

## Caracterización espectroscópica de impedancia de polímeros para el uso en electrodos de electrocardiogramas

**Bremnen Véliz, Víctor Huilcapi, Ricardo Cajo**

Grupo de Investigación en Sistemas de Control y Robótica (GISCOR), Facultad de Ingenierías, Universidad Politécnica Salesiana, Chambers 227 y 5 de Junio, Guayaquil, Ecuador.

Autores para correspondencia: {bveliz, vhuilcapi, rcajo}@ups.edu.ec

Fecha de recepción: 21 de septiembre 2014 - Fecha de aceptación: 17 de octubre 2014

### RESUMEN

Un estudio comparativo de la impedancia de un polímero tipo poliolefina termoplástica elastómera con un electrodo comercial gelificado universal ha sido hecho con el fin de determinar si el polímero puede ser usado como electrodo seco para la adquisición de señales cardiacas. Los resultados de la espectrometría de impedancia mostraron características muy parecidas y que ambos se comportan como dispositivos resistores, por ejemplo a 120 Hz el polímero registró una resistencia de 6,3 k $\Omega$  y el electrodo comercial 7,2 k $\Omega$ . Además, se obtuvo una relación lineal de corriente contra voltaje, determinando resistencias de 7 k $\Omega$  y 8,2 k $\Omega$  para el polímero y electrodo comercial gelificado respectivamente. Finalmente concluimos que es aplicable el uso de este polímero en electrodos secos.

Palabras clave: Electrodos, polímeros, poliolefina termoplástica elastómera, electrocardiograma, espectroscopia de impedancia.

### ABSTRACT

A comparative impedance study of a polymer type Thermoplastic Polyolefin Elastomer with a commercial universal gel electrode has been made in order to know whether the polymer can be used as dry electrode for the acquisition of cardiac signals. The results of the impedance spectroscopy showed very similar characteristics and that both devices behave as resistors. For instance, at 120 Hz the polymer measured a resistance of 6,3 k $\Omega$  and the commercial gel electrode 7,2 k $\Omega$ . Further, it was getting a linear relation of current versus voltage, determining resistances of 7 k $\Omega$  and 8,2 k $\Omega$  for the polymer and commercial gelled electrode respectively. Finally we have concluded that the polymer is applicable to construct dry electrodes.

Keywords: Electrodes, polymer, thermoplastic polyolefin elastomers, electrocardiogram, impedance spectroscopy.

## 1. INTRODUCCIÓN

Los electrodos comerciales para el monitoreo de señales cardiacas como el Ag/AgCl son electrodos húmedos que usan geles para reducir la impedancia en la interface electrodo-piel (Miller *et al.*, 1974). Sin embargo hay una nueva tendencia con electrodos secos que resulta de gran interés porque a diferencia de los electrodos convencionales húmedos tienen dos ventajas (Baba *et al.*, 2008): Primero, son reutilizables, porque no requieren de la preparación de la piel ni el adhesado con pastas o geles. Segundo, no irritan la piel por lo que pueden ser usados por un periodo largo sin producir riesgos de infección.

A fin de mejorar las características de los electrodos secos respecto a los electrodos húmedos, diversas clases de materiales conductivos (Baba *et al.*, 2008; Matthews *et al.*, 2008; Hoffmann *et al.*, 2007; Paradiso *et al.*, 2006) se están estudiando para ser utilizados como electrodos secos, entre estos

están los polímeros (Chin-Teng *et al.*, 2011; Muihlsteff *et al.*, 2004). Se conoce que los polímeros tienen características de aislantes eléctricos, pero se han desarrollado polímeros conductores artificialmente hechos de plásticos que se caracterizan por ser conductivos y flexibles.

Se busca que los nuevos electrodos secos (García *et al.*, 2007) puedan proveer una similar o mejorada calidad de señal a ruido y biocompatibilidad que los electrodos gelificados. En los electrodos secos, un contacto estable y flexible es útil en la interface electrodo-piel, porque el movimiento del cuerpo o músculos provoca deslizamientos que alteran la adquisición de señales. En la Tabla 1, se expone un resumen de investigaciones realizadas de electrodos secos y flexibles (Meziane *et al.*, 2013). También es necesario el diseño de amplificadores diferentes (Richard *et al.*, 2010) para equipos de electrocardiografía que reúnan los requerimientos de la American Heart Association (AHA).

