

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 985 502**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/107 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.12.2020** **E 20215114 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.07.2024** **EP 4014840**

54 Título: **Un sistema de análisis con un dispositivo portátil conectado**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
06.11.2024

73 Titular/es:

**UNIVERSITÉ PARIS-EST CRÉTEIL VAL DE
MARNE (50.0%)
61, avenue du Général de Gaulle
94000 Créteil, FR y
ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS
(50.0%)**

72 Inventor/es:

**GRACIES, JEAN-MICHEL y
MOHAMMED, SAMER**

74 Agente/Representante:

DEL VALLE VALIENTE, Sonia

ES 2 985 502 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Un sistema de análisis con un dispositivo portátil conectado

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un sistema de análisis para medir los movimientos del codo de un sujeto durante la pronación y/o supinación.

10 **Estado de la técnica**

15 Los trastornos neurológicos del movimiento, tal como la enfermedad de Parkinson (EP), perjudican significativamente a los movimientos alternos rápidos (RAM). La mayoría de los movimientos cotidianos son movimientos alternos rápidos (RAM). La enfermedad de Parkinson (EP) es un ejemplo de los trastornos neurológicos que provocan una alteración de los RAM (disdiadococinesia).

20 Sin embargo, otros síndromes neurológicos o psiquiátricos alteran los RAM, por ejemplo, la disfunción de la motoneurona superior (accidente cerebrovascular, esclerosis múltiple, lesión medular o cerebral); disfunción cerebelosa (lesión cerebelosa, temblor hereditario); disfunción sensitiva (ataxia); otras disfunciones corticales (parkinsonismo atípico, trastornos frontales, apraxia); afecciones psiquiátricas, tales como depresión, trastornos de ansiedad, trastornos de somatización; limitaciones ortopédicas, etc.

25 Existe una variedad de enfermedades que dificultan los movimientos de las manos, por lo que es difícil para los médicos hacer un diagnóstico.

30 En consecuencia, las pruebas de RAM son una evaluación convencional y crítica en el ámbito clínico. Clínicamente, los trastornos hipométricos (por ejemplo, enfermedad de Parkinson, paresia espástica) afectan más a los movimientos grandes que a los movimientos pequeños, mientras que los trastornos hipermétricos (por ejemplo, disfunción cerebelosa, corea) afectan más a los movimientos pequeños que a los grandes. En muchas situaciones, al diagnosticar alteraciones del movimiento, a veces es difícil para el médico distinguir un caso leve de temblor en reposo parkinsoniano de un caso leve de temblor cerebeloso.

35 En estudios anteriores, Wennberg, Beuter y sus colaboradores (Wennberg A, Hagman M, y Johansson L. Preclinical neurophysiological signs of Parkinsonism in occupational manganese exposure. *Neurotoxicology* 1992; 13(12), 271-274; Beuter A, Mergler D, Degeoffroy A, Carriere L, Belanger S, Varghese L, Sreekumar J, Gauthier S. Diadochokinesimetry a study of patients with Parkinson's disease and manganese exposed workers. *Neurotox* 1994; 15: 655-64) podrían demostrar diferencias cuantitativas sustanciales en la diadococinesia (amplitud máxima de movimiento, frecuencia máxima de movimiento) entre sujetos normales y pacientes con EP, pero también entre sujetos normales y sujetos expuestos crónicamente al manganeso a los que no se les había diagnosticado clínicamente parkinsonismo. Por tanto, un método para cuantificar la diadococinesia, utilizable en la práctica clínica, puede proporcionar una herramienta sensible para detectar afecciones como la EP y la exposición crónica al manganeso en las primeras etapas de la evolución, a fin de ayudar a tratar los trastornos antes de las etapas de los síntomas incapacitantes. El documento US2006052726 (Donald Weisz, Jean Michel Gracies 2006) describe un dispositivo para la medición de los movimientos de pronación y supinación. Este dispositivo de la técnica anterior es adecuado para la medición en la clínica y no puede realizar las mediciones de manera remota a través de una conexión ni realizar las mediciones fuera de la clínica. Además, este dispositivo de la técnica anterior no proporciona valores precisos de los movimientos del paciente porque el paciente tiene que sujetar el dispositivo ejerciendo presión con los dedos, lo que interfiere con los resultados debido a la contracción tónica de los flexores de los dedos, necesaria para sujetar el dispositivo, que a su vez puede cansar después de unos pocos movimientos y alterar el rendimiento de la pronación y la supinación, dejando los resultados a la discreción del médico.

40 Por tanto, es importante para fines de diagnóstico y seguimiento establecer con precisión el mecanismo y monitorizar la gravedad de la disdiadococinesia. Las técnicas de medición de la disdiadococinesia (disdiadococinesimetría) se han utilizado en laboratorios de control motor con maquinaria engorrosa. Sin embargo, el uso de tal equipo fuera de estudios de investigación específicos no es realista en la práctica clínica habitual. Por otro lado, las herramientas que se utilizan actualmente en la práctica clínica no cuantifican los RAM y la medición de más de dos amplitudes de movimiento actualmente no se realiza en la clínica.

45 Los estudios y los resultados sobre la disdiadococinesia suelen dejarse a la apreciación subjetiva del médico (neurólogo, médico de rehabilitación o terapeuta).

50 Para concluir, existe la necesidad de una cuantificación objetiva de los movimientos alternos rápidos en dos amplitudes diferentes, por ejemplo, en el codo para la pronación y/o la supinación.

55

Resumen de la invención

La invención se define mediante las reivindicaciones.

Resumen de la descripción

- 5 La presente descripción permite la cuantificación sistemática de la frecuencia de movimiento y los perfiles de aceleración en al menos dos amplitudes y su comparación, así como los picos de aceleración; este último puede ser un parámetro poderoso para discriminar los movimientos sanos de los parkinsonianos, basándose en datos preliminares. También puede ayudar al diagnóstico precoz entre las formas leves de parkinsonismo y las formas leves de trastornos cerebelosos o de la ejecución.
- 10 En este caso, la invención se refiere a un dispositivo portátil para cuantificar los movimientos de pronación y/o supinación de una persona, y destinado a usarse cuando la persona tiene el codo sobre un soporte horizontal.
- 15 El dispositivo comprende:
- una armadura sólida con:
 - medios de fijación, configurados para sujetar una mano de la persona al dispositivo, durante los movimientos de pronación y/o supinación;
 - un elemento de pivote central destinado a estar en contacto con el soporte horizontal, durante las oscilaciones angulares de la mano, entre dos “primeros ángulos de bloqueo” idénticos opuestos con respecto a una posición vertical denominada “posición neutra”, que se definen entre la armadura sólida y el soporte horizontal,
- 20 definiendo los “primeros ángulos de bloqueo” una “amplitud pequeña”,
- primer medio de bloqueo del movimiento de pronación y el movimiento de supinación del codo, en los dos “primeros ángulos de bloqueo”;
 - un segundo medio de bloqueo del movimiento de pronación y el movimiento de supinación,
- 25 en dos “segundos ángulos de bloqueo” idénticos opuestos con respecto a la posición neutra, entre la armadura sólida con respecto al soporte horizontal,
- 35 definiendo los “segundos ángulos de bloqueo” una “amplitud grande” mayor que la “amplitud pequeña”;
- una IMU (unidad de medición inercial) capaz de medir datos de movimiento. La presente descripción se refiere también a un sistema que comprende:
- 40 - un dispositivo portátil tal como se definió anteriormente,
- medios para filtrar los datos de IMU y calcular los parámetros físicos relacionados con los datos de movimiento.
- 45 El parámetro físico puede ser el pico de aceleración.
- Los medios de cálculo pueden configurarse para calcularse:
- el pico máximo de aceleración; y/o
 - el pico de aceleración de cada movimiento de supinación y/o pronación;
- 50 al menos en los dos “primeros ángulos de bloqueo” y en los dos “segundos ángulos de bloqueo”.
- La presente descripción también se refiere a un método para la cuantificación de movimientos alternos rápidos en dos amplitudes diferentes, para la pronación y/o supinación de un sujeto, comprendiendo dicho método:
- medir la pronación y/o supinación de un sujeto en dos amplitudes diferentes con al menos un parámetro físico;
 - comparar el parámetro físico de dicho sujeto con el parámetro físico de una referencia en dos amplitudes diferentes; y
 - detectar la pronación y/o supinación anómalas si el parámetro físico del sujeto de valor es diferente del parámetro físico de dicha referencia para al menos una amplitud.
- 60
- 65 El parámetro físico puede ser el pico de aceleración. Se toma ventajosamente en los “ángulos de bloqueo”.

La detección de pronación y/o supinación anómalas se realiza si el rendimiento del parámetro físico del sujeto de valor es diferente del parámetro físico de dicha referencia, para al menos una amplitud de al menos el 20 %, preferiblemente al menos el 30 %, más preferiblemente al menos el 40 %.

5 Por tanto, la presente descripción proporciona un sistema portátil conectado denominado “alternómetro portátil conectado” para la cuantificación fácil y rápida de los movimientos de pronación y/o supinación de dos amplitudes preespecificadas, grandes (por ejemplo, 180°) y pequeñas (por ejemplo, 40°), por lo que está particularmente diseñado para diagnosticar y clasificar trastornos del movimiento tales como los trastornos parkinsonianos o cerebelosos.

