



Bogotá D.C., 2 de diciembre de 2024

Doctora
SANDRA ISABEL CALDERÓN RODRÍGUEZ
Directora de Nuevas Creaciones
Superintendencia de Industria y Comercio
Bogotá D.C.

Ref. Expediente N° NC2024/0013549
Respuesta Oficio N° 19640 de 8 de noviembre de 2024 - Superintendencia de industria y Comercio – SIC

Respetada doctora Calderón:

En atención al requerimiento efectuado por parte de la Dirección de Nuevas Creaciones de conformidad con el artículo 38 de la Decisión Andina 486 de 2000 y bajo la lectura del Oficio N° 19640 de 8 de noviembre de 2024, me permito atenderlo en los siguientes términos:

1. SOBRE LA CESIÓN

El Oficio N° 19640 de 8 de noviembre de 2024, indica lo siguiente:

“La solicitud no contiene la copia del documento que de cuenta de la cesión del derecho a la patente del inventor al solicitante o a su causante. Por lo anterior, se le requiere allegar dicho documento con el fin de dar cumplimiento a lo establecido en el literal k) artículo 26 de la Decisión 486 de la Comisión de la Comunidad Andina y el numeral 1.2.2.2. del Capítulo Primero del Título X de la Circular Única de la Superintendencia de Industria y Comercio”.

Sobre este particular si bien se anexó al momento de la presentación, nuevamente se anexa al presente oficio y se tramitará lo pertinente en el SIPI.

2. SOBRE EL RESUMEN

El Oficio N° 19640 de 8 de noviembre de 2024, indica lo siguiente:

“Debe allegar el resumen de la solicitud conforme a lo establecido por el literal e) artículo 26 y el artículo 31 de la Decisión 486, en el cual se establece que el resumen consiste en una síntesis de la divulgación técnica contenida en la solicitud de patente, esto permitirá precisar el objeto de la invención, sus elementos característicos y el campo de aplicación”.

Sobre este particular, es necesario advertir que la radicación fue efectuada de manera electrónica y en el campo respectivo se incluyó el siguiente resumen:

1. **RESUMEN** (Decisión Andina 486 de 2000, artículo 31)

La invención denominada “Método para la Generación de Señales Electromiográficas Sintéticas con Patrones de Disparo Aleatorio” comprende un método de generación de señales EMG sintéticas, y que está conformado por siete etapas, a saber: a) Primera Etapa.- Ingreso de características de la señal electromiográfica (EMG) por parte del usuario (0); b) Segunda Etapa.- Generación de tiempos entre disparos (5); c) Tercera Etapa de generación de ceros entre tiempos (6); d) Cuarta Etapa.- Generación de patrón (7); e) Quinta Etapa Selección de forma de onda y amplitud (8); f) Etapa Sexta Modelo McSharry (9); y g) Etapa séptima, es la suma de SMUAP (10); para finalmente, generar la señal EMG sintética (11).

La invención, bajo las anteriores etapas enunciadas, permite un sistema avanzado diseñado para la generación de señales electromiográficas (EMG) sintéticas, que reproducen las características de las señales EMG reales, producidas por los músculos humanos. Esta tecnología es de especial interés en campos como la salud, la bioingeniería y la investigación muscular, ya que permite a los profesionales y especialistas estudiar y comprender el comportamiento de las señales EMG sin necesidad de recurrir inicialmente a señales reales, las cuales pueden ser más difíciles de obtener y manejar.

3. **SOBRE LA DESCRIPCIÓN Y DIBUJOS**

El Oficio N° 19640 de 8 de noviembre de 2024, indica lo siguiente:

“Revisado el capítulo descriptivo de la solicitud, este no divulga la invención de manera suficientemente completa, para que persona normalmente versada en la correspondiente materia técnica pueda ejecutarla (o reproducirla), incumplimiento de esta forma lo establecido en el literal b) artículo 26 de la Decisión 486 de la Comisión de la Comunidad Andina.

La descripción propiamente dicha de la estructura de la invención, debe ser redactada con suficiente detalle como para que pueda ser realizada por una persona versada en la materia. Sin embargo, debe tener en cuenta que no se permitirá ningún tipo de ampliación de la materia que se busca proteger de conformidad con el artículo 34 de la citada Decisión, por lo que en caso de agregar y reivindicar nuevos elementos en la solicitud, estos no serán tenidos en cuenta en el posterior examen de patentabilidad.

Así mismo, deberá indicar:

- a) el sector tecnológico donde se aplica la invención*
- b) la tecnología anterior que fuese útil para la comprensión y el examen de la invención y las referencias a los documentos y publicaciones anteriores relativas a dicha tecnología*



c) incluye una descripción de la invención en términos que permitan la comprensión del problema técnico y de la solución aportada, exponiendo diferencias y eventuales ventajas con respecto a la tecnología anterior

d) una reseña a los dibujos (si es el caso)

e) se describe la mejor manera conocida para llevar a la práctica la invención, con ejemplos y referencias a los dibujos, de ser estos pertinentes

f) indica como la invención satisface la condición de ser susceptible de aplicación industrial, si ello no fuese evidente de la descripción o de la naturaleza de la invención”.

Si bien estos acápites están en el documento que se anexó al momento de la presentación, se hacen los ajustes respectivos y se anexan al presente escrito.

Esto también operará para los dibujos.

Es importante resaltar que se retira el logo símbolo de la Universidad de los anexos respectivos.

4. SOBRE LAS REIVINDICACIONES

Si bien se anexó el capítulo reivindicatorio, toda vez que se presentó de forma electrónica y tanto el resumen como el campo descriptivo, son campos obligatorios, nuevamente se anexa al presente escrito.

En consecuencia, a través de la plataforma SIPI se realizará lo que corresponda.

Finalmente, agradecemos su atención prestada en el trámite respectivo.

Atentamente,

JUAN CARLOS SERNA ROJAS

C.C. 79.671.022 de Bogotá D.C.