**Tabla 1.** Comparación de electrodos secos flexibles.

Autores	Constitución del electrodo	Geometría	Ancho de banda
Hoffman <i>et al.</i> (2007) (Biopotencial)	Polarizables metales (Plata, oro, platino, iridio). No polarizables metales (galvanizado y sintetizado Ag/AgCl, platino negro). Polímeros cubiertos de metales (PEDOT sobre oro, iridio y platino, polipirrol sobre oro e iridio). Conductiva pasta de nano partículas (plata, carbón) en polixilosano.	Cuadrado 1 cm <sup>2</sup>	0,1 Hz - 100 kHz
Gruetzmann <i>et al.</i> (2007) (ECG)	Lamina de plata seca. Conductiva espuma (poliéster y poliestireno), titanio como capa de adhesión. Capacitivo electrodo (SiO <sub>2</sub> )	2 cm de diámetro, 0,3 mm, 1-4 cm <sup>2</sup> (rectangular) 15-100 nm SiO <sub>2</sub> de espesor.	30 Hz - 100 kHz
Baek <i>et al.</i> (2008) (ECG)	PDMS (sustrato), Titanio (capa de adhesión), oro (centrado)	10 mm de ancho, 3 mm de espesor, 1,5 mm de altura de curvado metal.	0,5 Hz - 100Hz
Pylyatiuk <i>et al.</i> (2009) (EMG)	Polixilosano (nano partículas), polixilosano (carbón 9 Ω cm <sup>-1</sup> ), polixilosano (carbón tratado 2,8 Ω cm <sup>-1</sup> ), termoplástico elastómero (cubierto con plata. Vidrio 0,01 Ω cm <sup>-1</sup> )	2 cm de diámetro, 3 cm separado.	10 Hz – 500 Hz
Chi <i>et al.</i> (2010) (ECG, EMG)	De película delgada, metal seco de algodón - plata, MEMS Ag/AgCl		0,7 Hz - 100 Hz

En este contexto, a fin de probar con nuevos materiales, hemos seleccionado el polímero tipo poliolefina termoplástica elastómera (TEO) (Hemphill *et al.*, 2003) cuyas aplicaciones son más bien en el sector del transporte, pero cuyas especificaciones (Thermoplastic Polyolefin Elastomer, 2014) indica que es conductivo, elástico y tiene excelente resistencia a impactos y ácidos. Por lo tanto, estas características motivan a estudiarlo para el uso como electrodo de electrocardiograma.

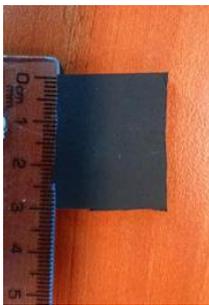
En el presente artículo, se expone el estudio del polímero TEO aislado y sin la interface con la piel, se realiza la caracterización de la medida de impedancia en magnitud, fase en función de la frecuencia y la obtención del diagrama de Nyquist, esta técnica es denominada espectrometría de impedancia. Luego usando la misma técnica se caracteriza un electrodo biomédico gelificado comercial. Por último determinamos la relación de corriente y voltaje de las dos muestras; y con estos experimentos comparamos ambos comportamientos, que tuvieron una gran semejanza y por lo tanto posible idoneidad del polímero TEO como electrodo de electrocardiograma.

## 2. EXPERIMENTO

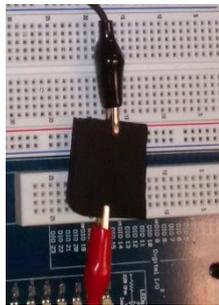
Se usó un polímero TEO, que posee una resistencia de tracción de 4MPa, resistencia de elongación 400% y resistividad eléctrica de  $1 \times 10^3 \Omega \text{ cm}^{-1}$ . El TEO tiene un color negro y su tamaño fue de 3 cm de largo, 2,5 cm de ancho y 3 mm de espesor como se muestra en la Fig. 1.

El electrodo biomédico comercial seleccionado fue el de monitoreo universal 3M Red Dot 2560 que se muestra en la Fig. 2; mismo que está constituido por una cinta de espuma, un metal circular centrado en un área de gel de forma elipsoidal con semiejes de 2,2 cm x 2 cm x 2 mm de espesor.

