



VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD 4, 5 y 6 de junio de 2015 “Generación de Nuevas Técnicas de Diagnóstico y Tratamiento”

Prototipo de Estimulación Funcional Eléctrica (FES) inalámbrico y de corriente constante para rehabilitación de extremidades

Roberto Ambrosio^a, J. Borunda^b, E. Sifuentes^b, A. Heredia^c, F. Guerrero^a, V. R. González^a

^a Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. Pue., roberto.ambrosio@correo.buap.mx,
fguerrero@ece.buap.mx, vicrodolfo.gonzalez@correo.buap.mx

^b Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Chih., juan_pablo@live.com

^c Universidad UPAEP, Pue., aureliohoraci.heredia@upaep.mx

1. RESUMEN

En el presente trabajo, se describe el desarrollo de un prototipo para un circuito electrónico FES el cual fue acondicionado para que la señal de estimulación no varíe con los cambios de la impedancia de la piel. Se presentan sus etapas de diseño, implementación y evaluación. En este circuito, la amplitud, frecuencia y ancho de pulso de la señal de estimulación son controlados de manera inalámbrica y a través de una interfaz gráfica de usuario implementada en una plataforma libre de programación usando un microcontrolador de bajo costo. El circuito FES esta compuesto por tres etapas principales; una fuente de corriente controlada por voltaje, una etapa de alto voltaje y una etapa de puente-H para alternar la señal, el voltaje producido por la fuente es mayor al reportado en la literatura (200V), para usarse en cargas de hasta 2 k Ω a 100 mA. El rango de amplitud de pulso es de 10-100 mA, la frecuencia de 20-100 Hz, el ancho de pulso de 250-500 μ s, además de que tiene la capacidad de generar tanto pulsos monofásicos como bifásicos. El circuito es alimentado por una batería de 9V, y posee dimensiones totales de 10x14x5 cm. Se realizó un análisis de su desempeño para determinar el efecto que tienen los parámetros de la señal en la fuente de alto voltaje.

2. INTRODUCCIÓN

Actualmente, el desarrollo de nuevas alternativas que permitan disminuir el impacto de las discapacidades en la humanidad es de gran importancia. Hoy en día, mas de 500 millones de personas viven con algún tipo de discapacidad [1]. Tan solo en México, se estima que el 1.8 % de la población posee algún tipo de discapacidad. La Organización Mundial de la Salud (OMS) define discapacidad como cualquier restricción o impedimento de la capacidad de realizar una actividad en la forma o dentro del margen que se considera normal para el ser humano. Las formas de discapacidad de más recurrencia en México son las motrices, visuales, mentales y auditivas o del lenguaje, donde la motriz abarca un porcentaje de 45.3 % de las discapacidades [2]. El efecto más común de una discapacidad motriz es la incapacidad de controlar distintas partes del cuerpo para realizar tareas básicas como sentarse, ponerse de pie, sujetar objetos y caminar. Para contrarrestar el efecto de dichas discapacidades, existe la estimulación funcional eléctrica (FES), la cual tiene como objetivo generar movimientos en extremidades por medio de la aplicación de impulsos eléctricos al tejido neuromuscular. Actualmente existen distintos métodos para la aplicación de la FES, estos son por medio de electrodos alambrados [3]:

- Implantables: que son insertados con intervención quirúrgica en el tejido muscular y/o cerebro.
- Subcutáneos: que son insertados con intervención quirúrgica en la capa interior de la piel (hipodermis).
- Superficiales: que son colocados directamente en la superficie de la piel.

De los métodos mencionados anteriormente, la estimulación superficial posee la ventaja de ser no invasiva, además de que la preparación requerida previa al uso del dispositivo por parte del usuario es mínima. No obstante, un punto muy importante a considerar en la estimulación superficial es el hecho de que la interfaz entre el electrodo y la piel puede presentar variaciones en su impedancia eléctrica por factores externos como: La hidratación y espesor de la piel, las dimensiones, materiales y posición de los electrodos y la frecuencia de la señal de estimulación son los puntos principales que afectan el valor de la impedancia. Sobre el último punto, mientras más grande es la frecuencia de la señal de estimulación menor es el valor de la impedancia, como lo muestra la figura 1, por lo que la respuesta a una misma señal de estimulación puede ser distinta entre cada usuario.

