

---

# PROTOTIPO INALÁMBRICO DE ELECTROMIOGRAFÍA PARA EL ANÁLISIS CLÍNICO DE LA MARCHA DE PACIENTES HEMIPLÉJICOS

Ubaldo, R. Padilla, L.

Departamento de Tecnología Industria, Universidad Simón Bolívar,  
ubaldorpl@yahoo.com

## Resumen

En el Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil (HOI), se aplica un método científico de evaluación, diagnóstico y tratamiento de la marcha Hemipléjica Espástica (HE), allí se recopilan los registros físicos articulares, antropométricos, cinemáticos, cinéticos y electromiográficos del paciente. La electromiografía mide y registra la actividad muscular durante la marcha. El Laboratorio de Marcha evalúa y registra la actividad de los músculos de los miembros inferiores. Sin embargo, en muchísimas oportunidades la recepción de las señales es tan deficiente que se prescinde de ella, generándose reportes incompletos. Que estos dispositivos son de tecnología cerrada cuya solución es crear un circuito con tecnología abierta y empleando para su transmisión inalámbrica, tecnología ya disponible como Bluetooth. Esta investigación es un proyecto en desarrollo y en la fase de simulación, que propone analizar el contexto de evaluación, diagnóstico y tratamiento de la marcha, especialmente la marcha HE, para proponer un circuito electrónico electromiográfico, no invasivo, con dispositivos asequibles en el mercado, basado en tecnología local y bajo costo, complementado con Bluetooth. Se utiliza Proteus (Labcenter Electronics) y CircuitMaker Protel International.

**Palabras clave:** prototipo inalámbrico, análisis clínico, hemiplejia, espástica.

## Introducción

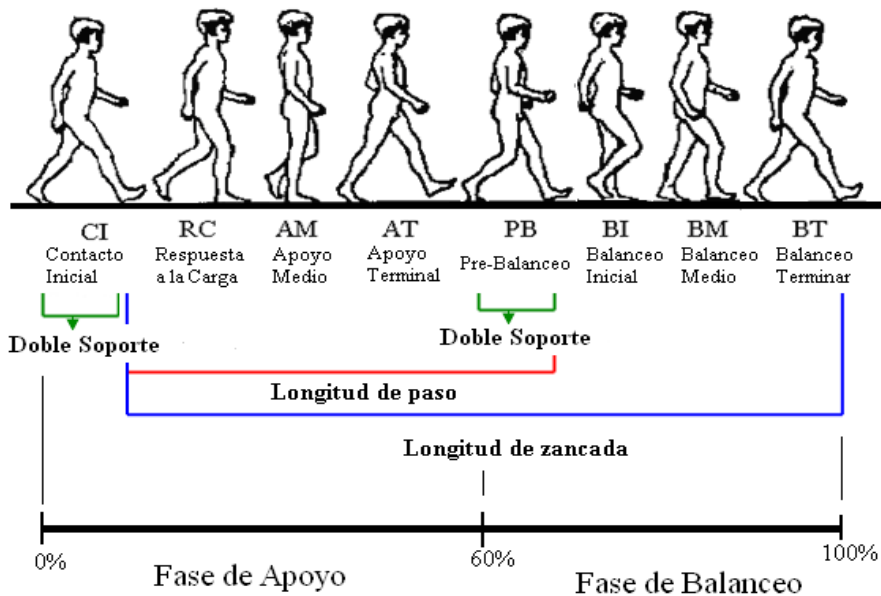
La marcha normal se caracteriza por estabilidad durante el apoyo, paso libre del pie en balanceo, preparación adecuada del pie para el contacto inicial, longitud adecuada del paso y conservación de la energía, [Proubasta *et al.*, (1997)]. Las enfermedades neuromusculares como la Parálisis Cerebral (PC) alteran estos requisitos. La Hemiplejía Espástica (HE) es una secuela de la PC que se caracteriza por músculos tensos y espasmos exagerados que afecta la cara, el tronco, el brazo y la pierna de un mismo lado del cuerpo. La marcha HE es tratada y clasificada en términos del miembro inferior afectado [Gage *et al.*, (1991)]. La interpretación de los registros obtenidos en el Análisis Clínico de la Marcha (ACM), facilita el estudio y comprensión de los efectos patológicos neuro-músculo-esquelético que la afectan. Perry *et al.*, describe la acción muscular de las articulaciones del miembro inferior desde las regiones distales a las proximales. La electromiografía se utiliza para medir la actividad muscular durante un movimiento. [Perry *et al.*, (1992)] utilizó la electromiografía para investigar la deformidad del pie equino forzando la dorsiflexión cuando se extiende la rodilla. [Hoffer *et al.*, (1974)] utilizó la electromiografía en la planificación del tratamiento de niños con pie varo espástico. Una señal electromiográfica es la suma algebraica de muchas secuencias repetitivas de potencial de acción que atraviesan numerosos

