322 F_b$$

$$F_{e_y} = 11.1469 \text{ N} + F_m - 0.9912 F_b$$

Como F_{e_y} depende de F_m , y esta última es variable, F_{e_y} también varía de acuerdo a la información consignada en la Tabla 2:

F_m (N)	F_{e_y} (N)
17,5102	28,6571 - 0.9912 F _b
26,3806	37,5275 - 0.9912 F _b
30,8158	41,9627 - 0.9912 F _b
39,6862	50,8331 - 0.9912 F _b
48,5566	59,7035 - 0.9912 F _b
52,9918	64,1387 - 0.9912 F _b
61,8622	73,0091 - 0.9912 F _b
75,1679	86,3148 - 0.9912 F _b

Tabla 2. Dependencia entre la fuerza del bíceps y la fuerza ejercida por la mano durante el movimiento.

Aplicando Sumatoria de momentos tenemos:

$$\Sigma M = (0.04i) \times (0.1322 F_b i + 0.9912 F_b j) + (0.12i) \times (-11.1469 j) + (0.3863 i) \times (-F_m j) = 0$$

Realizando los productos cruz nos queda:

$$(0.04i) \times (0.1322 F_b i + 0.9912 F_b j) = \begin{vmatrix} i & j & k \\ 0.04 & 0 & 0 \\ 0.1322 F_b & 0.9912 F_b & 0 \end{vmatrix} = 0.03965 F_b k$$

$$(0.12i) \times (-11.1469 j) = \begin{vmatrix} i & j & k \\ 0.12 & 0 & 0 \\ 0 & -11.1469 & 0 \end{vmatrix} = -1.3376 k$$

Por lo tanto nos queda:

$$0.03965 F_b k - 1.3376 k + (0.3863 i) \times (-F_m j) = 0$$

Despejando F_b nos queda:

$$F_b = \frac{1.3376 k - (0.3863 i) \times (-F_m j)}{0.03965}$$

Para cada valor de masa sostenida se obtiene un valor de F_m y una fuerza ejercida por el musculo bíceps F_b . Ésta última, se encuentra dentro de la información contenida en la Tabla 3.

mp(Lb)	Fm (N)	Fb(N)
3	17,5102	204,3323
5	26,3806	290,7546
6	30,8158	333,9657
8	39,6862	420,3879
10	48,5566	506,8101
11	52,9918	550,0213

13	61,8622	636,4435
16	75,1679	766,0768

Tabla.3. Relación entre la masa sostenida y la fuerza ejercida por el musculo bíceps.

2.2 Pruebas en equilibrio estático con pesas.

Se realizaron pruebas con un voluntario mientras sostenía pesas de diferente valor con la mano. Para ello, se emplearon los siguientes materiales

- Electrodo de superficie Ag/AgCl (Ref. 31050522, Kendall, Covidien, Canada).
- Pesas de mano de diferente masa.
- Prototipo de electromiografo.
- Osciloscopio digital (HDS-N, OWON, Zhangzhou, China).



Fig. 4 Electrodo de superficie

Brevemente se mencionará la funcionalidad de los materiales utilizados. En primer lugar, los **electrodos de superficie**, son el elemento de contacto con el cuerpo humano. En esta prueba se usaron tres electrodos dispuestos en el siguiente orden: dos sobre el musculo del bíceps y uno en el codo, este último usado como referencia de la señal a procesar. La Fig.4 muestra uno de los electrodos. En segundo lugar, se requiere de un dispositivo capaz de detectar la actividad del musculo, este es el **Electromiografo** (Ver Fig. 5), y además eliminar de ésta misma cualquier ruido e interferencia que afecte la calidad de la señal. La Fig.6 tiene el esquema del circuito del sistema de electromiografía. Esta tarjeta se alimenta con dos baterías

de 9V, tiene un ancho de banda de 30 a 450Hz y entrega en la salida la envolvente de la señal EMG de superficie (SEMG) amplificada.

Los cables de los tres electodos se conectaron a la tarjeta del electromiógrafo y la salida del circuito se visualizó por medio del osciloscopio digital. El voluntario se instruyó para que sostuviera la masa con la mano manteniendo un ángulo de 90° en la articulación del codo.

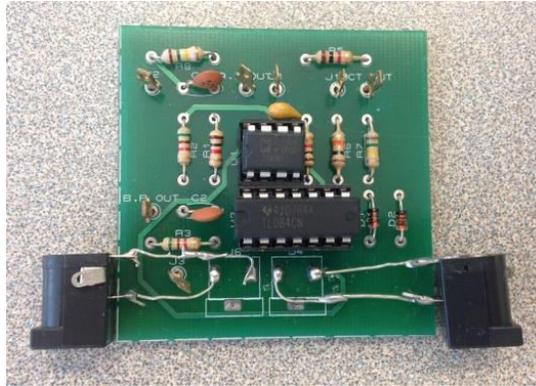


Fig. 5. Prototipo de electromiógrafo implementado para realizar las pruebas.

