

Diseño y Construcción de un Electromiógrafo con Transmisión
Inalámbrica Para Ser Usado Durante la Ejecución de
Ejercicios de Levantamiento de Pesas

Zulay Damaris Chavarro Hernández

Director: Sonia Helena Contreras Ortiz

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

Julio de 2015

Diseño y Construcción de un Electromiógrafo con Transmisión
Inalámbrica Para Ser Usado Durante la Ejecución de
Ejercicios de Levantamiento de Pesas

Zulay Damaris Chavarro Hernández

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 BOLÍVAR
FACULTAD DE INGENIERÍAS

Título: Diseño y Construcción de un Electromiógrafo con Transmisión Inalámbrica Para Ser Usado Durante la Ejecución de Ejercicios de Levantamiento de Pesas

Autor: Zulay Damaris Chavarro Hernández

Jurado

Jurado

Director: Sonia Helena Contreras Ortiz

Cartagena, Julio de 2015

Resumen

El desarrollo de tecnologías vestibles para el monitoreo del gesto técnico en el deporte se ha consolidado como un campo de estudio muy importante a nivel mundial. La mayoría de los dispositivos emplean sensores para convertir determinado parámetro biológico en una señal eléctrica, la cual es ajustada de tal manera que pueda ser visualizada por el ser humano. Particularmente, en el levantamiento de pesas se han desarrollado sistemas conformados por plataformas de fuerza, cámaras de video y un software para estimar parámetros como la trayectoria de la barra, velocidad y potencia. En la ejecución del gesto técnico en el levantamiento de pesas influye el nivel de fuerza ejercida por determinados músculos. La contracción muscular genera un intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares, lo cual produce señales eléctricas o señales EMG. Es por esto que la electromiografía proporciona una herramienta útil para el monitoreo la ejecución del gesto técnico en el levantamiento de pesas, con lo cual se evitan posibles lesiones o un bajo rendimiento del deportista. En este proyecto se pretende describir el diseño y construcción de un electromiógrafo para adquirir y transmitir en forma inalámbrica la señal de activación muscular del deportista en levantamiento de pesas. El diseño del electromiógrafo se desarrolló con base en un diseño realizado con anterioridad, en el que se realizaron cambios en la ganancia y respuesta en frecuencia. Como resultado de este proyecto, se obtiene un prototipo de electromiografía capaz de responder satisfactoriamente ante frecuencias producidas por el movimiento, interferencia de otras señales del cuerpo, entre otras.

Índice general

1. Introducción	8
2. Materiales y Métodos	11
2.1. Diseño del circuito amplificador de EMG	12
2.2. Comunicación Inalámbrica	15
3. Resultados y Discusión	21
4. Conclusiones y Recomendaciones	25
5. Anexos	26
5.1. Anexo 1:Código de Programación del Microcontrolador ARDUINO UNO	26
5.2. Anexo 2:Código del Programa para la Adquisición de la Señal EMG .	26

Lista de Figuras

2.1. Circuito esquemático del electromiógrafo.	11
2.2. Circuito esquemático del PCB.	14
2.3. Representación en 3D del PCB.	14
2.4. Vistas anterior y posterior de la tarjeta.	14
2.5. Tarjeta electrónica con los cambios realizados.	15
2.6. Modulo Xbee Series 2.	16
2.7. Adaptador USB Spark Fun Xbee Explorer.	16
2.8. Configuración del modulo Xbee con el software X-CTU.	19
2.9. Configuración del modulo coordinador con el software X-CTU.	19
2.10. Conexión entre el microcontrolador ARDUINO y el modulo Xbee.	20
3.1. Señal EMG obtenida al sostener una pesa en equilibrio.	22
3.2. Amplitud promedio y máxima de la señal EMG vs Masa de la pesa.	23
3.3. Interfaz de Processing visualizando el ángulo y la señal EMG en tiempo real.	24

Lista de Tablas

2.1. Parámetros del modulo Xbee Series 2 Regular	17
2.2. Pines de conexión entre el modulo Xbee y el microcontrolador ARDUINO	18
3.1. Fuerza ejercida calculada para cada pesa y la amplitud máxima y promedio de la señal EMG obtenida	21

Capítulo 1.

Introducción

Un campo de gran avance en la actualidad es el desarrollo de ayudas tecnológicas vestibles para apoyar el entrenamiento de atletas de alto rendimiento. Hoy en día se dispone de dispositivos comerciales que miden parámetros como frecuencia cardíaca y velocidad, cuantifican los movimientos y estiman el nivel de fatiga muscular [7] (<http://www.mthrow.com/>, <https://www.bsxinsight.com/>). Estos dispositivos emplean sensores para adquirir las señales del deportista al realizar los movimientos y un dispositivo para transmitir esta información a un computador para procesarla y analizarla. En Colombia, el uso de ayudas tecnológicas en el deporte, y específicamente en el levantamiento de pesas, no está muy difundido. Durante la realización de ejercicios de levantamiento de pesas, la incorrecta ejecución de los movimientos puede provocar bajo rendimiento y lesiones en los deportistas.

