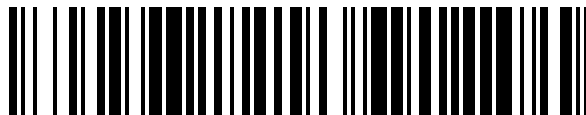


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **1 322 781**

21 Número de solicitud: 202531059

51 Int. Cl.:

<b>A61B 5/256</b>	(2011.01)	<b>G16H 10/00</b>	(2008.01)
<b>A41D 13/12</b>	(2006.01)	<b>G16H 50/20</b>	(2008.01)
<b>A61B 5/11</b>	(2006.01)		
<b>A41D 19/00</b>	(2006.01)		

12

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

22 Fecha de presentación:

**26.09.2024**

43 Fecha de publicación de la solicitud:

**22.09.2025**

71 Solicitantes:

**UNIVERSITAT D'ALACANT / UNIVERSIDAD DE  
ALICANTE (100.00%)  
Carretera Alicante-San Vicente s/n  
03690 Sant Vicent del Raspeig (Alicante) ES**

72 Inventor/es:

**CORTELL TORMO, Juan Manuel;  
GARCÍA JAÉN, Miguel;  
MARTÍNEZ BELTRÁN, Gabriel y  
FERRE MARTÍNEZ, Jordi**

74 Agente/Representante:

**PADIMA TEAM, S.L.P.**

54 Título: **Prenda textil inteligente**

ES 1 322 781 U

**DESCRIPCIÓN**

**PRENDA TEXTIL INTELIGENTE**

**5 SECTOR DE LA TÉCNICA**

La presente invención se refiere a una prenda o complemento textil inteligente con capacidad para monitorizar movimientos, posturas y señales fisiológicas, para su aplicación en la prevención, detección y tratamiento de lesiones causantes de la columna lumbar.

10 Ventajosamente, la prenda textil inteligente posibilita la detección de lesiones causantes del dolor lumbar de una forma objetiva.

Para ello, la prenda de la invención incorpora una pluralidad de electrodos textiles para la adquisición de diferentes señales bioeléctricas, tal como ECG (HRV), EMG y/o EDA, las cuales  
15 son adquiridas por los electrodos textiles y procesadas por una electrónica de control vinculada a un sistema de adquisición de movimientos y posturas, pudiendo vincularse a un software de procesamiento que emplea métodos de aprendizaje automático para asociar los patrones de movimiento y postura con las señales bioeléctricas, indicadoras de lesiones causantes del dolor lumbar.

20 El objeto de la invención es por tanto proporcionar una prenda textil inteligente que ofrezca los datos necesarios para dotar de una perspectiva objetiva al diagnóstico y monitorización de lesiones lumbares, mediante la cuantificación o gradación del dolor experimentado por el usuario, eliminando el componente subjetivo asociado a la percepción del dolor o molestia por  
25 el propio usuario.

**ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

La detección, diagnóstico y monitorización de lesiones, tal como las lesiones lumbares, resulta  
30 en ocasiones compleja, ya que, por un lado, debe realizarse en base a medidas puntuales fuera de la actividad cotidiana del usuario, y por otro, lleva asociado un componente subjetivo relativo a la percepción del dolor o sensaciones por parte del usuario.

Por otro lado, las señales biométricas o bioeléctricas que habitualmente se emplean para la  
35 monitorización o detección de lesiones - tal como señales ECG (electrocardiograma, la cual

permite calcular el parámetro HRV (siglas de la expresión en inglés de *Heart Rate Variability* que se refieren a la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca) ), EMG (electromiografía) o EDA (siglas de la expresión en inglés ElectroDermal Activity o Actividad ElectroDérmica) – ofrecen una elevada variabilidad, por lo que la información que proporciona debe ser cuidadosamente  
5 analizada e interpretada para que esta sea de utilidad práctica. Esta variabilidad, entre otros factores, está ligada a la calidad de la señal captada por los electrodos encargados de adquirir las señales bioeléctricas.

Por otro lado, sin una correlación entre las citadas señales bioeléctricas y el movimiento,  
10 posición o postura del usuario en que se captan las señales, no es posible lograr una valoración objetiva de la condición de la columna lumbar.

En este sentido, se conoce el documento de patente US10398339B2, en el que se divulga un dispositivo para la evaluación del dolor lumbar que comprende una pluralidad de sensores EMG  
15 basados en sensores adheridos a la piel, en combinación con sensores IMU . En el citado documento, se citan técnicas de aprendizaje automático para evaluar y prevenir el dolor lumbar. Sin embargo, el dispositivo del documento US10398339B2 no proporciona una valoración precisa y objetiva, al basarse en una única señal biométrica, EMG, y emplear electrodos adheridos a la piel, lo que, además de restar operatividad al equipo al impedir un uso continuado  
20 en el tiempo, resta precisión a las señales adquiridas, ya que los electrodos no se encuentran integrados en el propio dispositivo.

Es conocido igualmente el documento de patente US2023363711A1, en el que se describe un dispositivo a modo de prenda que permite la supervisión y/o el tratamiento de pacientes para  
25 lesiones generales. Se especifica el uso de energía ultrasónica para la comunicación de los distintos bloques (supervisión y/o tratamiento, monitorización y regulación), así como la posibilidad de incorporar incluir sensores de movimiento (acelerómetros), EMG, ritmo cardíaco, saturación de oxígeno, temperatura y otras combinaciones de señales. El documento divulga el uso de algoritmos de *Machine Learning* para la monitorización de las señales. Sin embargo,  
30 mediante el dispositivo divulgado en el documento US2023363711A1 no es posible medir efectivamente la curvatura de la zona lumbar, ni la señal de EDA para combinarla con las otras señales utilizadas. Los algoritmos de *Machine Learning* que se mencionan, se utilizan solo para la monitorización de las señales, por lo que el dispositivo no permite identificar mediante el modelo de Inteligencia Artificial la presencia de dolor de forma objetiva y sus grados

Así, no se conoce por parte del solicitante de la presente invención ningún dispositivo o sistema que permita medir de forma precisa todos los parámetros biomédicos y biomecánicos necesarios (ECG (HRV), EMG, EDA) gracias a la integración de los electrodos sensores en el propio textil, ni permite combinar estas mediciones con la monitorización de las posturas y movimientos mediante, al menos 2 sensores IMU, que junto con el empleo de un software e inteligencia artificial proporcione una valoración funcional y objetiva de las lesiones o estado de la columna lumbar.

Por todo lo anterior, el solicitante de la presente patente detecta la necesidad de desarrollar una prenda textil inteligente que permitan valorar de manera objetiva el dolor del paciente, a partir del procesamiento de todos los parámetros adquiridos por los sensores integrados en la prenda, con el fin de prevenir, detectar y poder llevar a cabo el seguimiento del tratamiento de las lesiones, especialmente las lesiones lumbares o de espalda.