10 El usuario puede realizar una tarea estandarizada, que comprende ciclos sucesivos de movimientos alternos del antebrazo de pronación y/o supinación de dos amplitudes diferentes. Pueden medirse múltiples características del movimiento utilizando una unidad de medición inercial (IMU) para proporcionar mediciones cuantitativas de las habilidades motoras del usuario, incluyendo la aceleración y desaceleración máximas, la frecuencia del movimiento, el exceso o la falta medios con respecto a la amplitud de movimiento solicitada, la velocidad angular y el espasmo
15 rectificado promedio normalizado que mide la suavidad.

El dispositivo puede guiar al médico en tales circunstancias, ya que los trastornos parkinsonianos se caracterizan por una hipoaceleración (“falta de gas”), mientras que los trastornos cerebelosos se caracterizan por una hipodesaceleración (falta de frenado). Además, el dispositivo puede ayudar a distinguir entre los pacientes con EP que
20 toman y no toman medicación.

Breve descripción de los dibujos

Otras ventajas y características de los dispositivos y métodos descritos resultarán evidentes a partir de la lectura de la descripción, ilustrada por las siguientes Figuras, donde:
25

- la Figura 1 representa una vista frontal tridimensional del dispositivo portátil;
- la Figura 2 representa una vista lateral tridimensional del dispositivo portátil sobre un soporte y con una mano insertada en el dispositivo;
30
- la Figura 3 representa una vista superior tridimensional del dispositivo portátil con una mano insertada en el dispositivo;
- la Figura 4 representa una vista frontal tridimensional del sistema que comprende el dispositivo portátil conectado de manera inalámbrica a medios de cálculo y medios de visualización;
35
- la Figura 5 representa una vista frontal tridimensional del sistema que comprende el dispositivo portátil conectado de manera inalámbrica a un teléfono que presenta los medios de cálculo y medios de visualización;
40
- la Figura 6 representa una vista frontal tridimensional del dispositivo portátil durante un movimiento de pronación y supinación en una amplitud pequeña;
- la Figura 7 representa una vista frontal tridimensional del dispositivo portátil durante un movimiento de pronación y supinación en una amplitud grande;
45
- la Figura 8 representa un gráfico con datos medios de sujetos sanos comparados con datos medios de sujetos con enfermedad de Parkinson;
- la Figura 9 representa gráficos del ángulo, la velocidad y la aceleración de un paciente sano durante los movimientos de pronación y supinación en una amplitud pequeña;
- la Figura 10 representa gráficos del ángulo, la velocidad y la aceleración de un paciente sano durante los movimientos de pronación y supinación en una amplitud grande;
55
- la Figura 11 representa gráficos del ángulo, la velocidad y la aceleración de un paciente con Parkinson durante los movimientos de pronación y supinación en una amplitud pequeña;
- la Figura 12 representa gráficos del ángulo, la velocidad y la aceleración de un paciente con Parkinson durante los movimientos de pronación y supinación en una amplitud grande;
60
- la Figura 13 representa un gráfico de la frecuencia promedio en relación con el pico de aceleración máxima durante varias repeticiones de una supinación y pronación para movimientos pequeños de un sujeto sano;
- la Figura 14 representa un gráfico de la frecuencia promedio en relación con el pico de aceleración máxima durante varias repeticiones de una supinación y pronación para movimientos grandes de un sujeto con Parkinson;
65

- la Figura 15 representa un gráfico de la frecuencia promedio en relación con el pico de aceleración máxima durante varias repeticiones de una supinación y pronación para movimientos pequeños de un sujeto sano;

5 - la Figura 16 representa un gráfico de la frecuencia promedio en relación con el pico de aceleración máxima durante varias repeticiones de una supinación y pronación para movimientos grandes de un sujeto con Parkinson.

Descripción general

10 La invención se refiere a un sistema que comprende un dispositivo portátil 1 y algunos medios de cálculo 10 conectados al dispositivo portátil 1. El dispositivo portátil 1 se usa para cuantificar los movimientos de pronación y/o supinación de una persona.

15 El sistema y el dispositivo portátil 1 pueden usarse para ayudar a la toma de decisiones y al diagnóstico de los pacientes.

Ventajosamente, la presente invención permite evaluar si el paciente padece un problema motor tal como la enfermedad de Parkinson.

20 La presente invención también puede ayudar al diagnóstico precoz entre las formas leves de parkinsonismo y las formas leves de trastornos cerebelosos o de la ejecución.

25 La mayoría de los movimientos cotidianos son movimientos alternos rápidos (RAM) y la enfermedad de Parkinson (EP) es el prototipo de los trastornos neurológicos que provocan la alteración de los RAM (disdiadococinesia). Por tanto, es importante para fines de diagnóstico precoz y seguimiento establecer con precisión el mecanismo y monitorizar la gravedad de la disdiadococinesia.

La enfermedad de Parkinson es un trastorno en el que las ráfagas iniciales de aceleración del movimiento son de tamaño insuficiente. Los trastornos cerebelosos implican ráfagas de movimiento cuya desaceleración es insuficiente.

30 El dispositivo portátil 1 puede medir las aceleraciones, las desaceleraciones, el ángulo, la velocidad, la amplitud y la suavidad de los picos en ambas direcciones de los movimientos (pronación, supinación) de al menos dos amplitudes.

35 Un movimiento de amplitud pequeña para sensibilizar el examen hacia los trastornos se caracteriza por una desaceleración insuficiente o una capacidad de cambio de ajuste inapropiada, y un movimiento de amplitud grande para sensibilizar el examen hacia los trastornos se caracteriza por una aceleración insuficiente. Ventajosamente, el dispositivo portátil 1 está destinado a usarse cuando la persona tiene el codo sobre un soporte horizontal.

Ventajosamente, la medición en al menos dos amplitudes permite distinguir entre las dificultades para escalar los movimientos, las dificultades en las direcciones de movimientos alternos o las alteraciones de la desaceleración.

40 El sistema puede guiar al médico en tales circunstancias, ya que los trastornos parkinsonianos (EP) se caracterizan por una hipoaceleración ("falta de gas"), mientras que los trastornos cerebelosos se caracterizan por una hipodesaceleración (falta de frenado). Además, el sistema puede ayudar a distinguir entre los pacientes con EP que toman y no toman medicación.

45 El dispositivo portátil 1

El dispositivo portátil 1 permite la disdiadococinesimetría (medición de los movimientos de vaivén) de la pronación y/o supinación del codo de al menos dos amplitudes diferentes.

50 El dispositivo 1 puede ser ventajosamente portátil en la bata de laboratorio y cuantifica la evaluación de los movimientos alternos rápidos de velocidad máxima de al menos dos amplitudes preespecificadas: pequeña y grande.

55 Los movimientos involucrados con el dispositivo portátil 1 son la pronación y/o supinación del codo de al menos dos amplitudes distintas.

La capacidad de aumentar el tamaño del movimiento (escalado del movimiento) puede deducirse de la capacidad de alternar la dirección del movimiento (establecer el cambio), de manera ventajosa, midiendo la razón entre la frecuencia de movimiento grande con respecto a pequeña de las dos pruebas (movimientos de amplitud pequeña y grande).

60 El dispositivo portátil 1 puede permitir la medición de la razón entre la frecuencia de movimiento máxima en la amplitud grande con respecto a la frecuencia de movimiento máxima en la amplitud pequeña, lo que denominamos razón L/S. Esta medida puede ayudar al diagnóstico, ya que los movimientos grandes se ven más afectados que los pequeños en los trastornos motores tales como la enfermedad de Parkinson (EP), mientras que ocurre lo contrario en otras enfermedades (por ejemplo, frontales o cerebelosas).

65

El dispositivo 1 es ventajosamente portátil, conectado, de bajo coste y mide el movimiento en dos amplitudes, una pequeña y otra grande.

5 El dispositivo portátil 1 también puede usarse con fines de rehabilitación en el hogar. Ventajosamente, el dispositivo portátil 1 puede entonces proporcionar retroalimentación al paciente para entrenar el control de la aceleración, en trastornos tales como el parkinsonismo, los trastornos de ejecución o cerebelosos.

10 Ventajosamente, el dispositivo portátil 1 está configurado para usarse cuando la persona tiene el codo sobre un soporte horizontal.

El dispositivo portátil 1 puede comprender una armadura sólida 2 y una IMU 3 (unidad de medición inercial).

La armadura sólida 2

15 1) Estructura

La armadura sólida 2 consiste en un marco, con dos partes 6 principales paralelas con barras rígidas 6a y tuercas o tornillos asociados para cada una, montados perpendicularmente a dos partes 7 transversales paralelas con una varilla rígida 7a para cada una.

20 La armadura sólida 2 tiene medios de fijación 4, configurados para asegurar una mano de la persona en el dispositivo 1, durante el movimiento de supinación y/o pronación y para aplicar presión (un agarre) alrededor de la mano de la persona de modo que la mano de la persona permanezca abierta y el dispositivo permanezca enganchado a la mano.

25 Las dos barras rígidas 6a pueden conectarse firmemente a las dos barras transversales paralelas 7a. Ventajosamente, los medios de fijación 4 están montados en las varillas 7a transversales paralelas, entre las dos barras paralelas 6a.