En levantamiento de pesas es común el uso de cámaras de video para registrar el gesto técnico, apoyadas de un software para estimar parámetros como trayectoria de la barra, velocidad, aceleración y potencia. Algunos estudios en levantamiento de pesas se mencionan a continuación. En 1999 Campillo et. al. [1] analizaron los puntos críticos de las curvas de las fuerzas verticales a lo largo del tirón de arrancada en

deportistas de nivel internacional. El proyecto empleó una plataforma de fuerzas y una cámara digital de 50 Hz para realizar análisis en 2D. En el 2010, Campos et. al. [2] analizaron el patrón de ejecución de una levantadora española de élite durante ciclos de repeticiones de alta intensidad empleando la técnica de fotogrametría 3D con dos cámaras de video sincronizadas (50 Hz). Finalmente, Harbili [3], en el 2012, realizó un estudio para comparar las diferencias cinemáticas y cinéticas del rendimiento en ejercicios de arranque en deportistas masculinos y femeninos. Para ello se emplearon dos cámaras digitales de 50 Hz y, con la ayuda de marcadores ubicados en cuerpo de los deportistas y en la barra, se determinaron la cinemática lineal 3D de la barra y la cinemática angular de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. En la revisión bibliográfica realizada sólo se encontró un artículo que describe el uso de sensores para caracterizar los movimientos en halterofilia [6]. Este trabajo muestra resultados preliminares de una investigación en la cual se busca combinar la información adquirida por medio de cámaras de video y unidades inerciales para obtener información cuantitativa de la ejecución realizada por los deportistas.

Por medio del presente proyecto se pretende describir el diseño y construcción de un electromiógrafo para adquirir y transmitir en forma inalámbrica la señal de activación muscular del deportista en levantamiento de pesas. Las señales electromiográficas (EMG) son señales eléctricas producidas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. Los valores de amplitud de dicha señal varían en el rango de 0.1-5 mV aproximada-

mente [8]. En cuanto al espectro de frecuencia de la señal EMG, se considera que va desde aproximadamente 0 Hz hasta 400-450 Hz [4]. Debido a su baja amplitud es necesario emplear filtros y amplificadores para amplificar las señales y reducir ruido e interferencia. El electromiógrafo descrito en este informe se desarrolló con base en un diseño anterior [5]. Se realizaron cambios en la ganancia y respuesta en frecuencia con el fin de obtener una señal de salida más limpia y amplificada. También se describe la implementación de la transmisión inalámbrica de las señales obtenidas con el electromiógrafo, a través de módulos X-Bee. Por último, se presentan los resultados preliminares obtenidos con los cambios implementados y las conclusiones obtenidas en este proceso.

Capítulo 2. Materiales y Métodos

Se realizó el diseño de un electromiógrafo con transmisión inalámbrica que consta de un amplificador de biopotenciales para adquirir las señales EMG y un módulo de comunicación inalámbrica. El circuito del amplificador puede verse, *Ver Figura 2.1*. Este diseño se basó en un trabajo previo [5] al que se le realizaron algunos ajustes para obtener una señal más limpia y amplificada. A continuación se van a explicar las etapas del sistema.

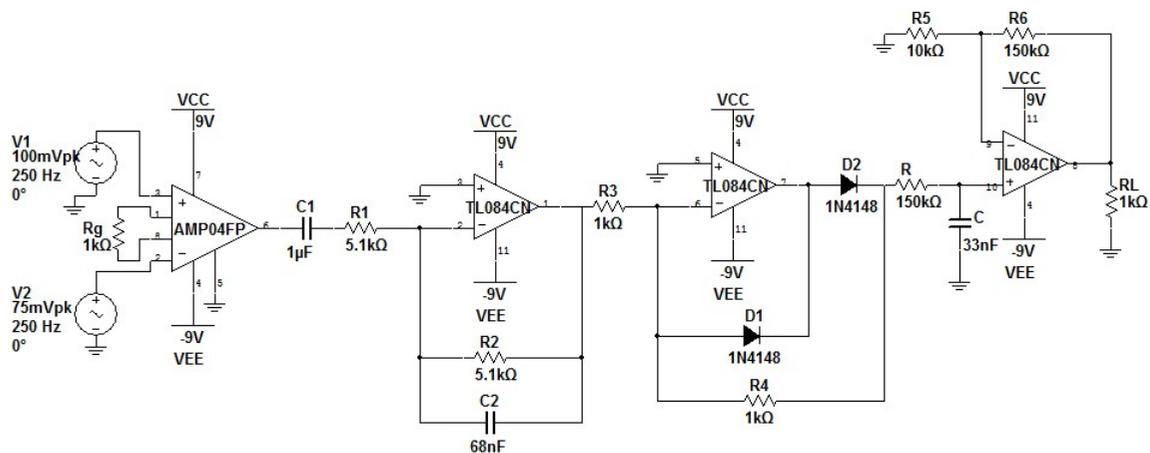


Figura 2.1: Circuito esquemático del electromiógrafo.

2.1. Diseño del circuito amplificador de EMG

Primeramente, el diseño del electromiógrafo se realizó en 3 etapas: Amplificador de instrumentación, filtro pasabanda, rectificador de precisión y filtro pasabajas.

Con el amplificador de instrumentación se pretende elevar el nivel de tensión de la señal EMG obtenida con unos electrodos superficiales Kendall, sabiendo que éste se caracteriza por variar en el orden de los milivoltios. En esta etapa, se utilizó el amplificador de instrumentación AMP04FPZ, el cual tiene bajo consumo de potencia y un amplio rango de tensión de entrada. Esta etapa se diseñó para una ganancia igual a 100.