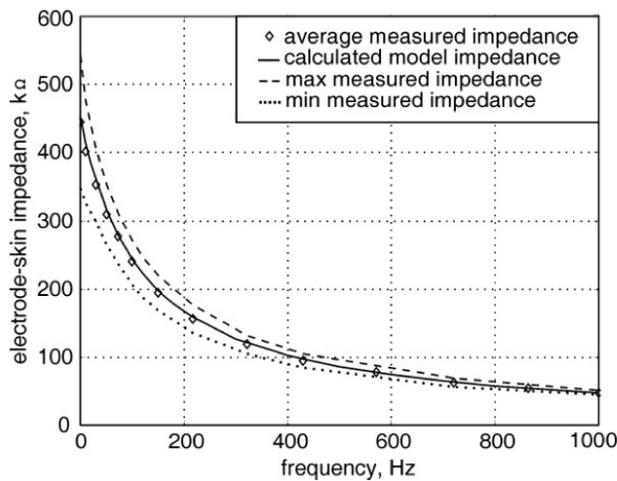


Figura 1. Impedancia contra frecuencia en electrodos de 1 cm² [3].

Se han reportado múltiples circuitos FES [3-7]. Las propuestas iniciales no han documentado la manera en que la variación de la impedancia de la piel afecta. En contraste, fuentes de corriente y métodos de control de corriente son alternativas manejadas en las propuestas existentes. El desarrollo de un dispositivo de estimulación debe ser robusto, adaptable a la impedancia de la piel del usuario, poseer dimensiones pequeñas, repetitividad en las pruebas y un mecanismo que garantice la seguridad del usuario. La variación de la impedancia eléctrica de la piel del puede afectar la magnitud de la corriente que es inyectada al usuario y dificultar las mediciones de la señal. Por otra parte, muchos de estos dispositivos se encuentran sujetos a una estación de pruebas y son de dimensiones grandes, lo que elimina su portabilidad.

3. PARTE EXPERIMENTAL

3.1 Especificaciones del sistema propuesto

La FES tiene un gran campo de aplicación como alternativa de rehabilitación. Es por esto que los rangos de las señales de estimulación deben de ser delimitados según la aplicación dada. En base a la información obtenida del estado del arte [3,5-7], se determinaron los parámetros a controlar y sus rangos correspondientes. Dichos parámetros se encuentran registrados en la tabla 1. Los valores seleccionados son basados en la aplicación de FES en extremidades inferiores para la restauración del movimiento y control, en especial para el caso del pie pendular, como es el caso de [4].

Tabla 1. Parámetros a controlar y rangos para el circuito FES propuesto

	I_{Out}	V_{Out}	PW	F	Tipo de señal
Rango	5-100 mA	200 V	200-500 μs	10-100 Hz	Monofásica Y/O Bifásica
Resolución	5mA	200 V (ON-OFF)	5 μs	1 Hz	Seleccionable

Simbología: I_{Out} =Corriente de estimulación, V_{Out} =Voltaje de estimulación, P_W = Ancho de pulso, F = Rango de frecuencia

3.2 Diseño de prototipo FES propuesto

El diseño propuesto del circuito es constituido por un módulo Bluetooth, un microcontrolador y tres etapas de electrónica analógica, como lo muestra la figura 2. El circuito es operado por medio de una interfaz gráfica de usuario desde la computadora, de manera inalámbrica hacia un módulo Bluetooth que recibe la información desde la interfaz, y la envía al microcontrolador Arduino para que éste a su vez, por medio de salidas digitales, envíe las señales necesarias para la etapa de electrónica analógica

