

# Brazo robótico controlado por electromiografía

Javier Villamizar Pinzón M.Sc

Docente Universidad de los Llanos

*Ingeniería Eléctrica, Universidad de los Llanos, Meta, Colombia*

Rafael Padilla Mayorga Estudiante

*Universidad de los Llanos, Meta, Colombia*

ing\_rafael@hotmail.com

Gabriel Cabrera Hurtado Estudiante

*Universidad de los Llanos, Meta, Colombia*

gabrielcabrerah@hotmail.com

**Resumen**—En el presente trabajo se describe la construcción de un brazo robótico controlado por señales Electromiográficas EMG, las cuales son tomadas por los electrodos que son conectados al brazo del paciente. Esas señales, son controladas por unos sensores superficiales de EMG. Los biopotenciales que pasan por los músculos del brazo son controlados por el Dispositivo microcontrolado marca Arduino, en el cual dependiendo de la diferencia de potencial que circule por el músculo va activar los servomotores que controlan el brazo robótico. Se utilizan 4 servomotores y sensores de EMG para darle 8 grados de libertad al brazo robótico.

**Palabras Clave**—Electromiografía (EMG), Rectificación, Amplificación, Brazo Robótico.

**Abstract**— In this paper we describe the construction of a robotic arm controlled by EMG signals, which are taken by the electrodes that are connected to the patient's arm, these signals are controlled by EMG sensors. Biopotentials which pass through the arm muscles are controlled by the Arduino, which depending on the potential difference that flow through the muscle will activate the servo motors controlling the robotic arm. Using 4 actuators and sensors to give EMG 8 degrees frees the robotic arm.

**Keywords**—Electromyography, Correction, Amplification, Robotic Arm.

## I. INTRODUCCIÓN

Hay dos métodos para utilizar en EMG: Uno es el superficial, y el otro método es el intramuscular. Para llevar a cabo un EMG intramuscular, se usa una aguja hipodérmica que se inserta a través de la Piel hasta que entre al tejido muscular. Un profesional entrenado (como un neurólogo, fisiatra, o terapeuta físico) va observando la actividad eléctrica mientras inserta el electrodo. Mientras se va insertando el electrodo provee una información valiosa en cuanto a la

actividad muscular como al nervio que inerva ese músculo. Los músculos cuando están en reposo muestran señales normales eléctricas, cuando el electrodo es insertado, por ende la actividad eléctrica se estudia cuando el músculo está en reposo. La actividad anormal espontánea indica un daño en el nervio o en el músculo. Después se le pide al paciente que contraiga el músculo suavemente para poder realizar un análisis con más profundidad. El tamaño, la frecuencia y la forma resultante de la unidad potencial motora son analizados. Posteriormente el electrodo es retirado unos pocos milímetros e insertado nuevamente para analizar la actividad, la cual debe tener unidades por lo menos entre 10–20. Cada trazo del electrodo da una imagen muy local de la actividad del músculo completo. Debido a que el músculo esquelético difiere en su estructura interna, el electrodo debe ser puesto en varias localizaciones para obtener resultados confiables de estudio [1].

El método Intramuscular EMG puede ser considerado demasiado invasivo o innecesario en algunos casos. En su lugar, el método superficial emplea una superficie en la cual el electrodo se puede utilizar para controlar la imagen general de la activación muscular, a diferencia de la actividad de sólo unas pocas fibras como se observa utilizando un EMG intramuscular. Esta técnica se utiliza en una serie de ajustes, por ejemplo, en la fisioterapia, la activación muscular se controlará mediante EMG superficial y los pacientes tienen un estímulo auditivo o visual para ayudarles a saber cuándo se está activando el músculo (retroalimentación) [1].

Una unidad motora se define como un motor neurona y todas las fibras musculares que inerva. Cuando una unidad motora se activa, el impulso llamado potencial de acción se desplaza de la neurona motora hacia el músculo. El área donde el nervio hace contacto con el músculo se llama unión neuromuscular. Después de que el potencial de acción se transmite a través de la unión neuromuscular, se obtiene un potencial en todas las fibras musculares inervadas por la unidad motora particular. La suma de todo esta actividad

eléctrica se conoce como un potencial motor de la acción de la unidad (MUAP). La actividad electrofisiológica de las múltiples unidades motoras es la señal que normalmente se evalúa durante un EMG. La composición de la unidad motora, el número de fibras musculares por unidad motora, el tipo metabólico de las fibras musculares y muchos otros factores afectan la forma de los potenciales de unidad motora en el miograma [1].