En la etapa de filtrado pasabanda se utilizó el amplificador TL084 con una banda de frecuencia que va desde 31,2 hasta 458,92 Hz, con el fin de eliminar el ruido de baja y alta frecuencia. En la etapa de rectificación se utilizó el amplificador TL084 conectado como un amplificador inversor, pero con dos diodos 1N4148 adicionales que lo convierten en un rectificador de media onda con ganancia unitaria.

Con la etapa de filtrado pasabaja se pretende reducir el ruido de alta frecuencia, para así poder suavizar la señal y obtener la envolvente de la misma. Aquí nuevamente se utilizó el amplificador TL084 mediante una configuración no inversora, cuyo diseño de frecuencia de corte y ganancia serán presentados a continuación:

Se seleccionó una frecuencia de corte de $2Hz$, dando como resultado lo siguiente:

Partiendo de la ecuación $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$, se seleccionó una C igual a $1\mu F$ y se calculó la

R de la siguiente manera:

$$R = \frac{1}{2\pi F_c} = \frac{1}{2\pi(2Hz)(1\mu F)} = 79,58k\Omega$$

Se seleccionó el valor comercial de $75k\Omega$, dando como resultado una frecuencia de corte de :

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(75k\Omega)(1\mu F)} = 2,12Hz$$

Por otra parte, se seleccionó un valor de ganancia de 150 y se obtuvieron los siguientes valores de resistencia:

Para R_2 igual a $150k\Omega$, R_1 es igual a: Partiendo de la ecuación $Av = \frac{R_2+R_1}{R_1}$, se conservó el valor de R_2 del diseño del informe 1, el cual es de $150k\Omega$ y se calculó el valor de R_1 , dando como resultado:

$$R_1 = \frac{R_2}{Av - 1} = \frac{150k\Omega}{150 - 1} = 1,01k\Omega$$

Se seleccionó el valor comercial de $1k\Omega$, dando como resultado una ganancia de:

$$Av = \frac{R_2 + R_1}{R_1} = \frac{150k\Omega + 1k\Omega}{1k\Omega} = 151$$

Se realizó el diseño del PCB y la tarjeta se construyó con un proceso profesional. A continuación se muestra el esquemático del PCB, la representación en 3D del prototipo y las vistas anterior y posterior de la tarjeta:

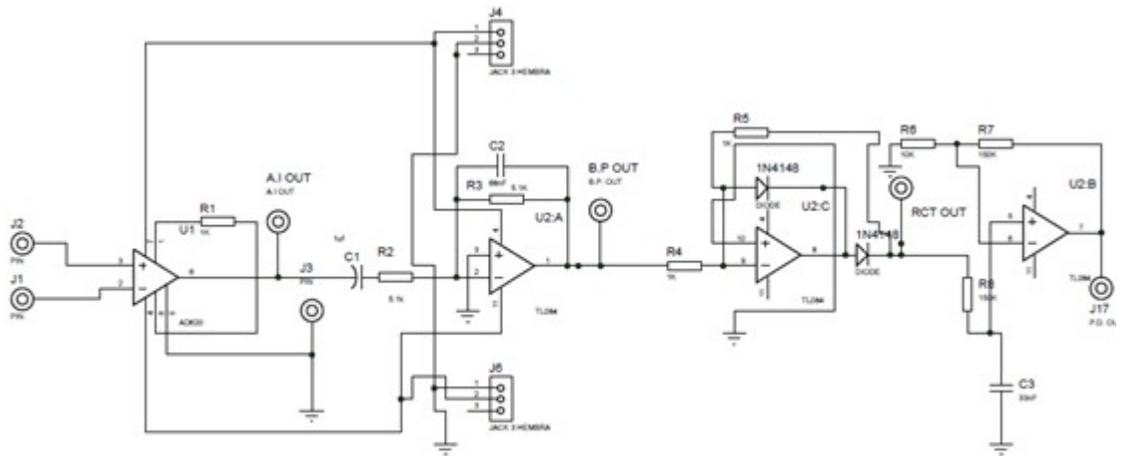


Figura 2.2: Circuito esquemático del PCB.

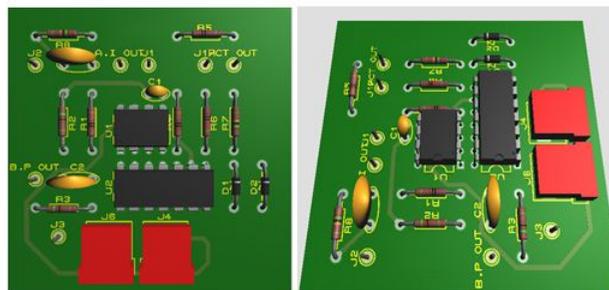


Figura 2.3: Representación en 3D del PCB.

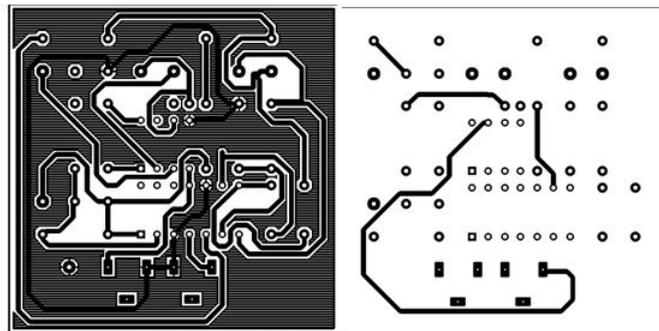


Figura 2.4: Vistas anterior y posterior de la tarjeta.

