

CAMPO DE LA INVENCION

La presente divulgación se refiere al campo de la ingeniería mecánica. Mas específicamente, la divulgación se refiere a un
5 aparato de órtesis activa.

ANTECEDENTES

Las órtesis son dispositivos, soportes y apoyos elaborados con la finalidad de brindar asistencia al sistema neuromusculoesquelético, las cuales realizan trabajos de sujeción, estabilización, alineación o corrección. Las órtesis se
10 pueden clasificar entre pasivas o activas. Las órtesis pasivas mantienen un segmento del aparato locomotor en determinada posición, cuando no puede mantenerse por sí mismo. Por su parte, las órtesis activas sustituyen de forma mecánica una función muscular o de ligamentos. A su vez, las órtesis activas se dividen en activas dinámicas (las cuales se van a encargar de sustituir una función muscular) y en activas estabilizadoras (encargadas de sustituir la función de músculos y/o ligamentos). Las órtesis activas pueden controlarse mediante señales mioeléctrica (MES, también denominado señales
15 electromiográficas) a través de una estructura jerárquica de control de alto y bajo nivel.

Varios estudios proponen diferentes enfoques de órtesis como soluciones para mejorar la funcionalidad para el caso específico de la mano y más allá de la rehabilitación. El dispositivo llamado “*Hand and Hope (HOH)*” se adapta a la mano y los dedos ayudando a recuperar movimiento y funcionalidad, esta orientado a personas que han sufrido accidente
20 cerebrovascular y es utilizado exclusivamente para terapia. El Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Washington creó una órtesis 3D que permite sujetar los dedos con el movimiento de la muñeca. Sin embargo, este dispositivo a pesar de que realiza movimientos de los dedos, lo realiza a partir de los mismos movimientos mecánicos de la mano (muñeca), y no utilizan mecanismos activos (Motores, Sensores). El departamento de Gestión de Innovación Mecánica de la

Universidad de Padua, en Italia, fabricó un dispositivo de órtesis de mano que ayuda activamente a la movilización coordinada distal y proximal para entrenar los movimientos en los primeros días después de un accidente cerebrovascular. Las trayectorias controladas por la fuerza de los dedos se realizan mediante actuadores elásticos, lo que proporciona una interacción altamente compatible con el paciente.

5

Otras divulgaciones anteriores del estado del arte utilizan enfoques diferentes. Por ejemplo, se propuso un prototipo con un actuador único hidráulico que ayuda a mover cuatro dedos separados por módulos. Los módulos tenían una masa total de solo 150 g, mientras que el colector de válvulas añadió otros 250 g. Este prototipo mostró un buen rendimiento para ciclos de flexión / extensión hasta 2 Hz. Sin embargo, mostró pérdidas histeréticas entre el 37 y el 81% de la energía total de entrada.

10

Otro enfoque en la literatura propone órtesis, principalmente de mano, motorizada y controlada por electromiografía (EMG). El dispositivo se usó para entrenar (rehabilitación) la extensión de la mano en pacientes con la mano parética. La órtesis está compuesta por un dispositivo similar a un guante desarrollado a partir de dos secciones eléctricas.

15

Otro estudio propone una aplicación de control basada en electromiografía de superficie (sEMG) para un sistema de exoesqueleto de la mano, en este estudio la órtesis permite realizar la flexión y extensión de los dedos para rehabilitación.

20

No obstante, el estado del arte presentado, ningún dispositivo resuelve la problemática de mejorar la funcionalidad de personas con movilidad reducida de la mano, no necesariamente para rehabilitación, sino para la Actividades de la Vida Diaria (AVD) mejorando la flexión y extensión de sus dedos.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

Una realización de la divulgación resuelve la problemática de mejorar la funcionalidad de personas con movilidad reducida de la mano actuando en la flexión y extensión de los dedos implementando una órtesis externa activa que decodifica la intención de movimiento del usuario mediante el uso del registro de sEMG con electrodos ubicados en los músculos residuales de la mano lesionada.