Algunos pacientes pueden encontrar el procedimiento doloroso, otros experimentan un pequeño nivel de disconfort cuando la aguja es insertada. Los músculos a los cuales se realiza el procedimiento pueden quedar adoloridos por uno o dos días después del procedimiento [1].

## II. MARCO TEÓRICO

### EMG

El electromiografo es un instrumento de medición biomédico el cual realiza un examen de la actividad eléctrica de una unidad motora, útil para determinar el sitio de la lesión de un nervio periférico y en las lesiones de las raíces nerviosas espinales. También se utiliza para estudiar enfermedades musculares. La electromiografía de agujas implica la inserción de electrodos en los músculos, mientras que la EMG de superficie utiliza electrodos superficiales en lugar de agujas [2].

### Actividad eléctrica de los músculos

La contracción muscular típica es el resultado del acortamiento de sus células, el cual se realiza por medio del estrechamiento activo de los filamentos de actina y miosina. Cada sarcómero es capaz de tener contracción independiente. Cuando muchos sarcómeros se contraen juntos, producen la contracción del músculo como un todo [3].

Durante la contracción muscular, los filamentos de actina se contraen hacia adentro, entre los filamentos de miosina. Cuando esto ocurre el músculo se contrae. El proceso de la contracción muscular se resume de la siguiente manera (Fig. 1):[4]

1. Cuando un impulso nervioso (mensaje neural) viaja a través de una neurona motora (célula nerviosa que estimula los músculos) y llega a la unión entre esta y el músculo, la primera libera un compuesto llamado acetilcolina, la cual es un neurotransmisor que posibilita el paso de un impulso nervioso desde las terminales arborescentes del axón al órgano efector una vez que ha sido activada por la enzima acetilcolinesterasa y al tiempo el exceso de acetilcolina es degradado por otra enzima llamada colinesterasa.

2. La acetilcolina se difunde a través de la unión (fisura mioneural) entre la neurona y la fibra muscular y se combina con receptores en la superficie de esta última.
3. En respuesta a esto, el sarcolema (membrana celular) sufre un cambio eléctrico llamado despolarización. La despolarización es única en las células musculares no estando confinada a la membrana celular ya que también viaja hacia el interior de ella a lo largo de los túbulos T, iniciando un impulso eléctrico que se distribuye en el sarcolema, el cual se conoce como potencial de acción.
4. El impulso eléctrico se distribuye a través de los túbulos T y estimula la abertura de los canales proteicos en el retículo sarcoplásmico, permitiendo la salida de iones de calcio ( $Ca^{2+}$ ) y su flujo hacia el sarcoplasma lo cual posibilita la contracción muscular.
5. El relajamiento de los músculos se lleva a cabo cuando el calcio se bombea de nuevo hacia el retículo sarcoplásmico.

Las señales electromiográficas (EMG) pueden ser medidas utilizando elementos conductivos o electrodos sobre la superficie de la piel, o de manera invasiva sobre el músculo utilizando agujas. Sin embargo, la electromiografía de superficie es el método más común de medida, puesto que es no invasiva y puede ser realizada con un mínimo de riesgo sobre el paciente [5].

La amplitud de las señales EMG varía desde los  $\mu V$  hasta un bajo rango de mV (menor de 10mV). La amplitud, y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como [6]:

- El tiempo y la intensidad de la contracción muscular.
- La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular.
- Las propiedades de la piel (por ejemplo el espesor de la piel y tejido adiposo).
- Las propiedades del electrodo y el amplificador.
- La calidad del contacto entre la piel y el electrodo.