A continuación se muestra el PCB real del circuito con los cambios realizados al filtro pasabajas:



Figura 2.5: Tarjeta electrónica con los cambios realizados.

Con este prototipo se hicieron pruebas, colocando los electrodos superficiales Kendall (Ref. 31050522, Covidien, Mansfield, MA) en el músculo bíceps con separación aproximada de 5 cms, y el electrodo de referencia se ubicó sobre el codo. Por medio de un osciloscopio (TDS2002C, Tektronix, Beaverton, OR) se logró observar la señal EMG al momento de sostener con la mano una masa variable, formando un ángulo de 90° entre el brazo y el antebrazo. Los resultados obtenidos se muestran en la siguiente sección.

2.2. Comunicación Inalámbrica

Para la transmisión inalámbrica se utilizaron dos módulos Xbee (Series 2, Digi International), basados en el protocolo Zigbee, el cual posee bajo consumo de potencia, opciones de antena adicional y un microprocesador programable opcional. Está dis-

ponible en dos versiones: regular y PRO, siendo esta última de mayor alcance, con mayor potencia y más costosa, pero ambas se configuran de la misma manera. En el proyecto se utilizó la versión Regular, Ver Figura 2.6.



Figura 2.6: Modulo Xbee Series 2.

Tomado de: electronicasero.com/prestashop/es/home/2481-m%C3%B3dulo-xbee-serie2.html

Los módulos Xbee utilizados poseen una antena tipo chip, la cual se encuentra localizada sobre el mismo cuerpo de los módulos, haciendo que estos sean más pequeños y robustos. Para conectar el módulo receptor al computador, se utilizó un adaptador USB Spark Fun Xbee Explorer, mostrado a continuación:

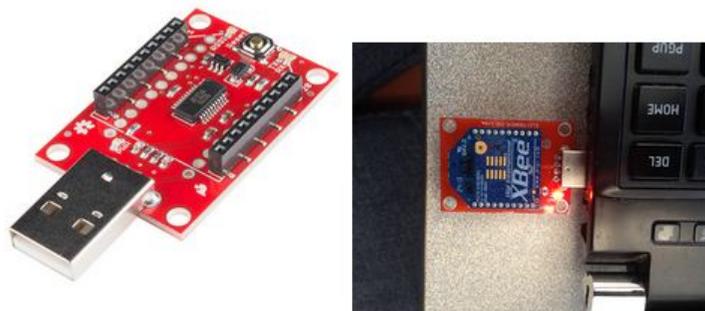


Figura 2.7: Adaptador USB Spark Fun Xbee Explorer.

A continuación se muestran algunos parámetros del módulo Xbee Series 2 Regular:

Tabla 2.1: Parámetros del modulo Xbee Series 2 Regular

<i>Parameter</i>	<i>Value</i>
Typical (indoor/urban) range	40 meters
Best (line of sight) range	120 meters
Transmit/Receive current	40/40 mA
Firmware (typical)	ZB ZigBee mesh
Digital input/output pins	11
Analog input pins	4
Analog (PWM) output pins	None
Low power, low bandwidth, low cost, addressable, standardized, small, popular	yes
Interoperable mesh routing, ad hoc network creation, selfhealing networks	yes
Point-to-point, star topologies	yes
Mesh, cluster tree topologies	yes
Single firmware for all modes	no
Requires coordinator node	yes
Point-to-point configuration	More involved
Standards-based networking	yes
Standards-based applications	Ember
Firmware available	ZB (ZigBee 2007), ZNet 2.5 (obsolete)
Up-to-date and actively supported	yes

Tomado de: Faludi, Robert. Building Wireless Sensor Networks. Página 3. 2010. Primera Edición

Con los dos módulos Xbee conectados entre sí, se forma una red inalámbrica Zigbee. Esta última deberá tener un único dispositivo coordinador, el cual será el módulo receptor. Por otra parte, el módulo transmisor será configurado como un dispositivo final. El Coordinador será el responsable de administrar las funciones que definen la red y el dispositivo final, en este caso, se encargará de enviar información.

La topología de red utilizada fue la Pair, la cual es la topología más simple, formada únicamente por dos módulos, en este caso, el coordinador (Receptor) y el

dispositivo final (Transmisor). Para configurar los módulos Xbee se utilizó el software X-CTU. Para esto se conecta el módulo al adaptador USB y luego se conecta el adaptador a uno de los puertos USB del PC, se abre el programa X-CTU, Ver *Figura 2.8*. Se selecciona el puerto apropiado y se da clic a la pestaña Modem Configuration para acceder a la configuración básica. Presionando clic en el botón Read, se accede a la configuración del módulo, Ver *Figura 2.9*.

En la red inalámbrica ZigBee también se utilizó el microcontrolador ARDUINO UNO, el cual trabajará junto al módulo transmisor formando un sistema de sensores inalámbricos. El uso de este microcontrolador externo trae muchas ventajas para la red inalámbrica, puesto que a diferencia de los módulos Xbee, el ARDUINO puede ser programado para realizar el procesamiento de la información lógica, también adiciona entradas y salidas digitales al módulo, entre otras (Ver 5.1).