## **DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION**

La prenda textil inteligente de la presente invención proporciona una herramienta para la valoración funcional y monitorización continua de la columna lumbar en usuarios con lesiones o enfermedades causantes del dolor de espalda, siendo confortable y de fácil uso, mientras que aporta una información objetiva y fiable gracias a los electrodos textiles integrados en la propia prenda que permiten captar distintas señales bioeléctricas o datos médicos del usuario. La combinación de estos datos con los datos de posturas y movimientos que adicionalmente permite recoger la prenda de la invención permite realizar una valoración objetiva, así como llevar a cabo el seguimiento del tratamiento posterior, pudiendo modificar dicho tratamiento a razón de los resultados que se vayan registrando en caso de necesidad.

La invención contempla el empleo de herramientas de Inteligencia Artificial y Big Data, lo que permite profundizar en el estudio y conocimiento de los mecanismos y causas que intervienen en el dolor lumbar, para, mediante el análisis de dicha información, establecer estrategias para su prevención y posibles tratamientos.

Así, la prenda de la presente invención permite recoger y monitorizar las siguientes señales fisiológicas:

- Actividad electrodérmica (EDA): La actividad electrodérmica (EDA) supone uno de los indicadores ideales a la hora de comprender el sistema nervioso simpático. La EDA se puede medir a través de los datos de la conductividad de la piel, ya que ésta es directamente proporcional a la secreción de sudor. Esto hace que el valor de conductividad de la piel sea una medida ideal para medir la activación del sistema nervioso simpático. En la señal EDA aparecen cambios drásticos o picos que están asociados a una reacción frente a un estímulo (dolor). Estos picos se conocen comúnmente como respuesta de la conductancia de la piel (SCR). La EDA y el SCR se miden en las mismas unidades, típicamente, microsiemens ( $\mu\text{S}$ ). El espectro de la señal EDA está en el rango de 0.045-0.15Hz, aunque puede aumentar hasta los 0.37Hz durante el ejercicio intenso. Los parámetros que definen el SCR son:
  - Latencia, es decir, el pico del SCR aparece entre 1 y 5 segundos después el estímulo que lo provoca.
  - Amplitud; para que una variación en la señal EDA sea considerada SCR la amplitud debe ser como mínimo 0.05 $\mu\text{S}$  o 0.04 $\mu\text{S}$ .
  - Tiempo de recuperación.
- Electromiografía de superficie (sEMG): La electromiografía (EMG) es un procedimiento de diagnóstico que se utiliza para evaluar la salud de los músculos y las células nerviosas que los controlan (neuronas motoras). La electromiografía de superficie permite conocer la tensión muscular realizada sin incurrir en métodos de monitorización invasivos. Los resultados de la electromiografía pueden revelar una disfunción nerviosa, una disfunción muscular o problemas con la transmisión de señales de nervios a músculos. Esta tecnología tiene como objetivo detectar dolencias neuromusculares, gracias a la valoración previa del estado de salud y el rendimiento de la musculatura. La sEMG permite analizar el número de cambios fisiológicos ocasionados en diferentes músculos, lo que facilita poder diagnosticar la posible lesión y hacer un seguimiento de ésta.
- Electrocardiograma (ECG): A partir de la medición de la señal de ECG es posible calcular el HRV (Variabilidad de frecuencia cardíaca). La variabilidad de la frecuencia cardíaca se conoce como la variación en el tiempo que transcurre entre los intervalos RR del electrocardiograma y refleja la actividad del sistema nervioso autónomo sobre la función cardíaca. De forma similar a lo que ocurre con la EDA, el ritmo cardíaco es un

indicador de la activación del sistema nervioso autónomo (ANS) que puede reflejar cambios en los estados de ánimo o, incluso, dolor. Basándose en artículos científicos analizados (M. Riquelme et al. 2020, S. Gomez et al. 2022, M. García et al. 2021), se demuestra que la variación del ritmo cardíaco (HRV) puede ser un indicador claro de dolores crónicos. Además, al producirse un dolor agudo, también se aumenta la actividad del sistema nervioso parasimpático autónomo, por tanto, una disminución de la variación del ritmo cardíaco puede reflejar este tipo de dolencia al mismo tiempo que aumenta el ritmo cardíaco.

De acuerdo con la presente invención, la prenda textil inteligente presenta, al menos, los siguientes elementos:

- un cuerpo textil flexible con electrodos textiles de captación de señales bioeléctricas que están bordados sobre el propio cuerpo textil. El cuerpo textil puede ser de cualquier naturaleza y confección, tanto tejidos de calada como tejidos elásticos. Han de entenderse como soluciones equivalentes cuerpos flexibles de otras naturalezas aptos para la confección de prendas, como podrían ser sustratos celulósicos, poliméricos o una combinación de los mismos;
- un sistema electrónico de adquisición de datos de movimientos y posturas de un usuario, de forma que dicho sistema electrónico, comprende, al menos, 2 sensores inerciales IMU (siglas en inglés de *Inertial Measurement Unit* o Unidad de Medición Inercial) provisto cada uno de ellos de un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes. Ventajosamente, el uso de al menos 2 de estos sensores IMU permite detectar la curvatura de la espalda, lo que redundará en la precisión del sistema;
- una electrónica de control con capacidad de adquirir y procesar las señales bioeléctricas captadas por los electrodos textiles y los sensores inerciales. Preferentemente, la electrónica de control incluye un circuito integrado conversor analógico-digital con, al menos, 8 canales de entrada;
- una batería para la alimentación de los componentes electrónicos del conjunto;
- medios de transmisión de las señales bioeléctricas y los datos de movimiento y postura procesados, los cuales permiten la comunicación de datos entre la prenda textil inteligente y un ordenador o servidor, para la gestión y visualización posterior de los

mismos;

De manera opcional, la prenda presenta, al menos, un sensor PPG (abreviatura del término en inglés *PhotoPlethysmography*, fotopleletismografía). El sensor PPG posibilitaría la doble validación de la medición del ritmo cardiaco o la monitorización de la presión arterial. Los electrodos textiles presentan una ventajosa configuración que redundante en una mayor calidad de las señales adquiridas por los mismos, minimizando ruidos e imprecisiones en las mismas. Para ello, los electrodos textiles bordados sobre el cuerpo textil presentan una configuración tridimensional, incluyendo un primer hilo conductor que servirá de elemento de conexión entre el electrodo y la electrónica de control mediante cableado. La electrónica de control procesa las señales de voltaje captadas por los electrodos y las transforma en las señales bioeléctricas de ECG, EMG y/o EDA. Cada electrodo textil presenta, al menos, 2 pasadas de bordado de un segundo hilo conductor, de forma que entre las pasadas del segundo hilo conductor queda intercalada una pieza de espuma tridimensional con un grosor entre 3 mm y 6 mm. Preferentemente esta espuma será de etilvinilacetato (EVA).