T.P. 111.450 del CSJ

Abogado Especialista en Propiedad Industrial,

Derecho de Autor y Nuevas Tecnologías

Oficina de Transferencia de Resultados de Investigación – OTRI





**ANEXO II - CONVOCATORIA T1 DE 2024: CONFORMACIÓN DE UN BANCO DE
RESULTADOS DE INVESTIGACIÓN CON POTENCIAL DE PATENTAMIENTO DE INVENCION,
DE MODELO DE UTILIDAD O REGISTRO DE DISEÑO INDUSTRIAL**

Cesión de derechos de Propiedad Industrial

Cesar Augusto Hernández Suarez, mayor de edad y vecino de la ciudad de Bogotá D.C., identificado con la cédula de ciudadanía No. **86.062.285** de **Villavicencio**, **Hans Igor López Chávez**, mayor de edad y vecino de la ciudad de Bogotá D.C., identificado con la cédula de ciudadanía No. **80.033.827** de **Bogotá**, **Gabriela León Celis**, mayor de edad y vecino de la ciudad de Bogotá D.C., identificado con la cédula de ciudadanía No. **1.031.170.176** de **Bogotá**, **Emily Julieth López Ávila**, mayor de edad y vecino de la ciudad de Bogotá D.C., identificado con la cédula de ciudadanía No. **1.018.503.322** de **Bogotá**; quienes manifiestan, lo siguiente:

PRIMERA-OBJETO. Que de manera voluntaria cede a favor de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, los derechos de propiedad industrial, que se derive de posible patente de invención y/o, modelo de utilidad “Método para la Generación de señales electromiográficas sintéticas con patrones de disparo aleatorio” (En adelante LA INVENCION), en las condiciones desarrolladas en el presente documento.

SEGUNDA-DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION. La invención consiste en un método para la Generación de señales electromiográficas sintéticas con patrones de disparo aleatorio, realizado con base en su fisiología y teniendo en cuenta las características propias de la señal, entre ellas su tipo de dependencia de rango, obteniendo una señal similar a la producida por el cuerpo humano, adecuada para un estudio apropiado del sistema muscular (estructura y activación de los músculos).

TERCERA-ALCANCE DEL OBJETO: Los derechos comprendidos en la presente cesión son todos los derechos de propiedad industrial, que se deriven de la explotación de posibles patentes de invención, modelos de utilidad, diseños industriales, circuitos integrados o signos distintivos concedidos por las leyes sobre derecho de propiedad industrial, especialmente;

1. Fabricar el producto, incorporarlo, reproducirlo o implementar el procedimiento protegido por las leyes de propiedad industrial, de forma exclusiva;
2. Ofrecer en venta, vender, comercializar o usar el producto o el procedimiento protegido por las leyes de propiedad industrial o importarlo para alguno de estos fines, de forma exclusiva;
3. Aplicar, colocar, usar comercializar o fabricar etiquetas, envases, envolturas, embalajes u otros materiales que reproduzcan o contengan el signo distintivo para identificar y distinguir los productos para los cuales se registraría ante la autoridad competente en propiedad industrial.



PARÁGRAFO ÚNICO: La cesión de los derechos mencionados en este artículo no implica la cesión del reconocimiento a los inventores sobre el derecho que les asiste de ser mencionados como tales en LA INVENCION y podrán oponerse a esta mención de acuerdo con el artículo 24 de la Decisión Andina 486 de 2000.

CUARTA-DECLARACIÓN DE LEGALIDAD: Manifiestan que detentan la titularidad derivada de los derechos de propiedad industrial y que no han presentado solicitud alguna ante la autoridad competente en propiedad industrial sobre LA INVENCION que ceden mediante el presente contrato, por lo tanto, no infringen o usurpan derechos de propiedad industrial de terceros.

QUINTA-INDEMNIDAD: Manifiestan que los derechos sobre LA INVENCION en cuestión no han sido cedidos con antelación y que sobre ellos no pesa ningún gravamen ni limitación en su uso o utilización.

SEXTA-MANIFESTACIÓN DE NO DIVULGACIÓN: Manifiestan que las características técnicas no han sido divulgadas a través de cualquier medio accesible al público por una descripción escrita u oral, utilización, comercialización, publicación de artículo o cualquier otro medio.

SÉPTIMA-DURACIÓN DE LA CESIÓN: Manifiestan que los derechos cedidos tendrán una duración igual al término de protección de LA INVENCION, contados a partir de la firma del presente contrato, para la explotación de los derechos de propiedad industrial que se deriven de la explotación de posibles patentes de invención, modelos de utilidad, diseños industriales, circuitos integrados o signos distintivos.

OCTAVA-APLICACIÓN TERRITORIAL: La cesión que se realiza mediante el presente documento, no tiene ningún tipo de limitación territorial, por lo tanto, los derechos cedidos podrán ser ejercidos de forma exclusiva en cualquier territorio de cualquier estado o cualquier fracción territorial existente independientemente de la denominación política o jurídica que esta reciba, incluyendo de igual forma, el ciberespacio, donde operan las redes digitales, en especial, en el país o países donde se obtenga la protección.

NOVENA-NOTIFICACIONES.- Para todos los efectos relacionados con la ejecución de este acuerdo, las partes recibirán notificaciones y correspondencia en las siguientes direcciones:

CEDENTES

NOMBRE: Cesar Augusto Hernandez Suarez

DIRECCIÓN: Transversal 80 # 213 – 20, casa 27

CELULAR: 3112186635

NOMBRE: Hans Igor López Chávez



DIRECCIÓN: Calle 46 #13-56

CELULAR: 3165574063

NOMBRE: Gabriela León Celis

DIRECCIÓN: Carrera 72 # 22D 54 IN 26

CELULAR: 3185208646

NOMBRE: Emily Julieth López Ávila

DIRECCIÓN: Calle 181C # 13 - 54

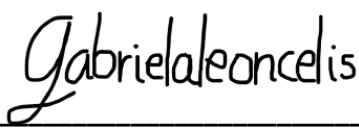
CELULAR: 3014368669

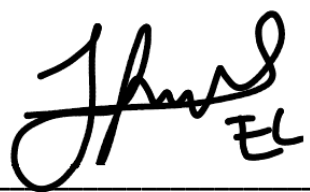
Como constancia y en señal de aceptación del presente contrato, los representantes legales firman el documento mediante firma electrónica y se adopta como fecha del contrato, la última fecha calendario indicada en el apartado de firmas.

LOS CEDENTES:


Firma válida para participar en la
convocatoria de Patentes ODI-
UDFJC. Fecha: 04-03-2024
Cesar Augusto Hernandez Suarez
C.C. 86.062.285


Hans Igor López Chávez
C.C. 80.033.827


Gabriela León Celis
C.C. 1.031.170.176


Emily Julieth López Ávila
C.C. 1.018.503.322

MÉTODO PARA LA GENERACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS SINTÉTICAS CON PATRONES DE DISPARO ALEATORIO

1. RESUMEN (Decisión Andina 486 de 2000, artículo 31)

La invención denominada “Método para la Generación de Señales Electromiográficas Sintéticas con Patrones de Disparo Aleatorio” comprende un método de generación de señales EMG sintéticas, y que está conformado por siete etapas, a saber: a) Primera Etapa.- Ingreso de características de la señal electromiográfica (EMG) por parte del usuario (0); b) Segunda Etapa.- Generación de tiempos entre disparos (5); c) Tercera Etapa de generación de ceros entre tiempos (6); d) Cuarta Etapa.- Generación de patrón (7); e) Quinta Etapa Selección de forma de onda y amplitud (8); f) Etapa Sexta Modelo McSharry (9); y g) Etapa séptima, es la suma de SMUAP (10); para finalmente, generar la señal EMG sintética (11).