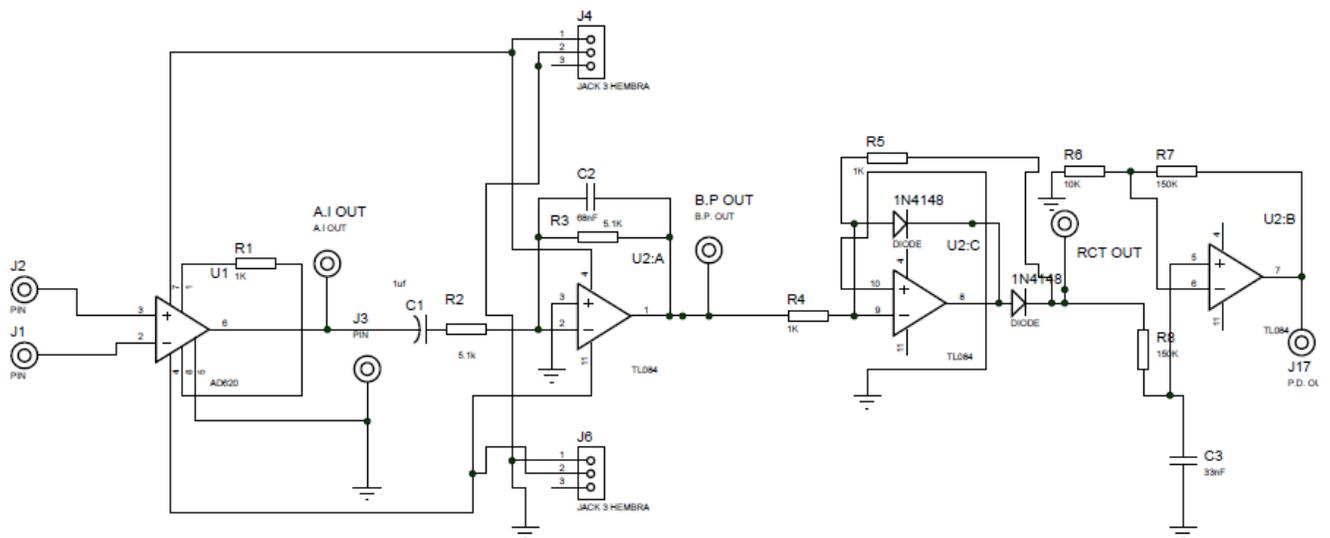


Fig. 6. Circuito esquemático del sistema de electromiografía implementado.

2.3 Pruebas de flexión y extensión del brazo con pesas.

En estas pruebas se le pidió al voluntario que realizara ejercicios de flexión y extensión del brazo mientras sostenía una pesa con la mano. Para registrar el ángulo la señal SEMG se empleó el sistema electrónico que se observa en la Fig. 7, y consta de los siguientes elementos:

- Electrodo de superficie: se observan en la parte inferior derecha de la Fig 7.
- Electrogoniómetro: dispositivo que permite medir el ángulo de una articulación en tiempo real. Se observa en la parte inferior izquierda de la Fig 7.
- Unidad de procesamiento: contiene el electromiógrafo (ver Fig.5), un microcontrolador Arduino UNO (ver Fig.8) que se emplea para la adquisición de datos de ángulo y SEMG, un módulo de transmisión inalámbrica XBee (Ver Fig.9) que envía las señales adquiridas hacia el PC, y tres baterías de 9V para alimentar los circuitos. La unidad de procesamiento se observa a la izquierda de la Fig.7.

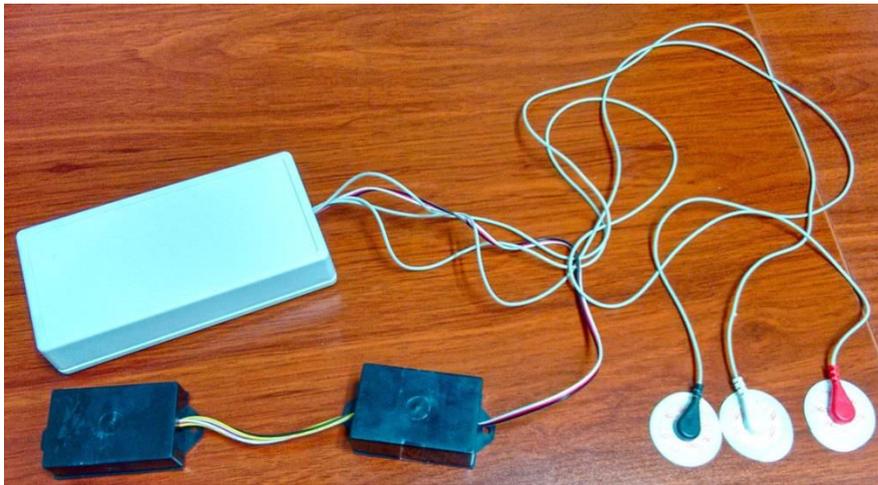


Fig.7. Prototipo de EMG diseñado e instrumentado con transmisión inalámbrica y electrodos de superficie.



Fig.8. Controlador Arduino UNO



Fig.9. Módulo de transmisión inalámbrica Xbee

La Fig.10, muestra a una voluntaria sosteniendo la pesa mientras se realizaban las pruebas.



Fig.10. Sistema instrumentado sobre una voluntaria

Capítulo 3.

Resultados y Análisis

De acuerdo a la metodología antes mencionada, y a partir de análisis estadísticos, validados a través de gráficas y tablas, a continuación se enseñaran los resultados obtenidos durante dos pruebas, la primera es la prueba en equilibrio estático con pesas, y la segunda es la Prueba de flexión y extensión con pesas.

3.1 Pruebas en equilibrio estático con pesas

A continuación, se confrontan los resultados obtenidos luego de realizar la prueba en equilibrio estático variando el peso sostenido en la mano, a través de gráficas y tablas para observar el comportamiento de la relación existente entre la fuerza que ejecuta el bíceps durante la prueba, versus, la amplitud de la señal captada por el dispositivo EMG. Se enseñara la gráfica de Amplitud de señal EMG en tiempo real, las mediciones se realizaron para máximo 1161 muestras. Cabe mencionar que durante estas pruebas el voluntario realizo contracciones esporádicas en el tiempo. La información de los valores de tensión máximo, pico-pico, mínimo y promedio, se encuentran consignados en la Tabla 4.

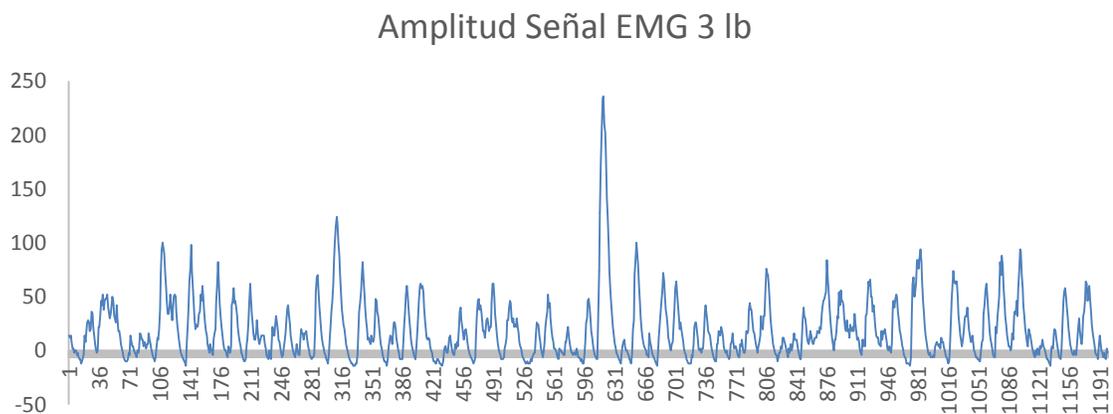


Fig.11. Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 3 Lb.