axones de nervios [Gage y Winter *et al.*, (1980)]. El laboratorio de marcha del Hospital Ortopédico Infantil se cuenta con sensores inalámbricos de señal, pero estos dispositivos son de tecnología cerrada y en muchísimas oportunidades la recepción es deficiente, al punto que en varias oportunidades se prescinde de ella, generando reportes del ACM incompletos. Este inconveniente abre la posibilidad de crear un prototipo de circuito electrónico electromiográfico y tecnología Bluetooth ya existente en Venezuela.

## Fundamentos Teóricos

Análisis Clínico de la Marcha (ACM)

Winter, Perry y Posada, dividen el Ciclo de Marcha (CM) en cinco eventos para la Fase de Apoyo (FA) y tres para la Fase de Balanceo (FB), la Figura 1 muestra el ciclo de marcha normal.



**Figura 1.** Fases secuenciales del Ciclo de Marcha.

La Tabla 1 Describe la fase de apoyo subdividida en: Contacto Inicial (CI), Respuesta a la Carga (RC), Apoyo Plantar (AP), Apoyo Medio (AM), Apoyo Terminal (AT) o despegue del

talón, Pre-Balanceo (PB) o despegue de los dedos. La fase de balanceo se subdivide en: Balanceo Inicial (BI), Balanceo Medio (BM) y Balanceo Terminal (BT).

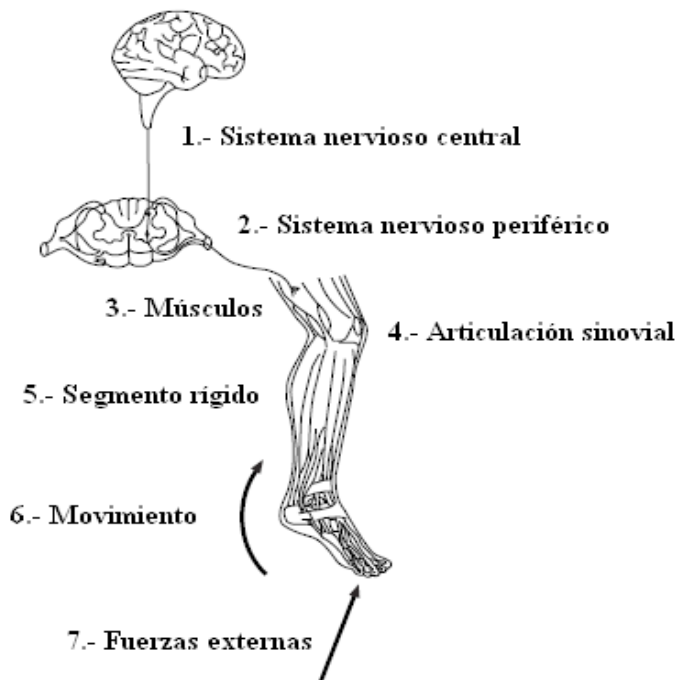
**Tabla 1.** Descripción de los indicadores evaluados

Fases	Sub-división	Descripción	Intervalo
Apoyo (0-60) %	CI	Contacto Inicial (CI)	(0-2) %
	RC	Respuesta a la Carga (RC)	(0-10) %
	AM	Apoyo Medio (AM)	(10-30) %
	AT	Apoyo Terminal (AT)	(30-50) %
	PB	Pre- Balanceo (PB)	(50-60) %
Balanceo (60-100) %	BI	Balanceo Inicial (BI)	(60-73) %
	BM	Balanceo Medio (BM)	(70-85) %
	BT	Balanceo Terminal (BT)	(85-100) %

**Fuente:** elaboración propia.

Según [Vaughan *et al.*, (1999)] la marcha es una relación causa-efecto, se inicia en el cerebro como un impulso del sistema nervioso y viaja a través del sistema

neuromusculoesquelético y termina en las extremidades inferiores con la fuerza de reacción del suelo.