La presente realización de la divulgación consiste en una órtesis activa externa para mano que comprende unas estructuras de soportes de falanges adaptados a los dedos de la mano, un actuador, un embebido y un dispositivo de adquisición de señal. El dispositivo de adquisición de señal comprende un sistema de adquisición de sEMG con electrodos no invasivos, siendo sensores musculares de electromiografía de superficie. Adicionalmente, comprende unos actuadores que reciben la señal de movimiento del sistema de adquisición sEMG y generan el movimiento en los soportes de las falanges.

Opcionalmente, los soportes de las falanges se adecuan las falanges de los dedos índice, corazón, anular y meñique.

Opcionalmente, los sensores musculares de electromiografía de superficie se ubican con sus respectivos electrodos en los músculos flexor común de los dedos (MFCD) y extensor común de los dedos (MECD).

La ventaja técnica que representa la divulgación es la de mejorar la funcionalidad motora en pacientes con movilidad reducida en flexión y extensión de los dedos para mejorar su calidad de vida.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Las diversas realizaciones se ilustran a modo de ejemplo, y no a modo de limitación, en las figuras, dibujos o fotos adjuntas. Habiendo descrito así la divulgación en términos generales, ahora se hará referencia a las figuras adjuntas, que no están necesariamente dibujadas a escala.

5

La FIG. 1 muestra una órtesis ensamblada en extensión en su vista isométrica.

La FIG. 2 muestra una configuración geométrica de un soporte de falange distal para los dedos sus vistas isométrica, frontal, lateral y superior.

10

La FIG. 3 muestra una configuración geométrica de un soporte de falange medial para los dedos sus vistas isométrica, frontal, lateral y superior.

15

La FIG. 4 muestra una configuración geométrica de un soporte de falange proximal para los dedos en sus vistas isométrica, frontal, lateral y superior.

La FIG. 5 muestra la fotografía de una realización de una ortesis activa de mano con unos electrodos de superficie, un actuador y un embebido.

20

La Fig. 6 muestra las señales mioeléctricas del músculo flexor, del músculo extensor y la activación del motor en sentido antihorario y en sentido horario

La Fig 7. Muestra la estructura de la ortesis contenida a los músculos flexor y extensores naturales correspondientes al movimiento.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

Con el fin de promover una comprensión de los principios de la presente divulgación, se hará referencia a varias realizaciones y se utilizará un lenguaje específico. Sin embargo, se entenderá que ninguna limitación del alcance de la invención es pretendida. Futuras alteraciones y modificaciones adicionales de la invención como se ilustra en la presente divulgación están contempladas como se ocurriría normalmente por una persona versada en la técnica a la que se refiere la invención.

La presente realización de la divulgación consiste en una órtesis activa externa para mano que comprende unos soportes de falanges adaptados a los dedos de la mano. También, comprende un dispositivo de adquisición de sEMG con electrodos no invasivos, siendo sensores musculares de electromiografía de superficie. Además, comprende unos actuadores que reciben la señal de movimiento del sistema de adquisición sEMG y generan el movimiento en los soportes de las falanges.

La Fig. 1 muestra una estructura de órtesis manual (100) ensamblada que permite los movimientos de la flexión y extensión en las tres falanges de los dedos de la persona. También permite la flexión y extensión del palmar de la mano. Se observan cuatro soportes de falanges distales (110), ensamblados a cuatro soportes de falanges mediales (120), ensamblados a cuatro soportes de falanges proximales (130) y ensamblado a una estructura guía de los conectores (140) a ser ubicados en el dorso de la mano o metacarpo.

La estructura guía de los conectores (140) comprenden unos soportes para conectores que unen el soporte guía con las falanges en el guante de la órtesis. Dichos conectores halan o sueltan las falanges proximales (130), las falanges mediales (120) y las falanges distales (110) para la flexión y extensión de los dedos de la persona con movilidad reducida de la mano. Preferentemente, los conectores son hilos, que pueden ser hilos flexores (151) e hilos extensores (152).. Opcionalmente, tres soportes de las falanges(130,120,110) se adecuan las falanges de los dedos índice, corazón, anular y meñique de la persona.

