



# IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO  
DOCENTE  
DEL AREA  
MECANICA  
DE LAS  
INGENIERIAS

FoDAMI

## SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Pisarello María I<sup>\*1</sup>, Valenzuela Leonardo J<sup>1</sup>, González Matías<sup>1</sup>, Álvarez Picaza Carlos<sup>1</sup>,  
Monzón Jorge E<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Ingeniería Biomédica - FaCENA - Ingeniería Electrónica - UNNE  
9 de Julio 1449 - Corrientes

correo-e: mainespisarello@exa.unne.edu.

### RESUMEN

La electromiografía (EMG) estudia aspectos como la detección, análisis y utilización de las señales eléctricas provenientes de los músculos esqueléticos. En el campo de la rehabilitación de pacientes amputados, la EMG resulta de interés cuando se trata de prótesis robóticas. Es una herramienta valiosa siempre que permita detectar y clasificar diferentes movimientos del cuerpo. Cuantos más grados de libertad tengamos, mayor similitud con los movimientos naturales de los miembros, pero mayor complejidad del sistema.

Este trabajo representa la primera etapa de un sistema de captura, procesamiento y control de un brazo robótico mediante señales de EMG. En la misma construimos el dispositivo amplificador de las señales eléctricas provenientes de los músculos del paciente, logramos capturarlas y mostrarlas en un osciloscopio. Diseñamos además un sistema de instrumentación virtual, que permite la visualización de las señales capturadas y su almacenamiento para su posterior proceso. Para la captura de las señales se utilizaron electrodos de superficie debido principalmente a su facilidad de uso. Son además utilizados en la gran mayoría de las investigaciones ingenieriles debido a que no se requiere certificación médica para su aplicación y además son no invasivas. Los resultados obtenidos resultan alentadores, pues las señales capturadas presentan un nivel de ruido aceptable, que luego podrá ser minimizado o eliminado mediante técnicas de filtrado digital, lo que constituye la segunda etapa del proyecto. En el proceso de captura, la señal es filtrada y rectificadas, para lograr una señal lista para su proceso.

Si bien este trabajo presenta un avance de lo propuesto, creemos que es posible el control de distintas prótesis mediante esta técnica que está en desarrollo. Por otro lado, resaltamos el hecho de ser un desarrollo local y de bajo costo, que pueda ser implementado a futuro en distintos equipos como sillas de ruedas motorizadas o prótesis ortopédicas.

**Palabras Claves:** EMG, Acondicionamiento, Rehabilitación, Control.

### 1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad la ingeniería ha evolucionado de tal manera que su participación en las ciencias biológicas ha generado disciplinas relativamente recientes. Como ejemplos se pueden mencionar: Bioinstrumentación, Biomecánica, Biocibernética, Biónica, Bioinformática, Robótica Médica, Procesamiento Digital de Bioseñales, etc. Estas disciplinas son aplicadas en diferentes campos de la Medicina (diagnóstico, terapéutica, sistemas asistenciales, hospitales, servicios de emergencia), Salud Pública (prevención, higiene, deporte, alimentación) y la Rehabilitación del discapacitado, entre otras [1].



# IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO  
DOCENTE  
DEL ÁREA  
MECÁNICA  
DE LAS  
INGENIERÍAS

FoDAMI

En particular, el estado del conocimiento de la electromiografía de superficie es un enigma. Muchas aplicaciones muy útiles e importantes pueden llevarse a cabo, sin embargo, también cuenta con limitaciones que deben ser comprendidas, consideradas y eventualmente superadas con el objetivo de que se convierta en una disciplina con bases más científicas y menos dependiente de la técnica de uso. La electromiografía es fácil de usar y en consecuencia también fácil de abusar [2].