Para conectar el ARDUINO con el módulo Xbee se deben unir entre sí los siguientes 4 pines:

Tabla 2.2: Pines de conexión entre el modulo Xbee y el microcontrolador ARDUINO

Xbee	ARDUINO
VCC or 3.3 V	3V3
TX or D_{out}	RX or 0
RX or D_{IN}	TX or 1
GND	GND

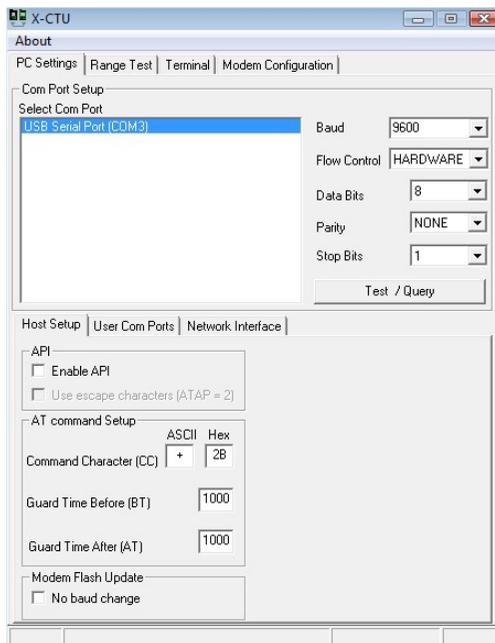


Figura 2.8: Configuración del modulo Xbee con el software X-CTU.

Tomado de: Faludi, Robert. Building Wireless Sensor Networks. Página 18.2010.Primer Edición

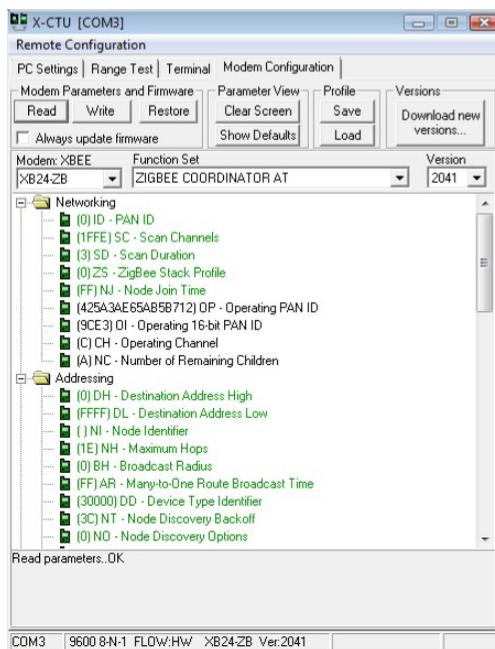


Figura 2.9: Configuración del modulo coordinador con el software X-CTU.

Tomado de: Faludi, Robert. Building Wireless Sensor Networks. Página 19.2010.Primer Edición

Los cuales son los pines de alimentación, transmisión, recepción y tierra. La conexión queda de la siguiente manera:

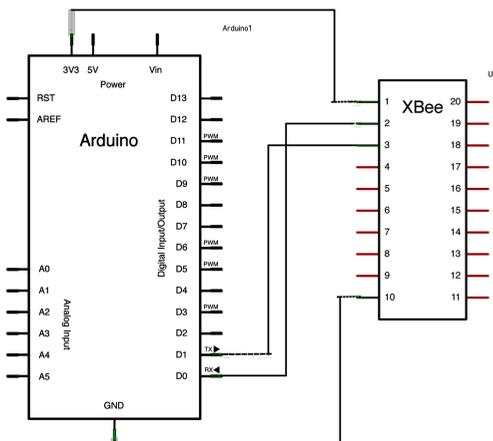


Figura 2.10: Conexión entre el microcontrolador ARDUINO y el modulo Xbee.

Capítulo 3.

Resultados y Discusión

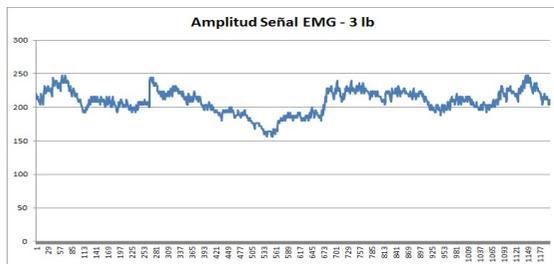
A continuación se muestran los resultados de la señal EMG obtenida del músculo bíceps, cuando este ejerce una fuerza para sostener una pesa en equilibrio, formando un ángulo de 90° entre el brazo y el antebrazo. La masa de la pesa se varió entre 3 y 16 Libras, tomando ocho valores diferentes, *Ver Figura 3.1.*

De estas gráficas se puede decir que el cambio de la frecuencia de corte del filtro pasabajas dio un resultado positivo, puesto que al reducir el ruido de alta frecuencia, la señal obtenida se asemeja más a la envolvente de la señal EMG. Los valores de amplitud máxima y amplitud promedio obtenidos se muestran en la siguiente tabla:

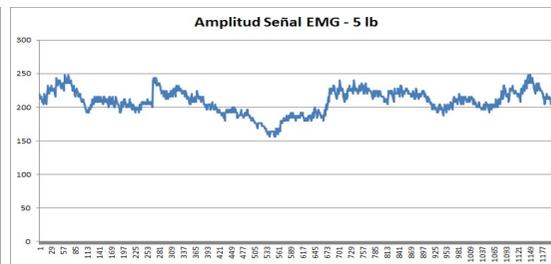
Tabla 3.1: Masa de la pesa y la amplitud máxima y promedio de la señal EMG obtenida

mp(Lb)₁	Amp.Máx(mV)₂	Amp.Prom(mV)₃
3	208,6567	248
5	208,6567	248
6	277.7733	380
8	205,9067	248
10	213,6267	260
11	191,2867	228
13	208,0567	276
16	249,2733	316

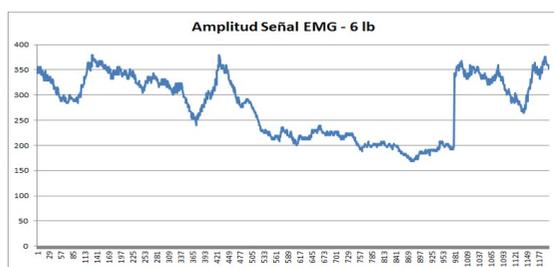
1. Masa de la pesa, 2. Amplitud máxima, 3. Amplitud promedio



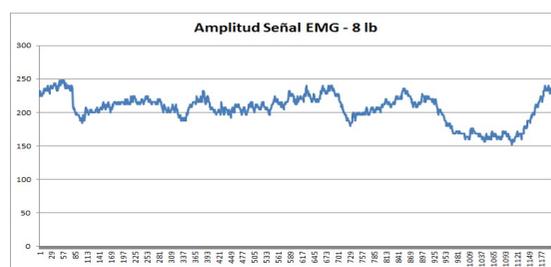
(a) Señal EMG sosteniendo una pesa de 3Lb



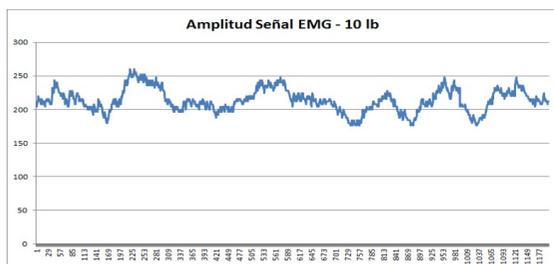
(b) Señal EMG sosteniendo una pesa de 5Lb



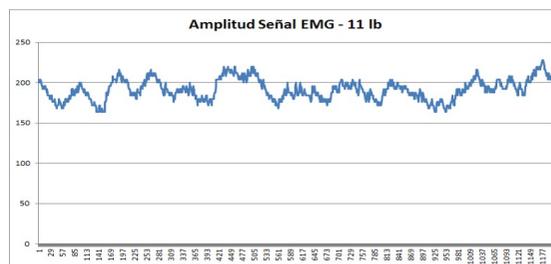
(c) Señal EMG sosteniendo una pesa de 6Lb



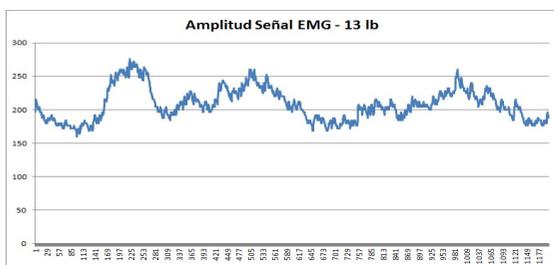
(d) Señal EMG sosteniendo una pesa de 8Lb



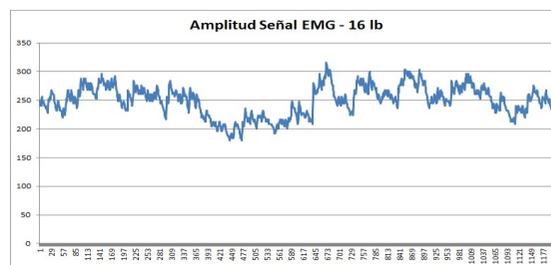
(e) Señal EMG sosteniendo una pesa de 10Lb



(f) Señal EMG sosteniendo una pesa de 11Lb



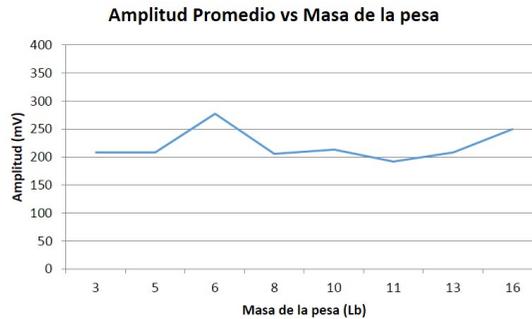
(g) Señal EMG sosteniendo una pesa de 13Lb



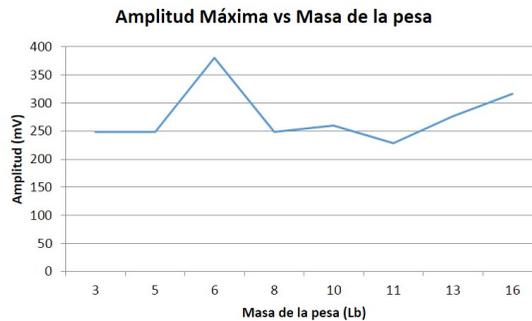
(h) Señal EMG sosteniendo una pesa de 16Lb

Figura 3.1: Señal EMG obtenida al sostener una pesa en equilibrio.