**Figura 2.** Programación secuencia de la marcha

### **Músculos Monitoreados por Electromiografía en el Laboratorio de Marcha**

El recto anterior o femoral es un músculo fusiforme y porción del cuádriceps, solo ésta cabeza es biarticular. Se origina en la espina iliaca antero-inferior y se inserta en el borde superior de la rótula, continuando por su cara anterior hasta llegar a la espina anterior de la tibia por el tendón rotuliano. Se inerva por el nervio femoral. Contribuye a flexionar la cadera, con una ligera abducción, y a extender la rodilla. El tibial anterior es un músculo grueso y carnoso palpable, se ubica en la parte delantera de la tibia. Se origina en la mitad superior de la tibia por debajo de la rodilla y se inserta en

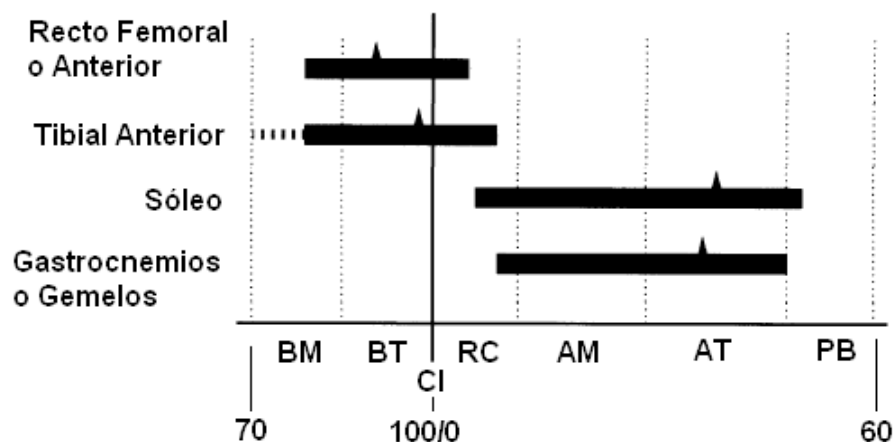
el cuneiforme medio y base del primer metatarsiano rodeando el escafoide. Se inerva por la rama profunda del nervio peroneo. Controla el descenso del pie al andar después de apoyar el talón. El sóleo es un músculo grueso y fusiforme situado en la parte posterior de la porción inferior de la pierna, se fija a la vez en la parte superior de la tibia y en el peroné, y en el arco tendinoso que conecta ambas cabezas. El tendón del sóleo se combina con el gastrocnemio para formar el tendón de Aquiles, la cual se inserta en la parte media del calcáneo. El sóleo está inervado por el nervio tibial, este músculo se utiliza para extender el tobillo o levantar el cuerpo. La contracción continua del sóleo evita

que el cuerpo se caiga hacia delante cuando se permanece de pie.

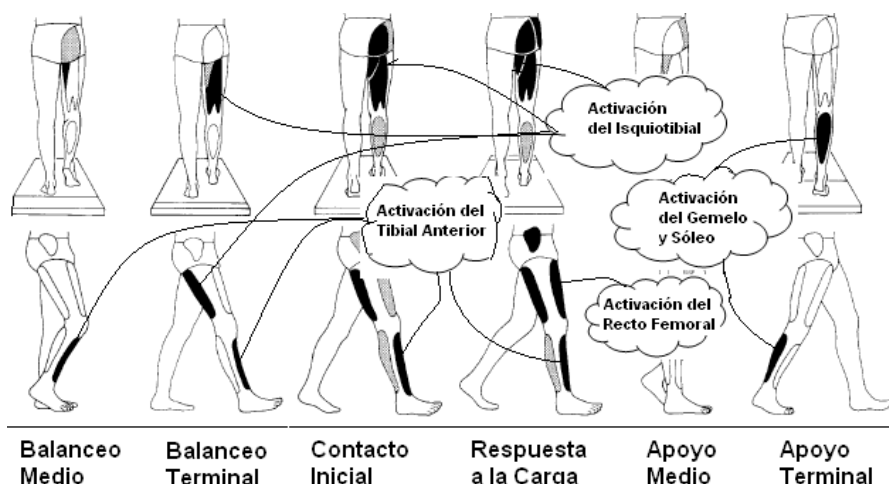
### La electromiografía de la activación muscular