30 La armadura sólida 2 tiene un elemento 5 de pivote central, destinado a estar en contacto con el soporte horizontal, por su punta, durante la oscilación angular de la mano que se extiende entre dos “primeros ángulos de bloqueo” opuestos con respecto a una posición neutra. Estos ángulos se definen entre las dos partes de la armadura sólida 2 y el soporte horizontal.

35 Ventajosamente, el elemento 5 de pivote central, configurado para descansar en contacto con el soporte horizontal, es la punta de los medios de fijación 4. Los “primeros ángulos de bloqueo” definen una “amplitud pequeña”, la posición neutra es un eje vertical y la mano de la persona descansa por su borde sobre el soporte horizontal.

La armadura sólida 2 tiene primeros medios de bloqueo 8, configurados para bloquear los movimientos de pronación y/o los movimientos de supinación del codo, en los dos “primeros ángulos de bloqueo”.

40 Ventajosamente, los primeros medios de bloqueo 8 son las puntas de cada barra rígida 6a, configuradas para estar en contacto con la mesa en los dos “primeros ángulos de bloqueo” opuestos. Las barras rígidas 6a son más cortas que la punta 5 de los medios de fijación 4, de modo que cuando la mano se inserta en los medios de fijación 4, se sostiene en un plano vertical y descansa sobre la mesa, el dispositivo 2 descansa sobre el elemento 5 de pivote central y puede oscilar entre la supinación y/o la pronación bajo la acción de la mano y el antebrazo de la persona.

45 En otras variantes, los primeros medios de bloqueo 8 también pueden ser los tornillos o tuercas que mantienen unidas cada parte rígida 6a en sus extremos con cada varilla transversal 7a. Los primeros medios de bloqueo 8 también pueden ser las puntas de la varilla paralela 7a ubicada en la parte inferior de la armadura sólida 2.

50 La armadura sólida 2 tiene segundos medios de bloqueo 9.

Los segundos medios 9 bloquean los movimientos de pronación y/o el movimiento de supinación, en dos “segundos ángulos de bloqueo” con respecto a la posición neutra, entre la armadura sólida 2 con respecto al soporte horizontal.

55 Según la invención, los “segundos ángulos de bloqueo” definen una “amplitud grande” mayor que la “amplitud pequeña”.

Los segundos medios de bloqueo 9 son, según la invención, las partes principales 6 de la armadura.

Pueden ser la superficie plana externa de cada barra rígida 6a.

60 En otras variantes, los segundos medios de bloqueo 9 puede ser los tornillos o tuercas que mantienen unida la armadura sólida 2.

65 La pronación y supinación máximas en la “amplitud pequeña” pueden obtenerse mediante el contacto entre la punta de cada barra rígida 6a y la mesa. Ventajosamente, la pronación y la supinación máximas están comprendidas entre 5° y 45° para los movimientos pequeños.

Ventajosamente, la “amplitud pequeña” puede definirse por la pronación de un ángulo de al menos 13° desde la posición neutra y por la supinación de un ángulo de al menos 13° desde la posición neutra.

5 La pronación completa y la supinación completa del antebrazo en la “amplitud grande” pueden obtenerse girando la mano de modo que las barras rígidas palmar y dorsal 6a se coloquen alternativamente planas sobre la mesa.

Ventajosamente, la “amplitud grande” se define por una pronación de 90° desde la posición neutra y por una supinación de 90° desde la posición neutra.

10

2) Detalles del diseño

Los medios de fijación 4 pueden ser dos tiras flexibles fijadas a las varillas 7a, en su parte central.

15 Los medios de fijación 4 pueden ser un sistema de montaje.

Estas tiras flexibles presentan extremidades fijadas mediante tornillos, tuercas u otros medios, uno de cuyos extremos estará en contacto con el soporte horizontal para ser el elemento 5 de pivote central.

20 Ventajosamente, las tiras flexibles se utilizan para sujetar firmemente la mano del sujeto durante los movimientos.

Las tiras flexibles pueden ser de polietileno de baja densidad (LDPE).

25 Ventajosamente, las tiras flexibles están configuradas para alojar la mano y para sujetarse alrededor de la mano con su flexibilidad, de modo que el dispositivo permanezca estable y fijo en la mano, a pesar de los rápidos movimientos de rotación y golpeteo de la mano.

30 Los medios de fijación 4 pueden ser dos tiras flexibles separadas unos pocos centímetros y configuradas para permitir que la mano del paciente pase entre las dos tiras flexibles, las tiras flexibles se separan y ejercen una presión importante sobre los dedos, la mano o el codo del paciente, lo que permite que el dispositivo 1 se sostenga firmemente sin que se caiga, el dispositivo 1 permanece enganchado incluso cuando el paciente hace movimientos.

35 En otra realización, los medios de fijación 4 o las tiras flexibles tienen una longitud variable (con alojamiento, por ejemplo) para modificar los “primeros ángulos de bloqueo” que deben alcanzarse para la “amplitud pequeña”.

Las varillas paralelas 7a pueden ser varillas roscadas horizontales.

40 Las varillas paralelas 7a pueden estar situadas en la parte superior e inferior de la armadura sólida 2 para fijar las barras rígidas 6a y los medios de fijación 4. Ventajosamente, la armadura sólida 2 consiste en dos barras rígidas 6a montadas en la mano, paralelas a la línea estiloides cubital-radial.

45 La distancia entre las dos barras rígidas 6a puede ser ajustable (por ejemplo, puede modificarse a lo largo de las varillas paralelas 7a que están roscadas). Ventajosamente, los medios de bloqueo (primeros 8 y segundos 9) son cambiables (ajustables) en su longitud.

Ventajosamente, la distancia entre las dos barras rígidas 6a se modifica mediante las varillas paralelas 7a que están roscadas.

50 La IMU 3

La IMU 3 puede detectar la aceleración y/o la velocidad, y/o la orientación angular y/o la frecuencia del dispositivo 1, durante las oscilaciones angulares de la mano.

55 Según la invención, la IMU 3 está configurada para medir la aceleración y/o la velocidad, y/o la orientación angular y/o la frecuencia del dispositivo 1, al menos en los dos “primeros ángulos de bloqueo” y en los dos “segundos ángulos de bloqueo”.

La IMU 3 puede montarse en la armadura sólida 2.

60 Ventajosamente, la IMU 3 está montada en una de las barras rígidas 6a.

La IMU 3 puede comunicarse de manera inalámbrica con un ordenador central o un teléfono inteligente.

65 Ventajosamente, la conexión que usa Wi-Fi o Bluetooth entre la IMU 3 que está montada en el dispositivo portátil 1 y los medios de cálculo 10 permite la cuantificación objetiva de los parámetros que no podían medirse con los dispositivos anteriores, en particular las aceleraciones máximas y la suavidad en ambas direcciones del movimiento alterno.

En otra realización, la IMU 3 está conectada a medios de almacenamiento. La IMU presenta medios de almacenamiento de los datos recopilados por la IMU 3. Potencialmente, el dispositivo portátil 1 puede usarse como un sistema de rehabilitación de biorretroalimentación.

5 El dispositivo 1 puede usarse en casa, ya que el paciente puede practicar sus movimientos y estar dotado en línea de datos de aceleración.

En otra realización, la IMU 3 también puede conectarse con la nube para que las mediciones en la vida real puedan realizarse y comunicarse de manera remota con los terapeutas o médicos del paciente.

10

Los datos también pueden almacenarse de manera segura fuera de línea para su posterior análisis por parte del médico.

Los medios de cálculo 10

15 El sistema puede cuantificar la suavidad del movimiento calculando los impulsos del paciente, así como las amplitudes de movimiento y las amplitudes de movimiento excesivas.

El sistema ofrece medios de cálculo 10, que pueden devolver gráficos de los resultados de los pacientes y que están conectados al dispositivo portátil. Los resultados pueden ayudar al diagnóstico y/o compararse con las capacidades de una persona sana para establecer la enfermedad del paciente.

20

Por ejemplo, se realizó un estudio previo con el dispositivo 1 en 24 sujetos sanos y 11 sujetos con la enfermedad de Parkinson. El estudio previo se centró en la comparación entre los dos grupos en dos amplitudes (pequeña y grande) y en estudiar la frecuencia del movimiento, los picos de aceleración y el NARJ (espasmo rectificado promedio normalizado). La Figura 8 proporciona datos con intervalos de confianza del 95 %.

25

La frecuencia está determinada por el número de movimientos completos (supinación + pronación) por segundo.

La frecuencia promedio de los sujetos sanos en la amplitud pequeña es de 2,57 Hz, mientras que la frecuencia promedio de los sujetos con Parkinson es de 2,19 Hz, por lo que hay una pérdida de alrededor de 0,4 Hz (16 %) entre los dos grupos.

30

La frecuencia promedio de los sujetos sanos en la amplitud grande es de 1,10 Hz, mientras que la frecuencia promedio de los sujetos con Parkinson es de 0,73 Hz, por lo que hay una pérdida de alrededor de 0,4 Hz (36 %) entre los dos grupos.

35

En esta muestra particular de sujetos, la diferencia absoluta entre los dos grupos es la misma para ambas amplitudes, pero la diferencia relativa para los movimientos grandes es más del doble que para los movimientos pequeños, lo que identifica un patrón específico de dificultades de movimiento que predomina en los movimientos grandes y es coherente con la segunda muestra de sujetos que presentan la enfermedad de Parkinson.