Entre otras opciones de realización no limitantes de la presente invención, el primer hilo conductor de conexión es un hilo de poliamida con un baño de plata de mayor grosor que el segundo hilo conductor que integra las pasadas de bordado que dan lugar al electrodo textil. Preferentemente, ambos hilos conductores son hilos continuos de poliamida 6.6 con un baño de plata, de forma que el primer hilo conductor presenta 8 cabos (210 deniers), mientras que el segundo hilo conductor presenta 3 cabos (100 deniers), donde cabo en ambos casos contiene 34 filamentos.

La configuración descrita para los electrodos textiles hace que los mismos presenten un cierto volumen, del orden de 5 a 8 mm de grosor, lo que garantiza adicionalmente un correcto proceso de bordado. Esta configuración tridimensional lograda con la pieza de espuma intercalada resulta particularmente ventajosa respecto a los electrodos planos o de dos dimensiones conocidos para este tipo de aplicaciones, ya que asegura un contacto íntimo y continuo con la piel del usuario, lo que se traduce en una calidad óptima de la señal adquirida por el electrodo.

Como se ha detallado anteriormente, el electrodo textil presenta al menos 2 pasadas o capas de hilo conductor bordado, con distintas orientaciones, lo que asegura una distribución homogénea de la conductividad. Así, en una realización preferente los electrodos presentan 6 pasadas o capas: una capa bordada con una orientación de +45° respecto al eje horizontal del

cuerpo textil, seguida de una capa bordada a  $-45^\circ$  y una capa bordada en sentido horizontal. A continuación, se dispone la espuma tridimensional sobre estas tres pasadas de hilo conductor bordado, y sobre la espuma, tres pasadas adicionales de hilo conductor bordado siguiendo la misma secuencia de orientaciones de bordado descrita.

5

Con objeto de mejorar la conductividad del electrodo, en una realización alternativa el mismo presenta 8 pasadas de bordado: una pasada de bordado en dirección  $+45^\circ$ , una pasada a  $-45^\circ$ , una pasada en dirección vertical y una pasada en dirección horizontal, a continuación, la espuma tridimensional, y seguidamente otras cuatro pasadas de bordado siguiendo el orden comentado para las primeras cuatro pasadas.

10

Preferentemente, el electrodo textil presenta un máximo de 10 capas, ya que un número superior podría provocar un exceso de fricción de la aguja bordadora con el resto de capas bordadas, lo que podría conllevar la rotura del hilo conductor.

15

Por otro lado, la prenda textil inteligente de la invención puede configurarse a modo de chaleco, camiseta de manga corta o prenda de manga larga. Cuando la prenda textil se configura a modo de prenda de manga larga, tal como una camiseta de manga larga o una chaqueta, al menos una de sus mangas presenta una prolongación destinada a cubrir parcialmente la palma de la mano, de forma que en dicha prolongación se dispone, al menos, un electrodo de medición EDA. Ventajosamente, la disposición de los electrodos de medición de EDA de manera coincidente con la zona de la palma de la mano del usuario proporciona una mejor conductividad respecto a otras zonas del cuerpo, ya que a la conductividad de la piel se suma la conductividad de la sudoración de la mano, la cual presenta gran cantidad de glándulas sudoríparas.

20

25

En relación al resto de señales bioeléctricas a adquirir por el sistema, los electrodos encargados de adquirir la señal ECG se dispondrán preferentemente de forma coincidente con el pectoral del usuario, mientras que los electrodos encargados de adquirir la señal EMG se dispondrán de forma coincidente con los músculos de la espalda.

30

La presente invención puede participar en un sistema de valoración funcional y monitorización de la columna lumbar que comprende la prenda textil inteligente descrita y un dispositivo electrónico, tal como un ordenador, teléfono inteligente o tableta, provisto de medios de comunicación con la prenda textil inteligente, medios de recepción y almacenamiento de datos,

35



un procesador y un software que recibe los datos de las señales bioeléctricas captadas por los electrodos de la prenda textil inteligente. Así, el sistema emplea Big Data y técnicas de inteligencia artificial gracias al novedoso software incluido en el mismo, que permite el etiquetado de los datos de señales bioeléctricas y de movimientos y posturas del sistema electrónico inercial, para el entrenamiento de un modelo de inteligencia artificial con arquitectura de *machine learning* multicapa, de forma que el software compara los nuevos datos adquiridos por la prenda textil inteligente con el modelo entrenado, para la valoración funcional y monitorización de la columna lumbar de un usuario. De esta forma, la combinación de las diferentes señales fisiológicas, junto con la monitorización de movimiento y postura del usuario, y el empleo de IA consigue que el sistema sea capaz de llevar a cabo la valoración funcional y monitorización de la columna lumbar de forma objetiva, lo que permite prevenir, detectar, y tratar lesiones causantes del dolor lumbar, clasificando las sensaciones del paciente de forma objetiva en base a una escala

Así, para realizar una valoración funcional y monitorización de la columna lumbar, el usuario se coloca la prenda sobre el torso de forma ajustada al mismo, se enciende la electrónica del sistema y se comprueba que la señal cardíaca ECG se capta correctamente como método de validación del sistema. El usuario realiza a continuación una serie de actividades físicas guiadas, preferentemente movimientos que provoquen la flexión, torsión y extensión de la zona lumbar, lo que permite medir los esfuerzos y las sensaciones del paciente en situaciones muy distintas.

Así, cuando éste siente dolor, se lo indicará al profesional que lo acompaña durante la prueba para que se pueda indicar mediante una aplicación instalada en un dispositivo electrónico provisto de un software tanto la existencia del dolor, como el grado de gravedad de éste, por ejemplo, según una escala de ‘dolor intenso’, ‘dolor leve’, no refiere. Alternativamente, el propio usuario podrá indicar el dolor percibido en la aplicación.