La invención, bajo las anteriores etapas enunciadas, permite un sistema avanzado diseñado para la generación de señales electromiográficas (EMG) sintéticas, que reproducen las características de las señales EMG reales, producidas por los músculos humanos. Esta tecnología es de especial interés en campos como la salud, la bioingeniería y la investigación muscular, ya que permite a los profesionales y especialistas estudiar y comprender el comportamiento de las señales EMG sin necesidad de recurrir inicialmente a señales reales, las cuales pueden ser más difíciles de obtener y manejar.

MÉTODO PARA LA GENERACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS SINTÉTICAS CON PATRONES DE DISPARO ALEATORIO

1. DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION (Decisión Andina 486 de 2000, artículo 28)

1.1. Sector Tecnológico

El sector tecnológico de la invención denominada “Método para la Generación de Señales Electromiográficas Sintéticas con Patrones de Disparo Aleatorio” corresponde a procesos para síntesis de señales con fines de diagnóstico, quirúrgicos y de identificación de personas, entre otros, por cuanto la tecnología se refiere a un sistema avanzado diseñado para la generación de señales electromiográficas (EMG) sintéticas, que reproducen las características de las señales EMG reales, producidas por los músculos humanos.

1.2. Tecnología Anterior

El estado de la técnica comprende todo lo que haya sido accesible al público por una descripción escrita u oral, utilización, comercialización o cualquier otro medio antes de la fecha de presentación de la solicitud de patente o, en su caso, de la prioridad reconocida. Bajo este requisito normativo, es necesario contextualizar la tecnología a patentar y posteriormente indicar los documentos hallados.

Para centrar el análisis del estado de la técnica anterior, la novedad se enmarca dentro de la generación de señales electromiográficas (EMG) sintéticas que es de gran utilidad para profesionales y especialistas en ciencias de la salud, o la bioingeniería, que quieran conocer el comportamiento de las señales EMG y estudiar las miopatías y neuropatías que puede presentar un paciente. Con esta invención se puede iniciar, explorando las señales sintéticas, para posteriormente pasar a las señales reales.

En este sentido, y de acuerdo con la revisión literaria realizada, no existe en el mercado un generador de señales EMG sintéticas. Mediante la generación de señales EMG sintéticas se podría explorar la estructura y la activación de los músculos, facilitando su estudio. Pero si esta generación de señales EMG sintéticas no se realiza con base en su fisiología y sin tener en cuenta las características propias de la señal, entre ellas su tipo de dependencia de rango, no se estaría obteniendo una señal similar a la producida por el cuerpo humano y su estudio no sería apropiado.

Lo más cercano, que se ha encontrado en la literatura es un artículo científico (A Model for the Generation of Synthetic Intramuscular EMG Signals to Test Decomposition Algorithms, realizado por Dario Farina, Andrea Crosetti, and Roberto Merletti, y publicado en IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 48, No. 1, en enero de 2001) en el que se describe un modelo para generar señales EMG. Lamentablemente, dicho modelo utiliza una base de datos de señales reales para reproducirlas posteriormente. Siendo estrictos, no se está generando una síntesis de señales EMG, sino una reproducción de señales pregrabadas.

Así mismo, en la búsqueda de patentes relacionadas con la presente invención se encontraron las siguientes:

- La invención EP3600004 denominada “Métodos y Sistema para Procesar una Señal EMG”, describe un método para generar una señal EMG filtrada incluye obtener una señal combinada, en donde la señal combinada comprende una señal de ECG y una señal EMG. Se aplica un primer filtro de paso alto a la señal combinada y se genera una señal de modelo de ECG, con base en la señal combinada filtrada de paso alto. El método incluye además, generar una señal EMG parcialmente filtrada sustrayendo el modelo de ECG de la señal combinada filtrada de paso alto. Luego se aplica un segundo filtro de paso alto a la señal EMG parcialmente filtrada para generar una segunda señal EMG y a la señal del modelo de ECG para generar una

segunda señal del modelo de ECG. Una señal EMG filtrada se genera con base en la segunda señal EMG y el segundo modelo de ECG por medio de una técnica de activación. La señal EMG resultante se obtiene después de un proceso de filtrado y sustracción, mejorando su claridad mediante una técnica especial de puertas.

- La invención US15371709B1 (10124484) denominada “Load-Bearing Powered Exoskeleton using Electromyographic Control”, se trata de un exoesqueleto para un exoesqueleto alimentado con soporte de carga incluye un primer enlace de exoesqueleto que soporta un peso de una carga externa que se aplica al exoesqueleto motorizado y un segundo enlace de exoesqueleto que transfiere el peso de la parte externa carga a una superficie de soporte, es decir, al suelo. En respuesta a una contracción de un músculo de un usuario humano asociado con la junta exoesqueleto, un sensor de electromiografía (EMG) genera datos de sensor EMG basados en la contracción muscular. Un controlador recibe los datos de sensor de EMG, determina un comando de accionador con base en los datos de sensor de EMG, y comunica el comando de accionador a un accionador asociado con la junta de exoesqueleto. Esto tiene la ventaja de que el exoesqueleto asociado con la articulación del usuario humano puede ser instruido para moverse en respuesta a la contracción del músculo del usuario humano antes de que el músculo haga que la articulación del usuario humano se mueva realmente.
- La invención IN202041029694 denominada “A Signal Generating Device for Calibration of Electromyogram (EMG) Acquisition Devices and a Method”, consiste en un dispositivo generador de señales para calibración de dispositivos de adquisición de electromiograma (EMG) y un método de generación de señales mioeléctricas A-A para pruebas y calibración de sistemas de medición y registro de electromiograma (EMG) y un método Se describen las mismas. El dispositivo (100) comprende: una unidad de entrada (10) que comprende un conmutador selector de modo (i 1) y una perilla ajustable (12), donde dicho conmutador selector de modo

(11) se utiliza para seleccionar modo brachii de bíceps o modo braquii de triceps. Una unidad de procesamiento y control (20) se conecta a la unidad de entrada (10), que comprende una unidad de conversión analógica a digital (21) conectada a un microcontrolador (22) que a su vez está conectado a una unidad de conversión digital a analógica (23), en donde dicho microcontrolador (22) genera varias formas de onda de señales mioeléctricas normales dentro de los rangos fisiológicos, mediante el giro de la perilla de ajuste (12) en diferentes puntos y la selección del correspondiente interruptor selector de modo (11). Una unidad de salida (30) adquiere la señal de salida generada de dicha unidad de procesamiento y control (20) directamente.