40

El estudio previo hace un promedio del pico 13 máximo de aceleración para cada paciente de un grupo,

- para una amplitud pequeña: los sujetos sanos tienen un promedio de 31000 grados/s², mientras que los sujetos con enfermedad de Parkinson tienen un promedio de 21500 grados/s² (un 69 % de lo normal);

45

- para una amplitud grande: los sujetos sanos tienen un promedio de 70500 grados/s², mientras que los sujetos con enfermedad de Parkinson tienen un promedio de 32500 grados/s² (un 46 % de lo normal).

En ambos casos, la diferencia es notable, pero este es particularmente el caso de los movimientos grandes. Esto apunta a un diagnóstico de hipometría, típico de la enfermedad de Parkinson, que debe confirmarse con el perfil médico y la presentación clínica del paciente.

50

El patrón típico de un sujeto con enfermedad de Parkinson se caracteriza por una reducción de la aceleración en ambas amplitudes, pero es mucho más importante durante los movimientos de amplitud grande.

55

Los picos de aceleración promedio de una persona sana son más altos que el promedio de una persona con la enfermedad de Parkinson.

Por ejemplo, los gráficos de una persona con Parkinson mostrarán picos de aceleración que no son constantes durante el ejercicio de amplitud grande, hipotéticamente debido a movimientos incontrolados adicionales.

60

Los medios de cálculo 10 pueden cuantificar la aceleración máxima 13 durante la pronación y/o supinación del codo.

Ventajosamente, los medios de cálculo 10 pueden estar configurados para calcular la razón entre la frecuencia de movimiento máxima en la amplitud grande con respecto a la frecuencia de movimiento máxima en la amplitud pequeña.

65

ES 2 985 502 T3

La razón puede determinar la amplitud con la frecuencia más baja y usarse con fines de diagnóstico.

Los medios de cálculo 10 pueden estar configurados para calcular el pico de aceleración máximo 13; y/o el pico de aceleración de cada movimiento de supinación y/o pronación; al menos en las dos amplitudes.

5 Los medios de cálculo 10 pueden estar configurados para calcular la suavidad del movimiento (por ejemplo, usando un espasmo rectificado promedio normalizado, (NARJ) que es una derivada de la aceleración).

10 Los medios de cálculo 10 puede ser un ordenador, un ordenador portátil, un teléfono inteligente u otro dispositivo que pueda realizar cálculos.

Ventajosamente, los medios de cálculo 10 están conectados de manera inalámbrica al dispositivo portátil.

En otra realización, el sistema puede comprender medios de visualización 11.

15 Los medios de visualización 11

Los medios de visualización 11 pueden ser una pantalla enlazada o conectada a los medios de computación.

20 Los medios de visualización 11 pueden configurarse para mostrar los resultados. Ventajosamente, los medios de visualización 11 pueden mostrar la aceleración del dispositivo portátil.

Los medios de visualización 11 también pueden mostrar las amplitudes del movimiento y las velocidades de pronación y/o supinación.

25 Los medios de visualización 11 pueden mostrar una representación 3D del movimiento de la persona.

Ventajosamente, los medios de visualización 11 indican los ángulos que la persona debe alcanzar con el dispositivo portátil.

30 Los medios de visualización 11 pueden ser una tableta, un teléfono inteligente o un ordenador.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema que comprende medios para filtrar los datos de IMU y calcular los parámetros físicos relacionados con los datos de movimiento; un dispositivo portátil (1) para cuantificar los movimientos de pronación y/o supinación de una persona, y destinado a usarse cuando la persona tiene el codo sobre un soporte horizontal, comprendiendo dicho dispositivo portátil (1):
- una armadura sólida (2) con:
 - medios de fijación (4), configurados para sujetar una mano de la persona al dispositivo (1), durante los movimientos de pronación y/o supinación;
 - un elemento (5) de pivote central destinado a estar en contacto con el soporte horizontal durante las oscilaciones angulares de la mano, entre dos “primeros ángulos de bloqueo” idénticos opuestos con respecto a una posición vertical denominada “posición neutra”, que se definen entre la armadura sólida (2) y el soporte horizontal, definiendo los “primeros ángulos de bloqueo” una “amplitud pequeña”,
 - primer medio de bloqueo (8) del movimiento de pronación y el movimiento de supinación del codo, en los dos “primeros ángulos de bloqueo”;
 - un segundo medio de bloqueo (9) del movimiento de pronación y el movimiento de supinación, en dos “segundos ángulos de bloqueo” idénticos opuestos con respecto a la posición neutra, entre la armadura sólida (2) con respecto al soporte horizontal, definiendo los “segundos ángulos de bloqueo” una “amplitud grande” mayor que la “amplitud pequeña”;
 - una IMU (3) configurada para medir datos de movimiento entre: la aceleración y/o la velocidad, y/o la orientación angular y/o la frecuencia del dispositivo (1), al menos en los dos “primeros ángulos de bloqueo” y en los dos “segundos ángulos de bloqueo”;
- en donde la armadura sólida (2) consiste en un marco con: dos partes (6) principales paralelas con barras rígidas (6a) montadas perpendicularmente con respecto a dos partes (7) transversales paralelas con varillas (7a) transversales, estando montados los medios de fijación (4) en las varillas (7a) transversales paralelas.
en donde el segundo medio de bloqueo (9) son las partes (6) principales paralelas.
2. Un sistema según la reivindicación 1, en donde los primeros medios de bloqueo (8) son la punta de cada barra rígida (6a) o las puntas de una de las varillas (7a) transversales, destinadas a estar en contacto con el soporte horizontal en los dos “primeros ángulos de bloqueo” opuestos.
3. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 ó 2, en donde los medios de fijación (4) son más largos que las barras rígidas (6a) y sus extremos son el elemento (5) de pivote central.
4. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde la distancia entre las dos barras rígidas (6a) es ajustable.
5. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde los medios de fijación (4) son tiras flexibles.
6. Un sistema según la reivindicación 5, en donde las tiras flexibles tienen una longitud que puede cambiarse para modificar los “primeros ángulos de bloqueo”.
7. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde:
- la “amplitud pequeña” **se caracteriza por** la pronación de un ángulo de al menos 13° desde la posición neutra y por la supinación de un ángulo de al menos 13° desde la posición neutra; y/o
 - la “amplitud grande” **se caracteriza por** una pronación de 90° desde la posición neutra y por una supinación de 90° desde la posición neutra.
8. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en donde el parámetro físico es el pico de aceleración.
9. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en donde los medios de cálculo (10) están configurados para calcular:
- el pico (13) máximo de aceleración; y/o
 - el pico de aceleración de cada movimiento de supinación y/o pronación; al menos en los dos “primeros ángulos de bloqueo” y en los dos “segundos ángulos de bloqueo”.

ES 2 985 502 T3

10. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en donde los medios de cálculo (10) son portátiles y/o el dispositivo portátil (1) está conectado de manera inalámbrica a los medios de cálculo (10) y/o a los medios de visualización (11).
- 5
11. Un método para la cuantificación de movimientos alternos rápidos en dos amplitudes diferentes, para la pronación y/o supinación de un sujeto, con el sistema tal como se define en las reivindicaciones 1 a 10, comprendiendo dicho método:
- 10
- medir la pronación y/o supinación de un sujeto en dos amplitudes diferentes con al menos un parámetro físico;
 - comparar el parámetro físico de dicho sujeto con el parámetro físico de una referencia en dos amplitudes diferentes; y
 - detectar la pronación y/o supinación anómalas si el parámetro físico del sujeto de valor es diferente
- 15 del parámetro físico de dicha referencia para al menos una amplitud.
12. Método según la reivindicación 11, en donde el parámetro físico es el pico de aceleración.