Nuestro foco de interés es el procesamiento de las señales eléctricas que produce el cuerpo humano. La literatura no describe una metodología óptima para la eliminación de interferencias, el realzamiento de las señales biomédicas o la clasificación de patrones de biopotenciales. La propuesta de nuevas herramientas computacionales o de algoritmos alternativos para el análisis de bioseñales es un proceso activo y constante.

Dentro del área biomédica se puede considerar que el área de la ingeniería en rehabilitación es la que más impacto produce. Según la OMS (Organización Mundial de la Salud) existe a nivel mundial un 6% de la población con problemas de discapacidad, y un 25% de personas afectadas a la atención de las mismas [3].

Por otra parte, la robótica aplicada a la medicina, tiene adelantos altamente eficientes y sofisticados [4]. En nuestra región Noreste, el desarrollo de esta tecnología es muy escaso o prácticamente nulo.

Por estos motivos, consideramos que nuestro trabajo promovería el desarrollo en esta área, aspirando en un futuro, al desarrollo de prototipos comercialmente competitivos que puedan insertarse en el mercado.

Nuestra contribución específica radica en capturar, acondicionar y procesar las señales de EMG útiles para el manipulador robótico.

Este trabajo representa la primera etapa del sistema de captura, procesamiento y control de un brazo robótico mediante señales de EMG. En la misma construimos el dispositivo amplificador de las señales eléctricas provenientes de los músculos del paciente, logramos capturarlas y mostrarlas en un osciloscopio. Diseñamos además un sistema de instrumentación virtual, que permite la visualización de las señales capturadas y su almacenamiento para su posterior proceso.



# IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO  
DOCENTE  
DEL AREA  
MECANICA  
DE LAS  
INGENIERIAS

FoDAMI

## 2. MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 Fisiología y Señal Electromiográfica.

La electromiografía registra la actividad eléctrica que se produce en los músculos estriados, responsables de la motilidad voluntaria. Cada músculo está compuesto por fibras estriadas de forma alargada debido a la disposición longitudinal y paralela de las proteínas contráctiles en su interior. La contracción se verifica por el deslizamiento de estas proteínas entre sí. El sistema nervioso central codifica el grado de contracción de las fibras según la frecuencia de impulsos nerviosos de las motoneuronas. Sus impulsos nerviosos son potenciales de acción (PA) que se transmiten a las células musculares a lo largo de sus axones, las ramificaciones terminales de éstos y las uniones neuromusculares. Entre ambos lados de la membrana de las fibras musculares existe una diferencia de potencial eléctrico (potencial de membrana en reposo) de unos 90mV, siendo el interior de la célula negativo respecto al exterior [5].

La amplitud de la señal de EMG es naturalmente aleatoria y puede ser representada por una función de distribución Gausiana. Puede variar en un rango de 0 a 10mV (pico a pico). La energía utilizable de la señal está limitada en un rango de frecuencias de 0 a 500 Hz, con una energía dominante de 50 a 150Hz, resultando útiles aquellas por encima del nivel de ruido eléctrico [6].

### 2.2 Electrodo de superficie.

Se utilizaron los electrodos de plata cloruro de plata (Ag-AgCl) de la marca 3M®. Esta superficie es preferible a los de acero inoxidable, pues genera solo una pequeña corriente DC de offset en contacto con la piel. Estos electrodos detectan la señal de EMG a través de la piel mediante un gel conductor y en general se utilizan en una configuración bipolar. La ventaja principal que presentan es el carácter no invasivo y la facilidad de uso, son autoadhesivos. En relación a la ubicación de los electrodos en el brazo del voluntario, se ha optado por la configuración esquematizada en la figura 1, dos electrodos situados en los músculos a registrar y un tercer electrodo de referencia. En la bibliografía consultada, no existe una única configuración posible, sí hay datos acerca de la distancia recomendada entre electrodos y es de 1,5 cm para electrodos de 1,5 cm de diámetro, que es nuestro caso particular [7].