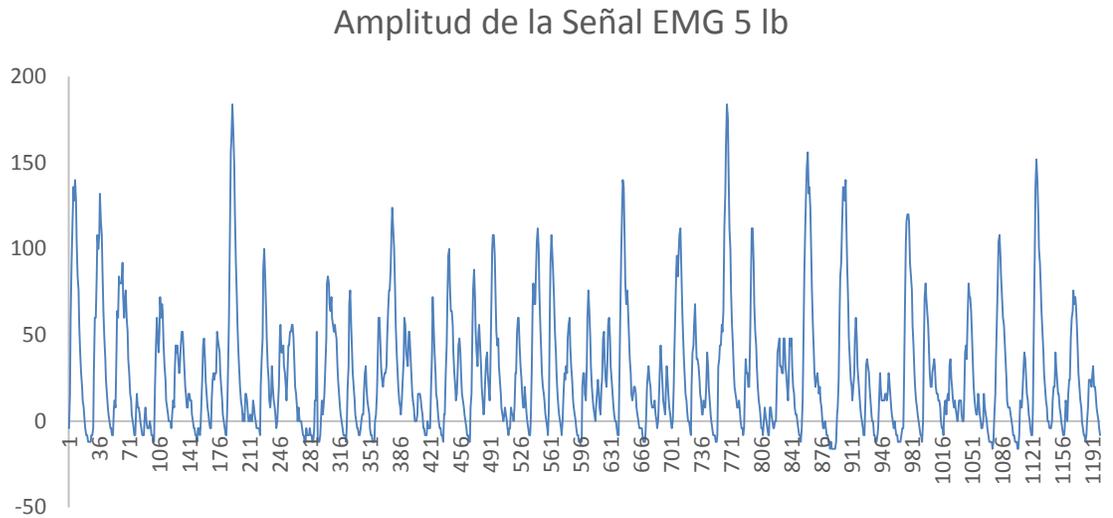


Fig.12. Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 5 Lb.

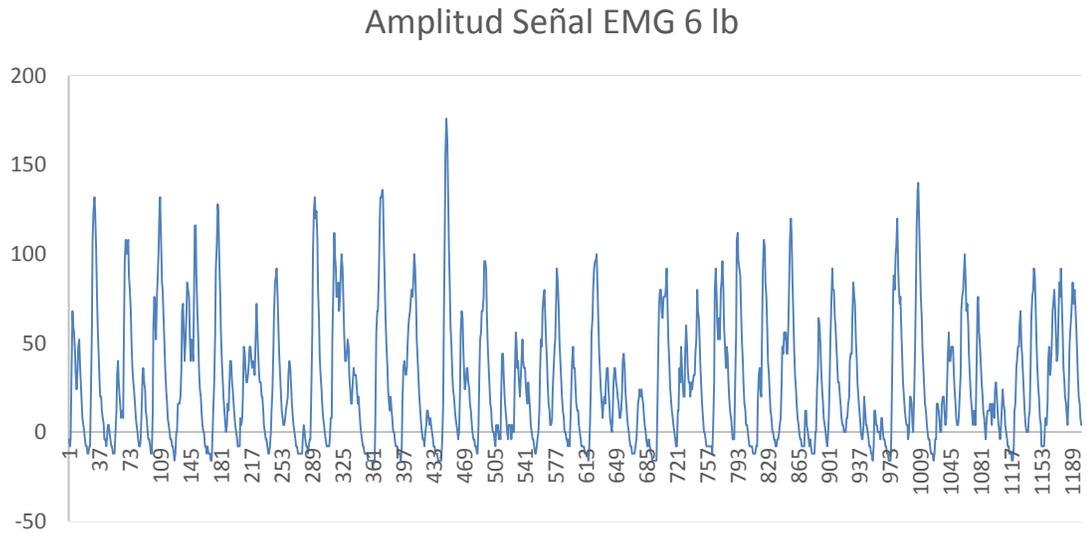


Fig.13. Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 6 Lb.

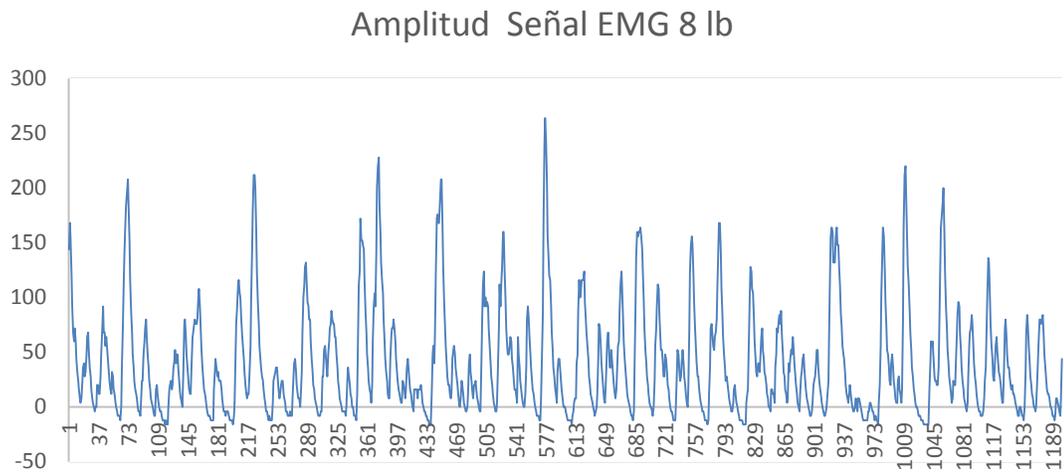


Fig.14. Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 8 Lb.

