

Exoesqueleto para miembros superiores controlado por señales mioeléctricas

Ezequiel Simeoni ⁽¹⁾, Alejandro Kollmann ⁽¹⁾ Diego A. Beltramone ^{(1) y (2)}

⁽¹⁾ Ingeniería Biomédica. Facultad de Ciencias Exactas Físicas y Naturales – U.N.C., Argentina

⁽²⁾ Laboratorio de Ing. en Rehabilitación. Facultad de Ciencias Exactas Físicas y Naturales – U.N.C., Argentina.

ezequielsimeoni@gmail.com, alekollmann@hotmail.com,
dbeltramone@efn.uncor.edu

Resumen--El siguiente trabajo se basa en el desarrollo de un exoesqueleto portátil de la articulación del codo, que asiste las funciones de la articulación mediante un sistema inteligente que adquiere y analiza en tiempo real las señales mioeléctricas de los principales grupos musculares responsables del movimiento de la articulación para ejecutar el movimiento en un actuador. En este caso, motor de CC.

El dispositivo está destinado a personas que posean debilidad muscular (ya sea producida por alguna enfermedad, amputación de parte del miembro o malformaciones) que limite las tareas cotidianas de todo ser humano. Es decir, nuestro exoesqueleto actuará como un dispositivo que aumenta la fuerza del movimiento usando como parámetros las señales EMG.

Palabras clave: Exoesqueleto, MMSS, Miembros Superiores, EMG, control, detección de intención

1. INTRODUCCIÓN

Los avances tecnológicos en robótica para la rehabilitación acompañan a desarrollos del área militar y ocio, debido a que tienden a desarrollar herramientas especializadas que facilitan el trabajo del médico, la recuperación de los pacientes y la maximización funcional del ser humano. Una de las mayores limitantes de los seres humanos para realizar tareas físicas es la fuerza de los músculos, que puede disminuir considerablemente como resultado de un daño neuromuscular, de una atrofia muscular o por una distrofia muscular en personas con discapacidad.

En procura de dar solución a este tipo de problemas la medicina ha generado técnicas de rehabilitación que permiten a los pacientes una mejora progresiva que en una buena cantidad de ellos resulta efectiva. Automatizar este proceso permitiría a los profesionales en el área de rehabilitación tener una ayuda adicional para dar soporte, actuación y registro de la mejora del paciente. Es de esta manera como las ortesis activas o exoesqueletos han brindado un nuevo campo que permite aplicar técnicas de automatización y robótica para generar soluciones en este sentido.

La gran mayoría de los exoesqueletos, como desarrollos para la medicina, se adapta al cuerpo con sistemas inteligentes de procesamiento y sensado para la toma de decisiones en la ejecución

de alguna función por medio de actuadores, con el fin de realizar una tarea previamente definida. El diseño de estos mecanismos se concibe con la ayuda de distintas disciplinas como la medicina, la electrónica, la física y la mecánica, trabajando en forma conjunta.

El desarrollo de exoesqueletos debe contemplar interfaces intuitivas para implementar su control, enfocándose en aprovechar los recursos que el individuo posee y maximizarlos, en lugar de sustituirlos o automatizarlos.

2. OBJETIVOS

El objetivo de este proyecto es el diseño de un robot exoesqueleto para ayudar a recobrar parte de la movilidad perdida de las extremidades superiores, más precisamente en la articulación del codo, y así dotar al usuario de mayor autonomía en la vida cotidiana.

Objetivos principales:

- Adquisición y procesamiento de las señales mioeléctricas.
- Generación de un banco de señales para encontrar características generales que permitan caracterizar las señales.
- Control de un motor de CC a partir de las características de las señales mioeléctricas y sensores de posición.
- Implementación de la tecnología en un prototipo experimental de brazo robótico.

Se plantean como tareas:

- la definición conceptual de un exoesqueleto,
- el diseño electrónico,
- la elaboración de los algoritmos de control ,
- evaluación del prototipo experimental o modelo de laboratorio bajo el asesoramiento de especialistas en el área de rehabilitación.