Primero se procedió a conectar por medio de lagartos los extremos del polímero (a su largo) a una tarjeta de adquisición de datos y luego tomar las lecturas. Segundo, fue conectar y medir con el mismo instrumento el electrodo comercial gelificado colocando un conector lagarto en un extremo en el gel y el otro a la parte metálica, ya que es así como funciona el electrodo. Finalmente, con los datos obtenidos se procedió a graficar y analizar los resultados.



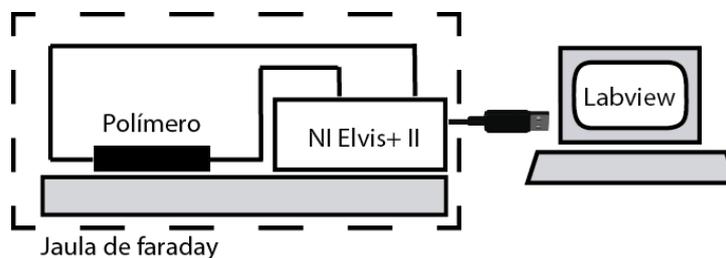
**Figura 1.** Polímero - Poliolefina termoplástica elastómera.



**Figura 2.** Electrodo comercial (3M Red Dot 2560).

Para la toma de datos se utilizó la tarjeta de adquisición de National Instruments Elvis II+ y un programa que hemos desarrollado en el entorno de Labview para comandar y hacer la interface con la tarjeta. Una jaula de Faraday se usó con el fin de evitar interferencias o acoplamientos parásitos que influyan drásticamente con las mediciones. El esquema del sistema de medición se muestra en la Fig. 3.

En el programa de Labview se configuró para que las mediciones se hagan en un barrido la frecuencia de 1 Hz a 500 Hz para el procesamiento de datos de impedancia y fase, consideramos que este rango de frecuencia es amplio para la operación de señales cardiacas. Con la misma instrumentación se determinó además la respuesta de corriente a variaciones de voltaje de 0 a 5 V.



**Figura 3.** Diagrama de bloques del sistema de medición.

## 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

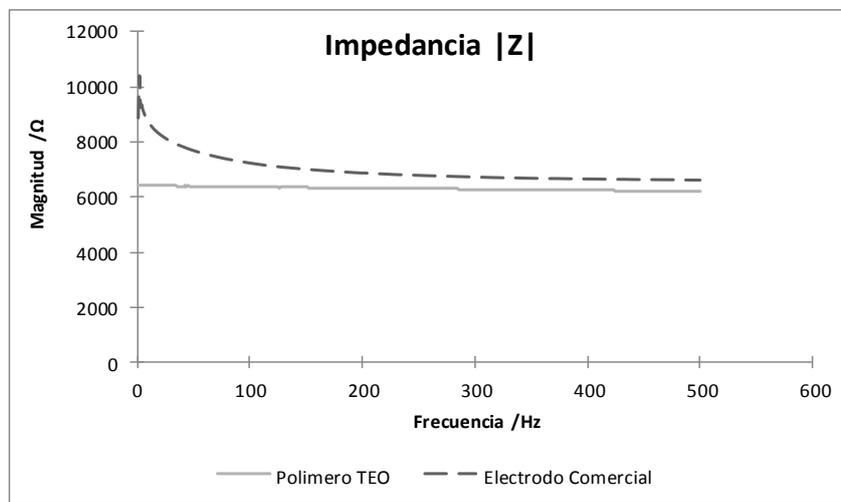
En la Fig. 4 se muestra la magnitud de la impedancia en función de la frecuencia en escala lineal. La magnitud de la impedancia del polímero TEO es casi independiente de la frecuencia, mientras que el

electrodo comercial gelificado experimenta una dependencia inversa trivial con la frecuencia. Los órdenes de magnitud de la impedancia en el polímero y electrodo son similares, 6,3 kΩ a 120 Hz para polímero TEO, mientras que el electrodo tiene 7,1 kΩ a 120 Hz.