En la Figura 3 se aprecia según [Perry *et al.*, (1974)], la activación muscular (línea

gruesa en negro) del Recto Femoral y del Tibial Anterior casi al final de la sub-fase de BM, en todo el BT y al principio de RC. El sóleo y los Gemelos se activan al final de RC y en todo el AM y AT [3].



**Figura 3.** Activación muscular en determinadas sub fases de la Marcha Normal



**Figura 4.** Expresión gráfica de la activación muscular durante la marcha

En un esfuerzo para visualizarlo mejor, la Figura 4, muestra esquemáticamente el músculo activado en color negro en cada uno de las sub-fase de la marcha. Según [Perry *et al.*, (1974)] la técnica de

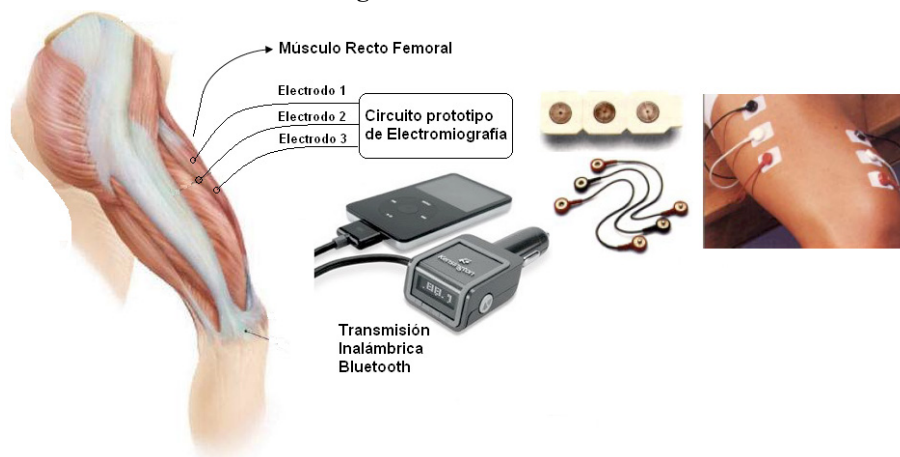
medición electromiográfico tiene rangos de voltajes de medición muy pequeños y frecuencia hasta cerca de 10 Kiloherzio, el método de adquisición es no invasivo, tal como se muestra en la Tabla 2.

**Tabla 2.** Descripción de los indicadores evaluados

Técnica de medición	Rango de medición	Rango de frecuencia (Hertz)	Sensor estándar
Electromiografía (EMG)	0,1 – 5 mVoltios	50 – 10.000	Superficial no invasivo

**Fuente:** Elaboración propia.

### Circuito electrónico electromiográfico

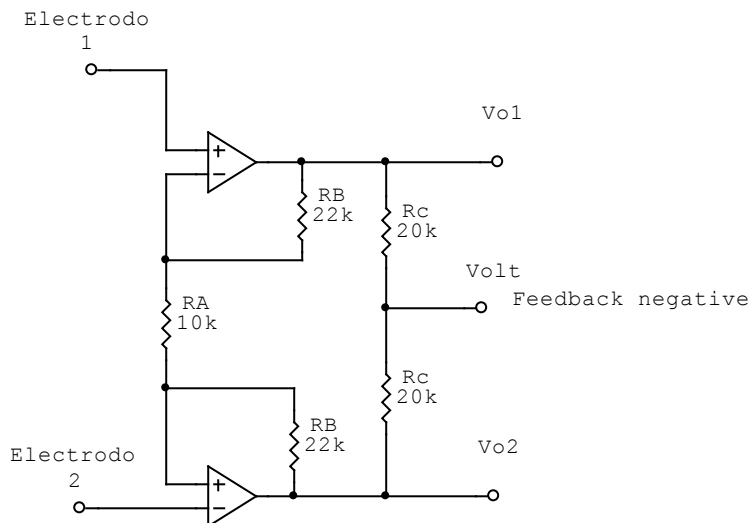


**Figura 5.** Esquema gráfico para monitorear el músculo Recto Anterior

### Amplificador de Instrumentación

Esta primera etapa, mostrada en la Figura 6, tiene la finalidad de no cargar el circuito de la red al paciente, su diseño debe corresponder para una Razón de Rechazo de Modo Común (RRMC) elevado. La RRMC es el cociente entre la ganancia diferencial y la ganancia

de modo común. Cuando la RRMC es alta, la señal de activación muscular se amplificará mucho más que la señal de modo común.