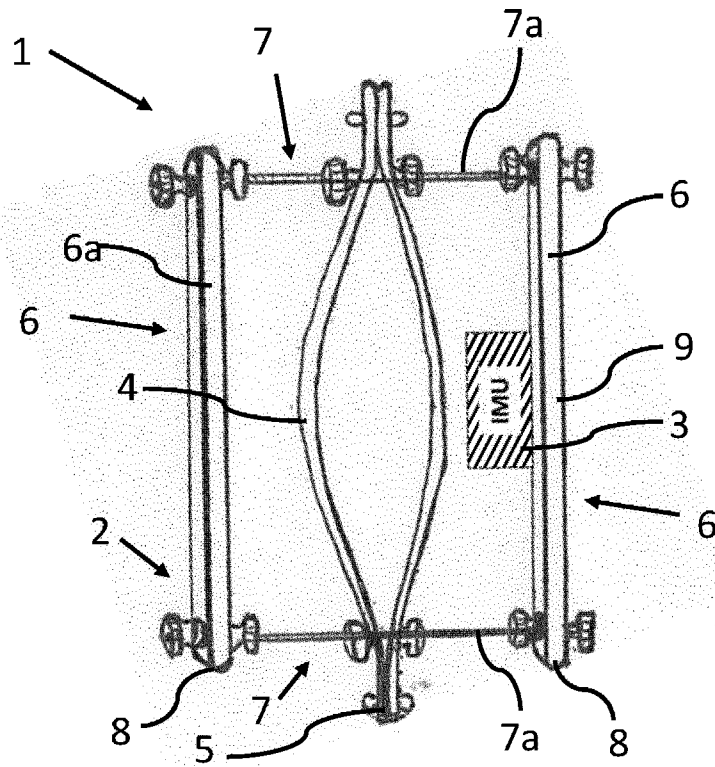


Figura 1

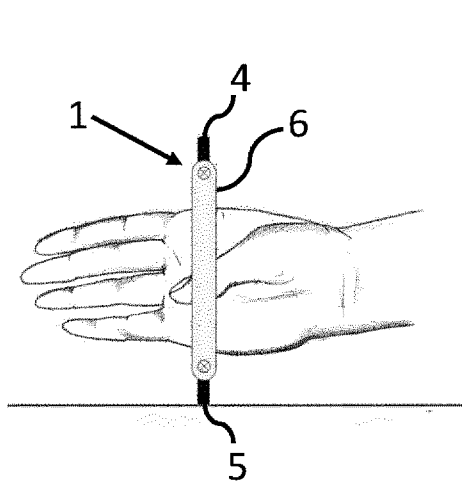


Figura 2

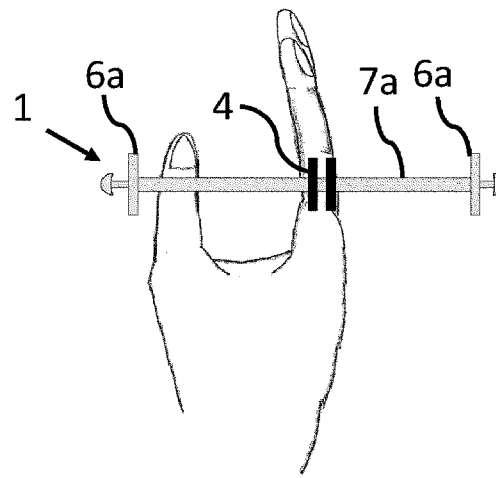


Figura 3

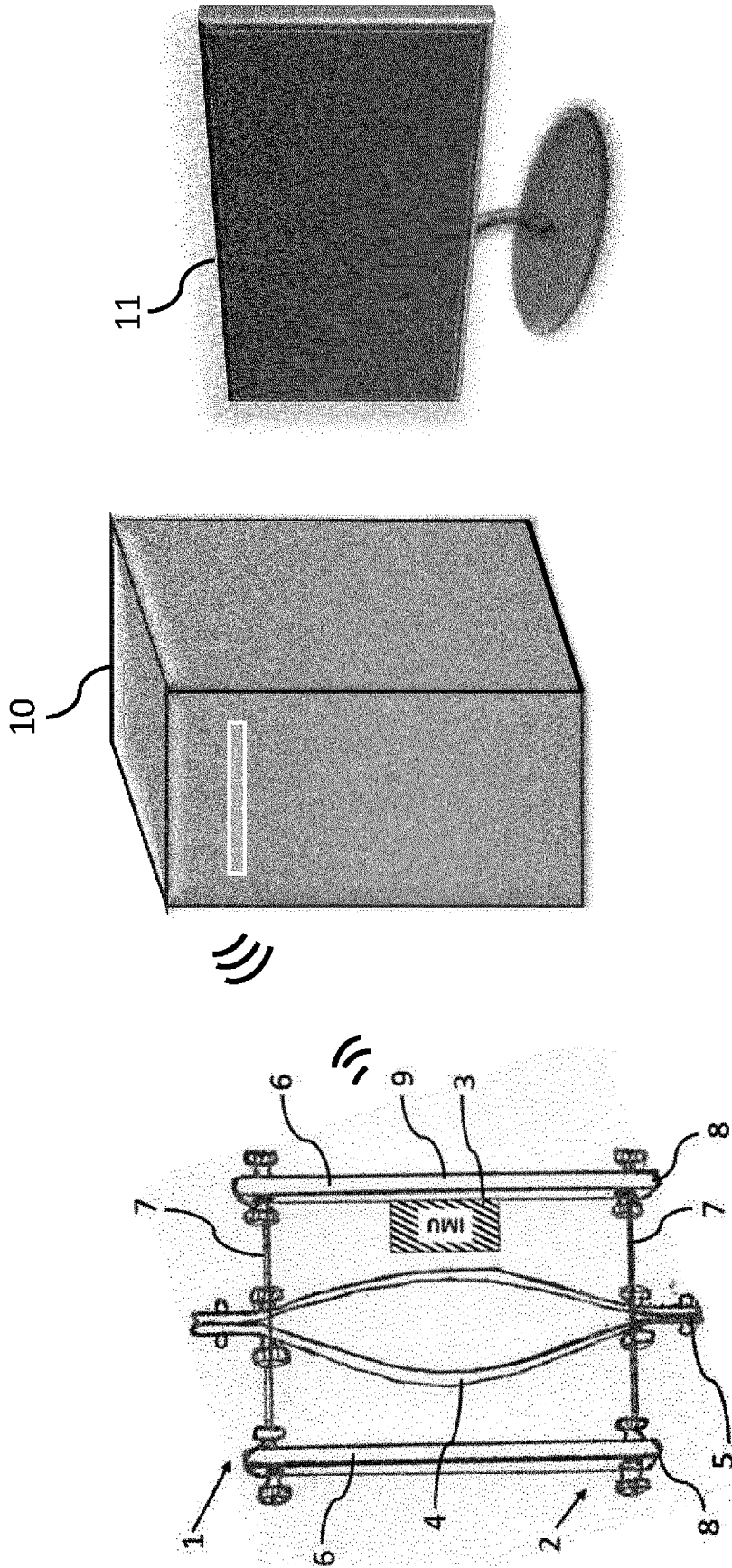


Figura 4

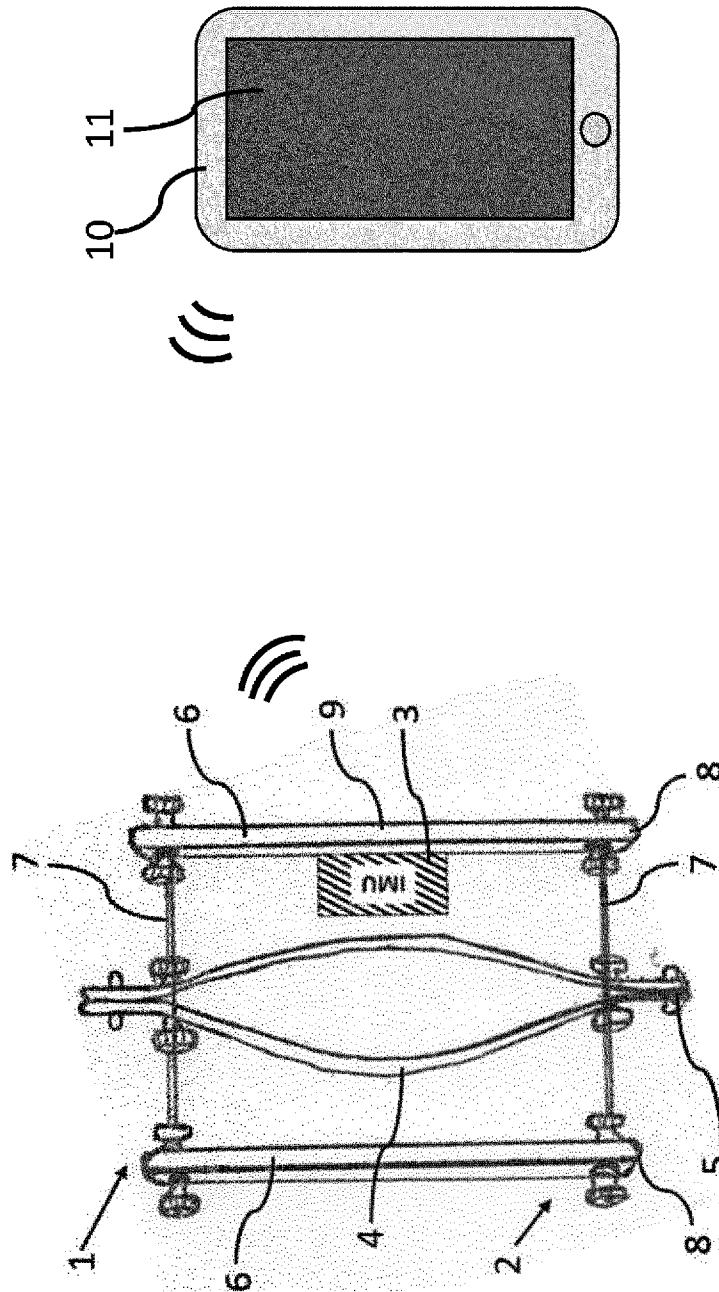


Figure 5