- La invención CN211299917 denominada “Signal generator”, describe un generador de señales que comprende un circuito de entrada, un circuito de control principal, un circuito de ajuste, un circuito de conversión digital a analógico y un circuito de salida. Está conectado eléctricamente con el extremo de salida del circuito de entrada, y la información fisiológica de medición real precalibrada se obtiene de una memoria externa a través del circuito de entrada. El extremo de entrada del circuito de ajuste está conectado eléctricamente con el primer extremo de salida del control principal. Circuito, recibe la información fisiológica realmente medida emitida por el circuito de control principal, amplifica la información fisiológica realmente medida y genera información fisiológica realmente medida amplificada. El primer extremo de entrada del circuito de conversión digital a analógico está conectado eléctricamente con el extremo de salida. del circuito de ajuste, y el circuito de conversión de digital a analógico se utiliza para recibir la información fisiológica de medición real amplificada y llevar a cabo la conversión de digital a analógico en la información fisiológica de medición real para generar una forma de onda analógica correspondiente a la medición fisiológica real. Información de información El primer extremo de entrada del circuito de salida está conectado eléctricamente con el extremo de salida del circuito de conversión digital a analógico, y el circuito de salida

se utiliza para recibir y emitir formas de onda analógicas correspondientes a la información fisiológica realmente medida.

Este generador de señales está diseñado para probar sistemas de monitoreo de polisomnografía (PSG), que incluye la generación de múltiples señales fisiológicas utilizadas en el monitoreo del sueño, como señales de respiración torácica y abdominal, señales de presión nasal, señales de flujo de aire nasal y oral, señales de EEG (electroencefalografía), señales de movimiento ocular, señales EMG (electromiografía) mandibulares, señales ECG (electrocardiograma), señales EMG de pierna, señales de pulso de oxígeno en sangre, señales de ronquido y señales de posición corporal. Dado que la electromiografía (EMG) se menciona específicamente como uno de los tipos de señales que este generador de señales es capaz de simular, se puede concluir que esta invención está diseñada para generar señales EMG, entre otros tipos de señales fisiológicas. Estas señales EMG simuladas son utilizadas para probar y verificar la precisión de los equipos de detección relacionados con trastornos del sueño, como parte de un conjunto más amplio de señales fisiológicas que se generan para simular de manera realista las condiciones de monitoreo del sueño en un entorno controlado.

Las invenciones analizadas se centran en la aplicación práctica de señales electromiográficas (EMG) en vez de generar señales EMG sintéticas. Estas aplicaciones abarcan desde el mejoramiento del reconocimiento de voz hasta el control de dispositivos asistivos y la mejora de interfaces usuario-vehículo. Los sensores EMG juegan un papel crucial en la detección y el análisis de la actividad muscular, lo que permite una interacción más intuitiva y eficaz entre los usuarios y los dispositivos tecnológicos. Aunque la búsqueda estaba orientada a encontrar invenciones que generaran señales EMG sintéticas, los resultados muestran un enfoque predominante en la captura y el procesamiento de señales EMG reales para diversas aplicaciones, lo que subraya la

importancia de estas señales en el desarrollo de soluciones tecnológicas innovadoras y adaptadas a las necesidades humanas.

Estas invenciones no generan nuevas señales EMG; más bien, se enfocan en la captura, análisis y aplicación de señales EMG para una variedad de aplicaciones, desde el mejoramiento del reconocimiento de voz y el procesamiento de señales hasta el desarrollo de interfaces de usuario avanzadas y el control de dispositivos.

Por otra parte, los generadores propuestos e implementados, permiten la obtención de otro tipo de señales biológicas, que no son EMG, en su mayoría señales electrocardiográficas (ECG) que tienen características como la pseudoperiodicidad y que son semiestacionarias; que contrastan con la no periodicidad y no estacionariedad de las EMG. También se han identificado simuladores (mas no generadores implementados) de este tipo de señales, que no tienen en cuenta características propias de la señal EMG, como la dependencia de rango largo o corto. En contraste, en la presente invención no se reproducen señales pregrabadas, y sí se generan las formas de onda de los potenciales de acción.

El aspecto innovador y clave de este generador radica en su capacidad para sintetizar señales EMG con patrones de disparo aleatorios, lo cual es fundamental para imitar la naturaleza compleja y no estacionaria de las señales EMG reales. A diferencia de las señales electrocardiográficas (ECG), que son semiestacionarias y presentan cierta periodicidad, las señales EMG son no periódicas y no estacionarias, lo que implica que sus características estadísticas varían con el tiempo.

La importancia de esta tecnología también reside en su consideración de la dependencia de rango, ya sea largo o corto, en la generación de las señales. Esta característica es crucial para lograr una simulación realista, ya que la señal EMG real exhibe dependencias complejas debido a la estructura y la activación muscular. La capacidad de ajustar y

modificar el algoritmo subyacente para generar variaciones en la señal EMG ofrece una herramienta valiosa para el estudio de diversas condiciones musculares, como las miopatías y neuropatías.

El sistema que se desea patentar (procedimiento), también da lugar a la inclusión de un generador de números aleatorios con dependencia de rango largo. Con ello, se puede agregar una característica adicional que ha sido detectada recientemente en la investigación realizada por los proponentes de la patente, y que podría hacer parte de una patente independiente.

En conclusión, no existe una solución que genere señales EMG sintéticas como la que se propone en la presente invención, considerando características esenciales como la no estacionariedad y la dependencia de rango largo/corto. Adicionalmente, la propuesta es innovadora puesto que no se reproducen señales pregrabadas, y sí se generan las formas de onda de los potenciales de acción. Esto último se consigue, por medio de un modelo dinámico. En adición, se generan aleatoriamente los patrones de disparo, y de esta manera se incrementa la versatilidad del generador; puesto que cada vez que este se utiliza, se sintetiza una señal diferente (aunque tenga los mismos parámetros). Finalmente, se articulan ambos sistemas para que, en cada disparo señalado por el patrón, se sintetice un potencial de acción. La superposición de los potenciales da como resultado una señal artificial con características similares a las biológicas.

1.3. Descripción General

La presente invención se refiere a un sistema avanzado diseñado para la generación de señales electromiográficas (EMG) sintéticas, que reproducen las características de las señales EMG reales, producidas por los músculos humanos. Esta tecnología es de especial interés en campos como la salud, la bioingeniería y la investigación muscular, ya que permite a los profesionales y especialistas estudiar y comprender el comportamiento de las señales EMG sin necesidad de recurrir inicialmente a señales

reales, las cuales pueden ser más difíciles de obtener y manejar. La síntesis, contraria al análisis, implica partir de un conjunto de características a cumplir, para obtener, como resultado, una señal artificial que tenga dichas características. De estas últimas, se destacan: ofrecer formas de onda monofásicas o polifásicas de los potenciales de acción (MUAP), garantizar la generación de un patrón de disparo aleatorio, para cumplir con la no estacionariedad; y cumplir con estadísticas de segundo orden o superior, como lo es la dependencia de rango corto o largo. En tal sentido, en esta patente se presenta la articulación de las etapas o procedimientos, que permiten crear una señal artificial que presenta características similares e inherentes a las señales EMG.