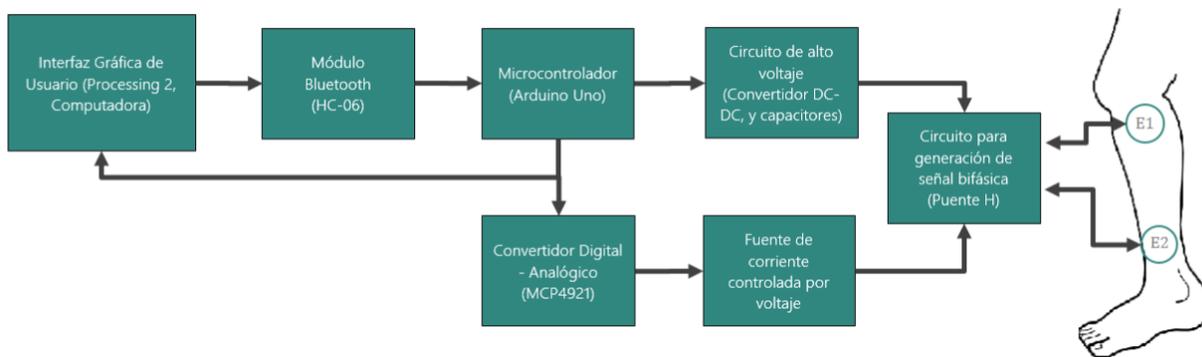


Figura 2. Prototipo FES propuesto

3.3 Fabricación del circuito FES propuesto

Se implementó el circuito en una tablilla de circuito impreso (PCB). El proceso para la fabricación del PCB consta de 4 pasos principales; diseñar el esquemático en un programa de diseño electrónico, pasar el esquemático a su versión de tablilla, generar los archivos para manufactura y soldar los componentes. La figura 3a muestra la tablilla terminada. Para obtener una mejor organización en la tablilla, se separó por etapas como se indica en la figura 3a. Se conectó el microcontrolador Arduino, el cable de los electrodos para estimulación y la batería de 9 V, como se muestra en la figura 3b. El tamaño de la tablilla es de 10x14x5 cm, incluyendo la batería.

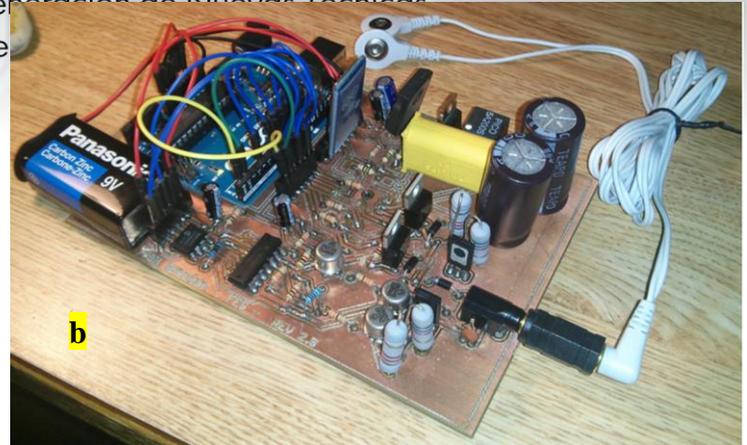
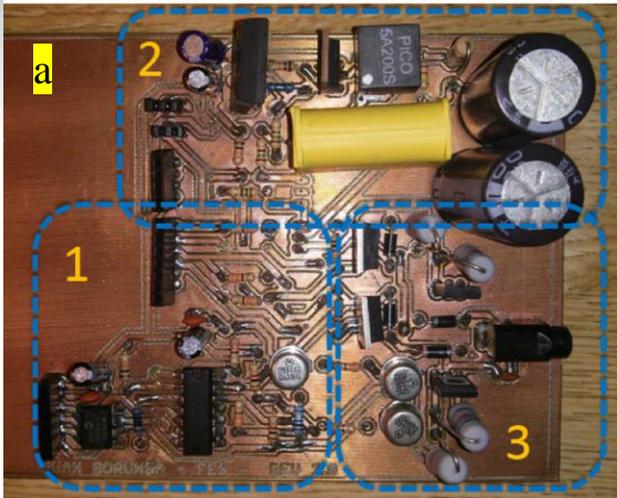


Figura 3. a) Las tres etapas analógicas del circuito se muestran. La (1) es la fuente de corriente, la (2) es la etapa de generación de alto voltaje y el almacenamiento en los capacitores y la (3) es el puente H que alterna la polaridad de los pulsos. b) Prototipo terminado con electrodos.

4. RESULTADOS

La característica más importante del circuito FES es la capacidad de generar pulsos de corriente constante, sin importar las variaciones de la carga a la que se conecta. Para esto, el circuito se caracterizó con una carga representada por un circuito RC en paralelo, que representa la forma más básica de la interfaz electrodo-piel.