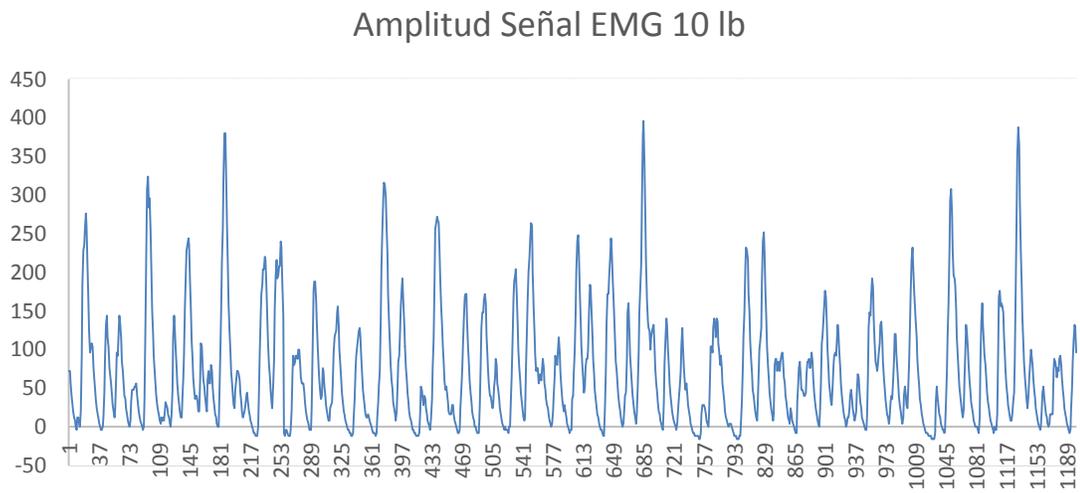


Fig.15. Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 10 Lb.

Amplitud Señal EMG 13 lb

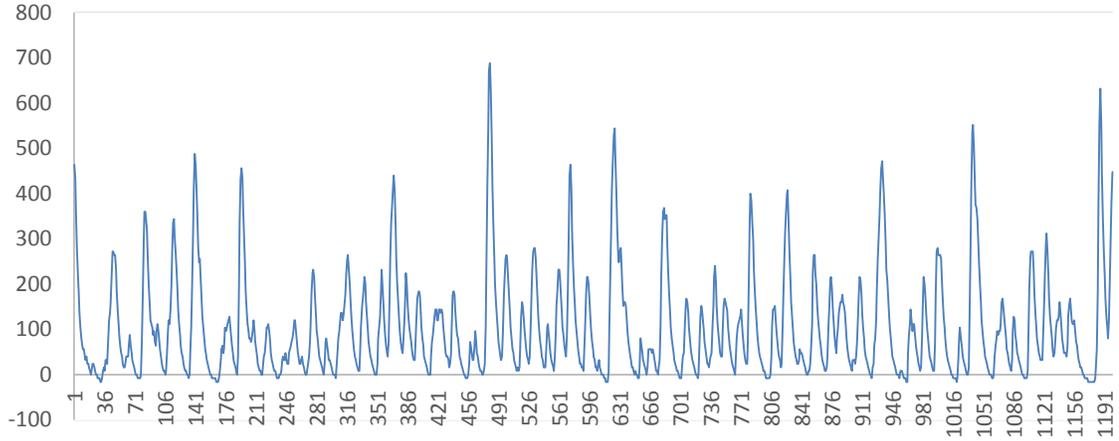


Fig.16. Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 13 Lb.

Amplitud Señal EMG 16 lb

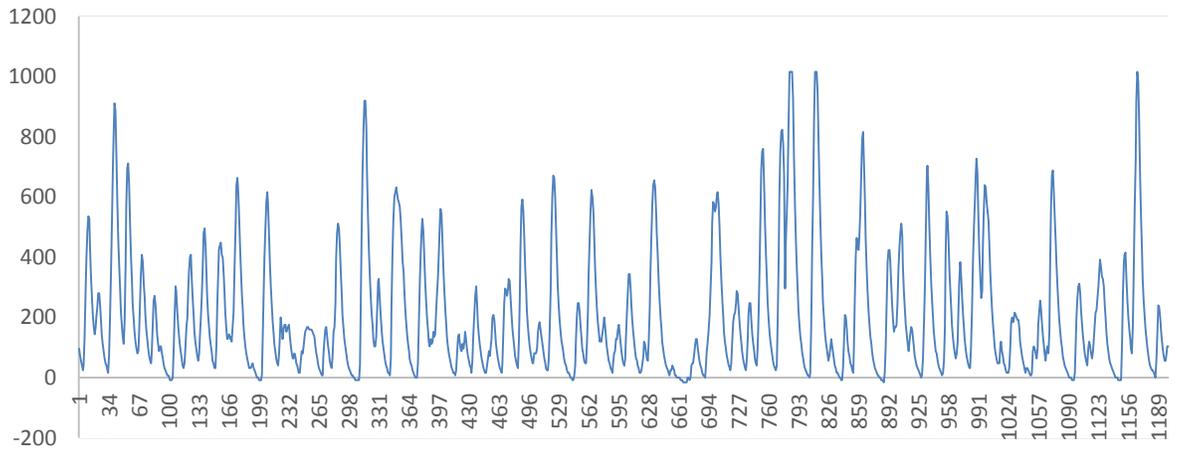


Fig.17. Respuesta en el tiempo de la amplitud de la señal EMG, sosteniendo un peso de 16 Lb.

Peso (Lb)	Amp Max	Amp prom	Amp Pk-Pk	Amp min
3	236	18,57167	250	-14
5	184	27,48333	200	-16
6	176	27,92	196	-20
8	264	40,22667	280	-16
10	396	70,22	412	-16
13	688	104,2733	704	-16
16	1016	205,1667	1.03	-16

Tabla 4. Valores de tensión máximo, promedio y pico-pico de cada prueba realizada variando el peso sostenido por la mano.

Con el fin de establecer valores de referencia, se toman como valores para establecer las comparaciones, los promedios y máximos de cada caso. Como se evidencio en las Figs., la intensidad de la señal EMG tuvo oscilaciones más pronunciadas y valores cada vez más altos durante las contracciones a medida que el peso sostenido por la mano aumentaba, esto se encuentra consignado en la Tabla 5.

mp(Lb)	Fb(N)	Amp_Max (mV)	Amp_Prom (mV)
3	204,3323	236	18,5717
5	290,7546	184	27,4833
6	333,9657	176	27,9200
8	420,3879	264	40,2267
10	506,8101	396	70,2200
11	550,0213	368	63,2867
13	636,4435	688	104,2733
16	766,0768	1016	205,1667

Tabla.5. Confrontación de fuerza ejecutada por el bíceps, en cada variación de peso, en relación a la amplitud promedio y máxima de la señal EMG adquirida.