En otra forma de implementación de la presente divulgación, la configuración geométrica de las piezas soporte de la falange (130,120,110) de la órtesis activa fabricarse a la medida de la mano de la persona y personalizados. Preferiblemente, mas no exclusivamente, la fabricación se puede realizar por técnicas de fabricación aditiva. Las piezas se fabrican según las necesidades de la persona con movilidad reducida en la mano. Las medidas y la forma de las piezas soporte de las falanges (130,120,110) pueden modificarse, teniendo en cuenta las restricciones de simetría:

- Ancho de la falange: el ancho se toma en la articulación más proximal, es decir, se toma en la articulación entre la falange distal y medial.
- Alto de la falange: la medición se toma desde la parte inferior de la falange de los dedos hasta la parte superior y la medición siempre se realiza en las articulaciones.
- Longitud de la falange: la longitud de la falange se toma desde la parte más distal de la falange hasta la articulación.

La Fig. 2 divulga una realización de la divulgación en la que un soporte de falange distal (110) del dedo de la persona, donde la cuña (113, 114) es el punto límite que impide que la órtesis realice hiperextensión y cause una fractura a la persona, el orificio (133) por donde pasa un primer el pin es la parte proximal de la falange que se une al soporte de falange medial (120) por medio de un segundo pin (124) y permite la articulación movimiento. Preferiblemente, esta unión es de tipo macho que hace el empalme con el hembra del soporte de la falange medial (124). Opcionalmente puede utilizarse cualquier tipo de unión de empalme mecánico similar. También se muestra al menos un orificio superior (111) que permite el paso unos conectores,, hilos extensores (152) que permite la extensión del dedo. También se muestra al menos un orificio inferior (112)

por donde pasan unos conectores, hilos flexores (151) que permite la flexión del dedo. Preferiblemente, los conectores son hilos.

La Fig. 3 divulga un soporte de falange medial (120) del dedo de la persona, donde muestra una primera unión mecánica (125) con el soporte de la falange distal (110) que actúa como una articulación. También muestra una segunda unión mecánica (124) donde se une con un soporte de falange proximal (130). Preferiblemente, la primera y segunda unión son de tipo macho. También se muestra al menos un orificio superior (121) donde pasan unos conectores, hilos extensores (152) que permite la extensión del dedo. También muestra al menos un orificio inferior (123) por donde pasan unos conectores hilos flexores (151) que permiten la flexión del dedo. Preferiblemente los conectores son hilos.

La Figura 4 muestra un soporte de falange proximal (130) del dedo índice, donde se muestra un orificio de articulación (133) donde se acopla con el soporte de la falange medial (120). También se muestra al menos un orificio superior (131) que permite pasar unos conectores, hilos extensores (152) para hacer la extensión de la falange. También se muestra al menos un orificio inferior (132) por donde pasan unos conectores, hilos flexores (151) que permiten la flexión de la falange. Preferiblemente los conectores son hilos.

La Fig. 5 muestra una estructura de órtesis manual (100) conectada a un actuador (400), un embebido (200) y unos sensores (300), lo que convierte a la órtesis en una órtesis activa. La estructura guía de los conectores (140, Fig. 1) se conecta con un guante que tiene unos ojales por los que pasan los hilos de extensión (151, 152) hacia un actuador (400) (no mostrado en la figura). La estructura de ortesis permite adecuar la órtesis a la mano de la persona con movilidad reducida en la mano.

Para la configuración del actuador (400) adecuado, se calcula el torque necesario para generar el movimiento en los dedos de la mano de la persona, dándole importancia a la ergonomía de la mano y el peso del actuador (400). En la siguiente

ecuación se realiza el cálculo del torque requerido para realizar el movimiento de los dedos, donde F es la fuerza, d es la distancia y ϕ es el ángulo entre la Fuerza y el vector de distancia.

