

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 870 671**

51 Int. Cl.:

**A61H 1/02** (2006.01)  
**A63B 21/005** (2006.01)  
**A63B 23/035** (2006.01)  
**A63B 23/12** (2006.01)  
**A63B 21/00** (2006.01)  
**A61B 5/11** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)  
**A63B 24/00** (2006.01)  
**A63B 22/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.06.2016** **E 16382312 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.03.2021** **EP 3263087**

54 Título: **Dispositivo portátil para la rehabilitación de los miembros superiores**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**27.10.2021**

73 Titular/es:

**FUNDACIÓN TECNALIA RESEARCH &  
INNOVATION (100.0%)  
Parque Científico y Tecnológico de Bizkaia, C/  
Geldo, Edificio 700  
48160 Derio - Vizcaya, ES**

72 Inventor/es:

**HYUNG JUNG, JE;  
RODRÍGUEZ DE PABLO, CRISTINA;  
BELLOSO LINACISORO, AITOR;  
VALENCIA BLANCO, DAVID y  
KELLER, THIERRY**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 870 671 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

Dispositivo portátil para la rehabilitación de los miembros superiores

### 5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un dispositivo portátil para la rehabilitación de un usuario discapacitado que tenga dificultades para ejecutar tareas de alcanzar y levantar simultáneamente objetos con un miembro superior. El dispositivo es especialmente adecuado para su uso en programas de rehabilitación y/o fisioterapia para el tratamiento de lesiones o enfermedades neurovasculares o musculoesqueléticas del miembro superior.

### Estado de la técnica

Cientos de miles de personas quedan impedidas cada año debido a discapacidades motoras de un miembro superior. La discapacidad puede deberse a enfermedades neurológicas tales como apoplejías o puede deberse a lesiones musculoesqueléticas. En ambos casos, la enfermedad o lesión puede resultar en una disminución del rango de movimiento, debilidad muscular, pérdida de velocidad y/o menor coordinación del miembro afectado.

Es conocida la eficacia de la terapia física para reducir el grado de discapacidad. De hecho, se obtienen mejores resultados en términos de rehabilitación en los centros de atención donde los pacientes reciben más terapia diaria durante periodos prolongados.

Se puede utilizar un robot inteligente acoplado mecánicamente al brazo del paciente para ayudar al paciente a realizar ejercicios durante el período de rehabilitación, lo que aumenta el tiempo empleado en entrenamiento de rehabilitación. Además, los sensores del robot pueden servir para evaluar el grado de la discapacidad al comienzo del ciclo de terapia y para monitorizar los progresos.

Sin embargo, los robots de rehabilitación de la actual generación todavía presentan diversos problemas sin resolver que impiden su utilización a gran escala. Entre ellos, el costo es significativo. El dispositivo robótico debe ser lo suficientemente barato para que los centros de asistencia lo adopten ampliamente. La simplicidad de uso también es un problema no solo para los terapeutas, comúnmente sin experiencia en ingeniería, sino también para los pacientes en caso de que deban usar ellos mismos el dispositivo robótico en su domicilio. La característica de "uso en el domicilio" también exige la portabilidad del dispositivo.

Algunos dispositivos tratan de resolver este problema. Por ejemplo, el documento de patente US-2007/0021692-A1 describe un sistema para efectuar movimientos inducidos de los miembros. Las trayectorias de manos o pies se registran mediante sensores de posición y se puede registrar la presión ejercida por el miembro.

El documento de patente WO 99/61110 describe un sistema para el entrenamiento de movimientos rápidos de alcance (movimientos de avance). El sistema incorpora medición de posición (mano, brazos, articulaciones), medición electromiográfica (EMG) y retroalimentación al usuario.

El documento de patente US-7311643-B2 describe un tablero portátil para ejercitar el miembro superior y el hombro. Proporciona medios para mover un mango en un plano con un coeficiente de fricción discretamente variable.

El documento de patente JP 2002-272795 describe un dispositivo de rehabilitación del miembro superior que incluye una medición de la posición y la fuerza ejercida por el usuario durante el agarre (dispositivo de transporte), y medios de retroalimentación. El sistema requiere una mesa instrumentada con rieles sobre los que puede moverse el dispositivo de transporte.

El documento de patente JP 2004-008605 describe un aparato de entrenamiento de rehabilitación de un miembro. Proporciona medios para medir la fuerza ejercida por un miembro sobre un dispositivo fijo, junto con medios para proporcionar retroalimentación al usuario, tales como video, sonido, vibración.

El documento de patente EP-2298266-A1 da a conocer un dispositivo portátil, para la rehabilitación del miembro superior, que puede moverse sobre una superficie y que comprende un reposabrazos para el antebrazo del usuario. El dispositivo comprende adicionalmente medios para monitorizar el movimiento del reposabrazos y medios para detectar la fuerza ejercida por el brazo del usuario en una dirección ortogonal a la superficie, es decir, en dirección vertical.

El documento de patente EP-2678759-A1 da a conocer un dispositivo háptico que se mueve sobre ruedas y es capaz de seguir cualquier trayectoria o camino deseado, es decir, es omnidireccional.

En los dos últimos casos, el antebrazo del usuario es obligado a moverse sólo en un plano horizontal (es decir, el plano de la superficie, que es también el de soporte), por lo que no puede efectuar libremente la flexión natural del codo ni la extensión natural del codo durante las tareas de alcance planar. Además, se requiere una flexión constante

del hombro, lo que, además de cansar al paciente, puede ser perjudicial y/o puede reducir la eficacia del entrenamiento del brazo debido al movimiento del tronco que se produce inevitablemente para compensar la flexión constante del hombro.

El documento de patente US2014/0316308 da a conocer un robot de rehabilitación del miembro superior que tiene un módulo robótico de articulación múltiple que guía la dirección basándose en la señal de control de salida de una unidad de control de movimiento que está conectada eléctricamente con una estructura de detección. La estructura de detección tiene una primera estructura de sujeción que está fijada a un extremo de una entalladura y una segunda estructura de sujeción que está conectada a un extremo del módulo robótico de articulación múltiple. Un sensor de detección de movimiento está conectado a la entalladura en donde se fija el miembro superior.