El procedimiento de valoración funcional y monitorización de la columna lumbar comprende las etapas de:

- captación de señales por parte de los electrodos textiles y de los datos relativos a movimientos y posturas por parte del sistema electrónico e introducción de datos de percepción de dolor del usuario en el software;
- acondicionamiento y procesamiento de las señales por parte de la electrónica de control

de la prenda textil inteligente para su transformación en señales bioeléctricas de ECG, EMG y/o EDA;

- transmisión de los paquetes de datos de las señales bioeléctricas y datos relativos a movimientos y posturas al dispositivo electrónico, tal como un teléfono inteligente;
- 5      – etiquetado de los paquetes de datos por parte del software instalado en el dispositivo electrónico, atendiendo a las percepciones del usuario, según el rango de dolor presente en ese momento, el cual se indica en el software (aplicación informática) instalado en el dispositivo electrónico. Este etiquetado es el que va a permitir un aprendizaje automático supervisado por parte del sistema;
- 10     – almacenamiento de los datos en una base de datos de un servidor y entrenamiento por parte del software de un modelo de inteligencia artificial con arquitectura multicapa de *machine learning* predefinida. De ese modo, los pesos y parámetros del modelo son ajustados para la identificación y clasificación de los nuevos grupos de datos. El software indica el nivel de precisión del modelo entrenado;
- 15     – descarga de los modelos entrenados por parte del software y recepción de nuevos grupos de datos (señales bioeléctricas y datos de posturas y movimientos) del usuario en tiempo real en el dispositivo electrónico;
- preprocesado de los nuevos datos por parte del software realizando la inferencia del modelo entrenado para obtener la aproximación a cada una de las etiquetas con las que se entrenó el modelo. Preferentemente, este preprocesado consiste en operaciones de promediado y de eliminación de puntos anómalos; y
- 20     comunicación al usuario o profesional de los resultados obtenidos con el modelo de inteligencia artificial sobre el estado funcional de la columna lumbar a través de una aplicación instalada en el dispositivo electrónico.

25      El modelo de inteligencia artificial comprende, al menos, uno de los siguientes: redes neuronales, redes bayesianas, árbol de decisión, máquinas de vectores de soporte, modelos basados en algoritmos genéticos, regresión.

30      Por tanto, de acuerdo al procedimiento descrito las señales bioeléctricas se etiquetan, en primer lugar, en base a las percepciones del usuario en el momento de adquirirse las mismas en una posición o movimiento concretos, y posteriormente, con el modelo entrenado es posible ofrecer una predicción en base a las nuevas señales captadas por la prenda, permitiendo valorar funcionalmente la columna lumbar del usuario y conocer si sufre dolor o no, así como el grado

35      del mismo, eliminándose por tanto gracias al empleo de la inteligencia artificial el factor

subjetivo.

## 5 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para complementar la descripción que seguidamente se va a realizar y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características del invento, de acuerdo con un ejemplo preferente de realización práctica del mismo, se acompaña como parte integrante de dicha descripción,  
10 un juego de planos en donde con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

La figura 1 muestra un ejemplo de realización de la prenda textil de la invención en el que la  
15 misma se configura a modo de camiseta de manga larga con cierre de cremallera central y una prolongación a modo de guante sin dedos que cubre la palma de la mano, así como el patronaje de la misma, donde se observa la disposición de los electrodos que recogen las distintas señales bioeléctricas.

La figura 2 muestra un detalle de la prolongación de la manga de la prenda de la figura 2, con  
20 los electrodos que miden la señal EDA bordados sobre la misma, así como la colocación de dicha prolongación sobre la mano del usuario, quedando cubiertos los electrodos por una porción adicional de tela y observándose los cables que conectan los electrodos textiles con la electrónica de control.

Las figuras 3 a 6 muestran el procedimiento de bordado de los electrodos textiles de acuerdo con una realización preferente de la invención en la que los electrodos textiles presentan 6 pasadas de bordado con el segundo hilo conductor; donde en la figura 3 se muestra el paso inicial de bordado del primer hilo conductor de conexión con el cableado, en la figura 4 se  
30 muestra el proceso de bordado de las tres primeras pasadas a +45°, -45° y horizontal, en la figura 5 se muestra la colocación de la espuma tridimensional, mientras que en la figura 6 se muestra el bordado de la segunda tanda de pasadas de bordado sobre la espuma tridimensional, así como una imagen del resultado final del electrodo textil bordado.

35 La figura 7 muestra un ejemplo de señal ECG medida con un electrodo textil bordado plano

bidimensional, donde en el eje de abscisas se ha representado el tiempo en segundos, de forma que cinco unidades mínimas de división del eje de abscisas equivalen a 0,45 segundos, mientras que en el eje de ordenadas se ha representado el voltaje en mV.

5 La figura 8 muestra un ejemplo de señal ECG medida con un electrodo textil con volumen como los contemplados en la prenda inteligente de acuerdo a la presente invención, donde en el eje de abscisas se ha representado el tiempo en segundos, de forma que cinco unidades mínimas de división del eje de abscisas equivalen a 0,45 segundos, mientras que en el eje de ordenadas se ha representado el voltaje en mV.

10

### **REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCION**

La prenda textil inteligente de la presente invención que participa en el sistema y procedimiento de valoración funcional y monitorización de la columna lumbar que se reivindica se configura a  
15 partir de un cuerpo textil (1) sobre el que se bordan los electrodos encargados de recoger las distintas señales bioeléctricas de acuerdo con el objeto de la invención.

En la figura 1 se ilustra un ejemplo de realización de la prenda textil configurada a modo de  
20 camiseta de manga larga con cierre de cremallera central, donde las mangas presentan una prolongación (5) a modo de guante sin dedos que cubre la palma de la mano, de forma que los electrodos de adquisición de señal EDA (7), dos en el ejemplo ilustrado, quedan dispuestos en contacto con la palma de la mano del usuario, y donde los electrodos de adquisición de señal ECG (8) quedan situados en la zona pectoral, mientras que los electrodos de adquisición de  
25 señal EMG (6) quedan dispuestos en la lumbar y abdominal. En la figura 2 se observa el detalle de la prolongación (5) de las mangas con los electrodos de adquisición de la señal EDA (7) bordados sobre el textil, así como una imagen de la prolongación (5) dispuesta sobre la mano del usuario.

30 Como se ha detallado anteriormente, los electrodos textiles bordados sobre el cuerpo textil (1) permiten adquirir las señales biomédicas de EMG, ECG y/o EDA, mientras que la prenda adicionalmente incorpora un sistema electrónico de adquisición de datos de movimientos y posturas, información que se procesa conjuntamente con los datos de las señales bioeléctricas para proporcionar la valoración funcional de la columna lumbar. Este sistema electrónico está  
35 comunicado igualmente con la electrónica de control, e incluye 3 sensores inerciales IMU,

donde cada sensor IMU está provisto de un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes.

Según un ejemplo preferido de realización, la electrónica de control se basa en un circuito integrado de la familia de convertidores analógico-digitales (ADC) delta-sigma ( $\Delta\Sigma$ ) multidireccional y de muestreo simultáneo con una resolución de 24 bits, amplificadores con factor de amplificación programable, referencia interna y un oscilador incorporado. Este conversor dispone de 8 canales de entrada, lo que proporciona diferentes posibilidades de adquisición de señales de manera simultánea según convenga, tal y como se observa en la tabla 1, en la que se contempla una variante de realización de la invención que incluye un sensor PPG:

Tabla 1. Ejemplos de adquisición de señales con un circuito integrado de 8 canales de entrada.