$$\tau = Fdsen(\phi)$$

- 5 La flexión y extensión de los dedos se realizan preferiblemente, pero no exclusivamente, a través de un servomotor que está unido a las estructuras de las falanges (110, 120, 130) de los dedos de la persona por medio de conectores, preferiblemente hilos, que realiza la función de los tendones, realizando o complementando los movimientos que la persona no puede realizar voluntariamente.
- 10 En la realización preferente se divulga métodos no invasivos para la obtención de las señales mioeléctricas que generan la flexión y extensión de las falanges, utilizando dos sensores (300), un diferencial extensor (310) y un diferencial flexor (320), musculares de electromiografía de superficie (como se observa en la Fig. 5). Los sensores (300) entregan una señal análoga integrada de 0 a $+V_s$ y una señal análoga en bruto (RAW) centrada a $+V_s/2$. El aparato embebido recibe esta señal proveniente de los sensores (300) y después de realizar una clasificación, en el que se incluye un algoritmo de decisión, envía
- 15 una señal de activación suficiente para mover el actuador (400) que genera el torque para flexionar o extender los dedos a través de las estructuras de falange y sus conectores. Los sensores (300) se alimentan a un voltaje de 3.3 Vdc. Preferiblemente, la órtesis activa utiliza un aparato de embebido (200e) para la adquisición de la señal RAW, mediante dos puertos ADC con una resolución de 12 bits.
- 20 En la realización preferente se ubican los sensores (300) de la Fig. 5, con sus respectivos electrodos en los músculos flexor común de los dedos (MFCD,320) y extensor común de los dedos (MECD, 310) del brazo con la mano con movilidad reducida.

El aparato de embebido (200), registra los cambios en la amplitud de la señal RAW de los sensores. Opcionalmente, los sensores pueden ubicarse en cualquier otro par de músculos del cuerpo humano que permita al usuario entrenarse para realizar la extensión y flexión de los dedos y la mano.

- 5 La información más relevante de la señal de electromiografía superficial (sEMG) está centrada preferentemente entre 15 Hz y 500 Hz. Así, La frecuencia de muestreo del sistema es preferiblemente de 1.000 Hz la cual se establece usando el teorema de Nyquist, que dice que el muestreo de la información debe ser el doble de la frecuencia de la señal.

Ensayo

- 10 La Fig. 6 muestra la respuesta del actuador (400) teniendo en cuenta dos señales. Para controlar el actuador (400) y el movimiento de la órtesis (100) se utilizó un algoritmo de control “on-off”. En la Fig. 6 se muestran las señales mioeléctricas del músculo flexor del músculo extensor y la activación del motor en sentido antihorario y en sentido horario para lograr el movimiento de flexión de los dedos de la persona. También se muestra la activación del actuador (400) en sentido antihorario para dar el movimiento del dedo movimiento de extensión con la órtesis (100).

15

Se consideran tres condiciones para la activación del actuador (400):

1. Si la señal del músculo extensor de los dedos mayor que la del músculo flexor en preferiblemente 0,20 V, el actuador se activa en el sentido de las agujas del reloj,

20

2. Si la señal del músculo flexor profundo de los dedos es mayor que la señal del músculo extensor en 0,20 V, el actuador (400) se activa en sentido antihorario, y

3. Si la diferencia entre las dos señales no supere un umbral de 0,20 V, el actuador permanece en la última posición.

5 A lo largo de la descripción y las reivindicaciones la palabra "comprende" y sus variantes no pretenden excluir otras características técnicas, aditivos, componentes o pasos. Para los expertos en la materia, otros objetos, ventajas y características de la invención se desprenderán en parte de la descripción y en parte de la práctica de la invención. Los siguientes ejemplos y figuras se proporcionan a modo de ilustración, y no se pretende que sean limitativos de la presente invención. Las características aquí descritas pueden aplicarse en otras modalidades. Por lo tanto, se entenderá que las reivindicaciones anexas pretenden cubrir todas las modificaciones y modalidades que están dentro del espíritu y alcance de la presente descripción.