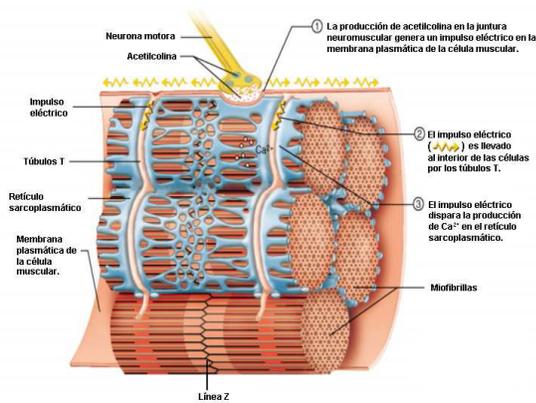


Fig. 1 Generación de impulsos eléctricos debidos a un movimiento muscular [6]

Utilidad del EMG

La EMG es, pues, una disciplina especializada que se ocupa de la evaluación clínica y neurofisiológica de la patología neuromuscular y de ciertos aspectos de la patología del SNC. La EMG es una extensión y profundización del diagnóstico clínico neurológico y utiliza los mismos principios de localización topográfica. Como es más sensible, permite descubrir alteraciones subclínicas o insospechadas; al ser cuantitativa permite determinar el tipo y grado de lesión neurológica [7].

Al contrario de otras pruebas de laboratorio, en las que se realiza un protocolo exploratorio rígido, la EMG clínica es una prueba dinámica en la que cada paciente precisa una estrategia de estudio individualizada en función de su cuadro clínico concreto. Por ello se debe partir siempre de una adecuada anamnesis y exploración clínica del paciente y a menudo es preciso cambiar el esquema inicial durante el examen a tenor de los resultados obtenidos.

El empleo aislado o secuencial de las diferentes técnicas (procedimientos) que se realizan en el laboratorio de EMG permite:

- Distinguir entre lesiones del SNC y del SNP. A su vez, la utilización combinada de la EMG, los PES, la EEG cuantitativa y la EMT son de gran ayuda en la evaluación funcional y topográfica en la patología del SNC (EMG central).
- En patología neuromuscular, localizar y cuantificar diferentes tipos de lesiones con gran exactitud y precisión.

Alternativas de detección:

Existen dos métodos para detectar las señales EMG, la invasiva y la no invasiva. El método invasivo emplea electrodos intramusculares mientras que el método no invasivo utiliza electrodos superficiales.

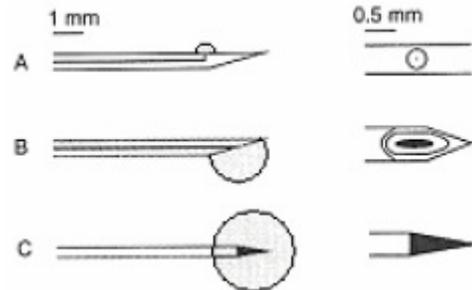


Fig. 2 Diferentes tipos de electrodos, A. Electrodo de fibra simple. B. Electrodo concéntrico. C. Electrodo monopolar [7].

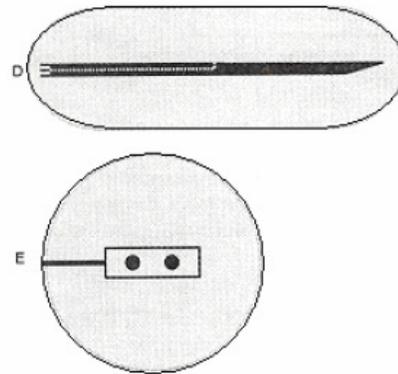


Fig. 3 Tipos de electrodos, D. Electrodo macro. E. Electrodo superficial [7].

Del A a C, en la figura 3, vemos electrodos de aguja, que por su tamaño suelen ser usados para descomponer señales EMG en MUAPs y detectar así trastornos miógenos o neurógenos. En el caso D, vemos un electrodo macro que se suele utilizar para captar la actividad de todas las fibras de una unidad motora. Esto permite diagnosticar y monitorizar el tamaño de las unidades motoras en los procesos que cursan con contracción y relajación. Finalmente observamos el caso E, donde vemos un electrodo de superficial, que debido a su tamaño se suele usar para observar la señal EMG de manera global, estudiando así aspectos como la fatiga muscular, o el tipo de movimiento, entre otros [7].

Generación de la señal EMG:

Las señales EMG (también conocidas como MUAPs) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación. Las MUAPs son la suma de la actividad eléctrica de todas las fibras musculares que

forman parte de una unidad motora (MU). La MU se compone básicamente de una neurona motora (motoneurona alfa) del asta anterior de la médula, su axón y fibras musculares, cuyo número dependerá del tipo de músculo. La neurona motora es la encargada de emitir el impulso que provocará la contracción del conjunto de fibras, y de esta manera, provocar el movimiento del músculo.