Con el fin de encontrar una relación entre la masa de la pesa y la señal EMG obtenida, se graficaron las curvas de amplitud máxima y amplitud promedio en función de la masa de la pesa, obteniendo lo siguiente:



(a) Amplitud promedio vs Masa de la pesa.



(b) Amplitud máxima vs Masa de la pesa.

Figura 3.2: Amplitud promedio y máxima de la señal EMG vs Masa de la pesa.

De las gráficas anteriores se puede decir que al aumentar la masa de la pesa, no se observa un aumento notable de la intensidad de la señal EMG, es decir se mantiene casi estable. Lo anterior es debido al cambio de la frecuencia del corte del filtro pasabajos, el cual se disminuyó de 35 a 2 Hz, eliminando así componentes de alta frecuencia y de esta forma restando amplitud a la señal. Por tal motivo, también se aumentó la ganancia de dicho filtro de 15 a 150, sin embargo no se realizaron las

mismas pruebas después de haber efectuado el cambio.

También se hicieron pruebas con el sistema completo (Electromiógrafo, electrogoniómetro, módulos Xbee, Arduino). Los datos se transmitieron inalámbricamente a través de los módulos Xbee y se visualizaron en tiempo real con una interfaz realizada con el software Processing 2.2.1 (Ver 5.2), obteniendo lo siguiente:

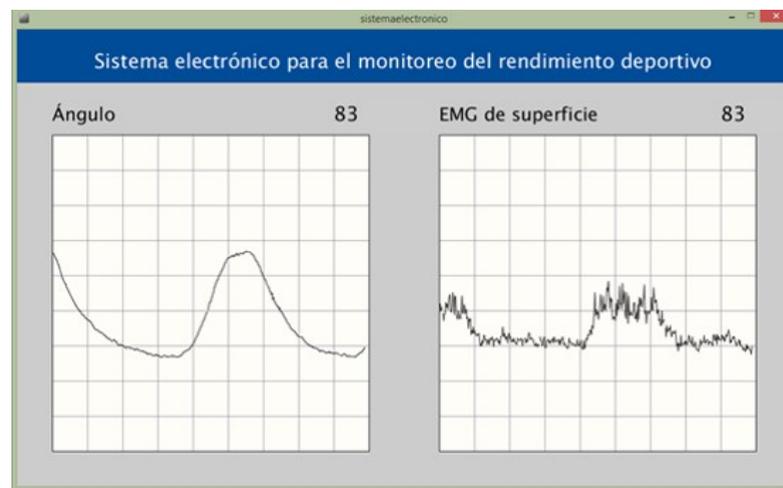


Figura 3.3: Interfaz de Processing visualizando el ángulo y la señal EMG en tiempo real.

En la interfaz se observa al lado izquierdo la gráfica del ángulo formado entre el brazo y el antebrazo, captado por el electrogoniómetro y al lado derecho la señal EMG al momento de contraer el bíceps, sensada por el electromiógrafo.

Capítulo 4.

Conclusiones y Recomendaciones

Los cambios en el filtro pasa bajas del electromiógrafo fueron útiles puesto que permitieron obtener una señal más parecida a la envolvente de la señal EMG, el cual es uno de los objetivos del proyecto. Sin embargo, no se encontró una relación exacta entre la fuerza ejercida por el músculo bíceps y la señal EMG.

Por otra parte se logró validar el funcionamiento del sistema completo y de cada una de sus etapas (adquisición, transmisión y procesamiento). Sin embargo hacen falta más pruebas con el sistema completo para encontrar una relación entre el ángulo formado entre el brazo y el antebrazo y la señal EMG obtenida del músculo bíceps. Además, haría falta reducir el tamaño de cada una de las etapas del circuito y realizar un prototipo mas cómodo para los pesistas.

Este sistema ofrece una solución sencilla y de bajo costo para monitorear la señal de activación muscular con electrodos superficiales. Además del estudio del rendimiento deportivo, puede emplearse en procesos de rehabilitación y para estudiar la fatiga de los músculos.

Capítulo 5.

Anexos

5.1. Anexo 1: Código de Programación del Microcontrolador ARDUINO UNO

```
const int electrogon = A0;
const int electrom = A5;
int sensorValue = 0;
int outputValue = 0;
float angle = 0;
float emg = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  sensorValue = analogRead(electrogon);
  angle = sensorValue*0.2462-15.513;
  Serial.println(angle);
  sensorValue = analogRead(electrom);
  emg = map(sensorValue, 0, 1023, 0, 255);
  Serial.println(emg);
  delay(20);
}
```