EMG	ECG (HRV)	PPG (HRV)	EDA
4	0	1	0
3	1	1	0
3	0	1	1
2	1	1	1

Así, de la tabla 1 se desprenden distintas variantes para la adquisición de señales bioeléctricas:

- Adquisición de las señales de EMG de 4 grupos musculares y, empleando un sensor PPG, adquisición del HRV de manera simultánea.
- Adquisición de 3 señales EMG de 3 grupos musculares y la señal ECG y, empleando un sensor PPG, adquisición del HRV de manera simultánea.
- Adquisición de las señales EMG de 3 grupos musculares y la señal EDA y, empleando un sensor PPG, adquisición del HRV de manera simultánea.
- Adquisición las señales EMG de 2 grupos musculares, la señal ECG, la señal EDA y, empleando un sensor PPG, adquisición del HRV de manera simultánea.

Tal y como se detalla en la realización ilustrada en la figura 6, los electrodos textiles (12) tienen una estructura tridimensional con un cierto volumen, e incluyen un primer hilo conductor de conexión (2), y 6 pasadas de bordado con un segundo hilo conductor (3), quedando intercalada entre ellas una pieza de espuma (4) tridimensional de EVA, la cual presenta un grosor entre 3

mm y 6 mm.

Así, como se observa en la figura 3, en primer lugar, se borda el primer hilo conductor de conexión (2) sobre el cuerpo textil (1) mediante un cabezal de bordado (9), que determinará el punto de conexión (10) del electrodo en cuestión con la electrónica de control del sistema. A continuación, sobre el área seleccionada (11) en el cuerpo textil (1) para el electrodo se bordan las pasadas que integran el electrodo textil con distintas orientaciones, con objeto de conseguir una conductividad homogénea para el electrodo. Así, en la figura 4 se observa el proceso de bordado de las tres primeras pasadas, en orden secuencial: en primer lugar, una pasada de bordado con el segundo hilo conductor (3) con una orientación de  $+45^\circ$  respecto al eje horizontal, una segunda pasada con una orientación de  $-45^\circ$  respecto al eje horizontal y una tercera pasada con una orientación del hilo (3) horizontal.

Sobre estas tres primeras pasadas se coloca la pieza de espuma (4), la cual se puede observar en la figura 5, y a continuación se procede a bordar sobre la misma otras tres capas de bordado, originando un electrodo textil con volumen (12), tal y como se observa en la figura 6.

Ventajosamente, la configuración de los electrodos textiles de la prenda de la invención ofrece una mejor calidad de señal, tal y como se evidencia en los experimentos mostrados en las figuras 7 y 8. Concretamente, en la figura 7 se muestra la señal ECG adquirida por un electrodo seco plano (sin pieza de espuma (4) tridimensional). Este tipo de electrodo proporciona un contacto deficiente con la piel del usuario, lo que se traduce en un ruido de rizado por interferencias electromagnéticas permanentes, efecto que ve ampliado con una tendencia de movimiento provocado por la propia respiración del usuario, tal y como se observa en la figura 7.

Por otro lado, en la figura 8 se observa la señal ECG adquirida por un electrodo que incluye la pieza de espuma (4) tridimensional de acuerdo con la presente invención. Al incluir en los electrodos bordados (12) una espuma (4), la presión que se ejerce sobre el punto central de éste es mucho mayor, impidiendo que el electrodo deslice por la piel y aumentando la conductividad electrodo-piel. Así, como observa en la figura 8, con los electrodos de la prenda de la invención se reduce o incluso se eliminan las interferencias electromagnéticas externas, y aumenta la amplitud de la señal, lo que permite identificar con mayor facilidad las ondas características de las diferentes señales bioeléctricas. Adicionalmente, se observa claramente la reducción en el rizado de la señal, llegando a un punto que no interfiere en la identificación

de ondas de pequeña amplitud como es la onda P del electrocardiograma.

En cuanto al voltaje pico a pico de la señal, en el electrodo que incluye la pieza de espuma (4) se ha visto aumentado de 0'5 mV a 3 mV, es decir, la amplitud de la señal se ha multiplicado por 6, lo que evidencia la calidad de las señales que se adquieren con la prenda de la presente invención.

## REIVINDICACIONES

1.- Prenda textil inteligente caracterizada por que comprende:

- 5           – un cuerpo textil (1) con electrodos textiles de captación de señales bioeléctricas bordados sobre el cuerpo textil (1), donde los electrodos textiles comprenden un primer hilo conductor de conexión (2), y, al menos, 2 pasadas de bordado de un segundo hilo conductor (3) con distintas orientaciones, de forma que entre las pasadas del segundo hilo conductor (3) queda intercalada una pieza de espuma (4) tridimensional con un
- 10           grosor entre 3 mm y 6 mm;
- un sistema electrónico de adquisición de datos de movimientos y posturas de un usuario, de forma que dicho sistema electrónico, comprende, al menos, 2 sensores inerciales (IMU) provisto cada uno de ellos de un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio
- 15           de 3 ejes;
- una electrónica de control con capacidad de adquirir y procesar las señales bioeléctricas captadas por los electrodos textiles y los sensores inerciales;
- 20           – una batería; y
- medios de transmisión de las señales bioeléctricas y los datos de movimiento y postura procesados,
- 25   estando los electrodos textiles asociados a la electrónica de control para el procesamiento de las señales de voltaje captadas y su transformación en señales bioeléctricas de, al menos, una señal ECG, una señal EMG y/o una señal EDA.

30   2.- Prenda textil inteligente, según reivindicación 1ª, caracterizada por que la electrónica de control incluye un circuito integrado conversor analógico-digital con, al menos, 8 canales de entrada.

35   3.- Prenda textil inteligente, según reivindicaciones 1ª o 2ª caracterizada por que presenta al menos, un sensor PPG.

4.- Prenda textil inteligente, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada



por que el primer hilo conductor de conexión (2) y/o el segundo hilo conductor (3) con hilos de poliamida 6.6 con un baño de plata.

5 5.- Prenda textil inteligente, según reivindicación 4ª caracterizada por que el primer hilo conductor de conexión (2) presenta 8 cabos de 34 filamentos cada uno.

6.- Prenda textil inteligente, según reivindicación 4ª caracterizada por que el segundo hilo conductor (3) presenta 3 cabos de 34 filamentos cada uno.

10 7.- Prenda textil inteligente, según reivindicación cualquiera de las reivindicaciones anteriores caracterizada por que se configura a modo de chaleco, camiseta de manga corta o prenda de manga larga.