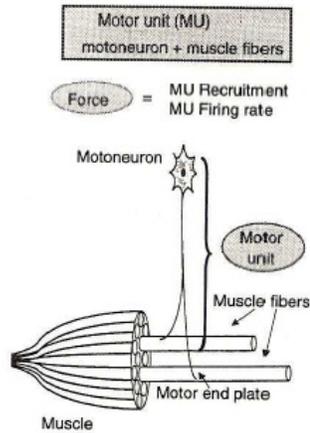


Fig. 4 Representación esquemática de la Unidad Motora (UM) y sus componentes.

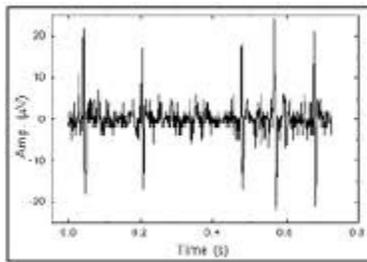


Fig. 5 Señal de EMG.

En la figura 6 donde se observa el pico principal y también: P. Cambio de fase. T. Giro de la señal. S. Componente espúreo generado por una fibra muscular enervada por un axón lento.

Características de la señal EMG:

Las principales características de estudio de los MUAPs (representado en la figura 6) son: la amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

Generalmente, la amplitud de la tensión que se puede medir está comprendida entre los centenares de  $\mu\text{V}$  hasta unos pocos  $\text{mV}$ , y el espectro frecuencial entre los 20 y los 500 Hz, concentrando la mayor parte de potencia entre los 50 y los 200 Hz. La duración se define como el tiempo desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base, y suele tener unos valores medios de entre 5 y 15 ms. Finalmente, la estabilidad de un MUAP nos da una idea de la constancia de la señal en su morfología en sucesivas excitaciones.

Existen diversos factores que pueden provocar notables alteraciones de dichas características, los tres principales son: el tipo de acción que ejerce el músculo, la energía y oxígeno disponible en el metabolismo, y finalmente la fatiga muscular.

Registro de las señales:

La ubicación de los electrodos varía de acuerdo a cual sea el músculo bajo estudio. De esta manera en el cuerpo humano se pueden medir diferentes grupos musculares, que consecuentemente tendrán diferentes respuestas. En la Fig. 3 se ve el posicionamiento de los electrodos sobre el músculo Bíceps de un voluntario, en una sesión de medición de señales electromiográficas (EMG).

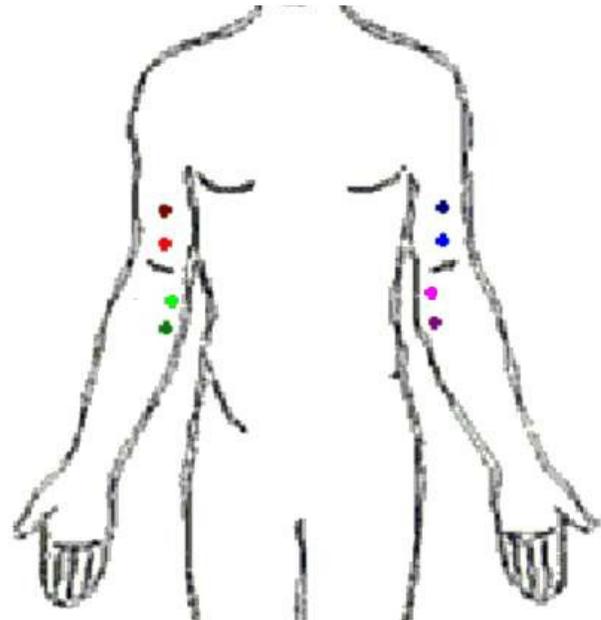


Fig. 6 Ubicación de los electrodos para el control del brazo robótico.

Cuando se desea registrar el potencial de un músculo, se utilizan tres electrodos: dos son ubicados sobre la piel donde se encuentra el músculo. Dichos electrodos recogen no solo la señal muscular sino que también recogen el ruido ambiente. El electrodo restante (masa de referencia) puede ser ubicado en cualquier parte del cuerpo.

Para estudiar el músculo del antebrazo se posicionan los electrodos según muestra la figura 8. El antebrazo es un músculo de menor tamaño que el Bíceps por lo que es de esperarse que la amplitud de la señal sea menor.