3. EXOESQUELETOS Y ELECTROMIOGRAFÍA

La gran mayoría de los exoesqueletos construidos no toma en cuenta las señales mioeléctricas como parte de su sistema de control, bien sea porque no son necesarias o por la gran complejidad que implica el uso de las mismas. Sin embargo, algunos usan las señales EMG como parte fundamental de su sistema y los diferentes estudios alrededor de este tema podrían ser útiles para futuros desarrollos.

3.1 Uso de robots en la medicina:

La civilización actual está envejeciendo. Esto se debe a que los avances en las terapias de la medicina moderna han permitido sobrellevar la mayoría de las enfermedades que, sin ir más lejos, hasta el siglo pasado eran mortales. Como consecuencia, existen individuos que necesitan algún tipo de asistencia motriz debido a secuelas de alguna patología o a la común debilidad muscular usual en individuos longevos.

Una patología común en las sociedades actuales es la apoplejía (Accidente Cerebro Vascular o ACV) que puede causar daño cerebral permanente. Un individuo que sobrevive a un derrame cerebral necesita volver a aprender ciertas habilidades que se pierden a causa del consecuente daño cerebral. La rehabilitación puede ayudarle a aprender nuevamente esas habilidades o a utilizar nuevos recursos para lograr su cometido.

Junto con el envejecimiento poblacional y la apoplejía, otra justificación para el desarrollo de este trabajo es el ascenso de nuestro país en el ranking de accidentes de tránsito en los que frecuentemente prevalecen como resultado las lesiones neuromusculares, amputaciones y graves discapacidades motoras.

También se pueden listar un gran número de patologías que pueden causar debilidad muscular tales como lesión nerviosa, lesión medular, miopatías, distrofia muscular, atrofia muscular, entre otras.

El siguiente trabajo se basa en el desarrollo de un exoesqueleto portátil de la articulación del codo, que asiste las funciones de la articulación mediante un sistema inteligente que adquiere y analiza en tiempo real las señales mioeléctricas de los principales grupos musculares responsables del movimiento de la articulación para ejecutar el movimiento en un actuador, en este caso, un motor de CC.

El dispositivo está destinado a personas que posean debilidad muscular (ya sea producida por alguna enfermedad, amputación de parte del miembro o malformaciones) que limite las tareas cotidianas de todo ser humano. Es decir, nuestro exoesqueleto actuará como un dispositivo que aumenta el rango y potencia del movimiento usando como parámetros las señales EMG.

Las bases de este trabajo se dan a partir de las materias Ingeniería en Rehabilitación y Robótica en Medicina de la Escuela de Ingeniería Biomédica, Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales de la Universidad Nacional de Córdoba.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

Para poder comandar el movimiento de un motor a partir de señales producidas por músculos humanos, lo primero que se debió indagar fue el comportamiento de dichos tejidos en condiciones normales.

Se intentó encontrar un patrón eléctrico (a nivel superficial, ya que nuestro estudio no planteaba mediciones invasivas) resultante del movimiento muscular, medidos en un grupo de pacientes de diversa naturaleza (hombres y mujeres de diferentes edades y contextura física).

Con los datos obtenidos de dicho patrón se comenzó a investigar sus diferentes características eléctricas a través del sistema BIOPAC MP150.

Dado que el objetivo de nuestro trabajo es controlar un motor de C.C., lo primero que se aplicó es la rectificación de la señal original amplificada y luego obtener el área bajo dicha curva (la integral de la función).

Con esto se obtuvo lo siguiente:

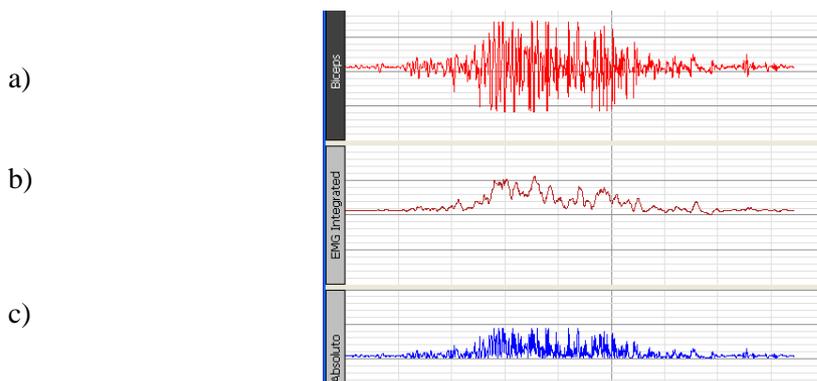


Figura 1. Integración de señal EMG (b) y valor absoluto de la misma (c)

Como se ve en la figura 1 se ha rectificado la señal original (c) y la integral aparece en (b).