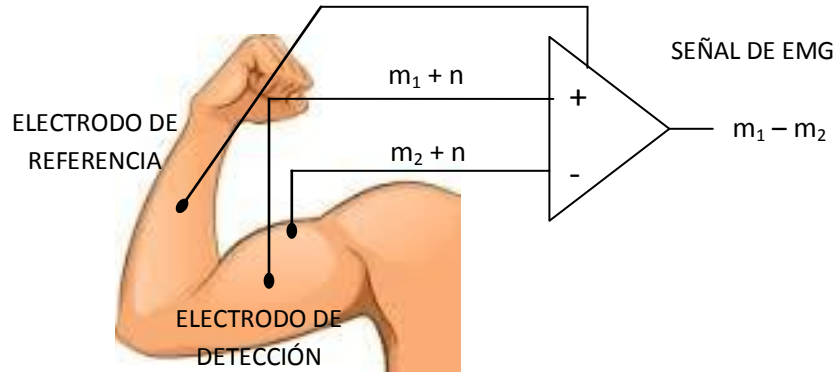


Figura 1. Configuración de la ubicación de los electrodos.

### 2.3 Descripción del circuito.

En la configuración utilizada se trató de lograr la mayor simplificación posible en cuanto al diseño de los circuitos electrónicos sin comprometer calidad de la señal obtenida. Se decidió realizar el circuito en etapas independientes, consiguiendo una mayor flexibilidad al momento de modificar los parámetros y testear el comportamiento en cada sección.

En base a configuraciones circuitales ampliamente utilizadas para la captura de las señales mioeléctricas y teniendo en cuenta los rangos de frecuencias de interés, se decidió realizar las siguientes etapas, que se describen en el orden en que se utilizan:

**Amplificador de instrumentación integrado INA129** (figura 2), posee un CMRR mínimo de 120dB difícil de obtener con resistencias y amplificadores operacionales discretos. Un CMRR alto es esencial para atenuar las señales no deseadas en la medición y que están presentes en ambas entradas en particular la señal de 50Hz inducida desde la red eléctrica. Por las características señal deseada/ruido, la medición de EMG necesita un CMRR mínimo de 90 dB.

Por otra parte la elección de un circuito con un alto CMRR permite implementar filtros de menor orden, simplificando el diseño, complejidad y número total de componentes.

En forma experimental se determinó la ganancia de esta etapa, se obtuvo una señal más limpia con  $G= 186$  ( $R_G=270\text{ohm}$ ).



# IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO  
DOCENTE  
DEL AREA  
MECANICA  
DE LAS  
INGENIERIAS

FoDAMI

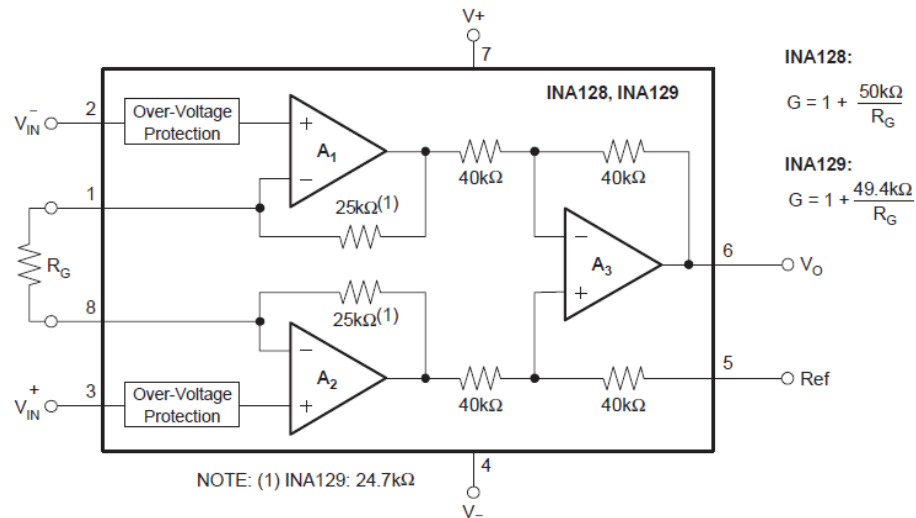


Figura 2. Amplificador de Bioinstrumentación Integrado, INA129

**Un filtro notch de 50Hz**, se realizó utilizando un circuito integrado uaf42 que posee la arquitectura de un filtro activo de variables de estado y permite implementar un filtro notch en forma sencilla con solo 6 resistencias externas.