### III. MATERIALES Y EQUIPOS

**Equipo:**

- Osciloscopio
- Multímetro
- Fuente de voltaje Vdc dual

**Materiales:**

- 8 amplificadores operacionales LF 353
- 4 Amplificadores operacionales TL 074
- 4 Amplificadores diferenciales INA 106
- 52 Resistencias de diferentes valores.
- 4 Potenciómetros de 1kohms
- 4 Capacitores de 0.01uF
- 4 Capacitores de 1uF
- 8 Diodos 1N4148
- 2 Baquelas eléctricas universales

### IV. PROCEDIMIENTO

El sistema básico de registro de las señales de EMG está compuesto por los siguientes pasos:

**Alimentación del circuito**

La alimentación de los diferentes amplificadores utilizados es de ± 5Vdc, lo cual se logró mediante fuentes independientes.

**Adquisición de las señales**

En la fase de adquisición de la señal del circuito de EMG, se van a utilizar impulsos eléctricos del sistema nervioso del cuerpo, para activar las fibras musculares y así detectar a través de los electrodos superficiales, los potenciales iónicos a procesar.

El INA106 es un amplificador diferencial que mide y ligeramente amplifica las diferencias de voltaje muy pequeñas entre los dos electrodos se colocan en el músculo.

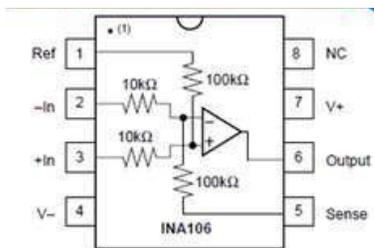


Fig. 7 Amplificador de instrumentación INA106

**Etapas de amplificación**

En esta fase, se toman potenciales muy pequeños medidos en la fase de adquisición de señal y se amplifican con un TL074.

Se hacen dos series en la amplificación, la primera será amplificador inversor con una ganancia de -15.

La ganancia se calculó de la siguiente manera:

$$G = -R2/R1 \text{ o en este caso } T = -150 \text{ k}\Omega / 10 \text{ k}\Omega.$$

Se añade un condensador para acoplar la señal de CA. El acoplamiento de Vca es útil en la eliminación de error de desplazamiento del Vdc en una señal. Ahora el siguiente amplificador inversor con una ganancia de aproximada de -3. Para ello se necesita una resistencia de 453 kΩ y otra resistencia de 150 kΩ.

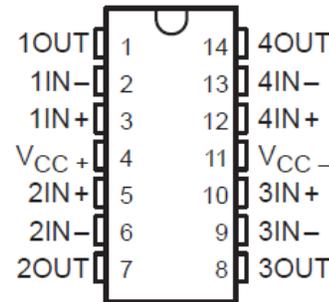


Fig. 8 Amplificador TL 074.

**Rectificación de la señal**

Se rectifica la señal mediante un rectificador activo de onda completa. Se rectifica la parte negativa de la también, se utilizó un filtro de paso bajo para convertir la señal de voltaje de corriente alterna en una tensión continua, con esto se suministra la señal al microcontrolador Arduino para procesarla.

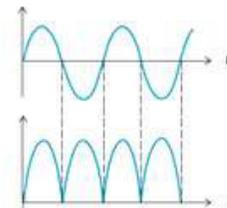


Fig. 9 Rectificación de la señal

**Suavizado-Amplificación de la señal**

En esta última fase, se utilizó un filtro paso bajo para filtrar los picos de la señal para producir una señal sin ruido y luego conectarla con el sistema arduino. Sin embargo, puesto que es un filtro activo, hay un efecto secundario de la inversión de la señal. Luego, es necesario invertir la señal una vez más (se puede amplificar más si se desea) utilizando otro circuito amplificador inversor.

**Ubicación de los electrodos**

Después de determinar qué grupo muscular se desea orientar, (por ejemplo se va a utilizar mi bíceps derecho) se realiza la limpieza de la piel en el lugar donde se ubican los electrodos en la piel, por encima de la mitad de la longitud del músculo deseado. Lo que se llamará el electrodo del músculo medio. El segundo electrodo se ubica en un extremo del músculo por lo que se llamará electrodo muscular extremo. Por último, colocar el electrodo en una tercera parte ósea de su cuerpo cerca del grupo de músculos, lo que se llamará el electrodo de referencia. Por ejemplo, para los bíceps, se coloca el electrodo de referencia en el extremo del hueso del antebrazo cerca del codo.