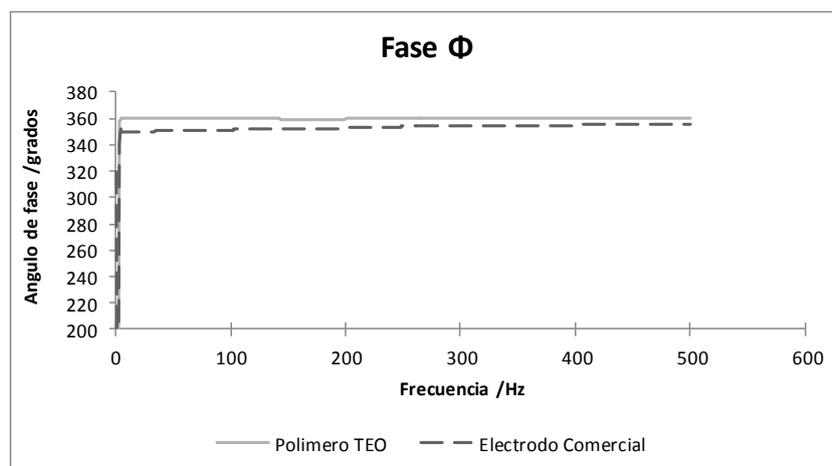
En la Fig. 5 se muestra el ángulo de la fase de la impedancia medido respecto a la frecuencia. El comportamiento de ambos es de nuevo muy parecido, la fase varía entre los 349° y 355°, es decir que el voltaje está prácticamente en fase (0°) con la corriente. Esta es una característica de un dispositivo resistivo puro.

En la Fig. 6 se observa el diagrama de Nyquist que consiste en la representación de la parte real e imaginaria de la impedancia del polímero TEO en el rango de frecuencia de 1 a 500 Hz. La parte real disminuye con la frecuencia, la parte imaginaria es negativa pero despreciable comparada con la parte real.

En la Fig. 7 se observa el diagrama de Nyquist del electrodo comercial gelificado, presenta una parte imaginaria negativa más notable, es decir tiene una pequeña componente correspondiente una reactancia capacitiva.



**Figura 4.** Magnitud de la Impedancia en función de la frecuencia del Polímero TEO y electrodo comercial.



**Figura 5.** Fase de la impedancia en función de la frecuencia del Polímero TEO y electrodo comercial.

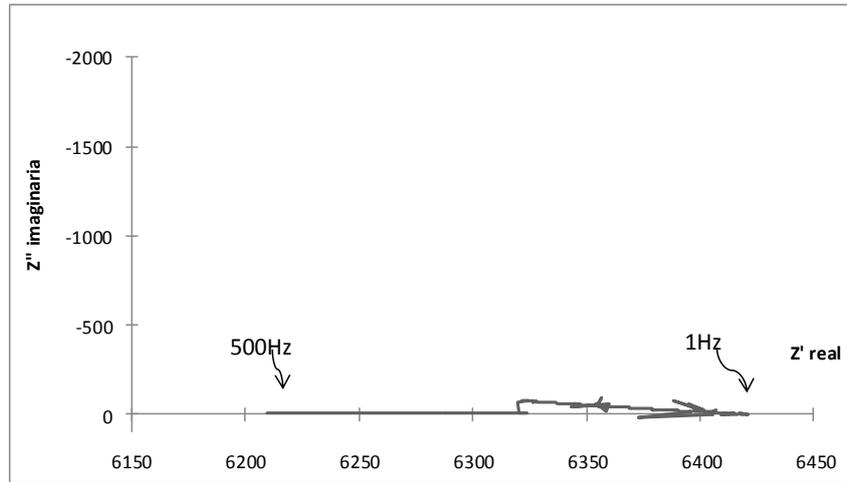


Figura 6. Diagrama de Nyquist del Polimero TEO.