El documento de patente S2015/0360069 describe un dispositivo de mejora del rango de movimiento del hombro que tiene un varillaje, incluyendo el varillaje un primer miembro de varilla, un segundo miembro de varilla soportado sobre el primer miembro de varilla, estando el segundo miembro de varilla configurado para ser asegurado a un brazo de un paciente y pudiendo girar alrededor de un eje de la segunda varilla para girar el brazo del paciente sobre la articulación del hombro del paciente a través de un rango de movimiento del brazo, pudiendo desplazarse el eje de la segunda varilla hasta una posición fija seleccionable, manteniéndose la posición fija durante la rotación del segundo miembro de varilla, un accionador para girar el segundo miembro de varilla alrededor del eje de la segunda varilla, y un controlador que controla el accionador para girar selectivamente el segundo miembro de varilla alrededor del eje de la segunda varilla a través del rango de movimiento del brazo.

Para que estos dispositivos proporcionen el resultado terapéutico necesario, es muy importante la participación activa del paciente en el entrenamiento con el fin de maximizar la eficacia del entrenamiento. En este sentido, es sabido que los juegos tienen la capacidad de provocar altos niveles de participación y mantener la atención durante largos períodos de tiempo; por lo tanto, en los últimos años ha sido ampliamente aceptada la incorporación del juego a los tratamientos de rehabilitación de apoplejías. Existe la evidencia de que el uso de juegos puede ser beneficioso para la mejora de la función motora en comparación con la terapia convencional. Sin embargo, cuando se brinda asistencia a sujetos que no pueden realizar los movimientos por sí mismos, se pierde la motivación y la cooperación a menos que se brinde cierta asistencia al usuario con discapacidad severa justo cuando sea necesario.

Es relativamente fácil brindar esta asistencia cuando se conoce el movimiento al que debe asistirse, es decir, el movimiento determinístico: es posible configurar el dispositivo con el fin de asistir al movimiento cuando el usuario no es capaz de realizarlo, o de ofrecer resistencia cuando el movimiento no es el correcto. Sin embargo, cuando no se sabe hacia dónde quiere moverse el paciente, es decir, un movimiento no determinístico (por ejemplo, cuando se completa un rompecabezas), no es evidente cómo brindar la asistencia necesaria al usuario. De hecho, es necesario detectar la intención del usuario.

Los sistemas actuales para detectar la intención del usuario utilizan conjuntos de sensores complejos y costosos, lo que les impide ser utilizados a gran escala.

De este modo, existe una demanda para un dispositivo dedicado rentable, para pacientes con discapacidad severa, que detecte su intención de movimiento, de modo que el paciente de alguna manera controle el dispositivo y no sea controlado por este, y por lo tanto participe activamente en la terapia, teniendo en cuenta el propósito de la rehabilitación y asumiendo que la intención de estos pacientes podría no mostrarse de la manera correcta.

### Descripción de la invención

Con el fin de evitar los problemas indicados en la sección anterior, la invención proporciona un dispositivo portátil para la rehabilitación del miembro superior, que puede moverse sobre una superficie (generalmente una superficie horizontal plana) y que comprende medios para detectar la intención de moverse por parte del usuario (es decir, el paciente), proporcionando así asistencia/resistencia para realizar el movimiento correcto justo cuando sea necesario, especialmente cuando el movimiento perseguido no es determinístico.

De manera adicional, el dispositivo portátil de la invención comprende una estructura de soporte para el antebrazo de un usuario (que puede ser similar a un reposabrazos) que puede pivotar, preferentemente en la dirección rotacional de la articulación del codo (que pivota verticalmente alrededor de un eje horizontal), lo que permite una flexión/extensión ergonómica libre del codo y el hombro, pero restringe la rotación del hombro, lo cual está determinado por la orientación del dispositivo con el fin de evitar lesiones.

La presente invención se refiere a un dispositivo portátil para la rehabilitación de un miembro superior de un usuario, comprendiendo el dispositivo portátil un soporte que puede moverse sobre una superficie, comprendiendo adicionalmente el dispositivo portátil:

- una primera estructura de soporte para soportar un antebrazo del usuario; y
- unos medios de monitorización para monitorizar el movimiento del soporte.

De acuerdo con un primer aspecto de la invención, el dispositivo portátil comprende adicionalmente una segunda estructura de soporte; estando acoplada la primera estructura de soporte a la segunda estructura de soporte por medio de una primera articulación que tiene un grado de libertad de rotación; y estando acoplada la segunda estructura de soporte al soporte por medio de una segunda articulación que tiene tres grados de libertad de rotación; comprendiendo adicionalmente el dispositivo portátil:

- unos medios de detección de fuerza para detectar la fuerza ejercida por un brazo del usuario sobre el soporte;
- unos medios sensores de ángulos para medir el ángulo de inclinación de la primera estructura de soporte con respecto a la segunda estructura de soporte; y
- unos medios de procesamiento para detectar la intención de movimiento del usuario basándose en la fuerza medida por los medios de detección de fuerza y en el ángulo de la primera estructura de soporte.

El diseño mecánico específico de la primera y segunda estructuras de soporte del dispositivo portátil permite movimientos del brazo naturales y seguros, evitando patrones de movimiento no deseados que podrían conducir a lesiones, y también permite la detección de la intención del usuario de moverse, lo que a su vez maximiza el resultado terapéutico al promover la participación activa del usuario en el entrenamiento.

Tal y como se ha indicado, la primera estructura de soporte está acoplada a la segunda estructura de soporte por medio de una primera articulación que tiene un grado de libertad de rotación, siendo este grado de libertad de rotación preferentemente el cabeceo, es decir, la primera estructura de soporte puede pivotar verticalmente con respecto a la segunda estructura de soporte.

En las realizaciones preferidas, la primera estructura de soporte comprende unos primeros medios de fijación para fijar al menos el antebrazo de un usuario, controlando así la posición y la configuración del brazo, específicamente los movimientos de abducción/aducción y de rotación del hombro y, por lo tanto, evitando la dislocación del hombro.

Por lo tanto, el dispositivo portátil de la presente invención permite a un paciente realizar los movimientos naturales del antebrazo durante las tareas de alcance plano, no sólo con una resistencia mínima, sino también sin mover el tronco y con una postura natural del brazo.

Preferentemente, la primera estructura de soporte comprende adicionalmente unos segundos medios de fijación para fijar una muñeca o una mano del usuario, estando el primer y segundo medios de fijación situados sobre la primera estructura de soporte en unos puntos separados que definen una primera dirección F'-B' que coincide con el eje longitudinal del antebrazo del usuario cuando está sujeto al dispositivo portátil.