Utilizando las conexiones rápidas de los cables de los electrodos, encaje cada cable a cada electrodo. Haga una nota mental de los cuales está unido por cable a cada electrodo.

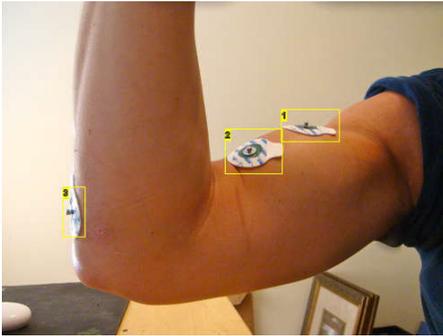


Fig. 10 Ubicación de electrodos. Propia de los autores.

Notas sobre la Imagen:

1. Electrodo muscular Medio
2. Fin del electrodo músculo
3. Electrodo de referencia de los cuales en color por cable está conectado a la que los electrodos.

A continuación se describe el Código del microcontrolador Arduino:

```
/*
  AnalogReadSerial
  Reads an analog input on pin 0, prints the result to the serial
  monitor
```

This example code is in the public domain.  
#include <Servo.h>

```
Servo myservo;
Servo myservo1;
Servo myservo2;
Servo myservo3;// crea un objeto tipo servo para controlar el
servo
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  myservo.attach(9); // liga el servo conectado en el pin 9 al
objeto servo
  myservo1.attach(10);
```

```
  myservo2.attach(11);
  myservo3.attach(6);
}

void loop() {

  int val = analogRead(A0);//ANT
  val = map(val, 0, 1023, 0, 180);
  if(val<= 72){
    myservo.write(17); //80 // dice al servo que se
posicione en la posición indicada por la variable 'pos'
  }else{
    myservo.write(80); //17
  }

  int x = analogRead(A0);//MU
  x = map(x, 0, 1023, 0, 180);
  if(x<= 100){
    myservo1.write(100); // dice al servo que se
posicione en la posición indicada por la variable 'pos'
  }else{
    myservo1.write(160); // dice al servo que se
posicione en la posición indicada por la variable 'pos'
  }

  int Y = analogRead(A0);//GA
  Y = map(Y, 0, 1023, 0, 180);
  if(Y>= 100){
    myservo2.write(50); //180 // dice al servo que se
posicione en la posición indicada por la variable 'pos'
  }else{
    myservo2.write(180); //0 // dice al servo que se
posicione en la posición indicada por la variable 'pos'
  }

  int t = analogRead(A0);//GI
  t = map(t, 0, 1023, 0, 180);
  if(t>= 100){
    myservo3.write(43); //50 // dice al servo que se
posicione en la posición indicada por la variable 'pos'
  }else{
    myservo3.write(180); //0 // dice al servo que se
posicione en la posición indicada por la variable 'pos'
  }

  Serial.println(t);

  delay(100);}
}
```

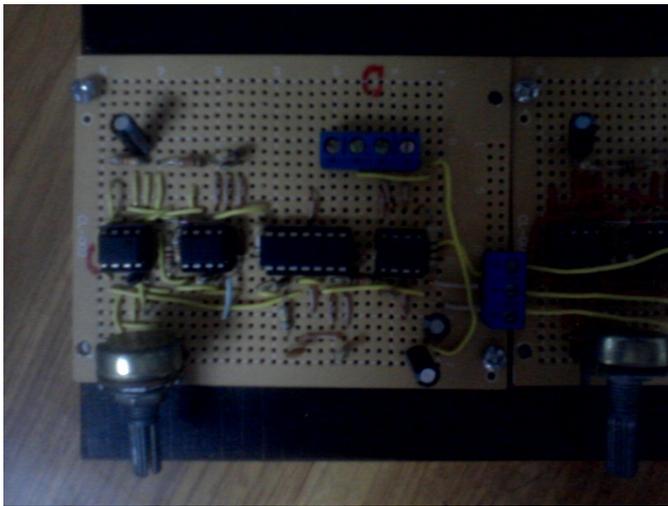


Fig. 11 Circuito en Baquela.