La interfaz para el control de los parámetros del prototipo FES se enciende desde la computadora (ver figura 4), y se abre el monitor serial de Arduino para comprobar la recepción de datos. De manera inalámbrica, se especifican los valores de frecuencia, amplitud, ancho y cantidad de pulsos. Dichos valores son recibidos por el Arduino, y por medio de un botón en la interfaz se activan los pulsos de estimulación.

Desde la interface se asignaron valores fijos de ancho de pulso (500 μ s), frecuencia (100 Hz) y número de pulsos (100) para evaluar exclusivamente la amplitud de los pulsos de corriente. Dichos valores representan el valor máximo de estimulación establecido en el rango del dispositivo. La amplitud de los pulsos de corriente programada fue variada en un rango de 10, 50 y 100 mA respectivamente, con incrementos de 10 mA. Para cada valor de corriente programada se varió la carga del circuito de 100 Ω a 5 k Ω , y los valores de amplitud, frecuencia y ancho de pulso fueron registrados.

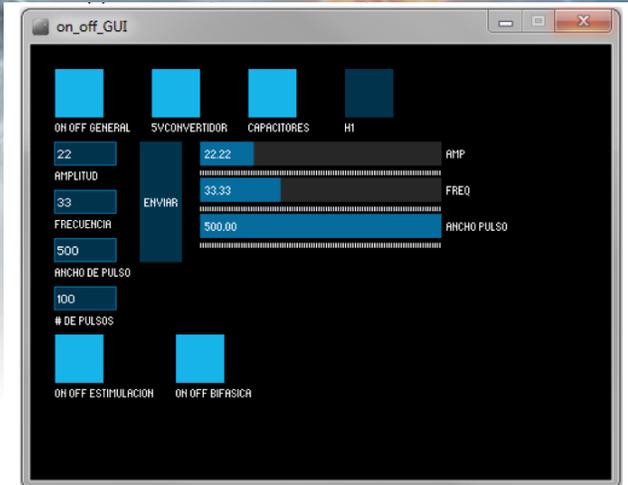


Figura 4. Unidad de Interfaz Grafica (GUI) para el control del circuito; capacidad de especificar parámetros, controlar activación de señal, encendido general del circuito

La primera prueba realizada se hizo conectando los electrodos del circuito a una carga en forma de una resistencia variable de 10 kΩ, en paralelo con un capacitor de 0.1 μF, los resultados se muestran en la figura 5(a), y en la figura 5(b) para una corriente de 50 mA.