En las realizaciones preferidas los medios de detección de fuerza están situados entre la segunda estructura de soporte y el soporte; dado que la segunda estructura de soporte puede girar libremente con respecto al soporte del dispositivo portátil, los medios de detección de fuerza pueden detectar la fuerza aplicada por el usuario sobre la segunda estructura de soporte.

En algunas realizaciones los medios de detección de fuerza son al menos dos celdas de carga, para proporcionar más información sobre la fuerza (dirección y magnitud) aplicada por el usuario. Dependiendo de las dimensiones de la segunda estructura de soporte, las celdas de carga pueden estar colocadas paralelas a la primera dirección F'-B'.

Preferentemente, los medios de detección de fuerza están colocados sobre el soporte simétricamente con respecto a un plano paralelo a la primera dirección F'-B', que contiene el primer y segundo medios de fijación, a fin de facilitar la implementación de la detección de la intención de movimiento del usuario.

En algunas realizaciones los medios sensores de ángulos para medir el ángulo de rotación de la primera estructura de soporte es un potenciómetro, que proporciona información fiable con bajo coste y es fácil de incluir en el dispositivo.

Los medios de procesamiento para detectar la intención de movimiento del usuario están configurados para determinar la intención del usuario de moverse en una primera dirección F'-B', y en uno u otro sentido dentro de esa primera dirección, basándose en el valor del ángulo de la primera estructura de soporte, y su signo respectivo, proporcionados por los medios sensores de ángulos.

Los medios de procesamiento para detectar una intención de movimiento del usuario pueden estar configurados adicionalmente para determinar la intención del usuario de moverse en la primera dirección F'-B' basándose en el ángulo de la primera estructura de soporte y en la fuerza medida por los medios de detección de fuerza cuando el ángulo de la primera estructura de soporte está por encima de un valor preestablecido.

Los medios de procesamiento para detectar la intención de movimiento del usuario pueden estar configurados para determinar la intención del usuario de moverse en una segunda dirección L'-R', ortogonal a la primera dirección F'-B', basándose en la fuerza medida por los medios de detección de fuerza.

En algunas realizaciones, el dispositivo portátil está motorizado, a fin de proporcionar un movimiento asistido al usuario

para que se mueva en una dirección específica una vez detectada la intención de movimiento. La motorización del dispositivo portátil puede consistir en motorizar la primera estructura de soporte y/o la segunda estructura de soporte y/o la primera articulación y/o la segunda articulación.

5 Un aspecto adicional de la invención se refiere a un sistema de rehabilitación para un miembro superior de un usuario, comprendiendo el sistema:

- un dispositivo portátil según se ha definido anteriormente;
- una unidad remota de visualización y control; y

10 - una unidad de entrenamiento y evaluación, que está configurada para proporcionar una sesión de entrenamiento; en donde la unidad de entrenamiento y evaluación está configurada para determinar una posición y orientación de destino del miembro superior del usuario basándose en un vector de intención proporcionado por los medios de procesamiento y en un conjunto de posibles posiciones de destino de la sesión de entrenamiento.

15 El sistema de rehabilitación puede comprender adicionalmente un mapa de la superficie sobre la que se mueve el dispositivo portátil, a fin de detectar en el mismo la posición y orientación del dispositivo portátil.

En caso de que el dispositivo portátil esté motorizado, la unidad de entrenamiento y evaluación está configurada adicionalmente para proporcionar un movimiento asistido al miembro superior para alcanzar la posición de destino.

20 Los diferentes aspectos y realizaciones de la invención definidos en lo que antecede se pueden combinar unos con otros, siempre que sean compatibles entre sí.

25 Otras ventajas y características de la invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada y estarán particularmente señaladas en las reivindicaciones adicionales adjuntas.

### Breve descripción de los dibujos

30 Para completar la descripción y con el fin de proporcionar una mejor comprensión de la invención, se proporciona un conjunto de dibujos. Dichos dibujos forman parte integrante de la descripción e ilustran una realización de la invención que no debe interpretarse como una restricción del alcance de la invención, sino simplemente como un ejemplo de cómo se puede poner en práctica la invención. Los dibujos comprenden las siguientes figuras:

La Figura 1 es una vista esquemática en perspectiva de la parte superior de un dispositivo portátil para la rehabilitación del brazo de acuerdo con una realización ilustrativa de la presente invención.

La Figura 2 es una vista despiezada del dispositivo portátil que se muestra en la Figura 1.

La Figura 3 es una vista superior esquemática del dispositivo portátil de la Figura 1 unido al antebrazo de un usuario.

La Figura 4 es una vista lateral del dispositivo portátil de la Figura 1 en una posición neutra.

40 Las Figuras 5 y 6 muestran unas vistas laterales del dispositivo portátil de la Figura 1, ligeramente inclinado hacia adelante y hacia atrás, respectivamente.

Las Figuras 7 y 8 muestran unas vistas laterales del dispositivo portátil de la Figura 1, más inclinado hacia adelante y hacia atrás, respectivamente, con respecto a la inclinación mostrada en las Figuras 5 y 6.

45 Las Figuras 9 y 10 muestran unas vistas frontales del dispositivo portátil de la Figura 1, en una posición de reposo y ligeramente inclinado hacia un lado, respectivamente.

La Figura 11 es un diagrama de flujo que muestra cómo se detecta la intención del usuario de moverse en una dirección relativa hacia adelante/hacia atrás.

La Figura 12 es un diagrama de flujo que muestra cómo se detecta la intención del usuario de moverse en una dirección relativa hacia la izquierda/hacia la derecha.

50 La Figura 13 es un diagrama de flujo que muestra el principio operativo para detectar la intención de moverse del usuario.

La Figura 14 es un diagrama de flujo que muestra cómo funciona la presente invención y la interacción con un juego de rehabilitación.

### 55 Descripción de una manera de poner en práctica la invención

La siguiente descripción no debe ser tomada en un sentido limitativo, sino que se da únicamente con el propósito de describir los principios generales de la invención según se reivindica. A continuación se describirán realizaciones de la invención a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos mencionados anteriormente que muestran los elementos y resultados de acuerdo con la invención.

60 Con referencia ahora a las Figuras, se describirá un ejemplo de realización del dispositivo portátil 100 según la invención. El dispositivo portátil (también denominado unidad móvil o robot móvil en la presente descripción) incluye un soporte 10 (también denominado plataforma móvil en la presente descripción) y se puede mover sobre una superficie, normalmente una superficie horizontal plana (no mostrada en las Figuras), como la de una mesa.