Amplitud Máxima vs Fuerza Bíceps

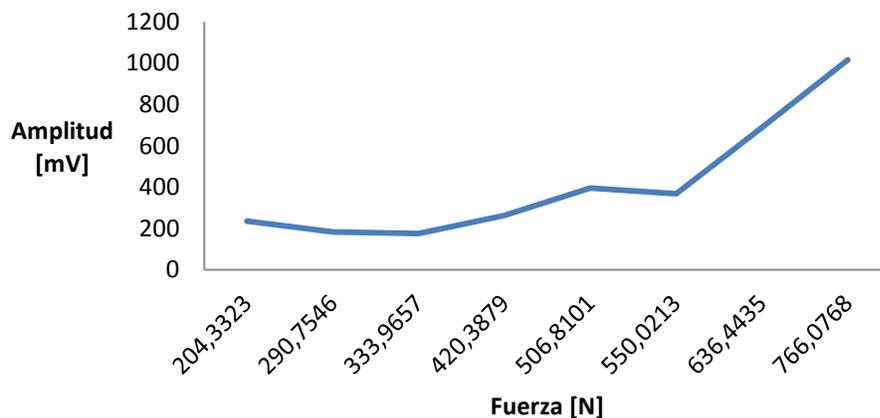


Fig.18. Curva que denota el comportamiento entre la amplitud máxima de la muestra tomada, versus la fuerza impresa por el bíceps durante la prueba en equilibrio estático.

Amplitud Promedio vs Fuerza Bíceps

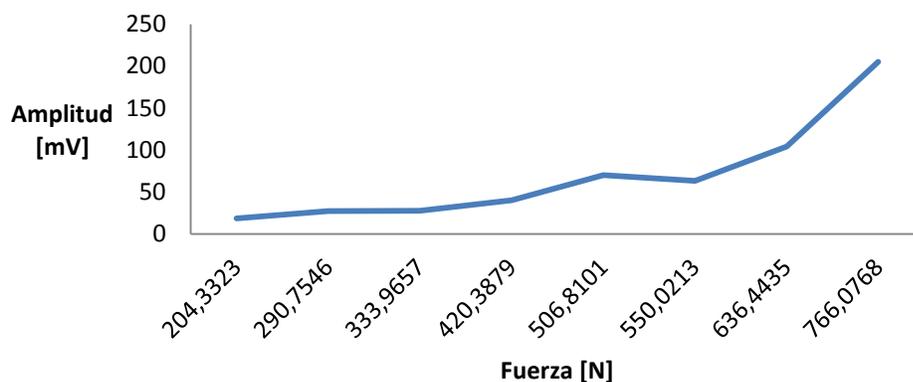


Fig.19. Curva que denota el comportamiento entre la amplitud promedio de la muestra tomada, versus la fuerza impresa por el musculo del bíceps durante la prueba en equilibrio estático.

A partir de las imágenes inmediatamente enseñadas, se evidencia que el comportamiento entre la amplitud promedio y máxima con la fuerza que ejerce el musculo bíceps durante el movimiento, tienen la misma tendencia.

Debido a que el comportamiento de la relación entre la amplitud de la Señal EMG vs Fuerza, no es precisamente exponencial, tampoco es lineal pura, pero se puede tratar como una señal lineal a trozos. Por esto último, no es posible realizar un modelo de regresión lineal general para optimizar el modelo, sino, con base en la máxima contracción voluntaria realizada por el voluntario, se establecieron los siguientes criterios para realizar dos regresiones lineales, una que denote el comportamiento de todas las contracciones menores al 40 % de la máxima contracción voluntaria, y la otra que enseñe el comportamiento de todas las contracciones entre el 60 y el 100 por ciento de la contracción máxima voluntaria.¹ En este caso, la MVC (Máxima contracción voluntaria) es de 766,0768 N. La información se encuentra consignada en la Fig. 20.