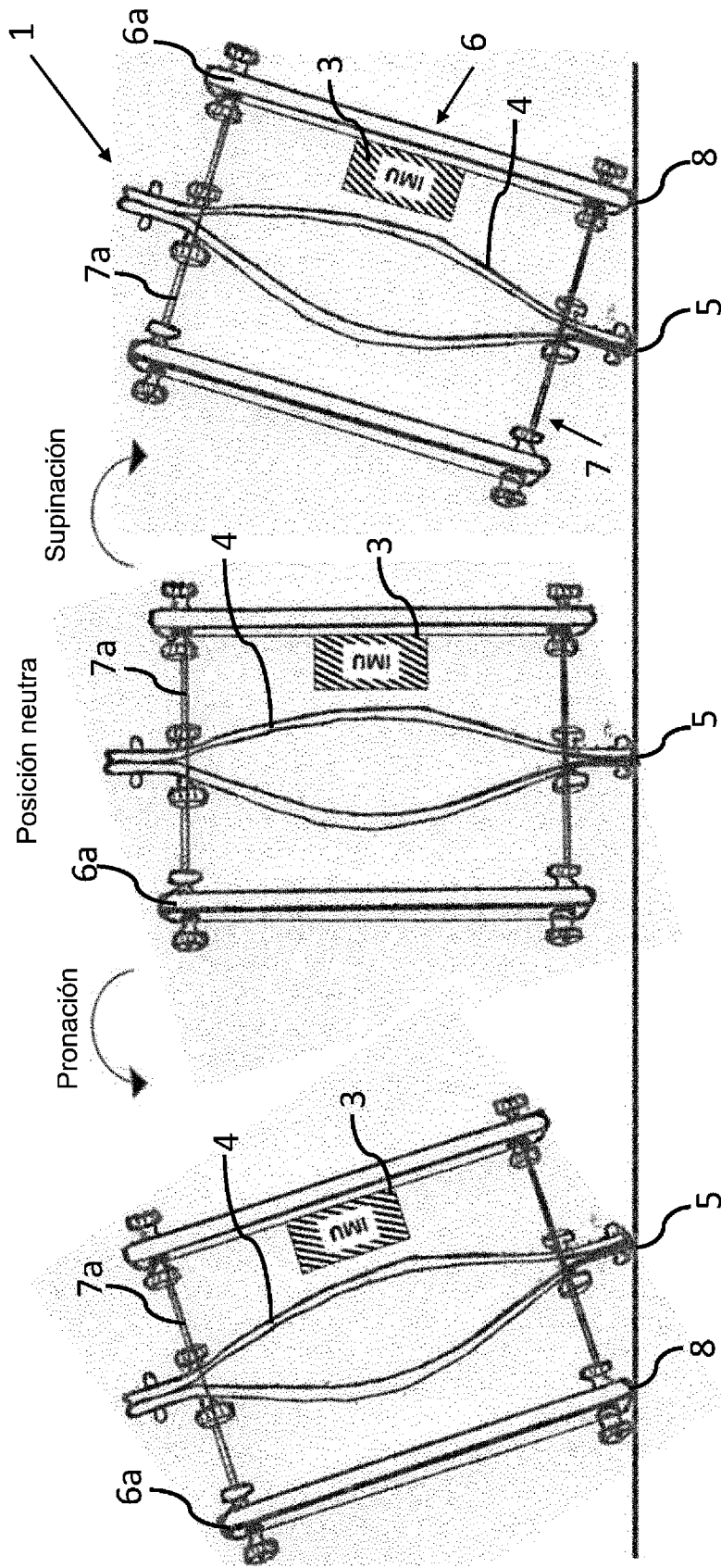


Figura 6

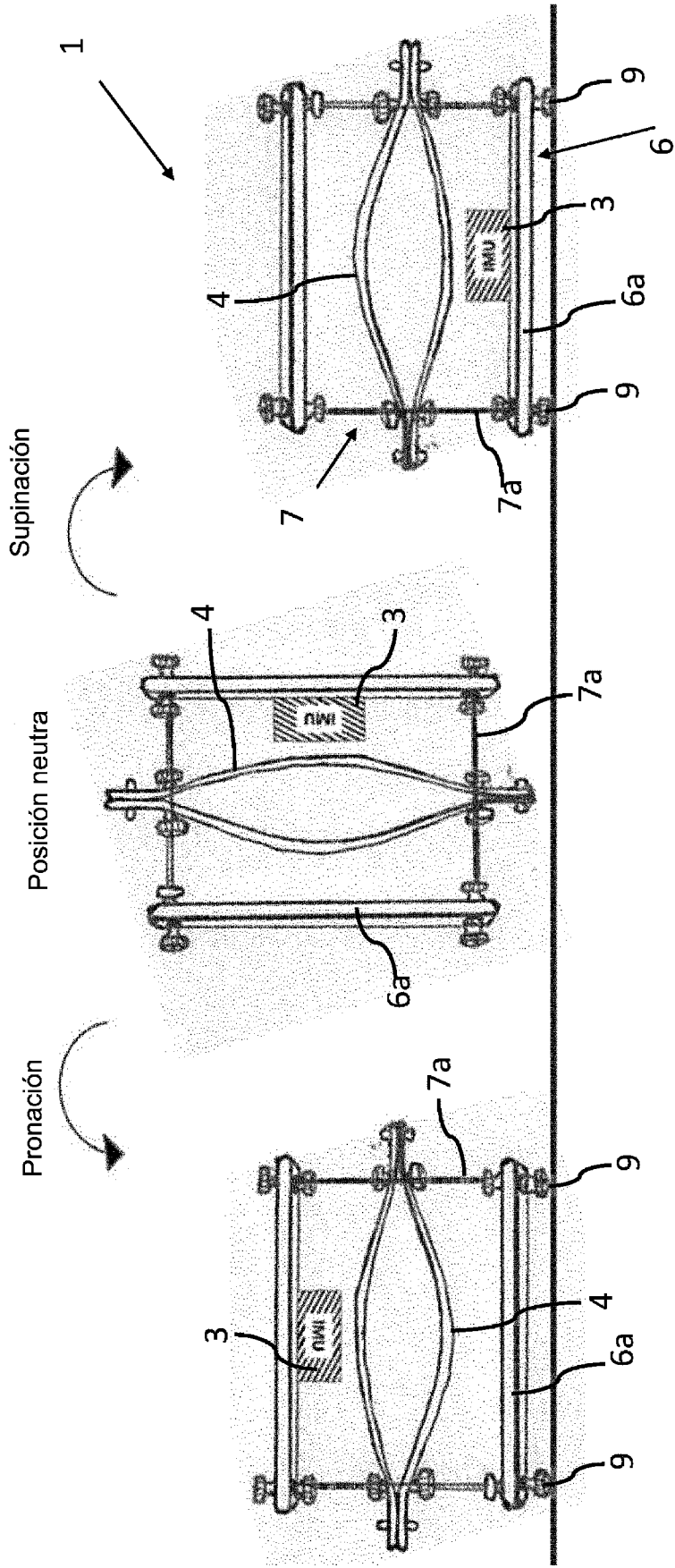


Figura 7

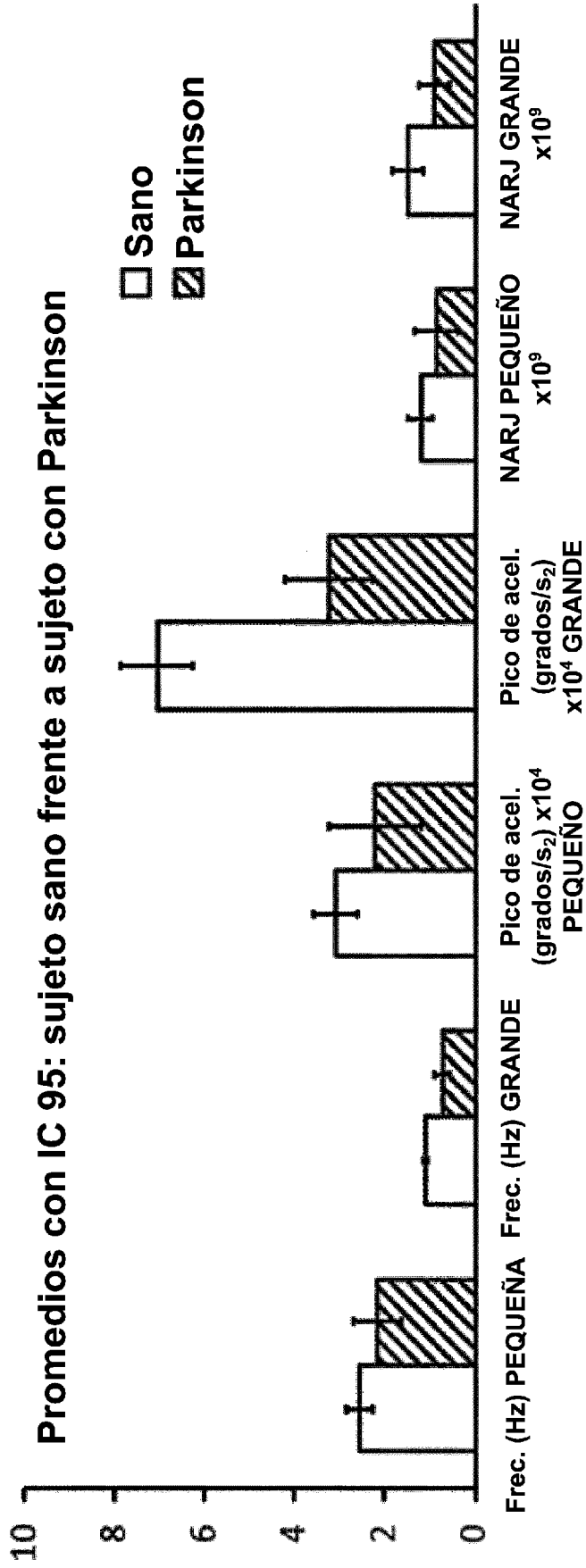


Figura 8

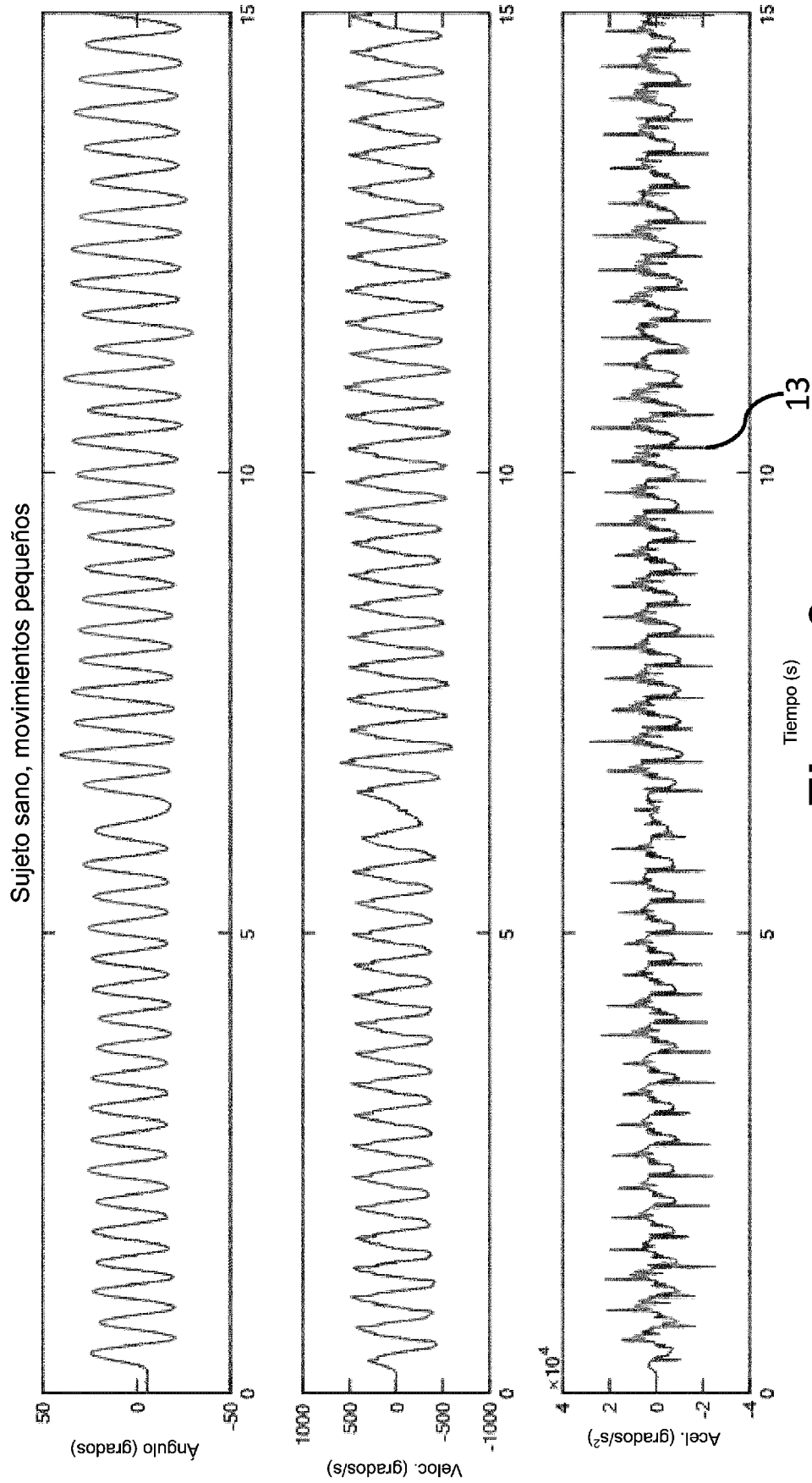


Figura 9

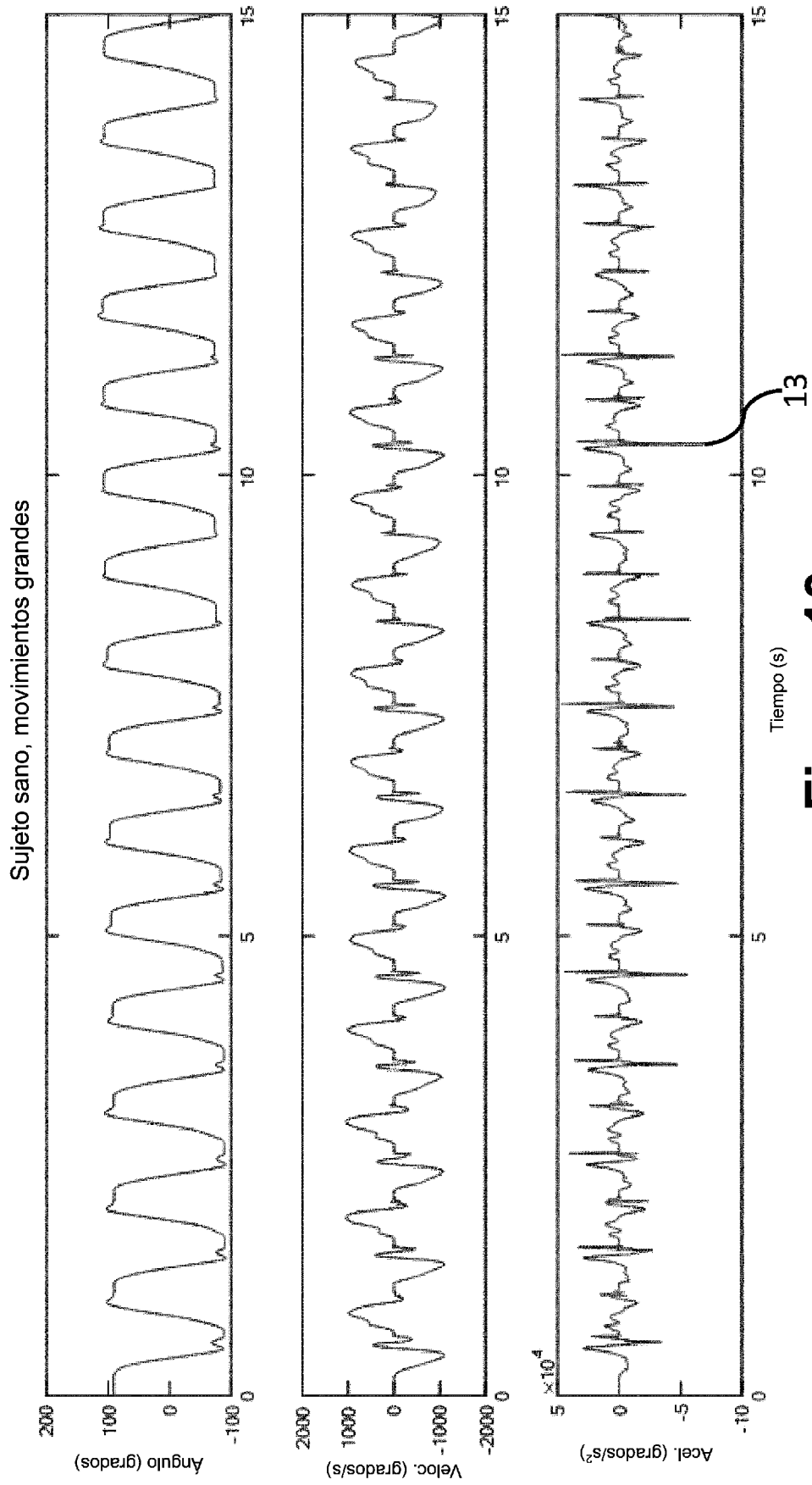


Figura 10

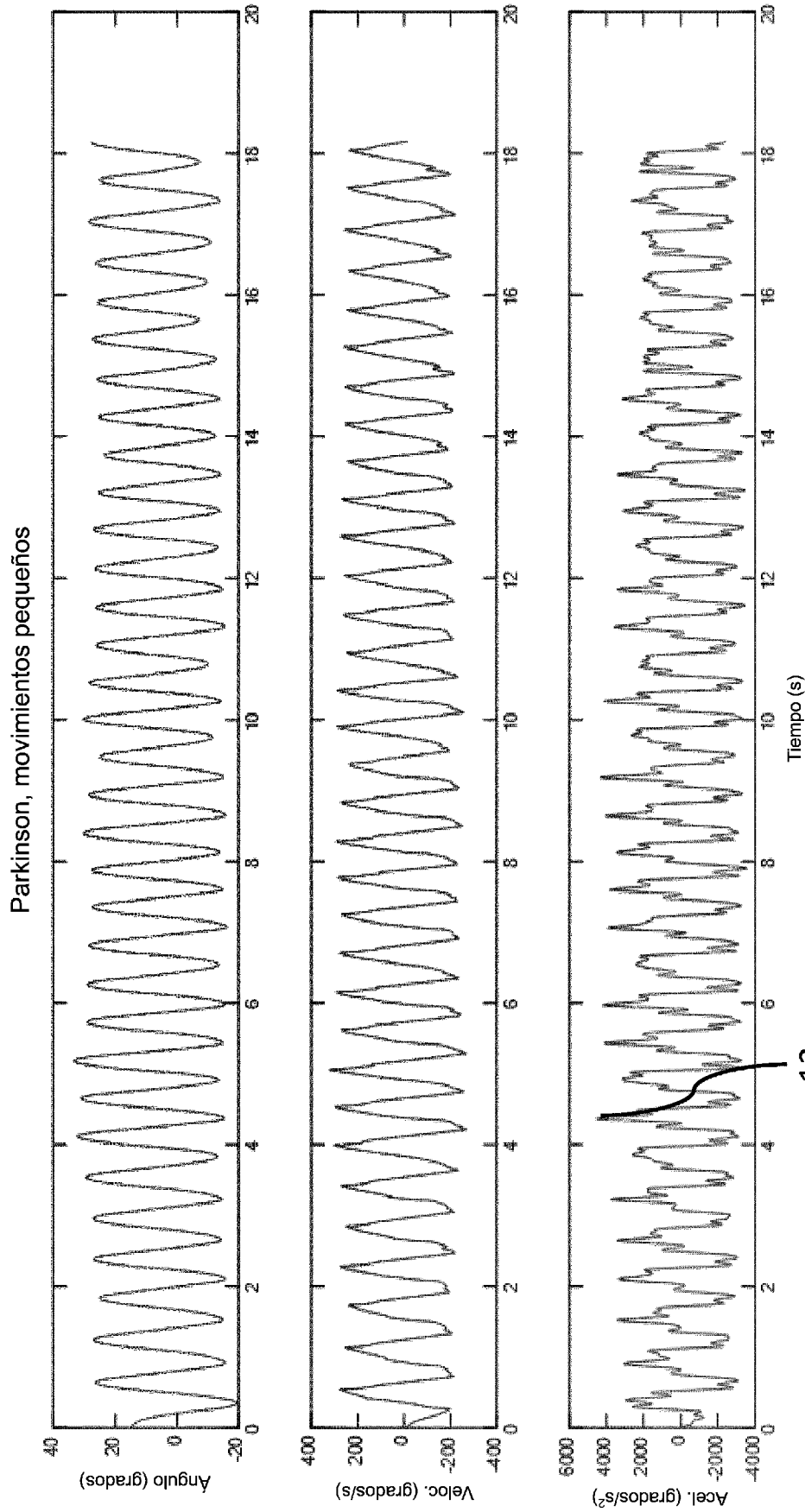