FIGURAS

5

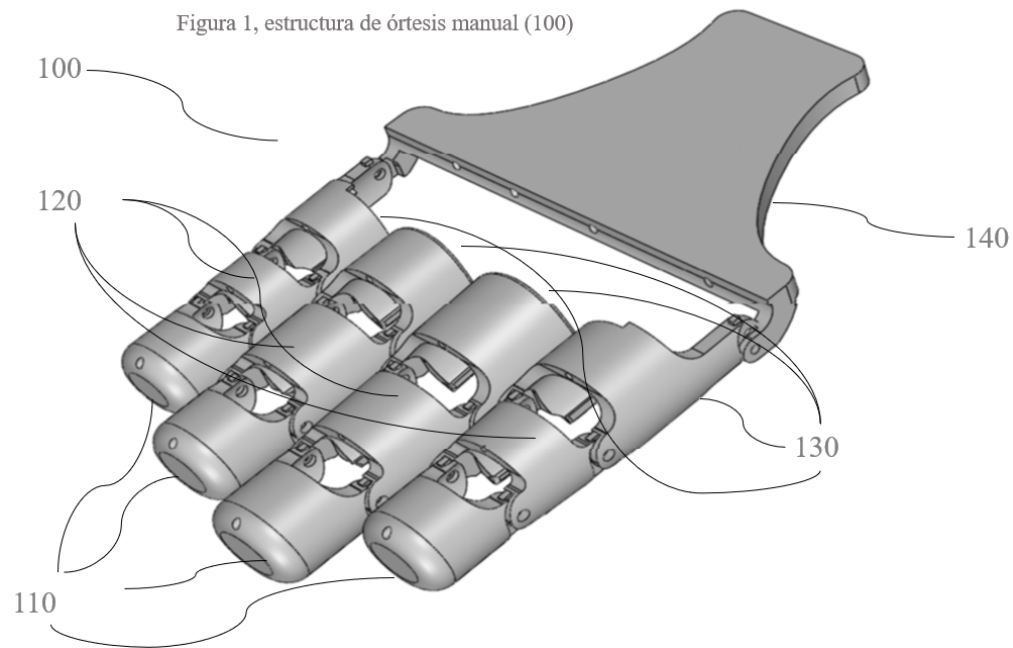


FIG. 1

10

Figura 2, Distal (110)

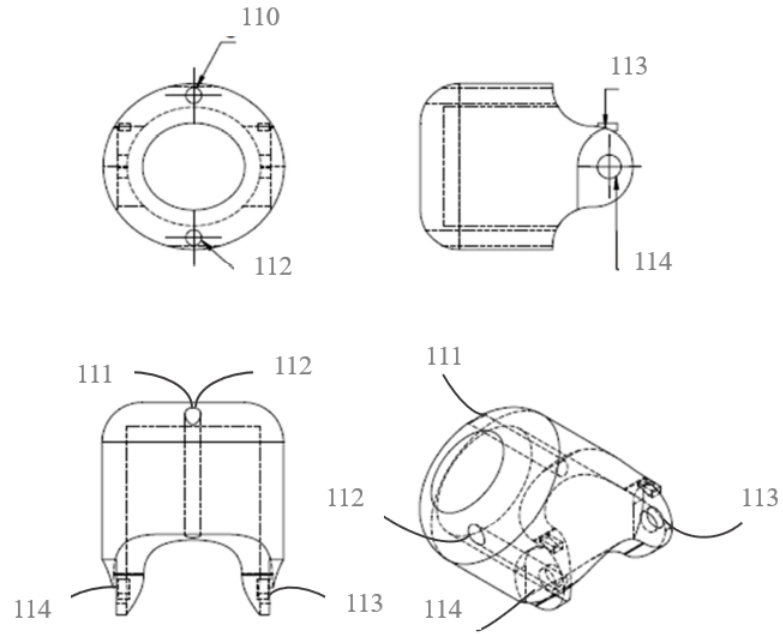


FIG. 2

Figura 2, Distal (110)