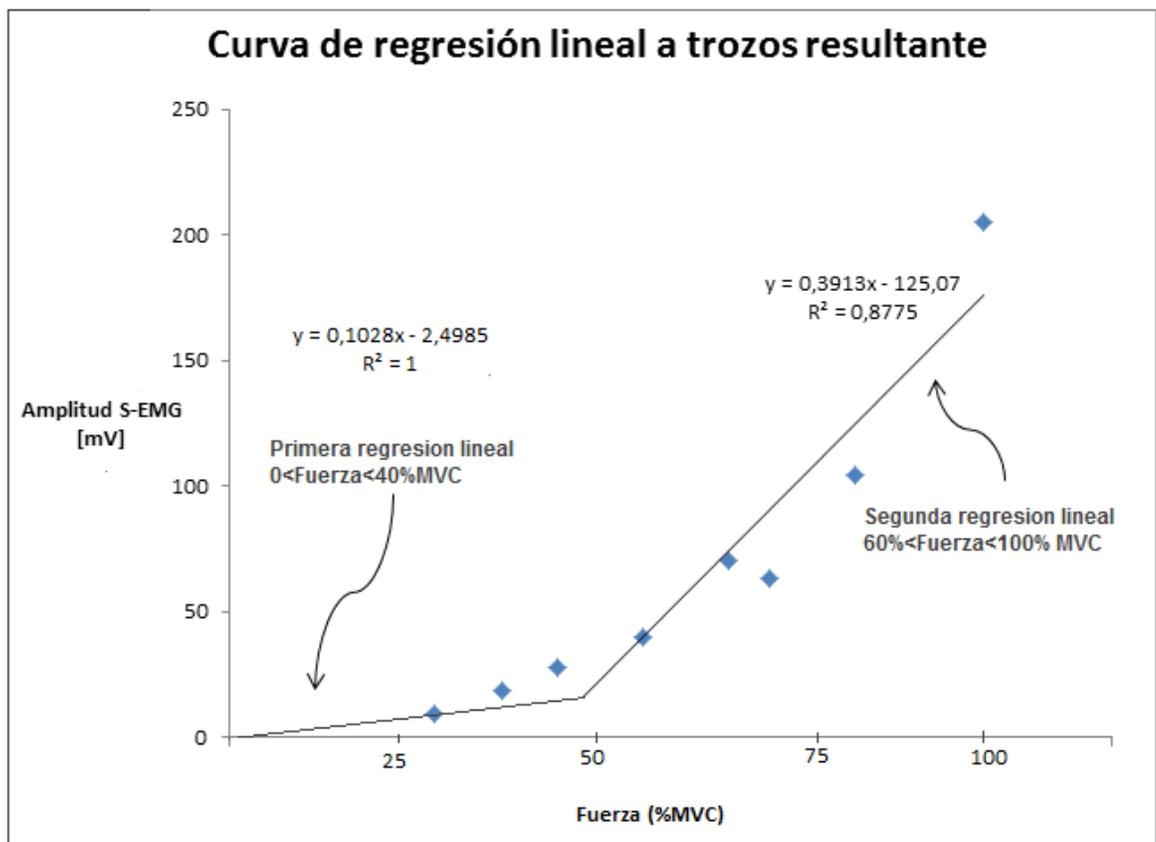


Fig.20. Curva de regresión lineal a trozos resultante de la curva descrita por la relación entre la amplitud de la S-EMG y la fuerza ejercida por el musculo bíceps.

R ²	0,846915443
Error típico %	25,21367001

Tabla. 6. Estadísticas de regresión para 0<Fuerza<40%MVC

R ²	1
Error típico %	0

Tabla. 7. Estadísticas de regresión para 60%<Fuerza<100%MVC

De acuerdo a la Fig.20 se hace evidente que para valores menores al 40% de la máxima contracción voluntaria, el prototipo es capaz de replicar los resultados, hecho validado por el valor unitario del coeficiente de correlación, esto es, en caso tal de realizar otra prueba, ratifica la veracidad de los resultados por debajo de aproximadamente 310 N. Para valores mayores al 60% de la MVC, el prototipo diseñado no es capaz de replicar los resultados con la misma veracidad que para valores por debajo del 40% MVC, debido a una caída del 20% del coeficiente de correlación, mas sin embargo, sigue operando bajo los parámetros esperados con un error típico del 25,21%, de acuerdo a la tabla 6.

3.2 Pruebas de flexión y extensión del brazo con pesas

Haciendo uso de un electrogoniómetro, y del prototipo EMG diseñado, se realizó una prueba de flexión y extensión del brazo con pesas, con el fin de conocer el comportamiento del ángulo que comprende el musculo bíceps y el antebrazo tendiendo como origen la articulación del codo, en contraste con la amplitud de la señal EMG. Lo anterior, se encuentra consignado en las Fig.21, 22 y 23, y las pruebas fueron realizadas con tres sujetos.

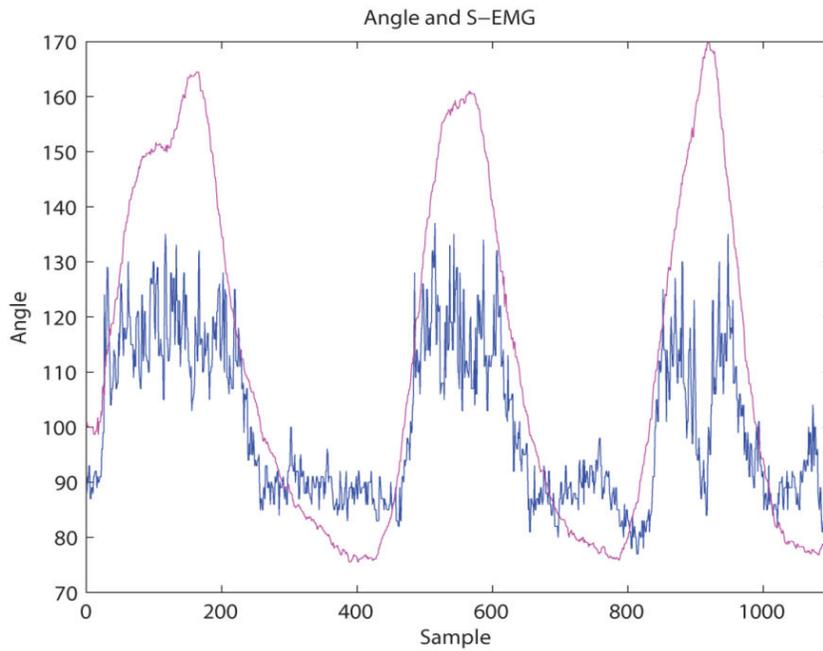


Fig. 21. Ejercicios de flexión y extensión del voluntario 1 sosteniendo una pesa de 8lb

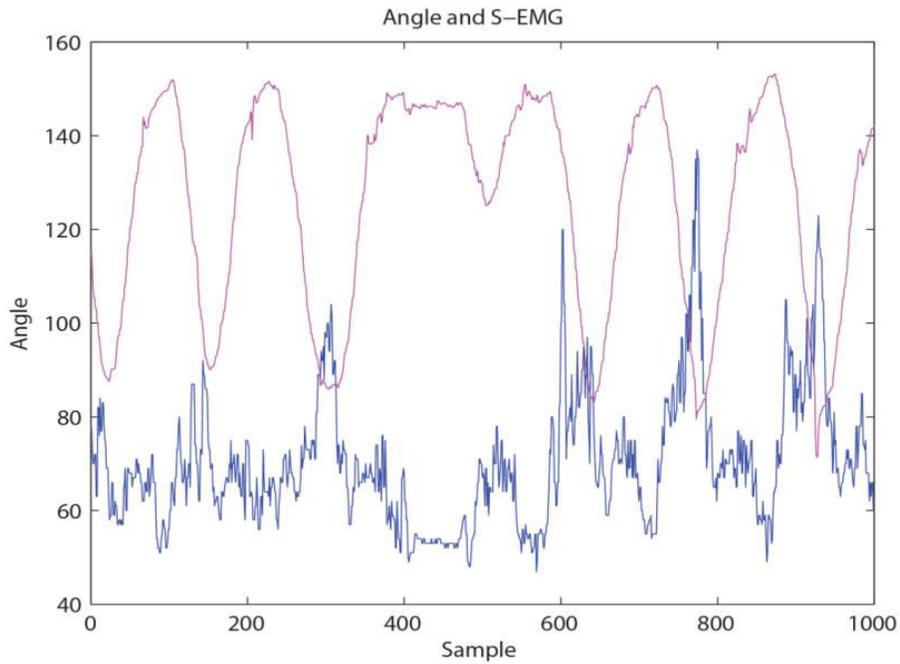


Fig. 22. Ejercicios de flexión y extensión del voluntario 2 sosteniendo una pesa de 5lb (primeras 400 muestras) y de 8lb (a partir de la muestra 400)