En el contexto y para precisar la solución técnica planteada, la señal EMG no tiene formas en su onda que puedan ser fácilmente identificadas; de hecho, son patrones complejos de interferencias de innumerables potenciales de acción de una unidad motriz (SMUAPs). Por lo tanto, una señal EMG no presenta una estructura reconocible a diferencia de una señal ECG. Adicionalmente, este tipo de señales no son estacionarias ni periódicas, y su duración depende directamente del movimiento realizado al instante de la medición. Ahora bien, dependiendo de la manera en la cual se realice su medición, se pueden presentar diferentes rangos de tensión y frecuencia. Se podría decir que hay dos tipos muy bien diferenciados: las señales EMG captadas con electrodos de aguja y las que se capturan con electrodos superficiales. Son muy distintas, tienen anchos de banda y morfología diferentes. En resumen, esta invención está orientada a reproducir señales sintéticas similares a las que se podrían capturar con electrodos de aguja.

Cuando se utilizan electrodos de aguja es posible que solo se “pinche” una fibra muscular que es inervada por el axón de una neurona motora. Es el caso más simple y deseado en algunos casos, por ejemplo, para poder identificar con claridad la morfología de un único potencial de acción y los intervalos entre disparos. Por otro lado, es más común que al usar el electrodo de aguja, se “pinchen” las fibras musculares inervadas por más de una neurona motora, generando así un segundo caso.

Es por esto que, dentro de las señales EMG que se capturan con electrodos de aguja, hay dos escenarios: el más simple, las señales de electromiografía de fibra única (SFEMG), y que es un caso particular del más habitual (el potencial de acción de la unidad motriz MUAP, que representa los cambios generados por la unidad motora (MU)). El primero se consigue en el generador de esta invención, cuando el patrón de disparo solo tiene una forma de onda; en este caso particular (SFEMG), no hay superposición de formas de onda diferentes. El segundo se consigue en el generador de esta invención, cuando el patrón de disparo tiene más de una forma de onda diferente que se presentan al mismo tiempo, en este caso se sumarían las formas de ondas obteniendo una nueva.

Aunque se han desarrollado técnicas de análisis cuantitativo para estandarizar el análisis de los datos proporcionados por las señales EMG, y en lo relacionado con estas cuando son obtenidas con electrodos de aguja, suele ser a menudo difícil extrapolar la estructura y activación del tejido muscular circundante. Es por esto que mediante la generación de señales EMG sintéticas se podría explorar la estructura y la activación de los músculos. Pero si esta generación de señales EMG sintética no se realiza con base en su fisiología y sin tener en cuenta las características propias de la señal, entre ellas su tipo de dependencia de rango, no se estaría obteniendo una señal similar a la producida por el cuerpo humano y su estudio no sería apropiado.

Los generadores propuestos e implementados hasta el momento comprenden la obtención de otro tipo de señales biológicas, en su mayoría señales ECG que tienen características como la pseudoperiodicidad y que son semiestacionarias, características que las señales EMG no tienen. O, por el contrario, no son propiamente generadores sino simulaciones de este tipo de señales que no tienen en cuenta características propias de la señal, como, por ejemplo, su dependencia de rango largo o corto.

1.3.1. Características de las señales EMG

La caracterización de las señales EMG permite generar una parametrización adecuada para la generación de forma sintética. Las características más relevantes en las señales EMG son:

- Potenciales de acción: El concepto más básico en una señal EMG son las unidades motoras (MU), las cuales representan el elemento funcional del sistema neuromuscular. Ahora bien, el potencial de acción (MUAP) representa los cambios generados por la actividad de la unidad motora.
- Forma de onda: Este concepto representa la forma gráfica de la señal en el tiempo, teniendo normalmente una forma gaussiana con diferentes fases y vueltas. La fase indica el cambio de polaridad de la señal y las vueltas indican los máximos y mínimos locales.
- Patrones de disparo: El concepto hace referencia a la secuencia con la que se presenta cada potencial de acción y su debida forma de onda representativa, en esta característica se define los tiempos de aparición de los MUAP.
- Reclutamiento: El concepto de reclutamiento se relaciona con el incremento de los disparos de una o más neuronas motoras. En concreto, el reclutamiento se puede presentar cuando se incrementa la frecuencia de disparos (reclutamiento temporal) o con la adición de otros potenciales de acción (reclutamiento espacial). El reclutamiento temporal suele darse en la etapa inicial del movimiento, cuando la fuerza aplicada es leve. En este caso, el incremento de la fuerza aplicada se consigue cuando una neurona motora incrementa la frecuencia de disparo (se reduce el tiempo entre disparos). Posteriormente, y para niveles de fortaleza mayores, se podría presentar el reclutamiento espacial, en el que se adicionan (reclutan) otras neuronas motoras que agregan más disparos. Este último, es el que le agrega complejidad a la señal EMG al generar sumas de potenciales de acción interferentes. Adicionalmente, ambos tipos de reclutamientos son los causantes de la no estacionariedad de las señales EMG.

1.3.2. Dependencia de rango de los tiempos entre disparos consecutivos de las señales EMG

La dependencia de rango largo se presenta cuando la varianza del proceso agregado (promedios de grupos de secuencias de tiempos consecutivos), sigue una ley de potencia que incluye el parámetro de Hurst (H) en el exponente, con $0,5 < H < 1$. Por su parte, la de rango corto se da cuando $H = 0,5$. En este último, los tiempos entre disparos consecutivos pueden considerarse como variables aleatorias idénticamente distribuidas e independientes; esto significa que los tiempos entre disparos consecutivos no dependen de valores pasados. Para determinar el tipo de dependencia que tenían las señales estudiadas para la construcción del modelo se utilizaron dos herramientas: el diagrama log-escala y el diagrama varianza-tiempo. Las dos herramientas se utilizan para el estudio el parámetro de Hurst y mediante el proceso de aplicación de las herramientas se validó que las señales EMG estudiadas tienen dependencia de rango largo, con un parámetro de Hurst superior a 0.5. Por esta característica, en el método se consideró el tipo de dependencia para generar los tiempos entre disparos consecutivos.