Por lo tanto, para tal movimiento sobre la superficie plana, el dispositivo portátil comprende unos medios que pueden consistir en tres ruedas esféricas, tales como unas ruedas omnidireccionales (no mostradas en los dibujos), dispuestas preferentemente en los vértices de un triángulo equilátero.

5 El dispositivo portátil 100 de la invención es para la rehabilitación de un miembro superior - brazo 2, antebrazo 3 - de un usuario 1, y comprende adicionalmente un reposabrazos 20, que tiene una órtesis de mano 21 y una órtesis de antebrazo 22, a las que se puede sujetar la mano y/o la muñeca y el antebrazo 3 de un usuario (véase la Figura 3).

10 Una vez sujeto al antebrazo del usuario, el dispositivo portátil 100 puede moverse en cualquier dirección sobre la superficie donde el usuario 1 hace sus ejercicios de rehabilitación, por lo general siguiendo las señales que le son facilitadas por medio de una pantalla (no mostrada en las Figuras) situada frente al usuario. El dispositivo portátil 100 permite al usuario realizar diversos movimientos en un gran espacio de trabajo sobre la superficie horizontal.

15 Pasando ahora a la Figura 3, con fines de referencia, los movimientos del dispositivo portátil 100 se referirán a las siguientes direcciones:

- absoluta hacia adelante F y absoluta hacia atrás B, es decir, una dirección F-B definida por la posición del usuario y la de la pantalla;
- 20 - absoluta hacia la derecha R y absoluta hacia la izquierda L, es decir, una dirección L-R ortogonal a la dirección absoluta hacia adelante-hacia atrás FB definida en la oración anterior;
- relativa hacia adelante F' y relativa hacia atrás B', es decir, en una dirección F'-B' paralela al eje longitudinal del reposabrazos 20; y
- relativa hacia la derecha R' y relativa hacia la izquierda L', es decir, una dirección L'-R' ortogonal al eje longitudinal del reposabrazos 20.

25 En la realización preferida mostrada en los dibujos, el reposabrazos 20 está conectado a una placa 30 de una manera pivotante por medio de una articulación horizontal 23, pudiendo así pivotar el reposabrazos 20 (ángulo  $\Theta$ , véase la Fig. 5) en un plano ortogonal al del soporte 10 (o de la superficie sobre la que se mueve el dispositivo portátil 100) en la dirección relativa F'-B'. Esto es importante para facilitar el movimiento natural del brazo, ya que permite movimientos libres de flexión-extensión del codo.

30 El ángulo del reposabrazos 20 en el plano horizontal corresponde al ángulo del dispositivo portátil 100, lo que permite controlar el ángulo  $\alpha$  del reposabrazos, y por consiguiente el ángulo del antebrazo, en el plano horizontal. Esta estructura específica del dispositivo portátil 100, al controlar el ángulo del dispositivo portátil 100, permite movimientos del brazo naturales y seguros, evitando movimientos indeseables del hombro que podrían provocar lesiones.

35 El dispositivo portátil 100 incluye también un potenciómetro (no mostrado en los dibujos) o cualquier otro medio sensor de ángulos adecuado montado en la articulación horizontal 23 para medir el ángulo de rotación  $\Theta$  del reposabrazos 20.

40 El dispositivo portátil 100 incluye también un dispositivo de seguimiento óptico, que está incrustado en el soporte 10, por lo que la posición y orientación absolutas (dadas por el ángulo  $\alpha$ , véase la Fig. 3) del dispositivo portátil 100 son conocidas y pueden ser calculadas en todo momento. En el dispositivo portátil pueden incluirse otros medios adecuados para calcular la posición y orientación del dispositivo portátil 100.

45 El dispositivo portátil 100 incluye adicionalmente dos celdas de carga 31, 32 que están situadas entre la placa 30 y el soporte 10. En la realización preferida mostrada en las Figuras, las celdas de carga 31, 32 están colocadas en paralelo con el eje longitudinal del apoyabrazos 20, preferentemente a igual distancia del apoyabrazos 20. Se prefieren las ubicaciones simétricas de las celdas de carga 31, 32, ya que unas ubicaciones asimétricas pueden requerir la calibración de las celdas de carga antes de usarlas. Por razones de simplicidad, se recomienda una misma distancia.

50 Un lado de cada celda de carga está conectado a la placa por medio de un tornillo (tornillos 311 y 321) y el otro lado está montado en un lado superior del soporte 10 también por medio de un tornillo (tornillos 312 y 322).

55 Además, el dispositivo portátil 100 comprende una articulación 33, tal como una junta universal, que tiene tres grados de libertad de rotación y está conectada a un lado inferior de la placa 30. La junta universal 33 está alineada con el reposabrazos 20, y de preferencia en su centro geométrico, por medio de un tornillo 331 de modo que permita la rotación de la placa 30 en cualquier dirección en respuesta a una fuerza aplicada por el antebrazo, dando como resultado que las celdas de carga 31, 32 se desvíen. La junta universal 33 está conectada al lado superior del soporte 10 por medio de un tornillo 332.

60 El soporte 10 aloja una unidad de procesamiento incrustada (no mostrada en los dibujos), que comprende de preferencia medios para recibir entradas analógicas y/o digitales, así como para enviar salidas digitales, medios para controlar y accionar las ruedas, y medios para comunicaciones cableadas o inalámbricas.

65 Para detectar la intención del usuario de mover el dispositivo portátil 100 hacia adelante y/o hacia atrás F-B, la unidad

de procesamiento hace uso de las siguientes entradas: el ángulo de rotación  $\Theta$  del reposabrazos medido por el potenciómetro, las señales de fuerza medidas por las dos celdas de carga 31, 32 y la orientación relativa del dispositivo portátil 100 sobre la superficie, dada por el ángulo  $\alpha$ , proporcionada por el dispositivo de seguimiento óptico. Dado que la articulación horizontal 23 del reposabrazos es una articulación que puede girar libremente, incluso una fuerza débil aplicada por el usuario 1 puede hacer que el reposabrazos 20 se mueva, dando como resultado un cambio de ángulo en la dirección prevista según se muestra en las Figuras 5 y 6. Este cambio del ángulo de rotación  $\Theta$  del reposabrazos 20 es detectado por el potenciómetro.