15 8.- Prenda textil inteligente, según reivindicación 7ª, caracterizada por que, cuando el cuerpo textil (1) se configura a modo de prenda de manga larga, al menos una de sus mangas presenta una prolongación (5) destinada a cubrir parcialmente la palma de la mano, de forma que el electrodo de medición EDA (6) queda dispuesto sobre dicha prolongación (5) de manera coincidente con la zona de la palma de la mano del usuario.

20

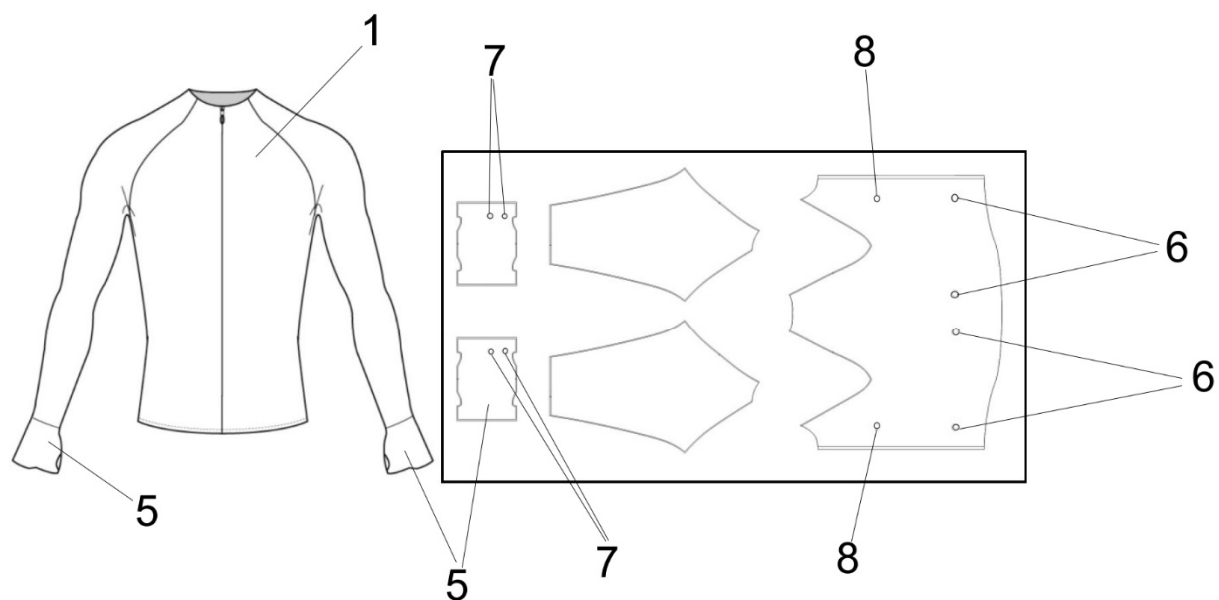


FIG. 1

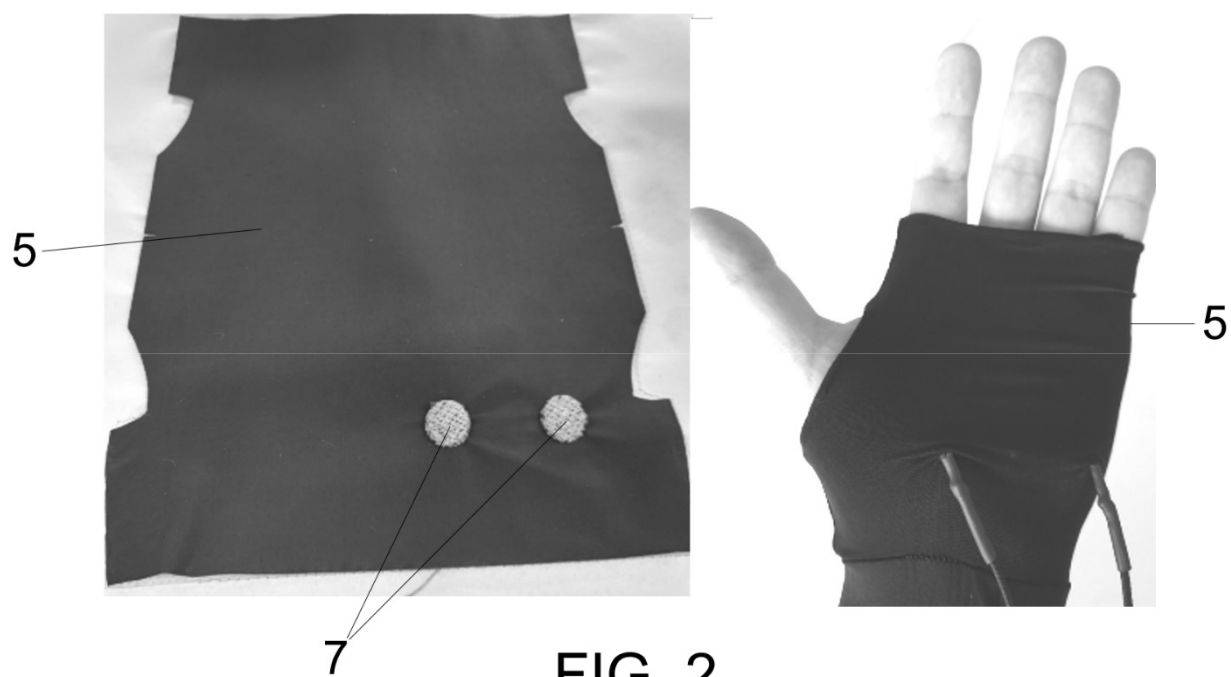


FIG. 2