1.3.3. Capacidad del Desarrollo Tecnológico

La presente invención se refiere a un método para la generación de señales electromiográficas (EMG) sintéticas con patrones de disparo aleatorio, con la capacidad de:

- Ofrecer características similares a las inherentes de las señales electromiográficas reales, tales como formas de onda de los potenciales de acción, cantidad de vueltas y fases de las formas de onda, reproducción del patrón de disparo, reclutamiento espacial, reclutamiento temporal, no estacionariedad y dependencia de rango corto o largo;

- Garantizar la generación de un patrón de disparo aleatorio, para ofrecer un conjunto variado de señales EMG sintéticas no estacionarias;
- Ofrecer formas de onda monofásicas o polifásicas de los potenciales de acción de las unidades motoras (MUAP);
- Reclutar espacial y temporalmente los diferentes MUAP que conforman la señal EMG sintética;
- Reproducir las formas de onda de los diferentes MUAP con las duraciones adecuadas, para ofrecer una respuesta en frecuencia similar al de las señales EMG reales;
- Ofrecer tiempos aleatorios, entre disparos consecutivos, con dependencia de rango corto/largo.

Por otro lado, el “Método para la Generación de Señales Electromiográficas Sintéticas con Patrones de Disparo Aleatorio” puede ser modificado para reproducir señales EMG características de miopatías y neuropatías que podría presentar un paciente y generar cambios en las señales electromiográficas sintéticas.

Una vez caracterizada la tecnología en su contexto, se procede a identificar los dibujos que acompañan la solicitud de protección y posteriormente la descripción detallada.

1.4. Los Dibujos

Figura 1. Diagrama de bloques del método para la generación de señales EMG sintéticas

Figura 2. Diagrama de flujo para la generación de tiempos entre disparos

Figura 3. Diagrama de flujo para la generación de ceros entre tiempos

Figura 4. Diagrama de flujo para la generación del patrón

Figura 5. Diagrama de flujo para el modelo dinámico de McSharry en bits

Figura 6. Diagrama de proceso de suma con varios SMUAP

1.5. Descripción Detallada

La invención denominada “Método para la Generación de Señales Electromiográficas Sintéticas con Patrones de Disparo Aleatorio” Figura 1 comprende un método de generación de señales EMG sintéticas, y que está conformado por siete etapas, a saber: a) Primera Etapa.- Ingreso de características de la señal electromiográfica (EMG) por parte del usuario (0); b) Segunda Etapa.- Generación de tiempos entre disparos (5); c) Tercera Etapa de generación de ceros entre tiempos (6); d) Cuarta Etapa.- Generación de patrón (7); e) Quinta Etapa Selección de forma de onda y amplitud (8); f) Etapa Sexta Modelo McSharry (9); y g) Etapa séptima, es la suma de SMUAP (10); para finalmente, generar la señal EMG sintética (11).

a) Primera Etapa.- Ingreso de características de la señal electromiográfica (EMG) por parte del usuario

En la primera etapa, el usuario ingresa las características que desea que tenga la señal EMG sintética (0). Estos datos son: la cantidad de SMUAP (1), que es un número entero entre 1 y 13, inclusive; el tipo de dependencia (2), que se refiere a rango corto o largo; y la duración (3), que corresponde al valor del tiempo en segundos de la señal EMG. Esta información ingresa como parámetros de entrada al generador de señales EMG sintéticas (4), conformado por las seis etapas restantes.

b) Segunda Etapa.- Generación de tiempos entre disparos

La segunda etapa, es la generación de tiempos entre disparos (5), la cual esta descrita por la Figura 2. Este proceso inicia con la carga del porcentaje de aparición por cantidad

de SMUAP (13), en donde se dispone de una base de datos conformada con trece tablas que contienen los porcentajes de aparición de los SMUAP. La cantidad de tablas obedece a que, según la caracterización realizada, la mayoría de señales EMG no cuentan con más de trece SMUAP diferentes (16). Por lo tanto, existe una tabla por cada cantidad posible de SMUAP (1); y cada tabla presenta varias columnas, con alternativas de porcentajes de aparición. Es por esto que, según la cantidad ingresada en (1), se procede a validar si el dato ingresado por el usuario es el número 14 (15); y si lo es, le pide al usuario volver a escoger la cantidad de SMUAP (14).

Si la cantidad de SMUAP ingresada se encuentra entre 1 y 13, inclusive, se procede a seleccionar los porcentajes de aparición de los SMUAP (17). Estos porcentajes se escogen de una de las columnas, seleccionada al azar, de la tabla correspondiente. Luego, se genera un vector con números entre 1 y la cantidad de SMUAP, de acuerdo con los porcentajes de aparición seleccionados (18). De igual manera, se genera el vector con las formas de onda que corresponderían a cada SMUAP, seleccionada por una función aleatoria entre 1 y 75 (19). Es de aclarar, que, aunque una señal EMG suele tener menos de trece formas de onda diferentes, en la caracterización se encontraron hasta 75 formas de ondas distintas. De esta manera, se obtiene un vector con tantos números diferentes como cantidad de SMUAP seleccionado (de 1 a máximo 13 números diferentes), cuya frecuencia relativa de aparición obedece a la columna seleccionada y cuyos valores son números enteros, comprendidos entre 1 y 75, inclusive. Por lo tanto, se utiliza la información del vector (18) para obtener vectores individuales (19), uno por cada forma de onda, puesto que la dependencia de rango se realiza por MUAP. Si el usuario escogió generar una señal EMG con dependencia de rango largo (21), se realiza una selección aleatoria del parámetro de Hurst, entre 0.55 y 0.95, y se utiliza en un algoritmo de cascada binomial multiplicativa, basado en el modelo Wavelet Multifractal, que genera un vector con valores reales, entre 0 y 10, que cuentan con la dependencia de rango largo demandada (23). En el caso de la dependencia de rango corto (21), se utiliza el método de la transformación inversa para generar los tiempos

independientemente, pero con la misma distribución muestral de los tiempos entre disparos de las señales caracterizadas (22). Estos vectores, que se obtienen para cada uno de los SMUAP (20), ingresan a la siguiente etapa (24), que es la generación de ceros entre tiempos (6).

c) Tercera Etapa de generación de ceros entre tiempos (

La tercera etapa, es la generación de ceros entre tiempos (6), la cual esta descrita por la Figura 3. Aquí se normalizan los datos de los tiempos de aparición respecto a la duración de la señal, por lo cual se ingresan el vector de diferencias entre tiempos y la duración de la señal ingresada por el usuario (26)(3), se divide el vector de diferencias entre la duración de la señal (27) el resultado se aproxima al entero más cercano (28), se le resta uno para obtener la cantidad de ceros que hay entre cada forma de onda (29) y finalmente se agrega el cero inicial para tener en cuenta la aparición inicial (30).

d) Cuarta Etapa.- Generación de patrón

La cuarta etapa es la generación de patrón (7), la cual esta descrita por la Figura 4. El vector con la cantidad de ceros entre formas de onda (33) ingresa a la siguiente etapa de generación del patrón (7) y se define l (ele) como la longitud del vector (34). En esta etapa se genera un patrón de disparo booleano, mientras que la variable i , que empieza en 1 (35), sea diferente a la longitud del vector (36) y valida si el valor que tiene el vector es cero (38); si no lo es, tiene en cuenta la cantidad de periodos nulos, coloca unos (40), correspondientes a la cantidad de ceros entre tiempos; y en los espacios en blanco, coloca ceros (39).