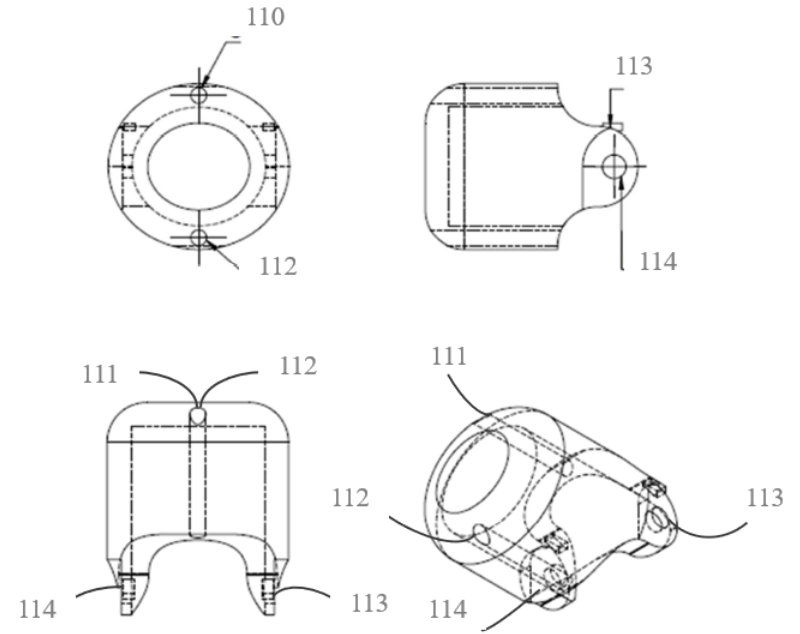


FIG. 3

Figura 4, Proximal (130)