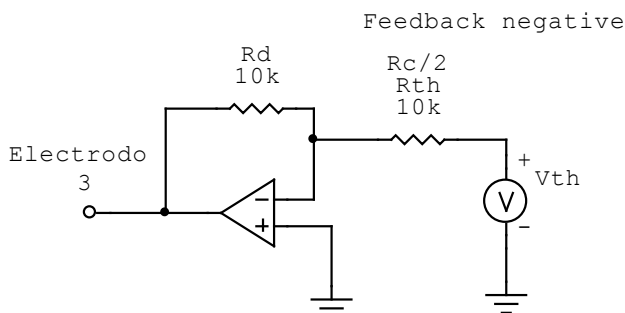


**Figura 6.** Esquema de circuito amplificador de instrumentación

### Amplificador de Realimentación negativa

La realimentación negativa polariza el músculo y disminuye la señal de modo

común a la entrada del amplificador de instrumentación, este circuito de realimentación se muestra en la Figura 7.

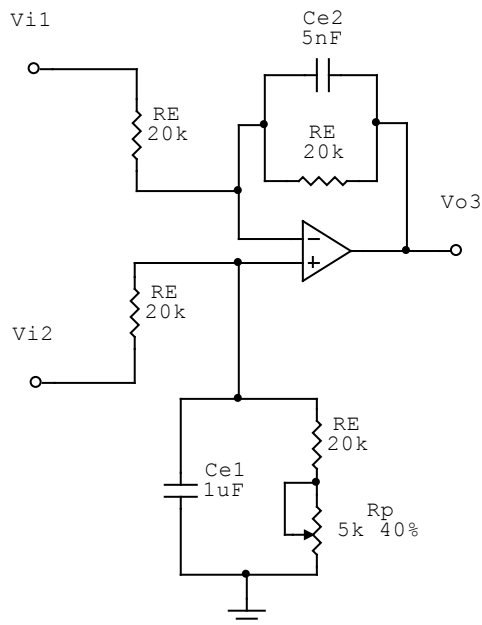


**Figura 7.** Esquema de circuito amplificador de realimentación

### Amplificador diferencial

El amplificador diferencial en la Figura 8, además que permite obtener la diferencia entre las dos entradas, con alta relación de rechazo de modo común aceptable,

tiene etapas limitadoras de frecuencia en la banda de interés electromiográfico.

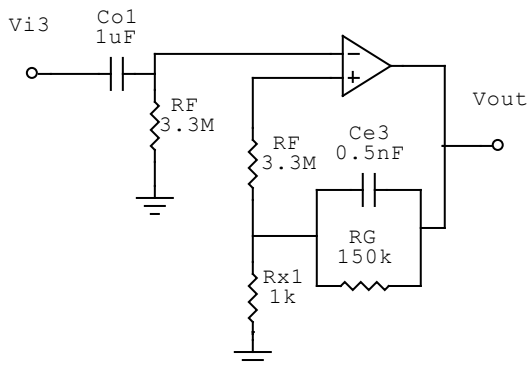


**Figura 8.** Esquema de circuito amplificador diferencial

### Amplificador de salida

En la Figura 9, se presenta el circuito de salida configurado como amplificador no inversor, la señal se introduce a través del capacitor de desacople en la entrada,

el cual ayuda eliminar la componente de continua, circuitos RC permiten filtrar la señal en la banda de frecuencia de interés.