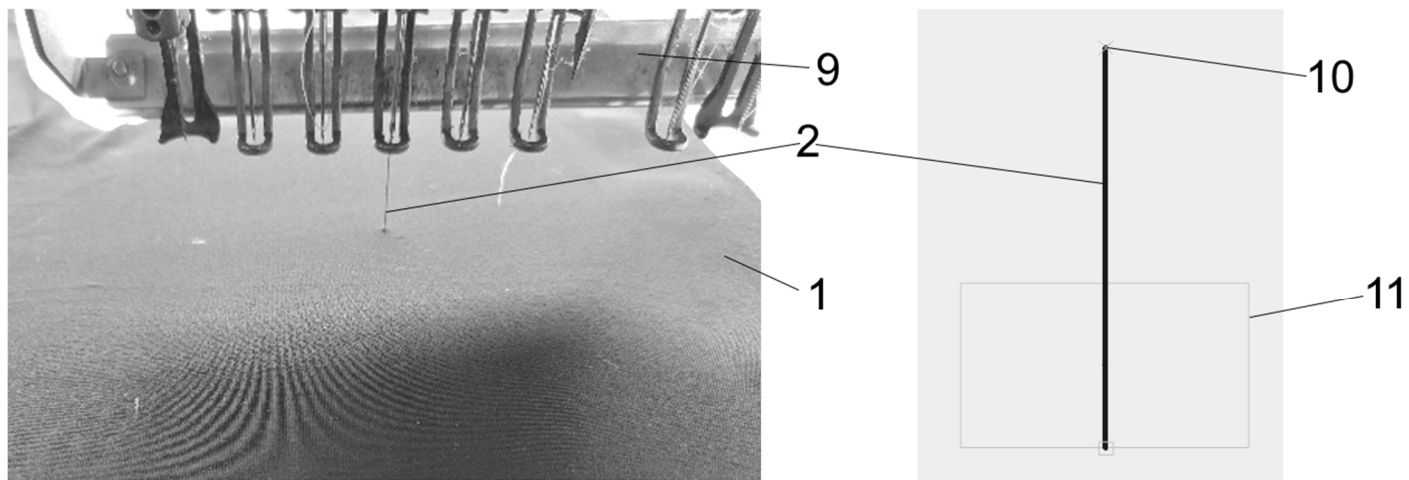


FIG. 3

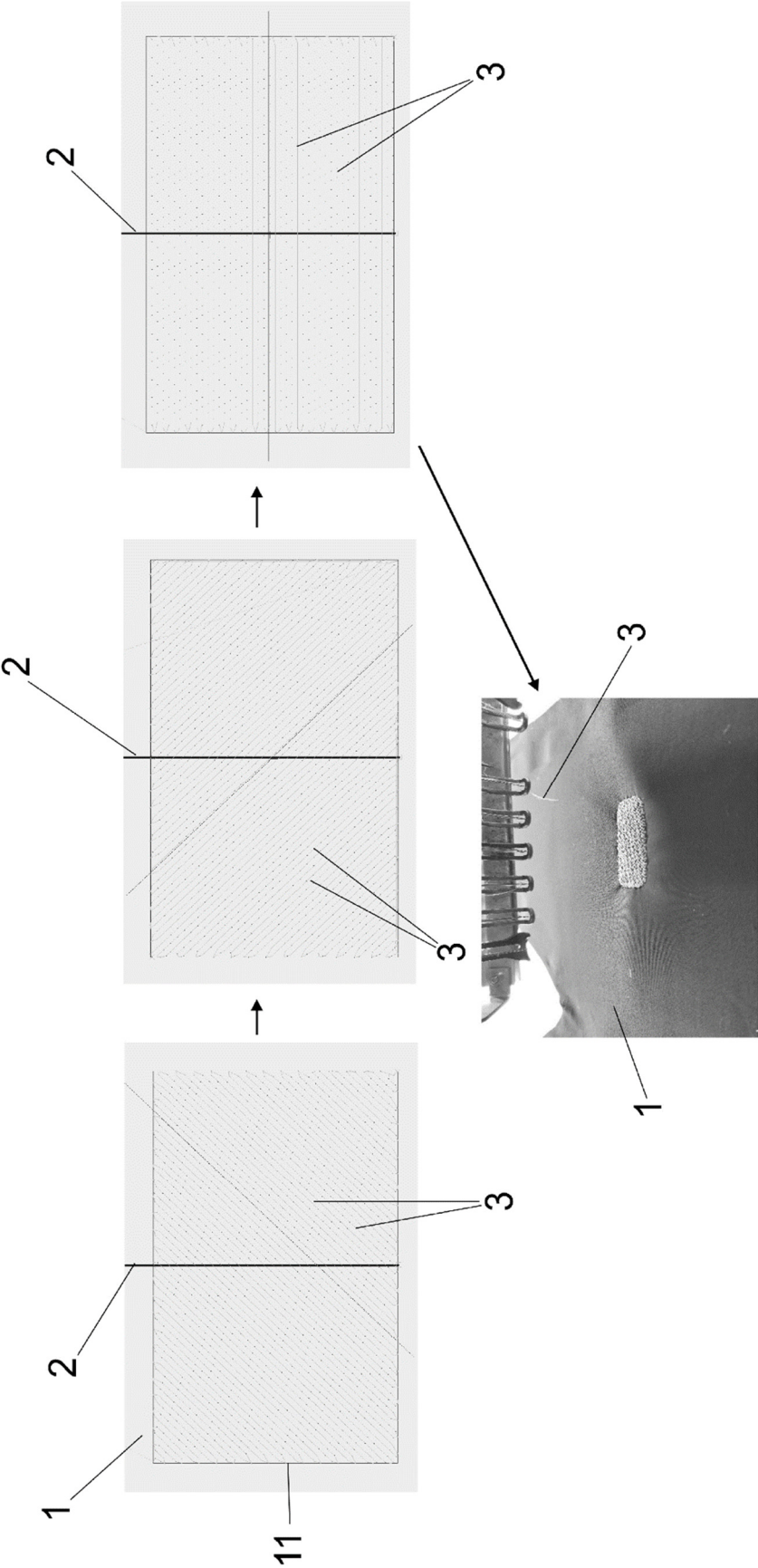


FIG. 4

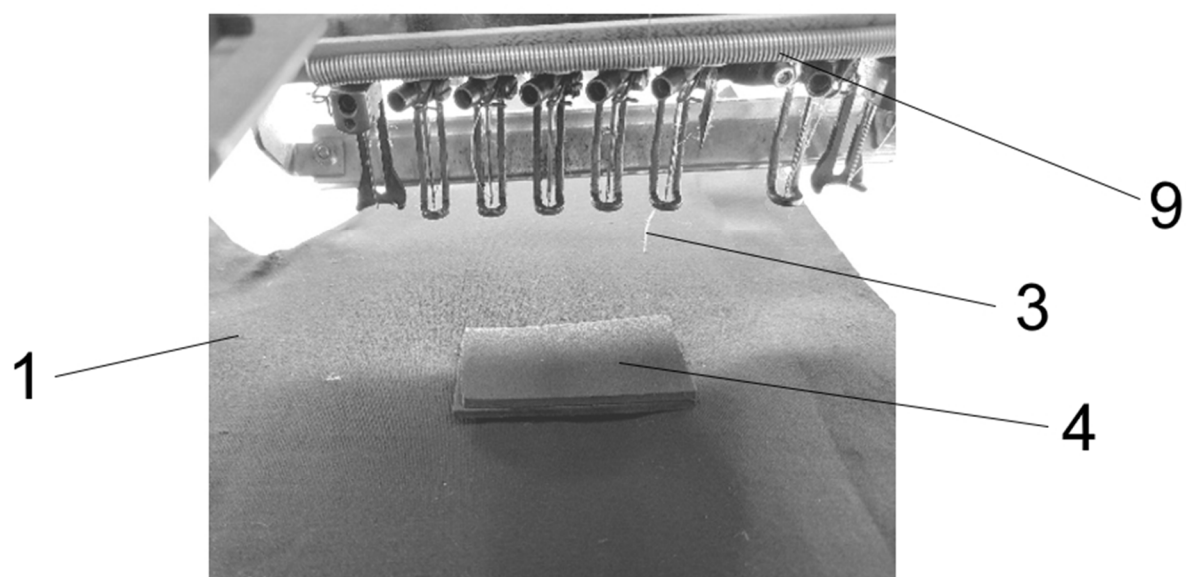
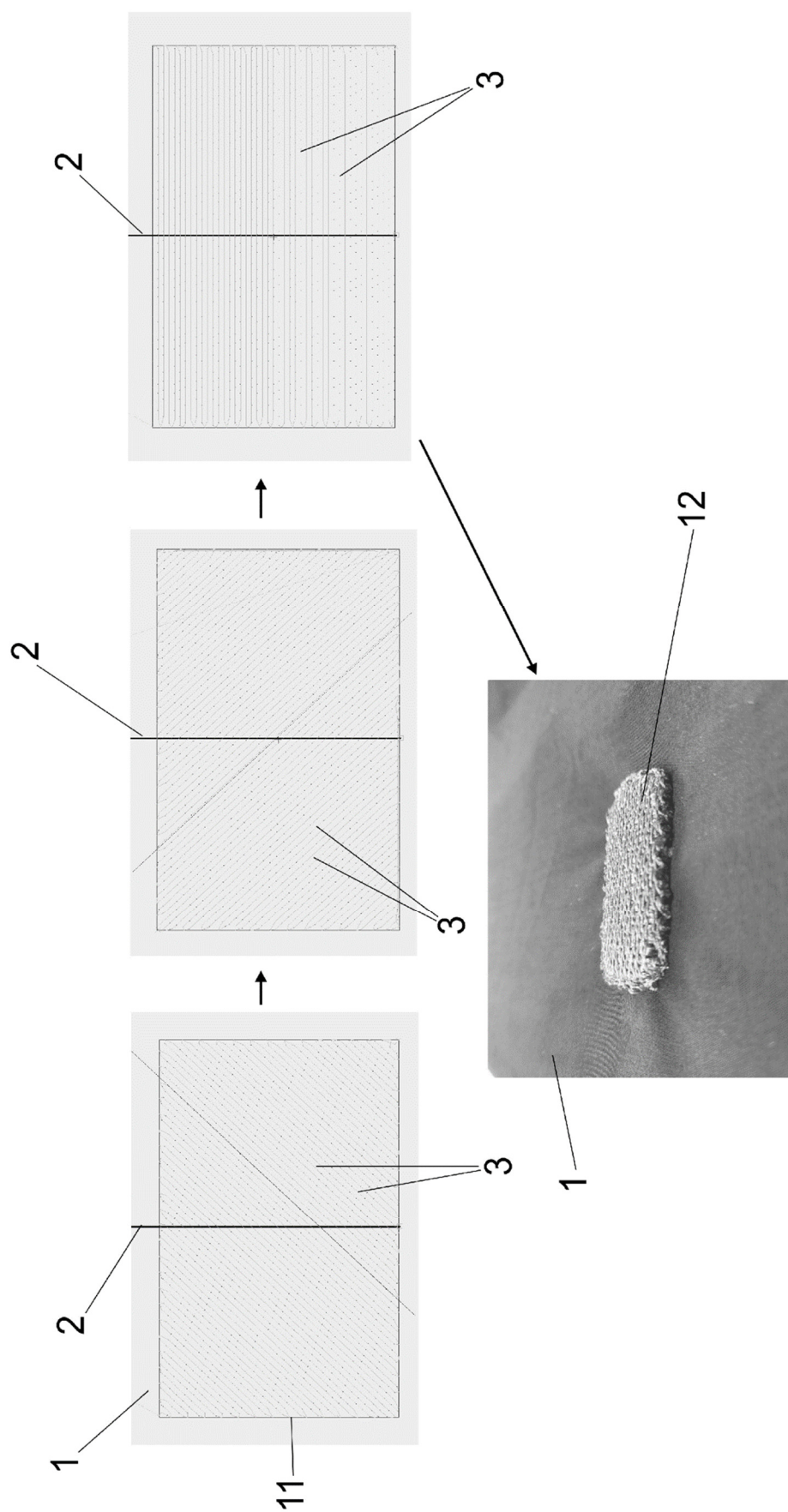


FIG.5



## FIG. 6

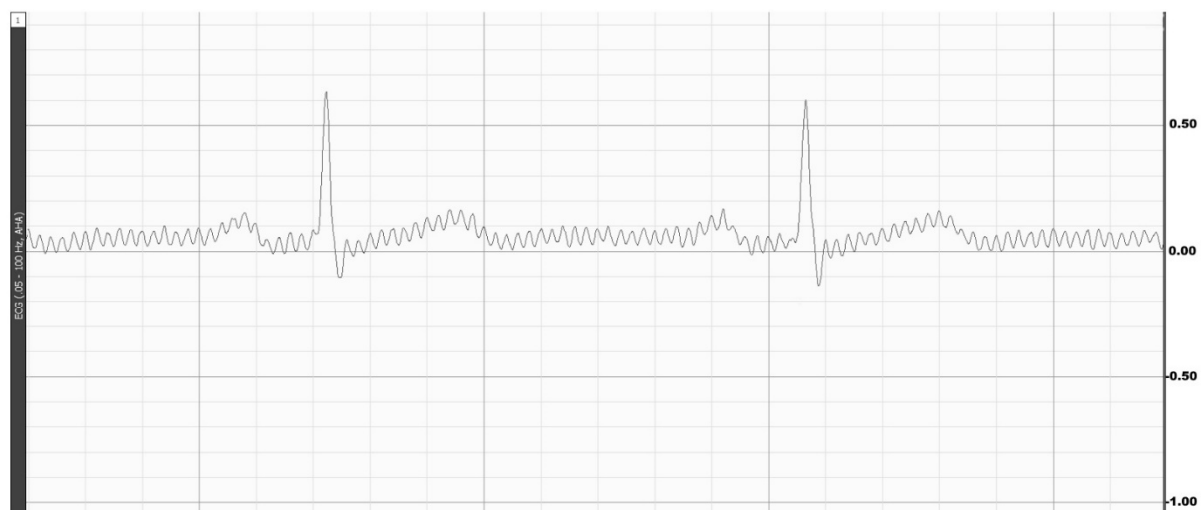


FIG.7



FIG.8