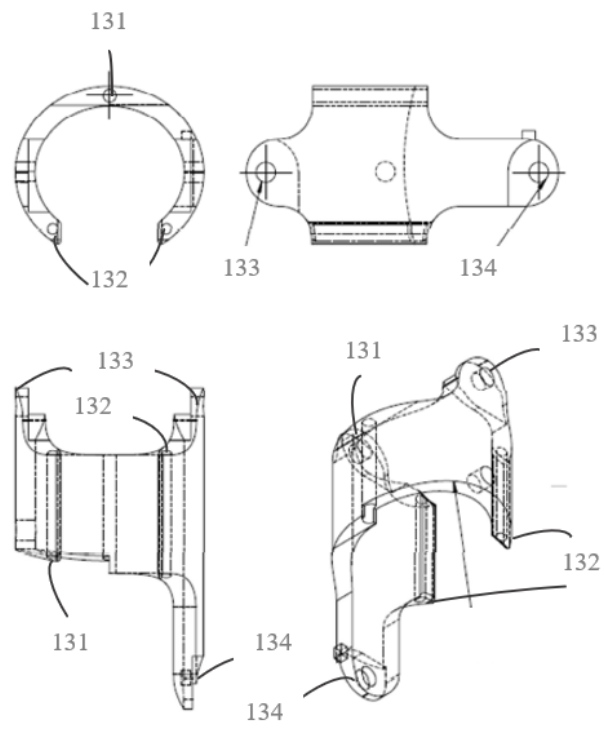


FIG. 4

Figura 5, órtesis activa de mano

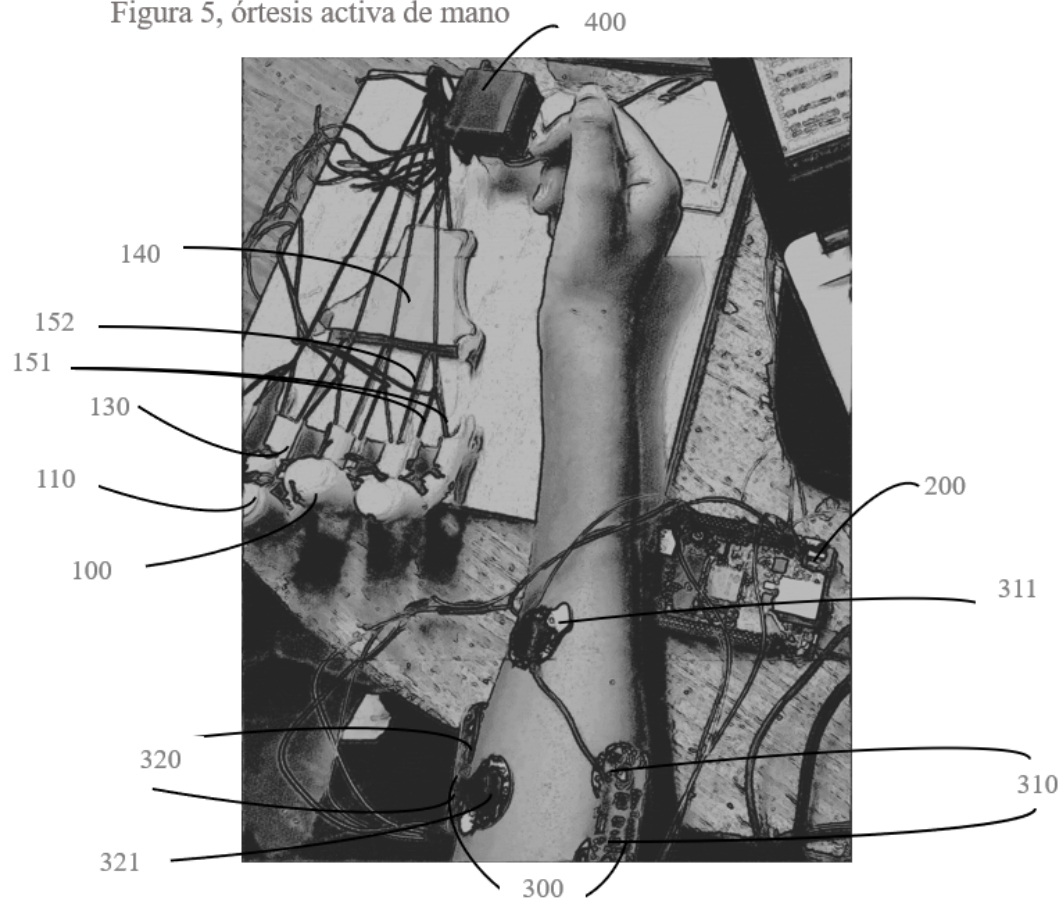


FIG. 5

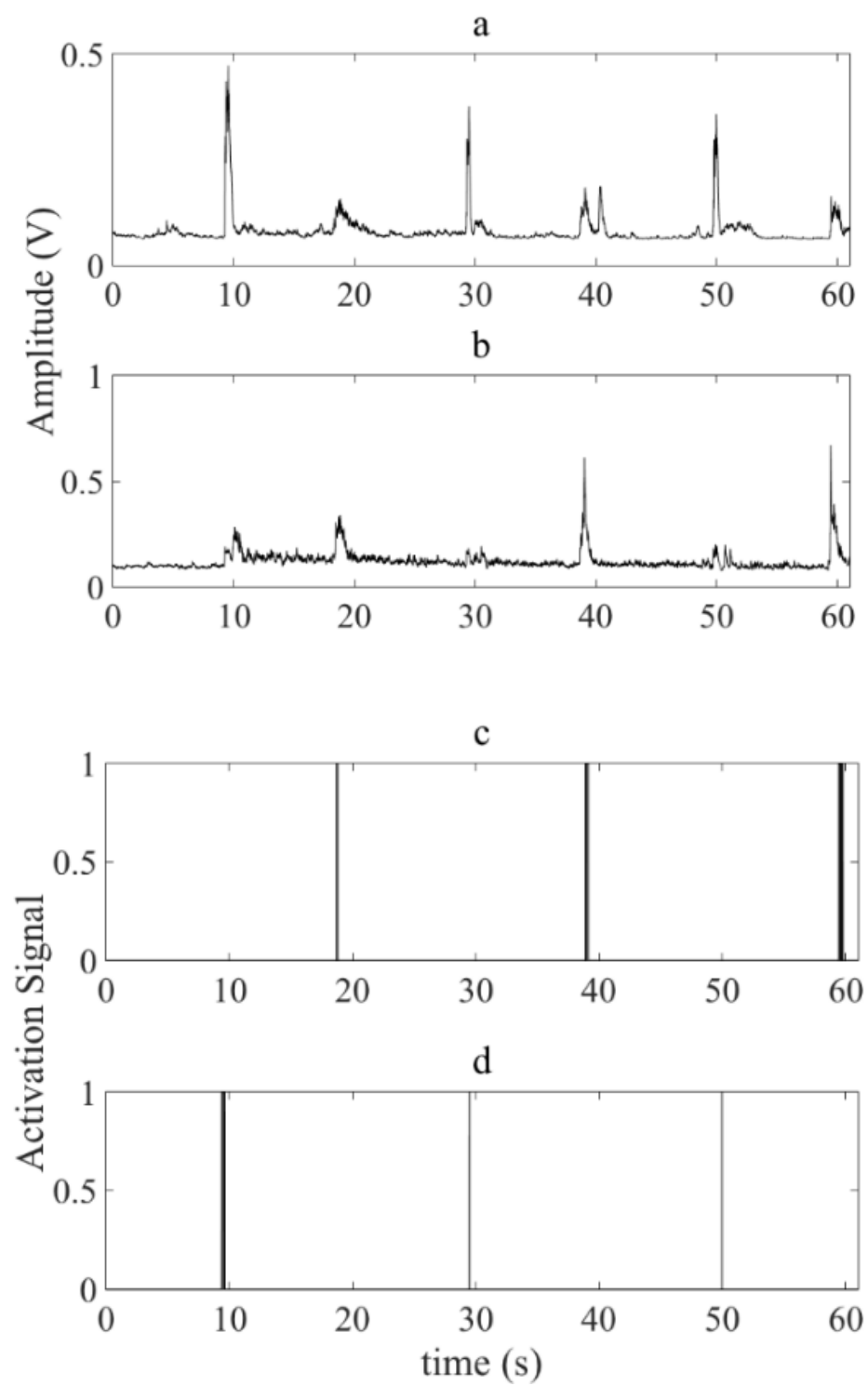


FIG. 6

Figura 7, Prueba de estructura de órtesis

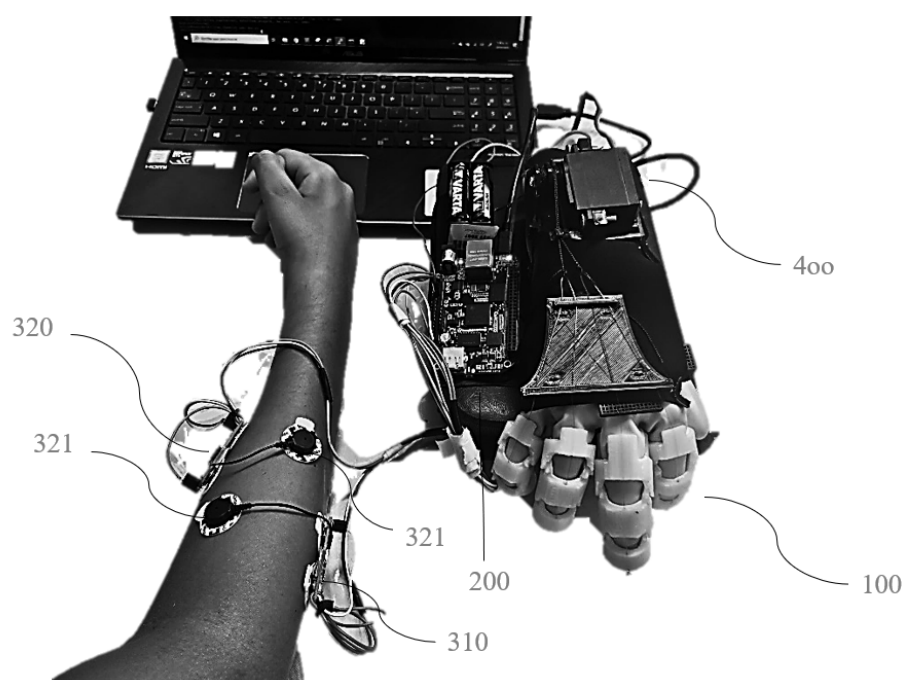


FIG. 7

RESUMEN

5 La presente divulgación se refiere a un aparato de órtesis activa. La órtesis activa externa para mano comprende unas estructuras de soportes de falanges adaptados a los dedos de la mano, un actuador, un embebido y un dispositivo de adquisición de señal. Este aparato mejorar la funcionalidad motora en pacientes con movilidad reducida en flexión y extensión de los dedos para mejorar su calidad de vida.