La Integrada de EMG no es aún adecuada para controlar un motor de C.C. por su gran contenido de componentes de alta frecuencia, pero se observa que es posible aprovechar la forma de distribución de energía de una señal EMG para construir una señal de bajo contenido en altas frecuencias, apropiada para nuestra finalidad.

Se procedió, también, a la aplicación de filtros pasa-bajo digitales a dicha función de integral, con lo que se obtuvieron funciones similares, pero a un gran costo de cálculo computacional, el cual sería difícil de llevar a la práctica por su alto nivel de procesamiento.

Por esto, se decidió filtrar con funciones especiales (en BIOPAC “Smoothing”) el valor absoluto de la señal original:



Figura 2. Suavizado de señal EMG rectificada (b)

Dicha función no es más que un filtro pasa-bajo, por lo que se decidió emularla construyendo un filtro pasa-bajo analógico (con frecuencia de corte en 10 Hz) que aprovechara la envolvente de la señal rectificada. Otra propiedad muy valiosa de la envolvente del valor absoluto es que responde también al “grado de intención” del usuario de dicha señal. A contracciones de mayor magnitud le corresponde un Vp mayor en su valor absoluto, lo que nos permitiría cumplir nuestro objetivo de agregar la detección de intención de movimiento.

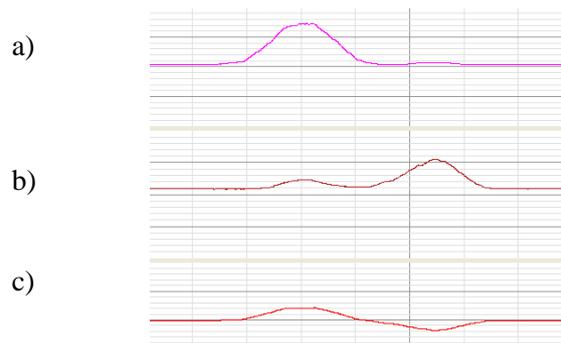


Figura 3. Resultado de la diferencia entre dos señales EMG de músculos antagónicos

La imagen muestra en (a) una contracción del bíceps, seguida de una contracción del tríceps (b). En (c) se muestra la diferencia de las señales (a-b), que es adecuada para su utilización en el control de un motor por su forma y suavidad.

Etapas del Sistema de Control Proporcional

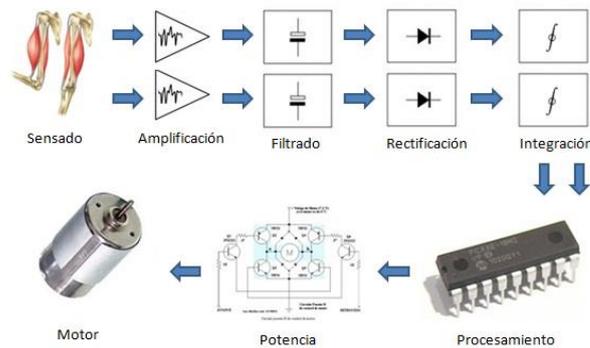


Figura 4. Esquema de procesamiento de señal del exoesqueleto

El sistema de control está diseñado para utilizar las señales musculares de bíceps y tríceps, seleccionados por su papel protagonista en el movimiento de extensión y flexión del brazo. Entre ellos son generalmente antagonicos, por lo que cuando uno se está contrayendo, el otro se relaja.