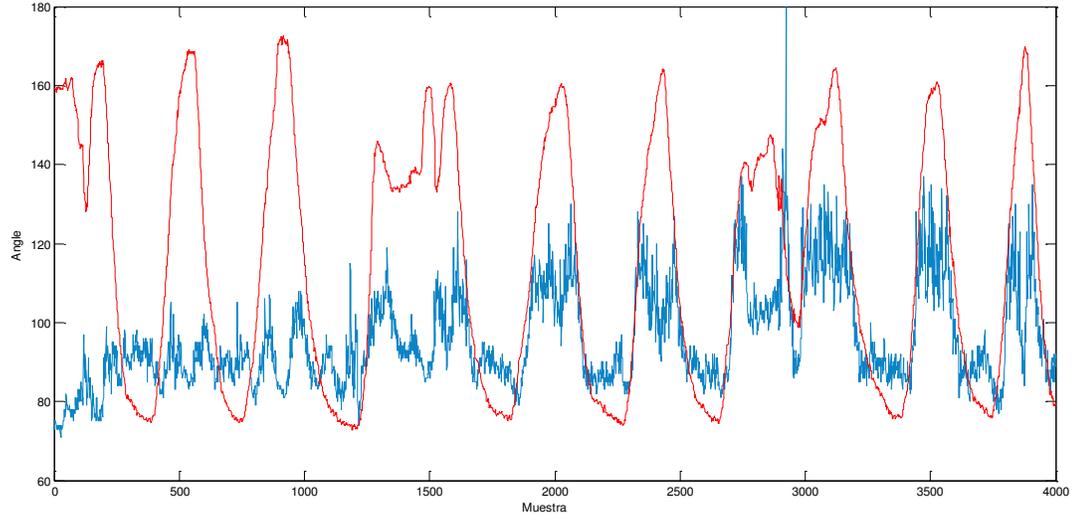


Fig.23. Ejercicios de flexión y extensión del voluntario 2 sosteniendo una pesa de 3lb (primeras 800 muestras), una de 5 Lb (a partir de la muestra 800 hasta la 2500), y una de 8 Lb (de la muestra 2550 en adelante).

A partir de la Fig. 21, donde se presenta el resultado del ejercicio de flexión y extensión realizado por el voluntario 1 sosteniendo una pesa de 8lb, de manera cualitativa, se puede observar que durante la primera repetición, aproximadamente entre las primeras 10 muestras la amplitud de la señal EMG adquiere su valor promedio a medida que el ángulo entre el musculo bíceps y el antebrazo aumenta por encima de 90° , hasta llegar a 130° . A pesar de que el voluntario 1, sigue bajando la pesa y el ángulo aumenta, las variaciones en amplitud no son considerables, lo que define el ángulo de 130° como el punto donde inicialmente la señal EMG adquiere su mayor amplitud, 135 mV, esto se puede validar observando las dos siguientes repeticiones. Ahora bien, durante el periodo comprendido entre 200 y 400 muestras, se observa que el voluntario 1, luego de extender totalmente el brazo, lo flexiona hasta aproximadamente 75° . Esto, produce una disminución en el tamaño del musculo bíceps braquial, lo que se traduce en una disminución en la fuerza impresa por el mismo para sujetar el peso sostenido por la mano, y finalmente en una caída en la amplitud de la señal EMG. Este ángulo es entonces, aquel a partir del cual se produce el mínimo valor de la amplitud de la señal adquirida, 80 mV.

Con base en la Fig.22, se puede apreciar el cambio de amplitud considerable, justo en las 600 muestras, debido a que el voluntario en esta ocasión, realizo pruebas de flexión y extensión variando el peso sostenido, ejecuto tres repeticiones con 5 Lb (Hasta Las primeras 400 muestras), y luego realizo tres repeticiones más con 8 Lb(A partir de la muestra 400).

Cabe anotar que para las primeras 400 muestras, se registra el valor mínimo de amplitud, 55 mV, en la extensión del movimiento alrededor de 150°, y el valor máximo, 105 mV, en aproximadamente 85°. Para las muestras mayores o iguales a 400, se registró el valor máximo, 140 mV, en valores cercanos a 80° y el valor mínimo, 55 mV, en amplitud con un ángulo de aproximadamente 150°.

Se realizó una tercera prueba de flexión y extensión, con un tercer voluntario, cuyos resultados están consignados en la Fig 23. En esta prueba, se decidió tomar una cantidad mayor de muestras, ya que se el sujeto realizo tres series, de tres repeticiones cada una, con pesos de 3, 5 y 8 Libras respectivamente. Hasta las primeras 800 muestras, debido a que el peso sostenido fue bajo, 3 Libras, la variación en la amplitud de la señal EMG respecto al ángulo durante las 3 repeticiones no fue tan pronunciada, teniendo un valor promedio de la señal EMG de aproximadamente 95 mV.

Entre las muestras 800 y 2500, el voluntario sostuvo un peso de 5 libras, en esta muestra de datos si se observa una tendencia más pronunciada, es decir, el cambio de amplitud respecto al ángulo medido; se registró un valor máximo de 130 mV, para un ángulo de aproximadamente 135° y un valor mínimo de 80 mV, a un ángulo de 80°. A partir de la muestra 2500 en adelante, se observa el comportamiento descrito por la señal EMG en el momento donde el voluntario sujeta ahora una pesa de 8 Libras, presentando un pico de amplitud de 135 mV, durante la extensión, (120° y 160 °) y un valor mínimo de 90 mV, durante la flexión del movimiento, alrededor de los 80°.

Capítulo 4.