Los valores de los componentes se obtuvieron calculando para 50Hz las ecuaciones que el fabricante ofrece en el boletín de aplicación: **(sfba012) DESIGN A 60Hz NOTCH FILTER WITH THE UAF42** (figura 3).

**Un filtro pasa banda**, (figuras 4a y 4b) implementado con un filtro pasa alto con frecuencia de corte de 20Hz en cascada con un filtro pasa bajo con una frecuencia de corte de 500Hz. Ambas etapas son del tipo butterworth de cuarto orden realizado con la topología sallenkey. Para su construcción se utilizaron amplificadores operacionales de propósito general. Las frecuencias mencionadas son las correspondientes a la banda de frecuencias de interés para este tipo de señales.



# IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO  
DOCENTE  
DEL AREA  
MECANICA  
DE LAS  
INGENIERIAS

# FoDAMI

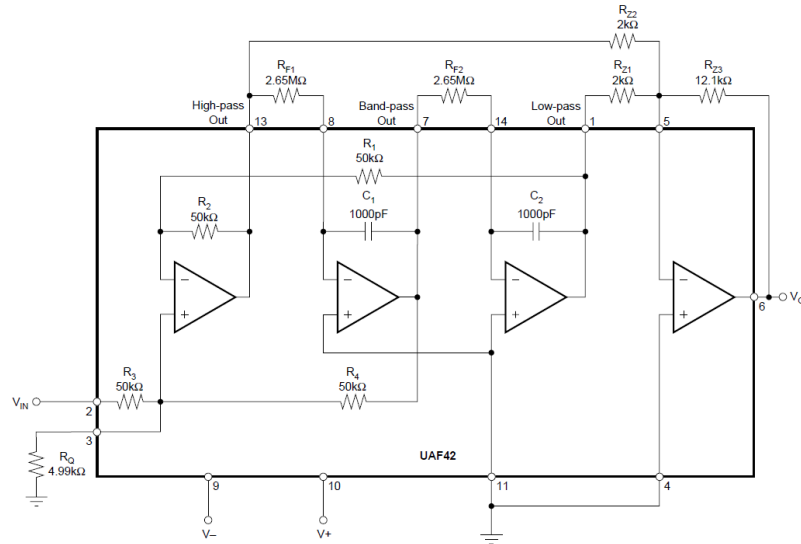


Figura 3. Filtro Notch con UAF42

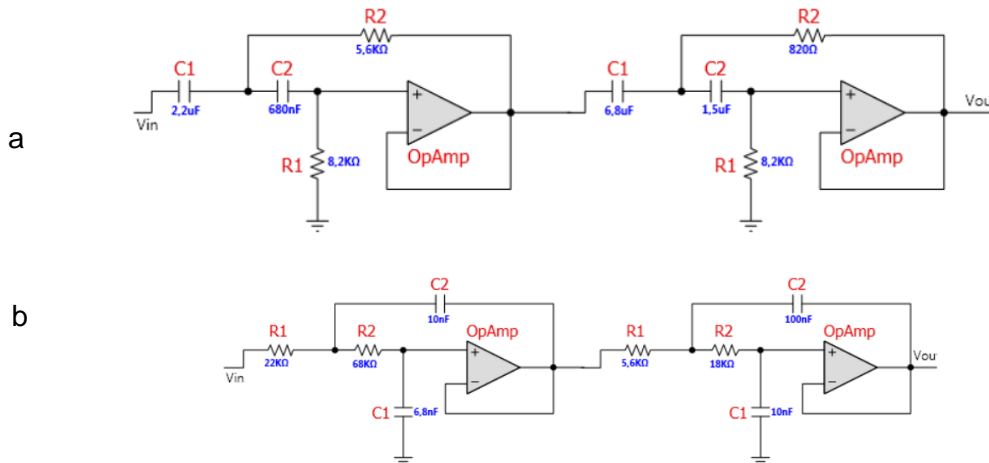


Figura 4. a) Filtro pasa altos, frecuencia de corte 20Hz. b) Filtro pasa bajos, frecuencia de corte 500Hz.

**Rectificación**, para lograr una señal solo con componente de tensión positiva antes del procesamiento digital, se construyó un circuito de rectificación de precisión seguido de uno de filtrado, así se logra obtener la envolvente de la señal rectificada, figura 5.

Para eliminar la posibilidad de introducir ruido de 50Hz a través de la alimentación en las primeras pruebas, en lugar de una fuente con transformador, se utilizaron dos baterías en serie para



# IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO  
DOCENTE  
DEL AREA  
MECANICA  
DE LAS  
INGENIERIAS

FoDAMI

suministrar +9v, -9v a los circuitos, el punto medio de las mismas como GND y además, para simplificar el circuito, allí se conecto el electrodo de referencia.

En las pruebas realizadas en el laboratorio se determinó que bajo las condiciones de estudio no era indispensable el filtro notch de 50Hz debido a que el amplificador de instrumentación integrado INA 129 tiene un alto rechazo a las señales comunes a ambas entradas (CMRR mínimo de 120dB). El filtro pasa banda fue necesario ya que, en forma intermitente, en algunas pruebas se captaban ruido cuya frecuencia se comprendía entre 5 y 25 kilohertz. Finalmente, el circuito quedó comprendido por el amplificador de instrumentación, filtro pasa banda, y la etapa de rectificación.

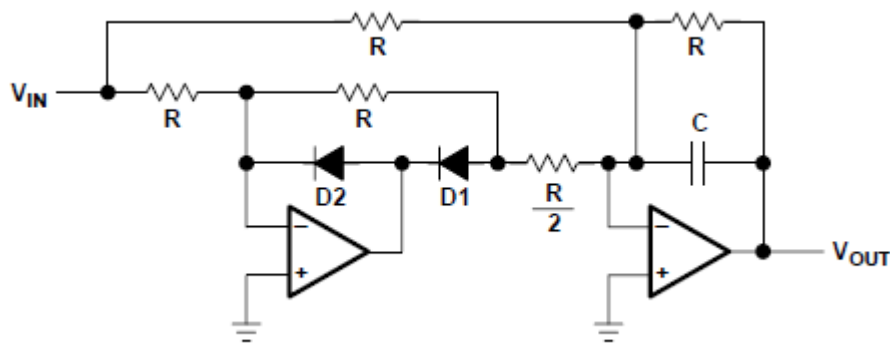


Figura 5. Etapa de rectificación

## 2.4 Placa Convertora e Instrumento Virtual.

La placa convertora es del modelo Lab-PC-1200AI de National Instruments® on board. Tiene 8 canales de entrada analógicas que pueden ser configuradas como 8 entradas simples o bien 4 entradas diferenciales, un convertor ADC de 12 bits de aproximación sucesiva.

Se diseñó además un software para la visualización de la señal adquirida desarrollado en LabVIEW 6i [8], el cual debe realizar la adquisición de la señal, mostrarla en pantalla y almacenarla en disco, para luego ser procesada mediante algún algoritmo diseñado *ad hoc*.