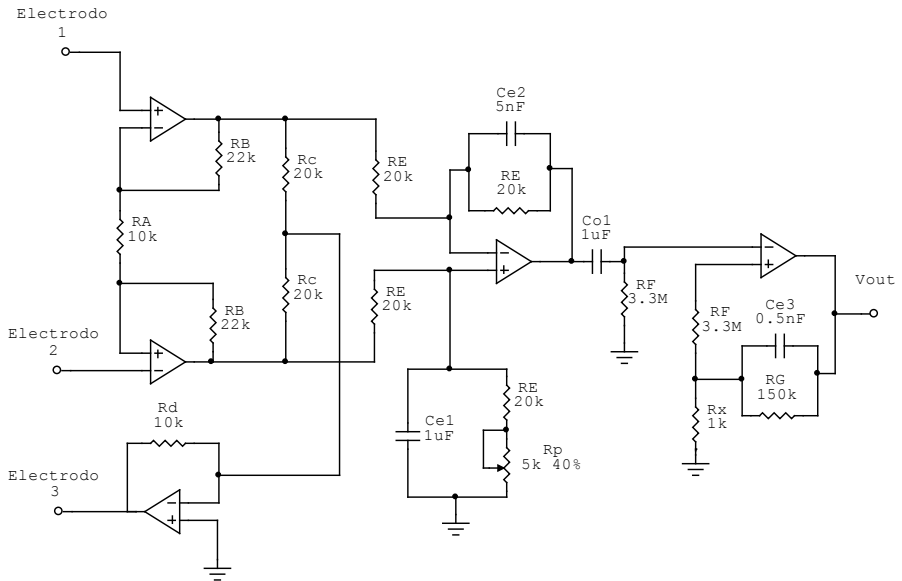
**Figura 9.** Esquema de circuito amplificador de salida



## Circuito electrónico de Electromiografía con Amplificadores Operacionales

El circuito analizado por parte corresponde

a una modificación realizada al circuito propuesto por Webster (2010) el circuito acoplado se muestra en la Figura 10.



**Figura 10.** Esquema de circuitos acoplados

### Objetivos

Identificar y conocer los músculos de los miembros inferiores más importantes para ser evaluados en el proceso de Análisis Clínico de la marcha

Implementar un prototipo de circuito electromiográfico para la visualización las señales de activación músculo-esquelético y luego transmitirla inalámbricamente vía Bluetooth para su procesamiento.

Evaluar y comparar los registros obtenidos de la actividad de grupos musculares a través del circuito prototipo, con los registros conocidos de dicha actividad en pacientes normales.

### Materiales y Métodos

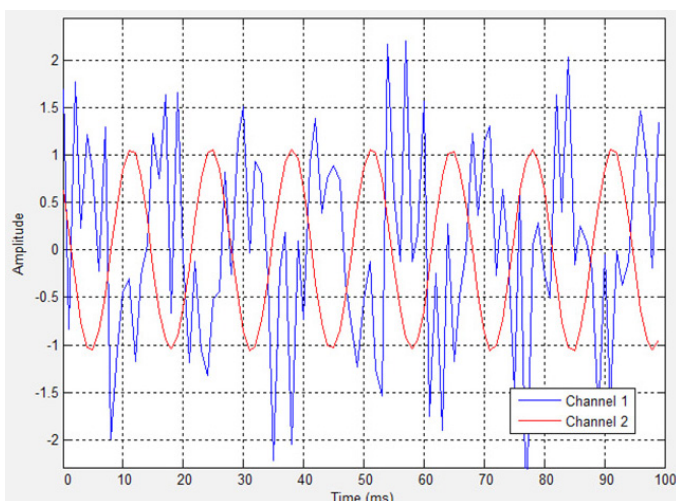
Inicialmente se procede a conocer el contexto del análisis clínico de la marcha siguiendo el protocolo establecido los Laboratorios de Marcha.

Se recopilan las estrategias de interpretación de los Expertos (Médicos Traumatólogo Ortopedista, Fisioterapeuta e Ingenieros Biomédicos) para analizar los registros electromiográficos de paciente normales. Se determina los circuitos electrónicos de electromiografías apropiados y factibles para ser diseñados y la tecnología existente para transmitirla inalámbricamente.