Figura 11

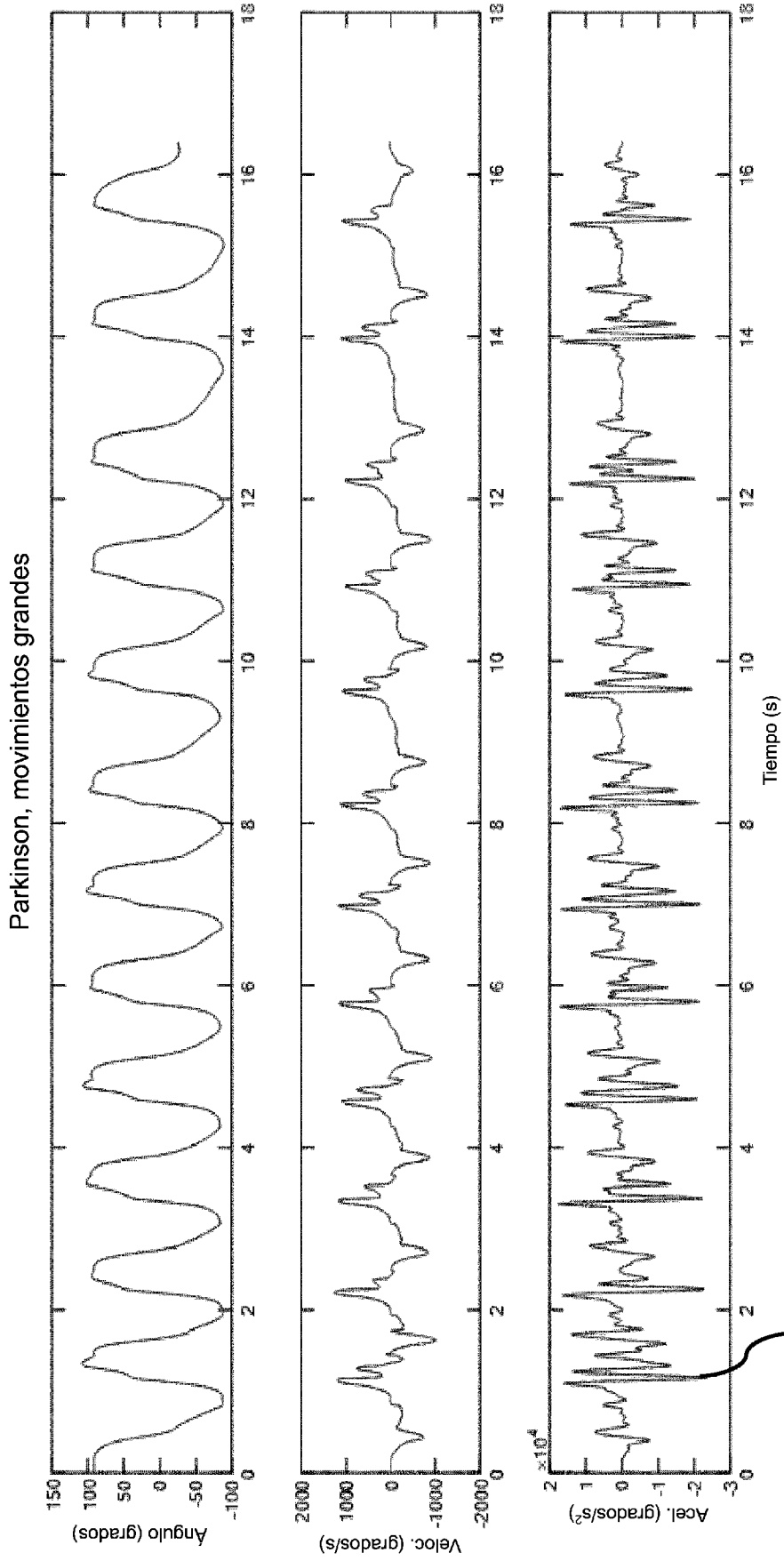
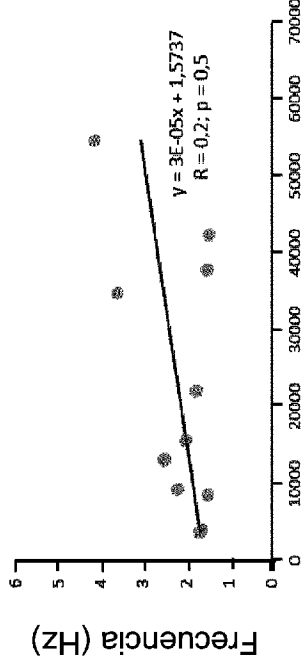


Figura 12

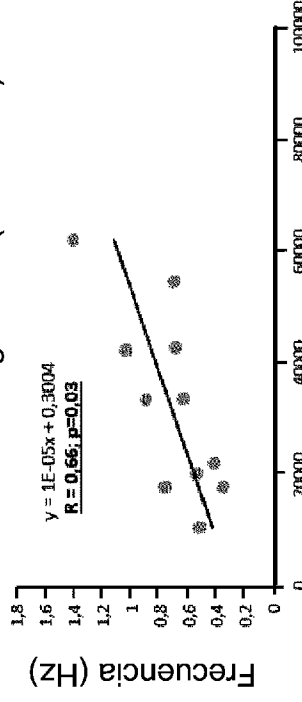
Movimientos pequeños (Parkinson)



Picos de aceleración (grados/s²)

Figura 14

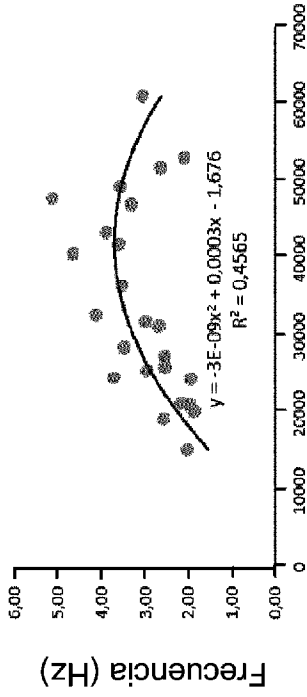
Movimientos grandes (Parkinson)



Picos de aceleración (grados/s²)

Figura 16

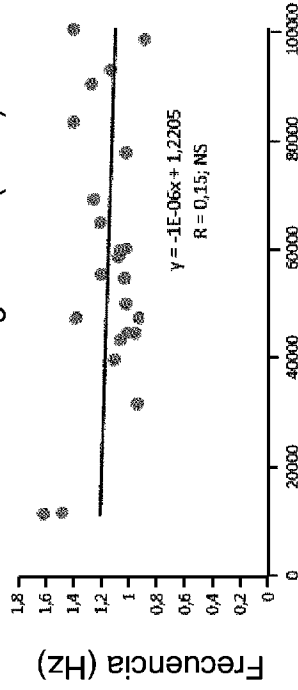
Movimientos pequeños (sano)



Picos de aceleración (grados/s²)

Figura 13

Movimientos grandes (sano)



Picos de aceleración (grados/s²)

Figura 15