(e) Quinta Etapa Selección de forma de onda y amplitud

La quinta etapa es la selección de forma de onda y amplitud (8). En esta etapa se seleccionan las matrices (A) que contienen los parámetros necesarios para que se generen las formas de onda con el modelo de McSharry. Cada matriz A, tiene tantas filas como funciones gaussianas se necesitan para obtener la forma de onda particular. Por ejemplo, para una onda monofásica, sin vueltas, solo se requiere de una curva gaussiana (una fila); pero, para una bifásica, se requieren mínimo dos gaussianas (dos filas): una para cada polaridad (dos filas). Dado que las vueltas necesitan de la inclusión de más gaussianas, estas incrementan la cantidad de filas. No obstante, cada matriz A está conformada por tres columnas: la primera, contiene la información de la amplitud de la gaussiana (a , de valor máximo 1); la segunda, el valor central (θ); y la tercera, la desviación estándar (b). En consecuencia, se dispone de 75 matrices, correspondientes a las 75 formas de onda obtenidas en la caracterización.

f) Etapa Sexta Modelo McSharry

En la Figura 5 se describe la sexta etapa, que corresponde a la conversión del patrón de disparo en la síntesis de MUAPs con ayuda del modelo de McSharry (9). A esta etapa ingresan: el vector de patrones (7), las matrices A (8) y la duración de la señal (3) (43). Luego, se calcula la frecuencia angular (w), se establece la frecuencia de muestreo en 10000 muestras/s y el valor inicial del ángulo, con el que inicia la síntesis de la primera muestra (44), y se calcula la cantidad de muestras que va a tener la señal sintética (45). Luego se evalúa cada elemento binario del patrón de disparo, que es de tamaño F (46): si el m -ésimo elemento es un cero (51), se genera un intervalo de muestras nulas que corresponden a la línea isoeléctrica (52); y si es un uno (51), se utiliza el modelo de McSharry (54) (55) para generar un MUAP con los parámetros indicados en la matriz A, respectiva. Posteriormente, se realiza la concatenación de la salida de cada patron (53), se evalúa si ya se recorrió por completo (47); y una vez completado, se carga la salida completa (48), conformada por las muestras de las señales sintéticas, para cada SMUAP.

g) Etapa séptima, es la suma de SMUAP

Finalmente, la séptima etapa es la suma de SMUAP (10), la cual esta descrita por la Figura 6. Con el resultado de la etapa anterior (9), se realiza la suma de los trenes de disparo individuales trabajados, en donde se revisa cuál de los trenes presenta la mayor cantidad de muestras (57). Teniendo en cuenta la cantidad de SMUAP (58), se crea una matriz de ceros con el tamaño de la cantidad de SMUAP por el valor de muestras mayor encontrado (59); esto se realiza para tener un vector final con la magnitud máxima posible que puede tener la señal en relación con la cantidad de SMUAP. Luego, se realiza el proceso de eliminar la línea isoelectrica de la señal que tiene la señal y se escala en factor de la cantidad de SMUAP (61). Se va llenando la matriz, a medida que se trata cada tren (62), cuando se cumple la condición (60) y todos los trenes pasaron a la matriz se procede a sumar todas las filas para generar un vector de salida (63) al cual se le adiciona la línea isoelectrica (64) dando como resultado la señal sintética (11).

1.6. Aplicación Industrial

La invención denominada “Método para la Generación de Señales Electromiográficas Sintéticas con Patrones de Disparo Aleatorio” es de especial interés en campos bio-industriales de la salud, la bioingeniería y la investigación muscular, ya que permite a los profesionales y especialistas estudiar y comprender el comportamiento de las señales EMG sin necesidad de recurrir inicialmente a señales reales, las cuales pueden ser más difíciles de obtener y manejar.

MÉTODO PARA LA GENERACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS SINTÉTICAS CON PATRONES DE DISPARO ALEATORIO

1. REIVINDACIONES

1. Un Método para la Generación de Señales Electromiográficas Sintéticas con Patrones de Disparo Aleatorio, que comprende las etapas de:
 - a. Primera Etapa.- Ingreso de características de la señal electromiográfica (EMG) por parte del usuario (0) donde el usuario ingresa las características que desea que tenga la señal EMG sintética (0), tales como la cantidad de SMUAP (1), que es un número entero entre 1 y 13, inclusive; el tipo de dependencia (2), que se refiere a rango corto o largo; y la duración (3), que corresponde al valor del tiempo en segundos de la señal EMG. Esta información ingresa como parámetros de entrada a la siguiente etapa, que es la generación de tiempos entre disparos
 - b. Segunda Etapa.- Generación de tiempos entre disparos (5) este proceso inicia con la carga del porcentaje de aparición por cantidad de SMUAP (13). Luego, se procede a seleccionar los porcentajes de aparición de los SMUAP (17). Luego, se genera un vector con números entre 1 y la cantidad de SMUAP, de acuerdo con los porcentajes de aparición seleccionados (18). De igual manera, se genera el vector con las formas de onda que corresponderían a cada SMUAP, seleccionada aleatoria entre 1 y 75 (19). Se utiliza la información del vector (18) para obtener vectores individuales (19), uno por cada forma de onda, puesto que la dependencia de rango se realiza por MUAP. Si el usuario escogió generar una señal EMG con dependencia de rango largo (21), se realiza una selección aleatoria del parámetro de Hurst, entre 0.55 y 0.95, y se utiliza el método de cascada binomial multiplicativa,

basado en el modelo Wavelet Multifractal, que genera un vector con valores reales, entre 0 y 10, que cuentan con la dependencia de rango largo demandada (23). En el caso de la dependencia de rango corto (21), se utiliza el método de la transformación inversa para generar los tiempos independientemente, pero con la misma distribución muestral de los tiempos entre disparos de las señales caracterizadas (22). Estos vectores, que se obtienen para cada uno de los SMUAP (20), ingresan a la siguiente etapa (24), que es la generación de ceros entre tiempos (6).