## Resultados y Discusión

Fueron realizadas pruebas de simulación utilizando Proteus (Labcenter Electronics), en las etapas acopladas de todos los circuitos. Se aplicó una señal con amplitud y frecuencia dentro del rango de una señal de activación muscular. Una vez que se realice el montaje en físico de los circuitos se realizaran los ajustes necesarios y utilizando electrodos superficiales se

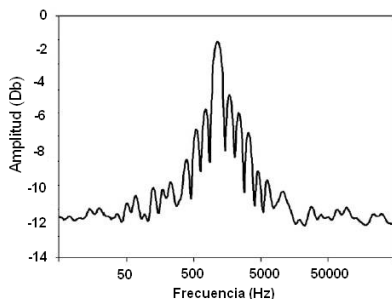
harán la pruebas de activación muscular en pacientes con marcha normal. Luego se implementará la transmisión en Bluetooth, de manera que el paciente pueda desplazarse cómodamente durante la marcha. Una vez que se tenga un prototipo capaz de registrar la activación electromiográfica de pacientes normales, se tendrá la capacidad de registrar la activación del mismo en de pacientes hemipléjicos.



**Figura 11.** Esquema de circuito amplificador de instrumentación

En una segunda evaluación simulada se verificó que el ancho de banda de dispositivo se encuentre dentro del

rango de frecuencias de las señales de activación muscular.



**Figura 12.** Esquema de circuito amplificador de instrumentación

## Conclusiones

La simulación de los circuitos acoplados, se realizó verificando la respuesta temporal con una señal dentro del rango de amplitud y frecuencia electromiográfica. Igualmente, se verificó la respuesta en frecuencia, al excitar el circuito con señales de diferentes valores de frecuencia y amplitud constante de 5mV (mVolt.), se tomó nota de la frecuencia y la amplitud de la señal de respuesta. La amplitud de la señal de respuesta se normalizó a la amplitud máxima de 5mV, para luego poder expresarla en unidades relativas de decibelios aunque la respuesta temporal presenta distorsión (Figura 11), el prototipo de circuito inalambrico es un sistema causal dado que se obtiene una respuesta solo cuando es excitado por una señal de entrada dentro del rango y de respuesta es el conjunto de componentes de señales sinusoidales de Fourier que permiten reconstruir la señal de entrada. La respuesta en frecuencia (Figura 12) determina que el ancho de banda en frecuencia se ubica dentro de una señal electromiográfica. El ancho de banda puede ser modificado ajustando la frecuencia de corte de los dispositivos RC del circuito.

## Agradecimiento

Al Doctor Carlos Prato y todo el personal Especializado en Rehabilitación del Laboratorio de la Marcha del HOI, por colaborar con su experiencia en los conocimientos de la marcha humana.

## Referencias Bibliográficas

- Gage, J.(1991) "Gait Analysis in Cerebral Palsy". Mac Keith Press Ltd., Netherhall Gardens The Spastics Society. First Published New York. Pág 101-132.
- Hoffer, M. M., Reisswig: J. A., Garrett, A. M., Perry, J. (1974) 'The split anterior tibial tendon transfer in the treatment of spastic varus hind foot of childhood.' Orthopedic Clinics of North America, 5, 31-38.
- Perry, J.(1992). Gait Analysis, Normal and Pathological Function. McGraw-Hill, 2nd Edition, USA .
- Posadas, Alfredo, Rupcich, Marcel, Bravo, Ricardo, Urbano, Danirida, Barreto, Mariana. X Jornadas Científicas del Hospital Ortopédico Infantil. La Ortopedia Infantil hacia el siglo XXI. Curso Pre-Congreso: Análisis 3D de la Marcha Normal. Del 25 al 28 de Octubre de 2000, Caracas, Venezuela.
- Proubasta, I.; Gil, J. y Planell, J. (1997)"Fundamento de Biomecánica y Biomateriales". Editorial Ergon. 1era Edición. Madrid. Pág 73-269.
- Vaughan, C.; Davis, B. y O'Connor, J.(1999) "Dynamics of Human Gait". Editorial Kiboho. 2era Edición. Cape Town, South Africa.
- Webster, J.(2010) "Médical Instrumentation Applications and Design", Capítulo 3, Amplificadores biopotenciales, Interferencia de equipos Eléctricos, Pág. 249.
- Winters,T., Gage, J. y Hicks, R.(1987) "Gait Patterns in Spastic Hemiplegia in Children and Young Adults". J. Bone Joint Surg Am. Vol 69.pp.437-441, 1987.