El propósito de nuestro exoesqueleto es principalmente asistir el movimiento del brazo ya sea en pacientes con escasa movilidad, debilidad o falta del miembro superior, por lo que se esperan niveles de señales bajos y comportamientos diferentes en el funcionamiento del agonismo-antagonismo de bíceps y tríceps de cada individuo, por lo que el sistema de control se enfocó en procesar y equiparar señales EMG (provenientes de los músculos que se crea conveniente utilizar) para lograr una señal de control PWM que varíe en tiempo real acorde a su entrada.

A. Sensado:

Los sensores utilizados para la adquisición son de superficie, ya que son ampliamente utilizados en toda la bibliografía consultada. A la vez de ser no invasivos, el protocolo de colocación se reduce notablemente. En este sentido, los electrodos de superficie de Plata - Cloruro de Plata (Ag-AgCl), ECG pediátricos descartables, son la mejor elección ya que se consiguen fácilmente en el mercado local, son económicos e higiénicos. Los electrodos se colocaron siguiendo la recomendación SENIAM [3].

B. Amplificación:

Para la etapa de amplificación se utilizaron amplificadores de instrumentación AD620 de Analog Devices, los cuales tienen un alto rechazo en modo común ($CMRR > 120\text{dB}$) y una alta impedancia de entrada, con una ganancia que se puede variar según la necesidad con un trimmer multivuelta colocado entre las patas 1 y 8 del integrado. Se utilizó la configuración de amplificación diferencial para eliminar los potenciales comunes a ambos electrodos.

C. Filtrado:

Como las señales mioeléctricas tienen un ancho de banda entre los 20 Hz y los 500 Hz, se utilizan dos tipos de filtros conectados en cascada, para eliminar el resto de las frecuencias que distorsionan la señal EMG:

- Un filtro Pasaalto Activo tipo Chebyshev con Topología Sallen-Key de segundo orden, con frecuencia de corte en 20 Hz y ganancia 10.
- Un filtro Pasabajo Activo tipo Chebyshev con Topología Sallen - Key de segundo orden, con frecuencia de corte en 500Hz y ganancia 10.

D. Rectificación:

La rectificación de onda completa es necesaria ya que para obtener un mejor suavizado en etapas sucesivas se debe eliminar la alternancia entre positivo y negativo. Como el objetivo de esta etapa es obtener una señal que controle el motor para un sentido (acción de bíceps) o el otro (acción de tríceps), la etapa de rectificación altera la forma de la señal pero no interfiere con el aprovechamiento de dicha señal para controlar el exoesqueleto. Así se logra que la señal resultante sea una relación directa con la potencia generada originalmente en bíceps o tríceps.

E. Integración:

El propósito de integrar la señal es lograr una forma de onda suave que emule la función Smoothing del BIOPAC y obtener una buena envolvente de la señal. En la Bibliografía consultada en la mayoría de los métodos los autores extrajeron la envolvente usando un filtro pasa-bajo con una frecuencia de corte de 10 Hz del tipo Butterworth de 5to orden [2].

Según el manual de EMG de Merletti[1], para obtener una buena envolvente el mejor filtro es un integrador de tiempo finito Paynter de 3er orden, la constante de tiempo de este integrador varía entre los 25 y 200 mseg dependiendo del grado de suavidad deseada. Cuando la constante de tiempo aumenta o la frecuencia de corte del filtro disminuye, la salida que se obtiene es de menor amplitud y de mayor duración. Por lo tanto, para no sobreestimar la fase de actividad se recomiendan filtros no menores a 9 Hz, además, recomienda no usar filtros analógicos ya que introducen una demora en la salida de la señal. Este tipo de filtros se realizan para mantener las características de la señal, para calcular energía por ejemplo, pero la señal obtenida sigue siendo bastante difícil de utilizar para controlar un motor de corriente continua.

Sendas pruebas con filtros de distintas características nos permitieron comprobar que la señal más apta para nuestro propósito se obtiene con un filtro pasa bajo con las siguientes propiedades:

Tipo: Linear Phase 0,5°

Configuración: Sallen Key

Orden: 2(a mayor orden mejor respuesta de corte)

Numero de etapas: 2

Ganancia: 2 V/V (6 dB)

Ripple: 0,1 dB(es necesario disminuir el ripple al máximo)

Fc: 2 Hz (al ser una frecuencia de corte muy baja disminuye la amplitud)

Fs: 20 Hz

Atenuación: -45 dB

Delay máximo: 40 mseg.