Conclusiones y Recomendaciones

A partir de la Figs. 18 y 19 se evidencia que tanto el comportamiento de la amplitud promedio y máxima versus la fuerza ejecutada por el musculo bíceps, no mantienen una tendencia lineal pura, se ve sujeta a diversos cambios en la pendiente durante la variación de fuerza producto del cambio de peso sostenido en la mano. Con base en la Tabla 5, se hace evidente que el diferencial de fuerza en cada aumento del peso sostenido por la mano, entre más grande sea, mayor será el resultado en mV de la amplitud de la señal, caso que no se hace evidente en el cambio de pesa de 10 a 11 Lb, que produce un diferencial de fuerza de 50 Newton aproximadamente, y aunque el bíceps haya ejecutado un esfuerzo más grande para sostener el peso (550 N), no representó una pendiente tan pronunciada como el cambio de peso de 6 a 8 Libras, tanto en amplitud promedio, amplitud máxima y fuerza realizada por el bíceps. Este hecho, también puede ser explicado por el hecho de que aunque este aumentando 1 libra el peso sostenido por la mano, el musculo del bíceps este fatigado, y aunque en la práctica no se realizó una medida de la fuerza real ejecutada por el bíceps, se refleja en el comportamiento de la señal EMG el hecho de que en realidad, el esfuerzo realizado por el bíceps durante este cambio de peso, haya sido menor que el esperado. Además, anatómicamente, para valores de fuerza grandes, deben recrutarse mas fibras musculares de mayor longitud y fuerza que generan un mayor número de potenciales de acción que a su vez son más intensas. Se hace la anterior afirmación, para corroborar el hecho de que se realizó una regresión para aproximar el modelo a una escala lineal, tratando el comportamiento de la curva descrita por la amplitud de la señal EMG y la fuerza ejecutada por el musculo biceps, como una señal lineal a trozos, que finalmente está definida de esta manera ya que para valores bajos de fuerza hay una pendiente y para valores altos, existe otra pendiente mucho más pronunciada, la primera para valores entre el 0 y el 40% de la máxima contracción voluntaria, y la segunda para valores entre el 60 y el 100% de la máxima contracción voluntaria.

Con el fin de validar lo anterior, se hizo evidente luego de realizar la regresión, que para valores bajos de fuerza (menores al 40% MCV) existe una pendiente de 0,1028 y para valores de fuerza altos (mayores al 60% MCV) existe una pendiente de aproximadamente 0,4. Esto es, los valores de fuerza mayores al 60% de la MCV, producen una amplitud en mV de aproximadamente cuatro veces lo que un valor de fuerza inferior o igual al 40% puede reflejar en la amplitud de la señal EMG.

Luego de realizar los respectivos comentarios y análisis de las pruebas realizadas en movimiento, flexión y extensión, es claro que a partir de las Figs., 21, 22 y 23, la variación de las señales EMG descritas en cada imagen, es muy pronunciada, y que a simple vista es complejo predecir un patrón definido. Ahora bien, haciendo un zoom en la Fig. 14, durante las muestras 800 y 1000, se presentan los dos movimientos, extensión y flexión, el primero se presenta a partir de la muestra 800, donde la amplitud comienza a crecer hasta la 850 aproximadamente, donde se evidencia la tendencia del ángulo hacia 180° y el musculo tiende a buscar el reposo, y es aquí donde la amplitud de la señal cae bruscamente, luego, comienza el movimiento flexor a partir de la muestra 850, y este denota un aumento en la amplitud de la señal para continuar con su respectivo ciclo. Además, con el fin de establecer este patrón, se realizaron dos pruebas más, variando el peso sostenido y los resultados fueron consignados en las Figs 22 y 23. En la Fig 22, no se evidencia un patrón claro, ni una tendencia de la amplitud de la señal con respecto a la variación del ángulo, sin embargo si se alcanza a apreciar el cambio de amplitud cuando se sostiene un peso mayor en la mano. A partir de la Fig.16 se corrobora lo mencionado en la Fig. 14, durante la repetición que contienen las muestras 500 y 1000. Se establece finalmente, que luego de realizar varias pruebas, con el fin de calibrar el dispositivo y definir un patrón que relacione la magnitud de la señal EMG, en función del ángulo y de la fuerza, se concluye que la mayor actividad muscular puede darse tanto en la flexión, como en la extensión, y la menor actividad muscular se produce cuando el brazo está totalmente flexionado, o extendido.

Bibliografía

- [1] Crowe, A. (1970). A mechanical model of muscle and its application to the intrafusal fibres of the mammalian muscle spindle. *Journal of biomechanics*, 3(6), 583-592.
- [2] Gottlieb, G. L., & Agarwal, G. C. (1971). Dynamic relationship between isometric muscle tension and the electromyogram in man. *Journal of applied physiology*, 30(3), 345-351.
- [3] Glantz, S. A. (1974). A constitutive equation for the passive properties of muscle. *Journal of biomechanics*, 7(2), 137-145.
- [4] Winter, D. A. (1976). "Biomechanical Model Related EMG to Changing Isometric Tension" in *Dig. 11th Int. Conf Med. Biol. Emg.*, pp. 362-363.
- [5] Valdmanová, L., & Čechová, H. (2011). Use of electromyography measurement in human body modeling.
- [6] Freivalds, A. (2011). *Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling and musculoskeletal injuries*. CRC Press. pp: 9.
- [7] Rash, G. S., & Quesada, P. M. (2003). Electromyography fundamentals. Retrieved February, 4.
- [8] Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, INC, Waterloo, 2005.
- [9] Jonsson, B. (1977). Kinesiology: with special reference to electromyographic kinesiology. *Electroencephalography and clinical neurophysiology. Supplement*, (34), 417-428.

[10] Mercado-Medina, E.L.; Chavarro-Hernandez, Z.D.; Dominguez-Jimenez, J.A.; Contreras-Ortiz, S.H., "Design of an electronic system for monitoring muscle activity in weight-lifting," *Engineering Mechatronics and Automation (CIIMA), 2014 III International Congress of*, vol., no., pp.1,4, 22-24 Oct. 2014 doi: 10.1109/CIIMA.2014.6983460.

[11] Freivalds, A. (2011). *Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling and musculoskeletal injuries*. CRC Press. pp: 9-11.

[12] Wolfram, S. (2009) Valor de la gravedad en Cartagena. Tomado de: <http://www.wolframalpha.com/input/?i=gravity+cartagena>