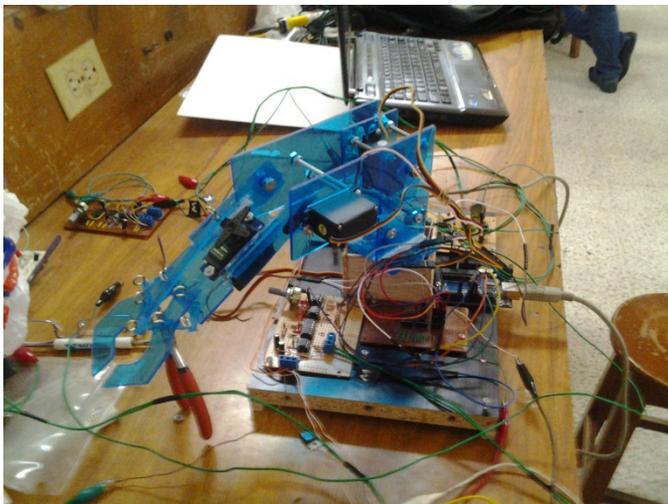


Fig. 12 Imagen del Brazo robótico

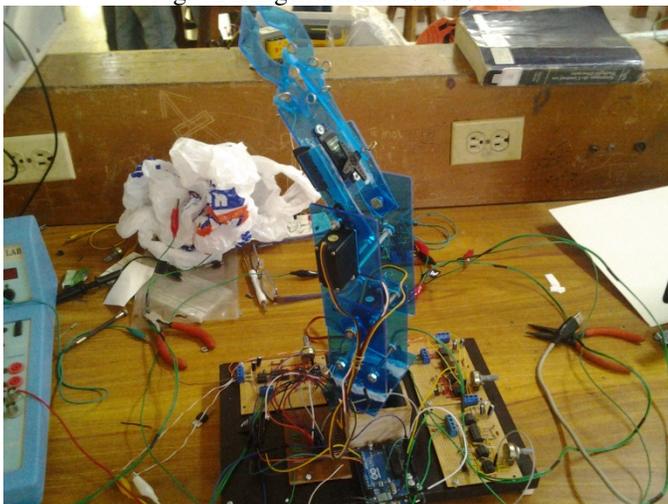


Fig. 13 Imagen del Brazo robótico

## V. CONCLUSIONES

Es importante destacar que en el presente trabajo se desarrolla tecnología útil para prótesis humanas, a bajo costo y de fácil mantenimiento.

Una de las principales limitaciones por la cual el desarrollo de prótesis robóticas comerciales no se ha arraigado, es por el costo de los materiales de producción.

La realización del proyecto se basó principalmente en la captación de señales provenientes de los músculos y generando así señales capaces de producir movimientos con cierto grado de libertad.

## REFERENCIAS

- [1]. M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG Signal Analysis: Detection, Processing, Classification and Applications", *Biological Procedures Online*, vol. 8, issue 1, pp. 11–35, March 2006.
  - [2]. [www.neurofisiologia.org/paginas/...../EMGsenf.htm](http://www.neurofisiologia.org/paginas/...../EMGsenf.htm)
  - [3]. [adquisicion-seniales-emg.googlecode.com](http://adquisicion-seniales-emg.googlecode.com)
  - [4]. [preujct.cl/biologia/curtis/libro/c48c.htm](http://preujct.cl/biologia/curtis/libro/c48c.htm)
  - [5]. [www.dalcame.com/emg.html](http://www.dalcame.com/emg.html)
  - [6]. [www.dalcame.com/emg.html](http://www.dalcame.com/emg.html)
  - [7]. [www.neurofisiologia.org/paginas/.../EMG\\_senf.htm](http://www.neurofisiologia.org/paginas/.../EMG_senf.htm)
- Nikias CL, Raghuvver MR. Bispectrum estimation: A digital signal processing framework. *IEEE Proceedings on Communications and Radar*. 1987;75(7):869–891.
  - Basmajian, JV.; de Luca, CJ. *Muscles Alive - The Functions Revealed by Electromyography*. The Williams & Wilkins Company; Baltimore, 1985.
  - Graupe D, Cline WK. Functional separation of EMG signals via ARMA identification methods for prosthesis control purposes. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 1975;5(2):252-259.
  - Kleissen RFM, Buurke JH, Harlaar J, Zilvold G. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait Posture*. 1998;8(2):143–158. doi: 10.1016/S0966-6362(98)00025-3. [PubMed]
  - Cram, JR.;Kasman, GS.; Holtz, J. *Introduction to Surface Electromyography*. Aspen Publishers Inc.; Gaithersburg, Maryland, 1998.