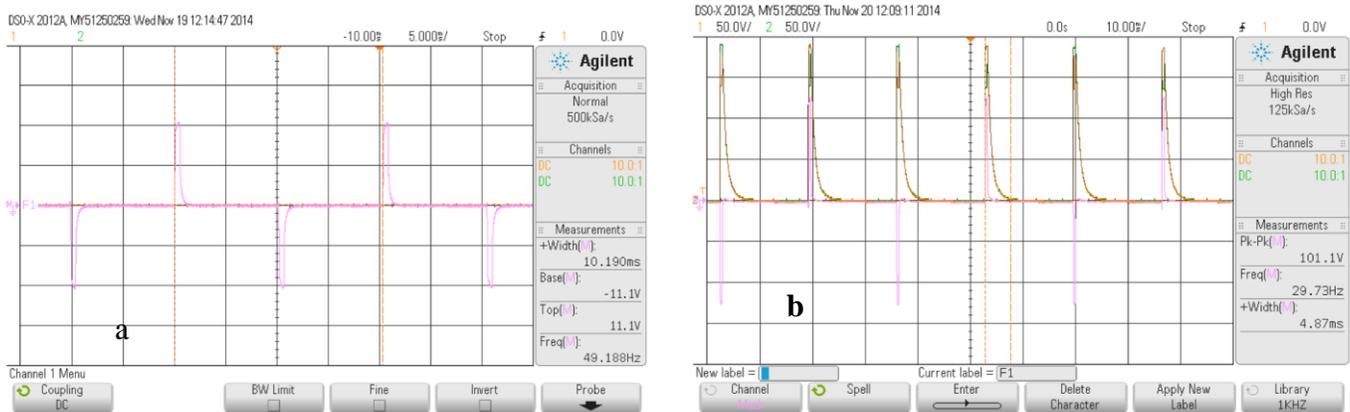
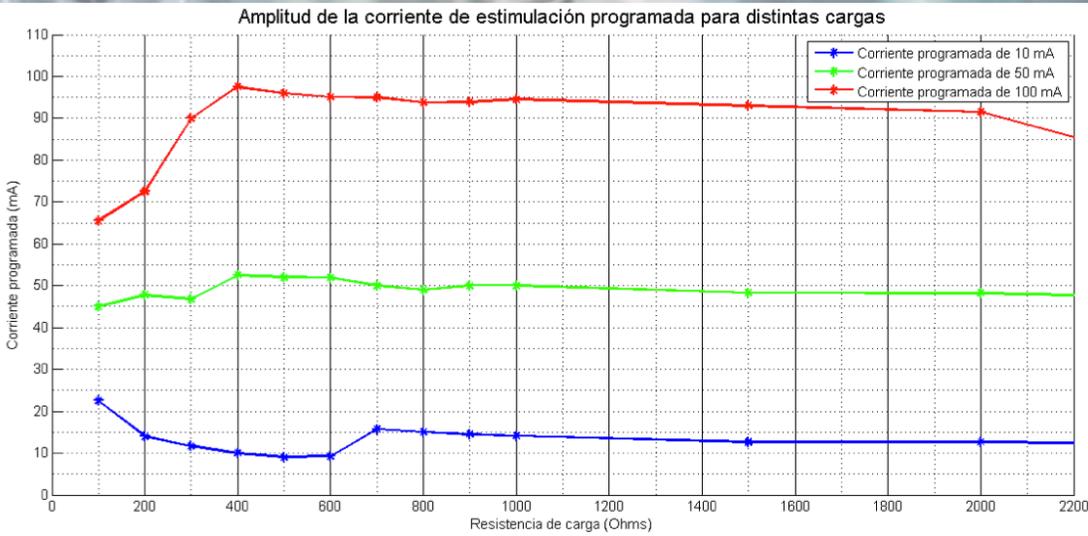


Figura 5. (a) Señal de estimulación de 10 mA, para una carga de 1 kΩ y 0.1 μF; (b) Señal de estimulación de 50 mA, para una carga de 1 kΩ y 0.1 μF . Las señales verde y amarillo corresponden a la medición de cada extremo de la carga, mientras que la rosa es la caída de voltaje en la carga.



En la figura 6 se muestran la variación para distintas corrientes programadas de 10 mA, 50 mA y 100 mA, y una carga variable. La frecuencia programada para el rango de cargas se muestra en la figura 7.

Figura 6. Corriente (mA) en función de la carga (Ω), para tres corrientes programadas de 10, 50 y 100 mA, variando la resistencia de carga desde 100 Ω a 2.2 k Ω .

De la figura 6, se puede observar el comportamiento de corriente constante, independientemente de las variaciones de la carga. De las mediciones hechas en las gráficas 6 y 7 se puede concluir que la fuente de corriente constante opera de la manera deseada cuando la resistencia de carga es mayor a 200 Ω .

5. CONCLUSIONES

Se diseñó e implementó un circuito para ser utilizado en estimulación funcional eléctrica (FES), que tiene la capacidad de entregar pulsos de corriente constante bifásicos a pesar de las posibles variaciones de la carga. Se presenta un circuito portable, de bajo costo, operado de manera inalámbrica, con menores dimensiones que las encontradas en la literatura y con un rango mayor de voltaje para su uso en estimulación funcional eléctrica para restauración del movimiento de extremidades. El circuito es controlado desde una interfaz gráfica de usuario, la cual envía de manera inalámbrica los parámetros de la señal de corriente al circuito a través de un modulo de comunicación Bluetooth hacia el microcontrolador Arduino contribuyendo a la portabilidad del circuito.