No obstante, como se muestra en las Figuras 7 y 8, existe una situación en la que el ángulo de rotación  $\Theta$  del apoyabrazos ya no cambia más, aunque el usuario continúe aplicando fuerza ya sea relativa hacia adelante  $F'$  o relativa hacia atrás  $B'$ : cuando el apoyabrazos 20 hace contacto con la placa 30, lo que depende del diseño y las dimensiones de la placa 30 y del reposabrazos 20. Alternativamente, el ángulo de rotación  $\Theta$  del reposabrazos puede restringirse mecánicamente a un valor máximo. En esta situación, la intención del usuario de moverse en la dirección relativa hacia adelante-hacia atrás  $F'-B'$  es detectada por la información proporcionada por las celdas de carga 31, 32. Una vez que el apoyabrazos hace contacto con la placa 30 o el ángulo de rotación  $\Theta$  del apoyabrazos alcanza su valor máximo, las dos celdas de carga 31, 32 se desvían en respuesta a la fuerza aplicada por el paciente. En el diseño específico del dispositivo portátil que se muestra en las Figuras, si ambas fuerzas son positivas la intención de movimiento es relativa hacia delante  $F'$ , mientras que unas fuerzas negativas son indicativas de una intención de movimiento relativo hacia atrás  $B'$ .

La Figura 11 resume cómo se detecta la intención de movimiento en la dirección relativa hacia delante/hacia atrás  $F'-B'$ .

En primer lugar, una vez que el antebrazo 2 del usuario 1 está sujeto al reposabrazos, se calibran (1000) las celdas de carga 31, 32 para tener en cuenta el peso del antebrazo del usuario y se ponen a cero las fuerzas medidas por las celdas de carga. Luego se mide (1001) el ángulo de rotación del reposabrazos 20. Luego se verifica (1002) si este ángulo está por debajo de su valor máximo o no. Si no ha alcanzado su valor máximo, entonces se mide (1003) el cambio de ángulo de rotación y se verifica (1004) si este cambio de ángulo dura al menos un intervalo de tiempo predeterminado, de lo contrario se vuelve a medir el cambio de ángulo de rotación. Si el cambio del ángulo de rotación se prolonga en el tiempo (es decir, no es debido al temblor del paciente), se mide (1005) el ángulo de rotación y, dependiendo de que sea positivo o negativo, se decide si la intención de movimiento es relativa hacia delante  $F'$  (1006) o relativa hacia atrás  $B'$  (1007), respectivamente.

Si el ángulo de rotación ha alcanzado su valor máximo (1002), entonces se mide (1008) la fuerza en las dos celdas de carga, y se comprueba (1009) si esta fuerza dura por lo menos un intervalo de tiempo predeterminado, de lo contrario se vuelve a medir la fuerza. Si la fuerza medida por las celdas de carga perdura en el tiempo (no se debe al temblor del paciente), se comprueba (1010) si es positiva o negativa (con respecto al valor cero ajustado durante la fase de calibración), y se decide si la intención de moverse es relativa hacia adelante  $F'$  (1006) o relativa hacia atrás  $B'$  (1007), respectivamente. Por positiva se entiende que la fuerza medida por las celdas de carga es mayor que la fuerza inicial medida por las celdas de carga con el antebrazo del usuario en la fase de calibración.

Para detectar la intención del usuario de moverse en la dirección relativa hacia la derecha/hacia la izquierda  $L'-R'$ , en relación con el dispositivo portátil 100, la unidad de procesamiento hace uso de las señales de fuerza proporcionadas por las dos celdas de carga 31, 32. Como en el caso anterior, primero se realiza una fase de calibración 1000. Cuando el paciente aplica fuerzas en la dirección  $L'-R'$  sobre el reposabrazos 20, estas fuerzas se transfieren directamente a las dos celdas de carga 31, 32 a través de la placa 30, que puede girar con respecto a la junta universal 33 tal y como se muestra en las Figuras 9 y 10. Cuando se aplica sobre el apoyabrazos 20 una fuerza en la dirección relativa hacia la izquierda  $L'$ , la celda de carga 31 mide una fuerza negativa mientras que la celda de carga 32 mide una fuerza positiva. Por el contrario, cuando se aplica sobre el reposabrazos 20 una fuerza en la dirección relativa hacia la derecha  $R'$ , la celda de carga 31 mide una fuerza positiva mientras que la celda de carga 32 mide una fuerza negativa.

La Figura 12 resume cómo se detecta la intención de moverse en la dirección relativa hacia la izquierda – hacia la derecha  $L'-R'$ .

Se miden las fuerzas (1011, 1012) en las celdas de carga 31, 32. Luego se verifica (1013, 1014) si la fuerza medida en cada celda de carga es positiva o negativa (con respecto al valor cero establecido durante la fase de calibración). A continuación, se comprueba (1015, 1016) si las medidas de fuerza duran al menos un intervalo de tiempo predeterminado, de lo contrario, se vuelven a medir las fuerzas. Entonces, cuando la celda de carga 31 mide una fuerza negativa y la celda de carga 32 mide una fuerza positiva, se decide (1017) que la intención de moverse es relativa hacia la izquierda  $L'$ ; si la celda de carga 31 mide una fuerza positiva y la celda de carga 32 mide una fuerza negativa, se decide (1018) que la intención de moverse es relativa hacia la derecha  $R'$ .

Según se ha indicado anteriormente, se necesita la condición de comprobar la duración de las señales para garantizar si las señales se generan intencionadamente o no, ya que la mayoría de pacientes con apoplejías tienen algún temblor que puede afectar a las señales.

La Figura 13 es un diagrama de flujo que muestra el proceso general para detectar la intención de moverse del usuario. Las etapas del proceso de decisión corresponden a las de las Figuras 11 y 12, la etapa 1008 de la Figura 11 corresponde a las etapas 1011 y 1012 de la Figura 13; asimismo, la etapa de decisión 1009 de la Figura 11 corresponde a las etapas de decisión 1015 y 1016 de la Figura 13, y la etapa de decisión 1009 de la Figura 11 corresponde a las etapas de decisión 1013 y 1014 de la Figura 13.

Una vez detectada la intención del usuario de moverse en las direcciones relativas F'-B' y L'-R', es posible detectar de forma heurística la intención del usuario de moverse en las direcciones absolutas FB y RL basándose en la orientación  $\alpha$  del dispositivo portátil 100 sobre la superficie y en las direcciones relativas F'-B' y L'-R detectadas. Una rotación en sentido antihorario de la dirección relativa hacia adelante F' con respecto a la dirección absoluta hacia adelante F indica un ángulo positivo de  $\alpha$ .