- c. Tercera Etapa de generación de ceros entre tiempos (6) en donde se normalizan los datos de los tiempos de aparición respecto a la duración de la señal, por lo cual se ingresan el vector de diferencias entre tiempos y la duración de la señal ingresada por el usuario (26)(3), se divide el vector de diferencias entre la duración de la señal (27) el resultado se aproxima al entero más cercano (28), se le resta uno para obtener la cantidad de ceros que hay entre cada forma de onda (29) y finalmente se agrega el cero inicial para tener en cuenta la aparición inicial (30).
- d. Cuarta Etapa.- Generación de patrón (7) en la cual se ingresa el vector con la cantidad de ceros entre formas de onda (33) y se define el parámetro l (ele) como la longitud del vector (34). En esta etapa se genera un patrón de disparo booleano, mientras que la variable i , que empieza en 1 (35), sea diferente a la longitud del vector (36) y valida si el valor que tiene el vector es cero (38); si no lo es, tiene en cuenta la cantidad de periodos nulos, coloca unos (40), correspondientes a la cantidad de ceros entre tiempos; y en los espacios en blanco, coloca ceros (39).
- e. Quinta Etapa Selección de forma de onda y amplitud (8) en la cual, se seleccionan las matrices (A) que contienen los parámetros necesarios para que se generen las formas de onda con el modelo de McSharry. Cada matriz A, tiene tantas filas como funciones gaussianas se necesitan para obtener la forma de onda particular. Por

ejemplo, para una onda monofásica, sin vueltas, solo se requiere de una curva gaussiana (una fila); pero, para una bifásica, se requieren mínimo dos gaussianas (dos filas): una para cada polaridad (dos filas). Dado que las vueltas necesitan de la inclusión de más gaussianas, estas incrementan la cantidad de filas. No obstante, cada matriz A está conformada por tres columnas: la primera, contiene la información de la amplitud de la gaussiana (a, de valor máximo 1); la segunda, el valor central (θ); y la tercera, la desviación estándar (b). En consecuencia, se dispone de 75 matrices, correspondientes a las 75 formas de onda obtenidas en la caracterización.

- f. Etapa Sexta Modelo McSharry (9) la cual corresponde a la conversión del patrón de disparo en la síntesis de MUAPs con ayuda del modelo de McSharry (9). A esta etapa ingresan: el vector de patrones (7), las matrices A (8) y la duración de la señal (3) (43). Luego, se calcula la frecuencia angular (w), se establece la frecuencia de muestreo en 10000 muestras/s y el valor inicial del ángulo, con el que inicia la síntesis de la primera muestra (44), y se calcula la cantidad de muestras que va a tener la señal sintética (45). Luego se evalúa cada elemento binario del patrón de disparo, que es de tamaño F (46): si el m-ésimo elemento es un cero (51), se genera un intervalo de muestras nulas que corresponden a la línea isoelectrica (52); y si es un uno (51), se utiliza el modelo de McSharry (54) (55) para generar un MUAP con los parámetros indicados en la matriz A, respectiva. Posteriormente, se realiza la concatenación de la salida de cada patrón (53), se evalúa si ya se recorrió por completo (47); y una vez completado, se carga la salida completa (48), conformada por las muestras de las señales sintéticas, para cada SMUAP.
- g. Etapa séptima, es la suma de SMUAP (10) que con el resultado de la etapa anterior (9), se realiza la suma de los trenes de disparo individuales trabajados, en donde se revisa cuál de los trenes presenta la mayor cantidad de muestras (57). Teniendo en cuenta la cantidad de SMUAP (58), se crea una matriz de ceros con el tamaño

de la cantidad de SMUAP por el valor de muestras mayor encontrado (59); esto se realiza para tener un vector final con la magnitud máxima posible que puede tener la señal en relación con la cantidad de SMUAP. Luego, se realiza el proceso de eliminar la línea isoelectrica de la señal que tiene la señal y se escala en factor de la cantidad de SMUAP (61). Se va llenando la matriz, a medida que se procesa cada tren (62), cuando se cumple la condición (60) y todos los trenes pasaron a la matriz, se procede a sumar todas las filas para generar un vector de salida (63) al cual se le adiciona la línea isoelectrica (64) dando como resultado la señal sintética (11).

- 2.** El método de la reivindicación 1, que comprende, en su Segunda Etapa.- Generación de tiempos entre disparos (5), que inicia con la carga del porcentaje de aparición por cantidad de SMUAP (13), en donde se dispone de una base de datos conformada con trece tablas que contienen los porcentajes de aparición de los SMUAP. La cantidad de tablas obedece a que, según la caracterización realizada, la mayoría de señales EMG no cuentan con más de trece SMUAP diferentes (16). Por lo tanto, existe una tabla por cada cantidad posible de SMUAP (1); y cada tabla presenta varias columnas, con alternativas de porcentajes de aparición. Es por esto que, según la cantidad ingresada en (1), se procede a validar si el dato ingresado por el usuario es el número 14 (15); y si lo es, le pide al usuario volver a escoger la cantidad de SMUAP (14).

Si la cantidad de SMUAP ingresada se encuentra entre 1 y 13, inclusive, se procede a seleccionar los porcentajes de aparición de los SMUAP (17). Estos porcentajes se escogen de una de las columnas, seleccionada al azar, de la tabla correspondiente. Luego, se genera un vector con números entre 1 y la cantidad de SMUAP, de acuerdo con los porcentajes de aparición seleccionados (18). De igual manera, se genera el vector con las formas de onda que corresponderían a cada SMUAP, seleccionada por una función aleatoria entre 1 y 75 (19). Es de aclarar, que, aunque una señal EMG suele tener menos de trece formas de onda diferentes, en la caracterización se

encontraron hasta 75 formas de ondas distintas. De esta manera, se obtiene un vector con tantos números diferentes como cantidad de SMUAP seleccionado (de 1 a máximo 13 números diferentes), cuya frecuencia relativa de aparición obedece a la columna seleccionada y cuyos valores son números enteros, comprendidos entre 1 y 75, inclusive. Por lo tanto, se utiliza la información del vector (18) para obtener vectores individuales (19), uno por cada forma de onda, puesto que la dependencia de rango se realiza por MUAP. Si el usuario escogió generar una señal EMG con dependencia de rango largo (21), se realiza una selección aleatoria del parámetro de Hurst, entre 0.55 y 0.95, y se utiliza en un algoritmo de cascada binomial multiplicativa, basado en el modelo Wavelet Multifractal, que genera un vector con valores reales, entre 0 y 10, que cuentan con la dependencia de rango largo demandada (23). En el caso de la dependencia de rango corto (21), se utiliza el método de la transformación inversa para generar los tiempos independientemente, pero con la misma distribución muestral de los tiempos entre disparos de las señales caracterizadas (22). Estos vectores, que se obtienen para cada uno de los SMUAP (20), ingresan a la siguiente etapa (24), que es la generación de ceros entre tiempos (6).