## 3. RESULTADOS

En la figura 6 se puede observar la señal de EMG capturada. Figura 6 a) señal de EMG desplegada en el osciloscopio. La señal superior representa la señal rectificada y la gráfica inferior es la señal original capturada. Se observan dos contracciones. La figura 6 b) es la imagen del

brazo del voluntario del cual se está registrado la señal. Se observan dos electrodos ubicados según lo mencionado en la sección 2.2.

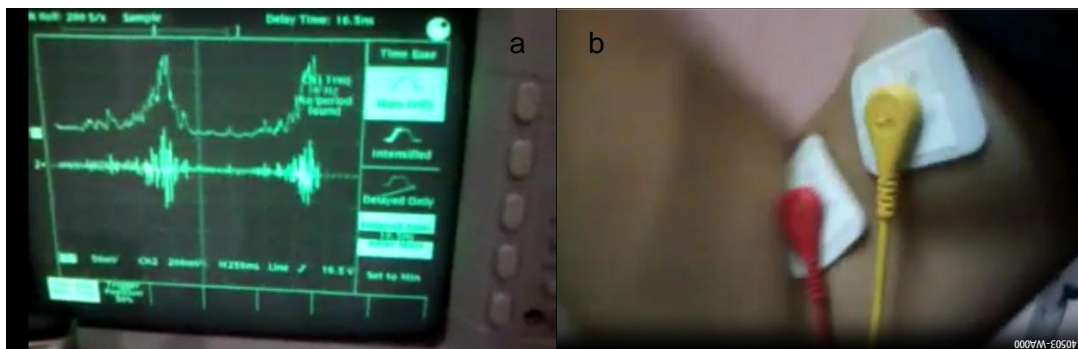


Figura 6. a) Señal de EMG capturada y desplegada en el osciloscopio digital. b) Electrodo en el antebrazo.



Figura 7. a) Señal de ECG. b) Electrodo ubicado según derivación II.

En la figura 7 a) se puede observar la señal de Electrocardiograma (ECG). Esta señal fue capturada con el amplificador diseñado, esto se debe a que la señal de ECG es de frecuencias más bajas que la de EMG, entre 0Hz y 150Hz. En b) puede observarse la disposición de los electrodos, derivación II modificada, esto es, electrodos en pectorales y no en miembros, para una mejor captura de los biopotenciales.



# IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO  
DOCENTE  
DEL AREA  
MECANICA  
DE LAS  
INGENIERIAS

FoDAMI

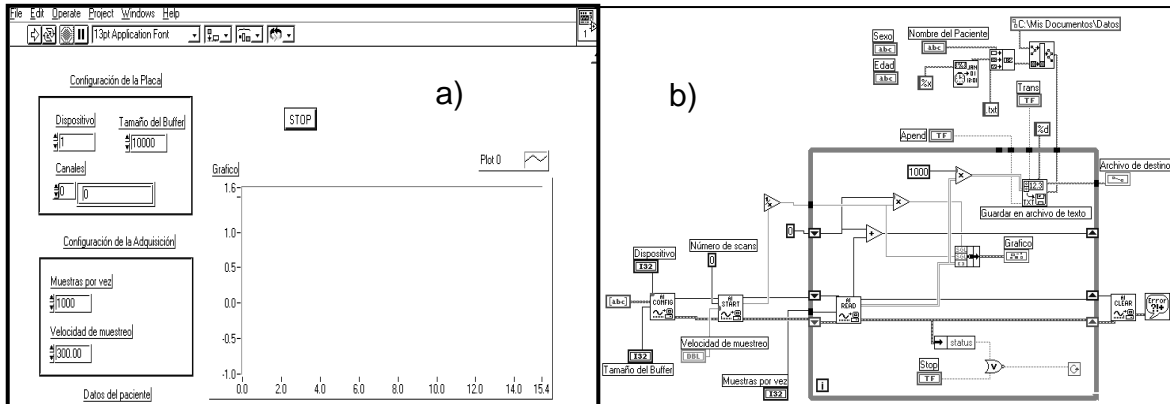


Figura 8. Instrumento Virtual. a) Panel Frontal donde se despliega la señal capturada. b) Código Gráfico de Programación del Instrumento.