La intención de movimiento en las direcciones absolutas se detecta como sigue:

Si  $-30^\circ < \alpha < 30^\circ$ , entonces:

- Si se detecta F', indica que el usuario trata de moverse en la dirección absoluta hacia adelante F.
- Si se detecta B', indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia atrás B.
- Si se detecta R', indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia la derecha R.
- Si se detecta L', indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia la izquierda L.

Si  $30^\circ < \alpha < 60^\circ$ , entonces:

- Si F' y R' se detectan al mismo tiempo, indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia adelante F.
- Si L' y B' se detectan al mismo tiempo, indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia atrás B.
- Si B' y R' se detectan al mismo tiempo, indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia la derecha R.
- Si F' y L' se detectan al mismo tiempo, indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia la izquierda L.

Si  $60^\circ < \alpha < 90^\circ$ :

- Si se detecta F', indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia la izquierda L.
- Si se detecta B', indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia la derecha R.
- Si se detecta R', indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia adelante F.
- Si se detecta L', indica que el usuario intenta moverse en la dirección absoluta hacia atrás B.

Es posible conocer la intención del usuario de moverse en las direcciones absolutas F-B y L-R, lo que es importante y práctico con fines de rehabilitación. Téngase en cuenta que el algoritmo anterior es cuando el dispositivo de la invención se utiliza en un brazo derecho, según se muestra en la Figura 3. En caso de que el dispositivo se utilizase en un brazo izquierdo, el signo del ángulo  $\alpha$  sería el opuesto.

Según se señaló antes brevemente, el dispositivo portátil 100 de la presente invención se utiliza ventajosamente en un sistema de rehabilitación que se compone esencialmente de tres elementos principales: el dispositivo portátil 100 que se utiliza para soportar un miembro superior de un usuario frente a la gravedad mientras permite el movimiento plano activo o pasivo, una unidad de procesamiento (que puede formar parte del dispositivo portátil 100 o que puede implementarse como un elemento separado) y una unidad remota de visualización y control (incluida la pantalla frente al usuario). Además, puede usarse una almohadilla (con una superficie de polímero texturizada o una superficie de poliéster o similar) que ofrezca una superficie adecuada para el movimiento del dispositivo portátil 100. La almohadilla puede incluir algunos obstáculos, caminos o estructuras tridimensionales, diseñados específicamente, por donde pueda conducirse el dispositivo móvil.

El dispositivo portátil 100 de la invención, que comprende estos medios para la detección de la intención del usuario de moverse, es aplicable y particularmente ventajoso en juegos para rehabilitación.

Estos juegos de rehabilitación tienen por lo general la información necesaria para determinar la siguiente posición del dispositivo portátil o la trayectoria a seguir por el dispositivo portátil. Pero en algunos casos se desconoce la siguiente posición o trayectoria (es decir, no es determinística) porque el paciente puede elegir entre diferentes opciones. En estos casos, es necesario detectar la intención de movimiento del usuario para determinar la siguiente posición de destino.

En este caso, la Figura 14 muestra cómo funciona la presente invención, y cómo la unidad de procesamiento interactúa con el juego.

En primer lugar se comprueba (1020) si la unidad de procesamiento ha detectado una intención de moverse por parte del usuario, en cuyo caso la unidad de procesamiento calcula (1021) un vector de intención que define una dirección de la intención de movimiento del usuario. Este vector se calcula con la intención ya calculada del usuario de moverse hacia delante o hacia atrás y de moverse hacia la izquierda o hacia la derecha, ya sea en dirección absoluta o relativa, dependiendo del propósito del juego de entrenamiento, junto con la posición y orientación del dispositivo portátil 100 sobre la superficie proporcionadas por el dispositivo de seguimiento óptico.

Por lo general, el juego ha sido previamente configurado para que tenga diferentes puntos de control (correspondientes a instantes específicos) donde podría ser necesaria la intención de movimiento del usuario. Siempre que se alcanza uno de esos puntos de control, se calcula (1022) una lista de las siguientes posiciones de destino más probables de acuerdo con el estado actual del juego y la posición y orientación actuales del dispositivo portátil 100 (es decir, todas las posibles piezas del rompecabezas que se pueden seleccionar desde esa posición).

De esa lista de posiciones de destino más probables, se realiza (1023) una selección adicional con las posiciones cuyas trayectorias lineales desde la posición actual presenten las mayores proyecciones sobre el vector de intención recibido desde la unidad de procesamiento.

De la selección realizada en la etapa anterior (1023), si quedan todavía varias opciones, se elige la que provoque el mejor movimiento de acuerdo con los fines terapéuticos. Por ejemplo, en un usuario específico es importante promover los movimientos de alcance (contra la sinergia de flexión), por lo que si existe duda entre dos posiciones, se selecciona (1024) la trayectoria con mayor proyección sobre un vector diagonal óptimo. El vector diagonal óptimo está definido por el centro del espacio de trabajo (que es la posición de reposo del brazo) y un punto situado en el rango máximo de movimiento en una dirección a 45° para un brazo derecho, o de -45° para un brazo izquierdo.

Con la trayectoria seleccionada, se ejercen sobre el dispositivo portátil 100 fuerzas de asistencia o resistencia por medio de unos accionadores interiores para que el usuario alcance la posición de destino (1025). A continuación, la unidad de procesamiento calcula (1026) la nueva posición y se repite todo el proceso.

Otros objetivos terapéuticos posibles de los ejercicios de rehabilitación son:

- Entrenamiento para la rehabilitación de la negligencia unilateral: cogiendo el objeto más lejano en el lado afectado (calculando la distancia).
- Entrenamiento para la integración de ambos lados del cuerpo: promoviendo el cruce de la línea medial en cada movimiento; es decir, cogiendo el objeto más lejano en el lado opuesto de la línea media.

La presente invención proporciona medios para involucrar activamente al paciente en el entrenamiento de rehabilitación, lo cual es un factor muy importante para maximizar la eficacia del entrenamiento.

El dispositivo portátil puede incluir celdas de carga adicionales para detectar con mayor precisión la intención de moverse del usuario. O puede incluir adicionalmente otro tipo de sensores, tales como más celdas de carga, más ángulos de articulación y/o sensores de fuerza más complejos. También es posible mejorar la detectabilidad, así como moverse en direcciones adicionales además de las direcciones absoluta y relativa con más sensores y algoritmos de inteligencia artificial (AI) tales como redes neuronales o algoritmos genéticos. Por ejemplo, además de las señales de las celdas de carga y el potenciómetro, la medición de señales EMG en el brazo y la cancelación precisa del ruido debido al temblor, basándose en un esquema de aprendizaje para cada paciente, pueden mejorar la calidad de la detección y a la vez estimar más direcciones intencionadas (tales como hacia adelante-hacia la derecha, etc.) en ambas direcciones relativa y absoluta.