- Ferguson, S.; Dunlop, G. Grasp Recognition From Myoelectric Signals. Proceedings Australasian Conference Robotics and Automation 2002; pp. 78–83.
- Stanford V. Biosignals offer potential for direct interfaces and health monitoring. Pervasive Computing, IEEE. 2004;3(1):99–103.

- <http://es.wikipedia.org/wiki/Electromiograf%C3%ADa>
- <http://www.circuitstoday.com/5-channel-radio-remote-control>
- Electromiografía – Ing. Electrónico: Jaime Delgado Saa.pdf.
- Sistema básico de registro de electromiografía.pdf.
- Monitor EMG con conexión inalámbrica.pdf.
- Electromiógrafo – Luis Eduardo Barreda
- <http://telemedicina8.tripod.com/html/emg.html>

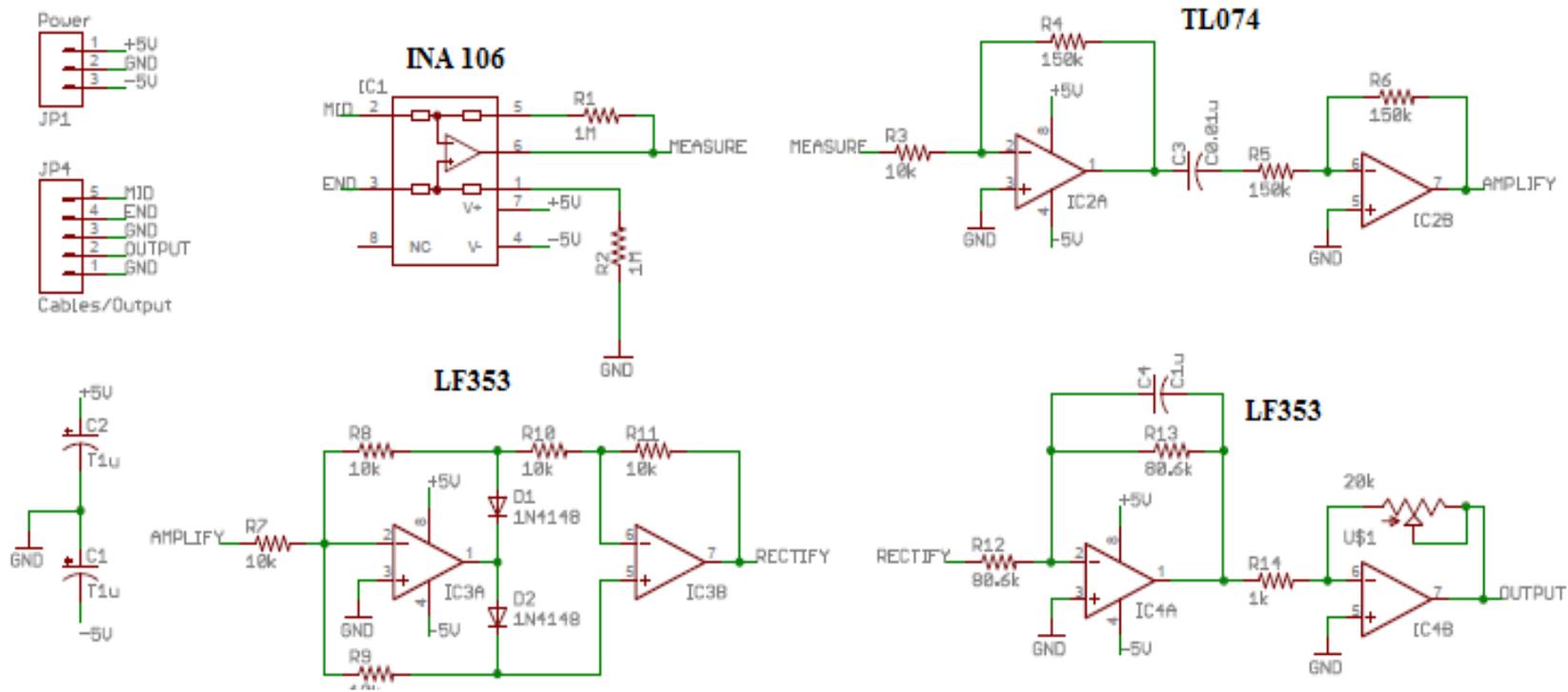


Fig. Diagrama eléctrico de los detectores, amplificadores, diferenciadores y sensores de EMG