5.2. Anexo 2: Código del Programa para la Adquisición de la Señal EMG

```
import processing.serial.*;
Serial myPort; // Create object from Serial class
String val;
int xPos1 = 50;
int yPos1 = 375;
float prevX1 = 50;
float prevY1 = 375;
```

```

int xPos2 = 600;
int yPos2 = 375;
float prevX2 = 600;
float prevY2 = 375;
int sum = 0;
int sum2 = 0;
float angle , emg;

boolean flag_signal = false;
boolean flag_write = false;

color azul = color(0,76,153);
color beige = color(255,253,248);
color rojo = color(255,0,0);

PrintWriter output1 , output2;

void setup(){
  size(1100,650);
  println( Serial.list ());
  myPort = new Serial(this , Serial.list () [0] , 9600);
  myPort.bufferUntil( '\n');
  myPort.clear ();
  for(int i=0; i<9; i++){
    for(int j=0; j<9; j++){
      fill (beige);
      stroke(150);
      rect(50+(50*i) ,150+(50*j) ,50 ,50);
      rect(600+(50*i) ,150+(50*j) ,50 ,50);
    }
  }
  noFill ();
  stroke(0);
  rect (50,150,450,450);
  rect (600,150,450,450);

  fill (azul);
  stroke(azul);
  rect (0,0,1100,75);
  noFill ();
  noStroke ();
  textSize (28);
  stroke(255);
  fill (255);
  text (" Sistema_electrónico_para_el_monitoreo_del_rendimiento_deportivo
        " ,110,55);
  textSize (26);
  fill (0);
  stroke(0);
  text (" Ángulo" ,50,130);

```

```

    text("EMG_de_superficie",600,130);
    noFill();
    output1 = createWriter("angulo.txt");
    output2 = createWriter("emg.txt");
}

void draw(){

//Texto del ángulo
  if (flag_write==true){

    stroke(205);
    fill(205);
    rect(450,100,150,45);
    textSize(28);
    stroke(0);
    fill(0);
    angle = map(prevY1,600,150,0,255);
    output1.println(angle);
    text(int(angle),450,130);

//Texto del EMG
    stroke(205);
    fill(205);
    rect(1000,100,150,45);
    textSize(28);
    stroke(0);
    fill(0);
    emg = map(prevY2,600,150,0,255);
    output2.println(emg);
    text(int(emg),1000,130);
    flag_write = false;
  }
}

void serialEvent (Serial myPort) {

String inString = myPort.readStringUntil('\n');
if (inString != null) {
  flag_write = true;
  inString = trim(inString);
  float inByte = float(inString);

  inByte = map(inByte, 0, 255, 600, 150); // 600 -> 0.0, 488 -> 5.0

  if (flag_signal==false){
    if (xPos1==51) {
      //Dibujo de la malla de fondo 1
      for(int i=0; i<9; i++){
        for(int j=0; j<9; j++){

```

```

        fill ( beige );
        stroke ( 150 );
        rect ( 50+(50*i) , 150+(50*j) , 50 , 50 );
    }
}
noFill ();
stroke ( 0 );
rect ( 50 , 150 , 450 , 450 );
}

if ( inByte < 150 ) {
    inByte = 150;
}

if ( inByte > 600 ) {
    inByte = 600;
}

line ( prevX1 , prevY1 , xPos1 , inByte );

prevX1 = xPos1;
prevY1 = inByte;

if ( xPos1 >= 500 ) {
    xPos1 = 50;
    prevX1 = xPos1;
}
else {
    xPos1++;
}
flag_signal = !flag_signal;
}
else {
    if ( xPos2 == 601 ) {
        //Dibujo de la malla de fondo 1
        for ( int i=0; i<9; i++){
            for ( int j=0; j<9; j++){
                fill ( beige );
                stroke ( 150 );
                rect ( 600+(50*i) , 150+(50*j) , 50 , 50 );
            }
        }
        noFill ();
        stroke ( 0 );
        rect ( 600 , 150 , 450 , 450 );
    }

    line ( prevX2 , prevY2 , xPos2 , inByte );

    prevX2 = xPos2;

```

```
    prevY2 = inByte;

    if (xPos2 >= 1050) {
        xPos2 = 600;
        prevX2 = xPos2;
    }
    else {
        xPos2++;
    }
    flag_signal = !flag_signal;
}
}

void keyPressed() {
    output1.flush(); // Writes the remaining data to the file
    output1.close(); // Finishes the file
    output2.flush(); // Writes the remaining data to the file
    output2.close(); // Finishes the file
    exit(); // Stops the program
}
```

Bibliografía

- [1] P. Campillo, C. Hertogh, and J. P. Micallef. Puntos críticos del tirón de arrancada en halterofilia. *apunts Educació Física y Deportes*, 55:28–34.
- [2] J. Campos, P. Poletaev, A. Cuesta, C. Pablos, and J. Tébar. Estudio del movimiento de arrancada en halterofilia durante ciclos de repeticiones de alta intensidad mediante análisis cinemáticos. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 12:37–51, 2010.
- [3] E. Harbili. Análisis cinemático y cinético por sexos del arranque en halterófilos de elite pertenecientes a la categoría de 69 kg.
- [4] C. J. D. Luca, L. D. Gilmore, M. Kuznetsov, and S. H. Roy. Filtering the surface {EMG} signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8):1573 – 1579, 2010.
- [5] E. Mercado-Medina, Z. Chavarro-Hernandez, J. Dominguez-Jimenez, and S. Contreras-Ortiz. Design of an electronic system for monitoring muscle activity in weight-lifting. In *Engineering Mechatronics and Automation (CIIMA), 2014 III International Congress of*, pages 1–4, Oct 2014.

- [6] E. Velloso, A. Bulling, and H. Gellersen. Towards qualitative assessment of weight lifting exercises using body-worn sensors. In *Proceedings of the 13th international conference on Ubiquitous computing*, pages 587–588. ACM, 2011.
- [7] E. Waltz. The quantified olympian. *Spectrum, IEEE*, 52(6):44–45, June 2015.
- [8] J. Webster. *Medical Instrumentation: Application And Design, 3rd Ed.* Wiley, 1997.