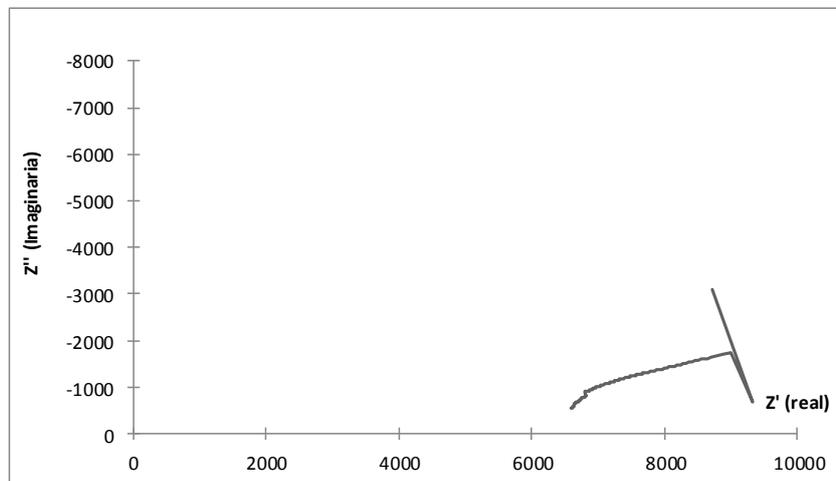


Figura 7. Diagrama de Nyquist del electrodo comercial gelificado.

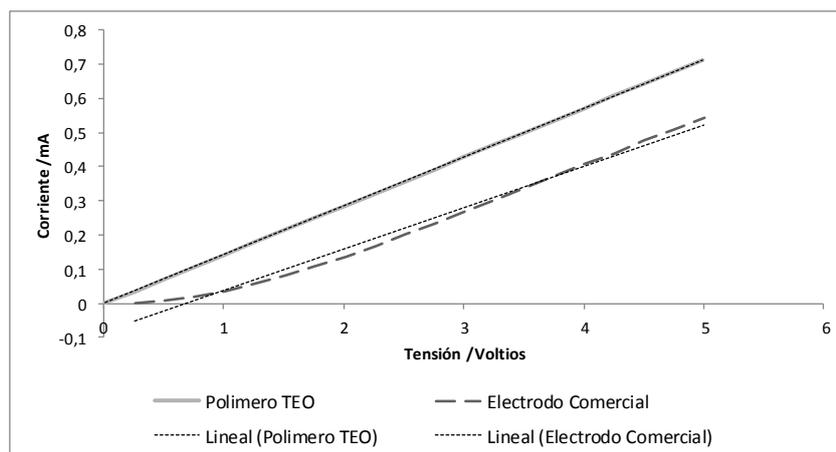


Figura 8. Curvas características de corriente vs voltajes.

Finalmente en la Fig. 8 se observan las características de corriente y voltaje de ambos dispositivos en un barrido de tensión de 0 a 5 V, con pasos de 0,25 V. Es destacable apreciar que las ecuaciones de tendencias son relaciones lineales, siendo el polímero TEO un poco más lineal que el electrodo comercial gelificado. La pendiente del polímero TEO es  $0,41 \text{ mA V}^{-1}$ , mientras que la pendiente del

electrodo comercial gelificado es de  $0,12 \text{ mA V}^{-1}$ . Nuevamente este comportamiento es característico de una resistencia. Los valores de las resistencias se determinan por el valor recíproco de sus pendientes, resultando  $7 \text{ k}\Omega$  para el polímero y  $8,2 \text{ k}\Omega$  para el electrodo comercial.

#### 4. CONCLUSIONES

Hemos propuesto analizar un polímero conductor, tipo poliolefina termoplástica elastómera, los resultados indicaron que posee características de impedancia comparables a los resultados que se obtuvo un electrodo comercial universal. Asimismo, por ser el polímero un material flexible (resistencia de tracción de  $4 \text{ MPa}$ , resistencia de elongación  $400\%$ ), nos lleva a concluir que el polímero tiene capacidad para ser empleado en electrodos secos de electrocardiogramas.

La espectrometría de impedancia nos mostró un comportamiento resistivo del polímero TEO, ya que la fase fue constante con valor aproximado de  $360$  grados. Además, la magnitud de la impedancia y la fase fueron prácticamente independientes en el rango de frecuencias de  $1 \text{ Hz}$  a  $500 \text{ Hz}$ . Por otro lado, el electrodo comercial gelificado fue resistivo con una fase que estuvo alrededor de los  $353$  grados. Sin embargo, se diferenció del polímero TEO, porque en el diagrama de Nyquist mostró una componente reactiva notoria.

Por otro lado, la magnitud de la impedancia es del mismo orden en ambos dispositivos, a la frecuencia de  $120 \text{ Hz}$  es  $6,3 \text{ k}\Omega$  para el polímero, y  $7,2 \text{ k}\Omega$  para el electrodo, lo que indica que con similares dimensiones se pueden obtener magnitudes de impedancia parecidas.