El circuito es capaz de ajustar el voltaje en la carga según su variación, tal que los pulsos de corriente se mantienen constantes. Sin embargo, se observaron variaciones en la amplitud de la señal para el caso donde la amplitud del pulso de corriente es el menor (10 mA), así como para valores donde la componente resistiva es

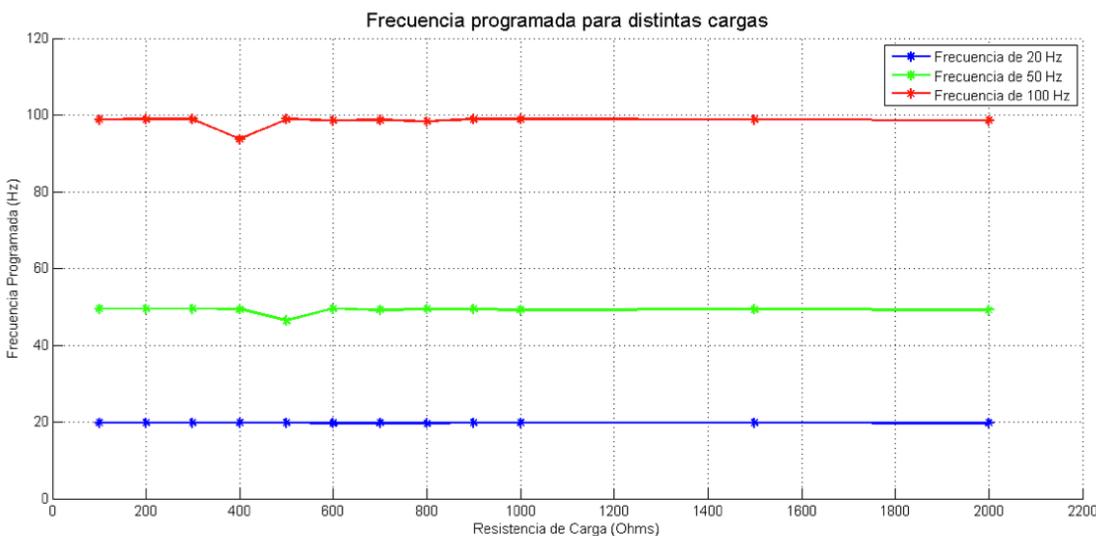


Figura 7. Frecuencia (Hz) en función de la carga (Ω). Frecuencia medida para tres frecuencias programadas de 20, 50 y 100 Hz, variando la resistencia de carga desde 100 Ω a 2.2 k Ω .



VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

4, 5 y 6 de junio de 2015
“Generación de Nuevas Técnicas
de Diagnóstico y Tratamiento”

menor a 200 Ω . Esto se atribuye al amplio rango de voltajes que maneja el circuito, ya que entre más grande es, los componentes electrónicos poseen tolerancias mayores. No obstante, en la práctica, la resistencia total generalmente es mayor, por lo que la operación del circuito se considera adecuada.

BIBLIOGRAFÍA

1. Organización Mundial de la Salud, Resumen informe mundial sobre la discapacidad, Ediciones de la OMS, Ginebra Suiza, 2011.
2. Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática, Las personas con discapacidad en México: Una visión Censal, México, 2000.
3. T. Keller, “Surface functional electrical stimulation(FES) neuroprostheses for grasping”, Tesis de Doctorado en Ciencias, Swiss Federal Institute of Technology Zurich, Suiza, 2001.
4. T.A. Thrasher y M.R. Popovic, “Functional electrical stimulation of walking: function, exercise and rehabilitation”, Annales Readap et de Médecine Physique, Vol. 51, no. 6, pp. 452-460, 2008.
5. B. Broderick, P. Breen y G. O’Laighin, “Electronic stimulators for surface neural prosthesis”, Journal of Automatic Control, Vol. 18, no. 2, 2008.
6. F. Brunetti, A. Garay, J.C. Moreno y J.L. Pons, “Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project”, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Switzerland, June 29-Jul 1, 2011, pp. 978.
7. R. Thorsen y M. Ferrarin, “Battery powered neuromuscular stimulator circuit for use during simultaneous recording of myoelectric signals”, Medical Engineering and Physics, vol. 31, pp. 1032-1037, Junio de 2009.
8. WT. Libertson, H.J. Holmquest y D. Scot, “A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications”, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol. 51, no. 1, Febrero de 2002.