Cabe destacar que la elección del filtro tipo Linear Phase fue basada en su bajo tiempo de retardo en la salida de la señal.

El orden del filtro se debe a que tiene mejor respuesta de corte, y el ripple es mínimo para que no afecte los extremos de la señal. El único problema presentado es que a medida que disminuye la frecuencia de corte, disminuye la amplitud de la señal obtenida.

F. Procesamiento:

El prototipo planteado en este trabajo sólo cuenta con dos entradas de control. Una compuesta por el resultado del procesamiento de las señales mioeléctricas y, la otra, por sensores de fin de carrera que limitan el rango de movimiento del dispositivo entre 15° (brazo extendido) y 120° (brazo flexionado).

Las señales de control fueron convertidas de analógico a digital por medio de un microcontrolador PICAXE. Este dispositivo permite definir una cantidad acotada de variables por lo que se trató de utilizar la menor cantidad posible.

La **calibración** comienza una vez que la llave inferior de fin de carrera fue activado luego de encendido el equipo, lo que correspondería a una extensión completa del brazo. Desde ahí en adelante el programa mide los valores máximos de nivel de señal que puede obtener del bíceps, hasta llegar a la llave de fin de carrera superior. En ese momento, el individuo debe contraer al máximo posible su bíceps para fijar un valor máximo.

Una vez alcanzado dicho punto, debe repetirse la operación pero ahora realizando un movimiento de extensión para que el dispositivo pueda obtener el valor máximo de señal del tríceps. La medición culminará al alcanzar nuevamente la llave de fin de carrera inferior.

En el siguiente paso el dispositivo calcula el nivel de Offset que tiene el sistema. Cualquier sistema de adquisición de señales es susceptible a tener niveles de Offset (corrimientos de la señal respecto del nivel cero) ya sea por el Offset natural de sus componentes o por ruidos incorporados en los cables o simplemente defectos en la colocación de los electrodos.

Para ello, el dispositivo monitorea ambos músculos en estado de relajación para poder aproximar mediante un promedio el valor más probable de señal de reposo. Para esto se requiere que el miembro se relaje durante 10 segundos hasta completar la tarea.

Al medir constantemente la diferencia de señales entre dos músculos antagonistas como lo son bíceps y tríceps se corre el riesgo de estar comparando mediciones que suelen ser muy desproporcionadas por la misma naturaleza del proceso de adquisición, la naturaleza de cada músculo o su discapacidad. Por esto, el dispositivo equipara la señal más débil (tríceps o bíceps) con la más fuerte, para que esto signifique que el máximo esfuerzo realizado por un músculo agonista (por débil o potente que sea su señal) sea comparable con el de su antagonista, dejando de lado sus niveles de señal e interpretando solo la INTENCIÓN con la que se realizó la contracción muscular.

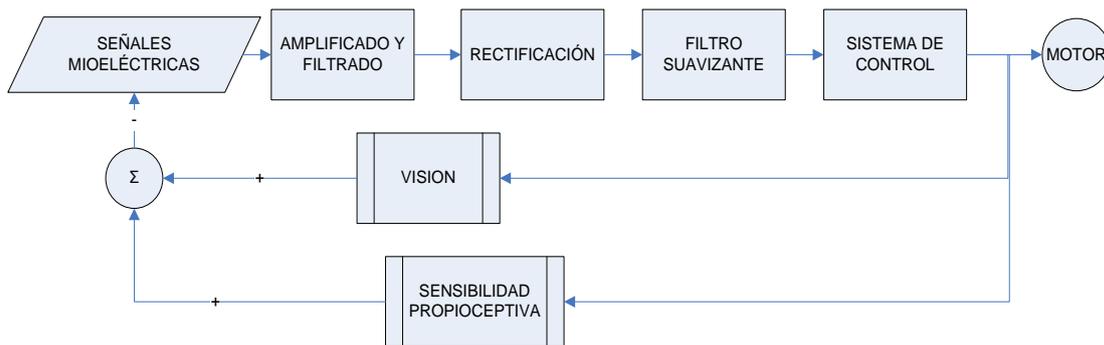


Figura 5. Esquema de control del exoesqueleto

G. Potencia:

En esta etapa se utilizó el integrado L298 de STMicroelectronics que posee dos puentes H en paralelo. Es controlado por tres salidas del microprocesador: dos de ellas controlan el avance o retroceso del motor y la tercera controla el PWM.