La invención, obviamente, no está limitada a la una o más realizaciones específicas descritas en el presente documento, sino que también abarca cualquier variación que pueda ser considerada cualquier persona experta en la técnica (por ejemplo, en cuanto a la elección de materiales, dimensiones, componentes, configuración, etc.), dentro del alcance general de la invención según se define en las reivindicaciones.

## REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo portátil (100) para rehabilitar un miembro superior (2, 3) de un usuario (1), comprendiendo el dispositivo portátil un soporte (10) que puede moverse sobre una superficie, comprendiendo el dispositivo portátil (100) unos medios para mover el soporte sobre la superficie, comprendiendo adicionalmente el dispositivo portátil (100):
  - una primera estructura de soporte (20) para soportar un antebrazo (3) del usuario;
  - unos medios de monitorización para monitorizar el movimiento del soporte (10); en donde el dispositivo portátil comprende adicionalmente:
    - una segunda estructura de soporte (30);y en donde:
  - la primera estructura de soporte (20) está acoplada a la segunda estructura de soporte (30) por medio de una primera articulación (23) que tiene un grado de libertad de rotación coincidente con la dirección de rotación de la articulación del codo, estando la segunda estructura de soporte (30) acoplada al soporte (10) mediante una segunda articulación (33) que tiene tres grados de libertad de rotación;y en donde el dispositivo portátil (100) comprende adicionalmente:
  - unos medios de detección de fuerza (31, 32) para detectar la fuerza ejercida por un brazo del usuario sobre el soporte (10);
  - unos medios sensores de ángulos para medir el ángulo de inclinación de la primera estructura de soporte (20) con respecto a la segunda estructura de soporte (30); y
  - unos medios de procesamiento para detectar la intención de movimiento del usuario basándose en la fuerza medida por los medios de detección de fuerza (31, 32) y en el ángulo de la primera estructura de soporte (20).
2. El dispositivo portátil (100) de la reivindicación 1, en donde el único grado de libertad de rotación de la primera articulación (23) es el cabeceo.
3. El dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-2, en donde la primera estructura de soporte (20) comprende unos primeros medios de fijación (22) para fijar al menos el antebrazo (3) de un usuario.
4. El dispositivo portátil (100) de la reivindicación 3, en donde la primera estructura de soporte (20) comprende adicionalmente un segundo medio de fijación (21) para fijar una muñeca o una mano del usuario, estando el primer y el segundo medios de fijación (21, 22) situados sobre la primera estructura de soporte en unos puntos separados que definen una primera dirección (F'-B').
5. El dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en donde los medios de detección de fuerza (31, 32) están situados entre la segunda estructura de soporte (30) y el soporte (10).
6. El dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en donde los medios de detección de fuerza (31, 32) comprenden al menos dos celdas de carga (31, 32).
7. El dispositivo portátil (100) de las reivindicaciones 4 y 6, en donde las al menos dos celdas de carga (31, 32) están colocadas sobre la segunda estructura de soporte (30) paralelas a la primera dirección (F', B').
8. El dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 6-7 cuando dependen de la reivindicación 4, en donde las al menos dos celdas de carga (31, 32) están colocadas sobre el soporte simétricamente con respecto a un plano paralelo a la primera dirección (F'-B') y que contiene el primer y el segundo medios de fijación (21, 22).
9. El dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en donde los medios sensores de ángulos comprenden un potenciómetro montado en la primera articulación (23).
10. El dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-9, en donde los medios de procesamiento para detectar una intención de movimiento del usuario están configurados para determinar la intención del usuario de moverse en una primera dirección (F'-B') y en un sentido o en el opuesto, dentro de esa primera dirección, basándose en un valor del ángulo de la primera estructura de soporte (20) y su signo, respectivamente, proporcionados por los medios sensores de ángulos.
11. El dispositivo portátil (100) de la reivindicación 10, en donde los medios de procesamiento para detectar una intención de movimiento del usuario están configurados para determinar la intención del usuario de moverse en una primera dirección (F'-B') basándose en el ángulo de la primera estructura de soporte (20) y en la fuerza medida por los medios de detección de fuerza (31, 32) cuando el ángulo de la primera estructura de soporte (20) está por encima de un valor preestablecido.

- 5 12. El dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-11, en donde los medios de procesamiento para detectar una intención de movimiento del usuario están configurados para determinar la intención del usuario de moverse en una segunda dirección (L', R') basándose en la fuerza medida por los medios de detección de fuerza (31, 32).
- 10 13. El dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 10-11 y 12, en donde los medios de procesamiento están configurados para producir un vector de intención, que define una dirección de la intención de movimiento del usuario, basándose en la intención del usuario de moverse en la primera dirección (F'-B') y en la intención del usuario de moverse en una segunda dirección (L', R') y en la posición y la orientación del dispositivo portátil (100) sobre la superficie proporcionadas por los medios de monitorización.
14. Un sistema de rehabilitación para un miembro superior (2, 3) de un usuario (1), que comprende:
- 15 - el dispositivo portátil (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-13;
- una unidad remota de visualización y control; y
- una unidad de entrenamiento y evaluación, que está configurada para proporcionar una sesión de entrenamiento; en donde la unidad de entrenamiento y evaluación está configurada para determinar una posición y una orientación de destino del miembro superior del usuario basándose en un vector de intención proporcionado por los medios de procesamiento y en un conjunto de posibles posiciones de destino de la sesión de entrenamiento.
- 20