Se demostró la linealidad de las curvas características de corriente versus voltaje, se obtuvieron resistencias de  $7 \text{ k}\Omega$  para el polímero y  $8,2 \text{ k}\Omega$  para el electrodo.

Estos resultados nos dan un punto de partida para estudios posteriores que permitan implementar un electrodo. Será necesario por ejemplo analizar al polímero constituido como electrodo operando en contacto con la piel humana para determinar su biocompatibilidad y prestaciones que puedan ser mejoradas respecto de investigaciones ya realizadas sobre electrodos secos.

#### AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer a la Universidad Politécnica Salesiana-Sede Guayaquil por permitir el uso de sus laboratorios. Este trabajo fue apoyado en parte por el Grupo de Investigación en Sistemas de Control y Robótica (GISCOR) de la UPS-Sede Guayaquil.

#### REFERENCIAS

- Baba, A., M.J. Burke, 2008. Electrical characterisation of dry electrodes for ECG recording. 12th WSEAS International Conference on Circuits, 22-24 July, Heraklion, Greece, 6 pp. Disponible en <http://www.wseas.us/e-library/conferences/2008/crete/circuits/circuits10.pdf>.
- Baek, J.Y., J.H. An, J.M. Choi, K.S. Park, S.H. Lee, 2008. Flexible polymeric dry electrodes for the long-term monitoring of ECG. *Sensors Actuators*, A143, 423-429.
- Chi, Y.M., T.P. Jung, G. Cauwenberghs, 2010. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review. *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, 3, 106-119.
- García, G.A., F. Zaccone, R. Ruff, S. Micera, K.P. Hoffmann, P. Dario, 2007. Characterization of a new type of dry electrodes for long-term recording of surface-electromyogram. *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, June 12-15, Noordwijk, The Netherlands, 4 pp.

- Gruetzmann A, S. Hansen, J. Muller, 2007. Novel dry electrodes for ECG monitoring. *Physiological Measurements*, 28, 1375-1390.
- Hemphill, J.J., 2003. *New advances in elastomer technology*. Proceedings of the SPE-Automotive TPO Global Conference.
- Hoffmann, K.P., R. Ruff, W. Poppendieck, 2006. *Long-term characterization of electrode materials for surface electrodes in biopotential recording*. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS), 2239-2242.
- Hoffmann, K.P., R. Ruff, 2007. *Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring*. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS), Lyon, France.
- Lin, C.T., L.D. Liao, Y.H. Liu, I.J. Wang, B.S. Lin, J.Y. Chang, 2011. Novel dry polymer foam electrodes for long-term EEG measurement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(5), 1200-1207.
- Matthews, J.R., P.J. Turner, N.J. McDonald, K. Ermolaev, T.M. Manus, R.A. Shelby, M. Steindorf, 2008. *Real time workload classification from an ambulatory wireless EEG system using hybrid EEG electrodes*. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS), 5871-5875.
- Meziane, N., J.G. Webster, M. Attari, A.J. Nimunkar, 2013. Dry electrodes for electrocardiography. *Physiological Measurements*, 34, R47-R69.
- Miller, H.A., D.C.Harrison, 1974. *Biomedical electrode technology*. Publ. Academic, New York, USA.
- Muihlsteff, J.J., 2004. *Dry electrodes for monitoring of vital signs in functional textiles*. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS), 1-5 Sep., San Francisco, CA, USA, 4 pp.
- Paradiso, R., D. De Rossi, 2006. *Advances in textile technologies for unobtrusive monitoring of vital parameters and movements*. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS), Aug. 30-Sep. 3, New York, USA, 4 pp.
- Pylatiuk, C., M. Müller-Riederer, A. Kargov, S. Schulz, O. Schill, M. Reischl, G. Bretthauer, 2009. *Comparison of surface EMG monitoring electrodes for long-term use in rehabilitation device control*. Proc. Int. Conf. IEEE Rehabilitation Robotics, 4 pp.
- Richard, E., A.D.C. Chan, 2010. Design of a gel-less two-electrode ECG monitor. *IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, April 30-May 1, Ottawa, Canada, 4 pp.
- Thermoplastic Polyolefin Elastomer (TEO). Downloaded from <http://www.rtpcompany.com/products/product-guide/thermoplastic-polyolefin-elastomer-teo/> in September 2014.