H. Alimentación:

Actualmente el sistema se alimenta a partir de una fuente partida de +12VCC / -12VCC. Es necesario este nivel para la alimentación del motor, para el resto del circuito las tensiones necesarias son de +5VCC / -5VCC que se obtienen a través de reguladores.

Está prevista la alimentación con baterías de 12V, con la correspondiente inversión de voltaje así como la regulación anteriormente mencionada.

5. RESULTADOS

La etapa de adquisición y procesamiento funciona óptimamente: a partir de la señal obtenida por los electrodos con mínimo ruido e interferencia, se realiza eficientemente el filtrado y la rectificación, obteniéndose una señal limpia que al entrar al filtro integrador da como resultado una señal suavizada, proporcional a la señal EMG, que controla el motor de CC con un mínimo delay de 70 mseg, inapreciable en la práctica por el usuario según las pruebas realizadas. El sistema brinda una buena retroalimentación visual y propioceptiva, ya que sigue el

comportamiento del Miembro Superior y respeta la intención del usuario prácticamente en tiempo biológico real.

Las pruebas en individuos sanos han sido exitosas ya que todos pudieron controlar el exoesqueleto al poco tiempo luego de habérselo colocado por primera vez, lo que llevó a que su funcionamiento era intuitivo para el usuario.

Se probó el exoesqueleto en un individuo con hemiplejía con resultados acordes a lo esperado. El paciente logró controlarlo al poco tiempo luego de habérselo colocado y mostró avances en su control a medida que transcurrió el tiempo de uso, por lo que es de esperar que el control, en todos los casos, mejore con la utilización del dispositivo.

Se implementó la utilización de baterías como fuente de alimentación, haciéndolo completamente portátil y a su vez aislado de la red eléctrica.

6. CONCLUSIONES

El análisis del banco de señales mioeléctricas nos permitió encontrar un parámetro común, independiente de cada paciente, que nos brindó la posibilidad de realizar el control proporcional de un motor de CC con señales EMG a través de filtros analógicos, simples de implementar y robustos, que nos permite usar la potencia de cálculo del microprocesador en otras tareas, tales como el control del sistema.

Se logró el objetivo principal de dotar al exoesqueleto con un control natural, con poco tiempo de entrenamiento y que detecta la intencionalidad del usuario, dándole a este último una cierta autonomía.



Figura 6. Dispositivo de fijación del exoesqueleto al hombro



Figura 7. Dispositivo de fijación al antebrazo



Figura 8. Prototipo final



Figura 9. Prototipo final colocado y siendo utilizado por un usuario

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] “Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications”, IEEE, 2004. Roberto Merletti & Philip A. Parker.
- [2] A. F. Ruiz, F. J. Brunetti. “ADQUISICION Y PROCESADO DE INFORMACION EMG EN EL MODELADO DE SISTEMAS BIOLÓGICOS”. Grupo de Bioingeniería, Instituto de Automática Industrial – CSIC, Madrid, España.
- [3] Recomendaciones SENIAM. <http://www.seniam.org/>
- [4] Libro de Medicina. Tratado de fisiología medica de Guyton y Hall. McGRAW-HILL Interamericana. Décima edición. Año 2002.
- [5] Libro de Electrónica Analógica. Manual de Laboratorio para los dispositivos electrónicos y teoría de los circuitos. Por Robert L. Boylestad.

[6] Proyecto Integrador “Silla de ruedas comandada por señales mioeléctricas para discapacidades motrices graves” – Soria Daniela, Soria Delicia. Asesor: Ing. Beltramone Diego. Año 2011.