En la figura 8 se puede observar el instrumento virtual en Labview. En la figura 8a) el panel frontal del instrumento, se distinguen un área de despliegue de la señal adquirida y bloques de configuración de la placa y parámetros del proceso de adquisición de datos.

La figura 8b) muestra el código gráfico de programación, conformado por íconos, datos y conectores. Los datos adquiridos y almacenados en el buffer se leen para generar simultáneamente la visualización en pantalla y un archivo con formato texto que se guarda en el disco de la PC, compatible con el standard utilizado por la base de datos *Physionet* disponible en la web [9].

## 4. CONCLUSIONES

La configuración diseñada del amplificador de instrumentación cumple con los requisitos planteados. Logramos capturar una señal de EMG con bajo nivel de ruido, amplificada, rectificada y lista para ser procesada mediante técnicas digitales, lo que se realizará en una etapa siguiente. El instrumento virtual diseñado ofrece sencillez de operación y flexibilidad para modificar parámetros de diseño, en tiempo de ejecución. La configuración lograda permitirá crear bases de datos de señales bioeléctricas, ya sean éstas de ECG o EMG, pues hemos comprobado que este diseño es apto para ambas señales.



# IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO  
DOCENTE  
DEL AREA  
MECANICA  
DE LAS  
INGENIERIAS

FoDAMI

## 5. REFERENCIAS

- [1] “El libro blanco de la robótica en España Investigación, tecnologías y formación”. Gobierno de España. Ministerio de Ciencia e Innovación. Editorial CEA - GTRob MEC. 1ª edición. © CEA-GTRob, 2011.
- [2] **De Luca Carlo J.** “Surface electromyography detection and recording”. DelSys Incorporated. All rights reserved. 2002
- [3] <http://www.Who.Int/Mediacentre/Factsheets/Fs352/Es/> Discapacidad Y Salud Nota Descriptiva N°352 Septiembre De 2013. [on line].
- [4] **Muñoz Burbano Edgar, Paruma Oscar H. y Florez Juan F.** “Aplicaciones de las señales mioeléctricas para el control de interfaces hombre-máquina”. Disponible en: [http://ai.unicauca.edu.co/publicaciones/ASB\\_CIHM.pdf](http://ai.unicauca.edu.co/publicaciones/ASB_CIHM.pdf)
- [5] **Gila L., Malanda A., Rodríguez Carreño I., Rodríguez Falces J., Navallas J.** “Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas”. *Anales de los Sistemas Sanitarios de Navarra*, Vol. 32, Suplemento 3, Pp 27- 43. Año 2009
- [6] **Muñoz Agapito G.** “Caracterización de la señal de Electromiograma”. Proyecto de final de carrera. Universidad Politécnica De Madrid. Escuela Universitaria De Ingeniería Técnica Industrial. 2004.
- [7] **Fridlund Alan J, Cacioppo John T.** “Guidelines for Human Electromyographic Research”. *Psychophysiology. The Society for Psychophysiological Research*. Vol 23, No5. 1986
- [8] Lab-PC-1200/AI User Manual. Multifunctional I/O Board for the PC AT. National Instruments Corporation.
- [9] **Moody GB, Mark RG, Goldberger AL.** “PhysioNet: A Web-Based Resource for the Study of Physiologic Signals”. *IEEE Engineering in Medicine & Biology Magazine*, Vol. 20, No. 3, pp.70-75, May/June. 2001

## Agradecimientos

Este trabajo fue realizado dentro del marco del Proyecto de Investigación PICTO UNNE 2011 - 249 de la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica (La AGENCIA) y la Secretaría General de Ciencia y Técnica de la Universidad Nacional del Nordeste.

Al Sr. Gabriel Nuñez por su colaboración en la construcción y prueba de los filtros necesarios para el circuito electrónico.