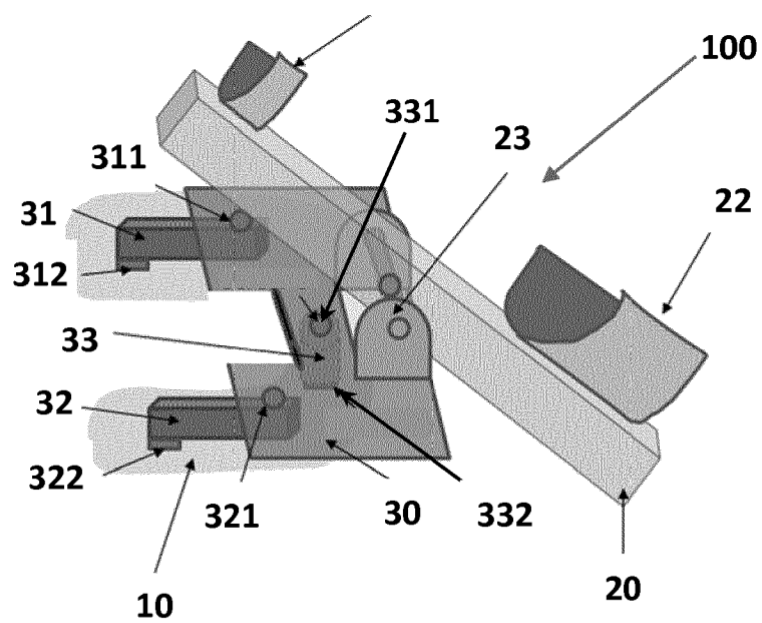


FIG. 1

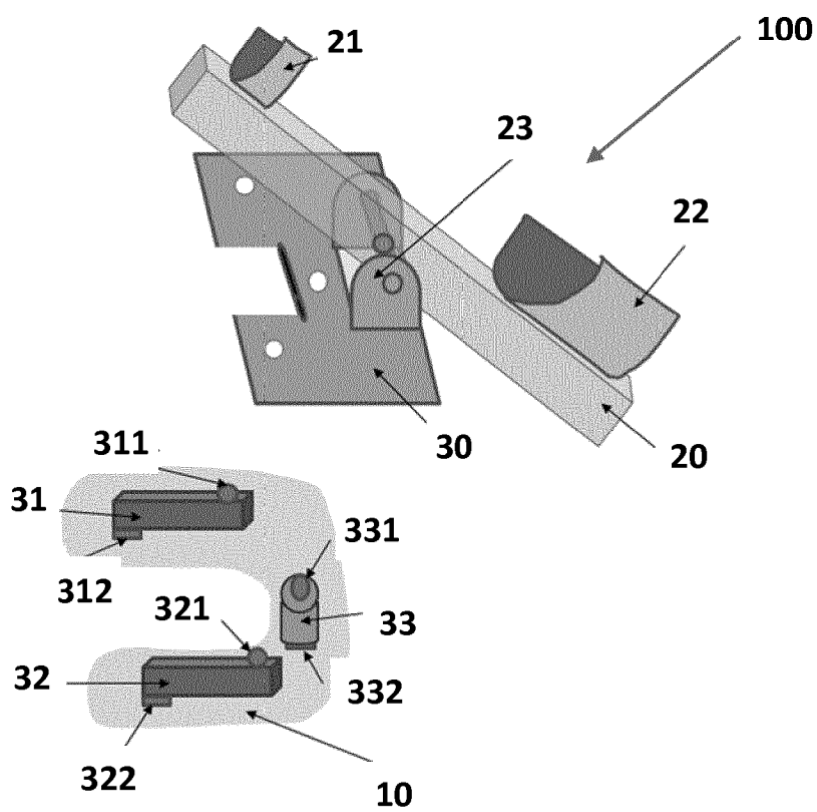


FIG. 2

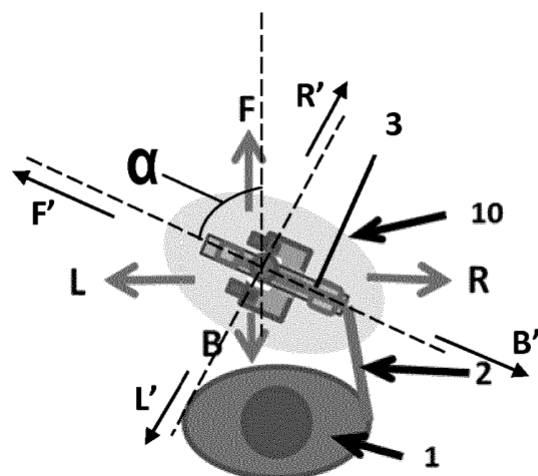


FIG. 3

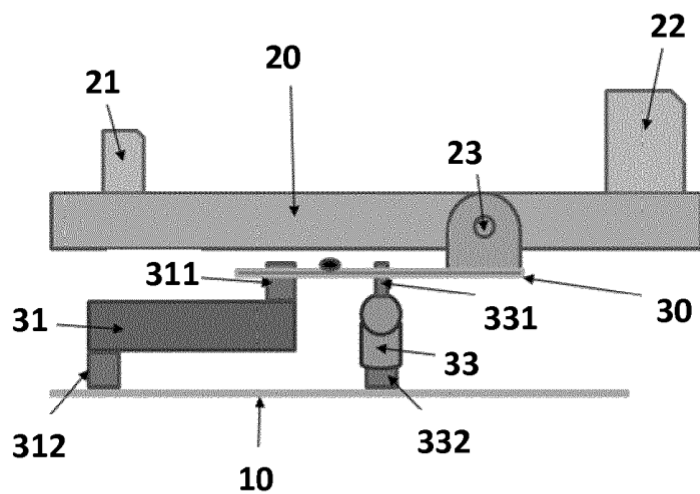


FIG. 4

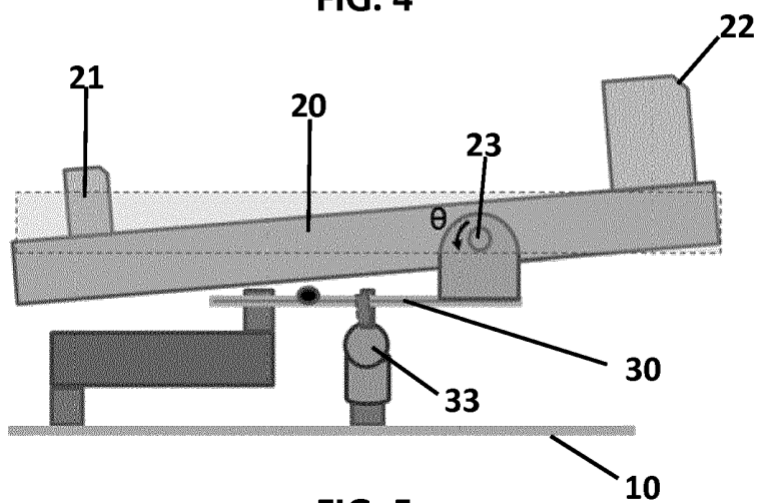


FIG. 5

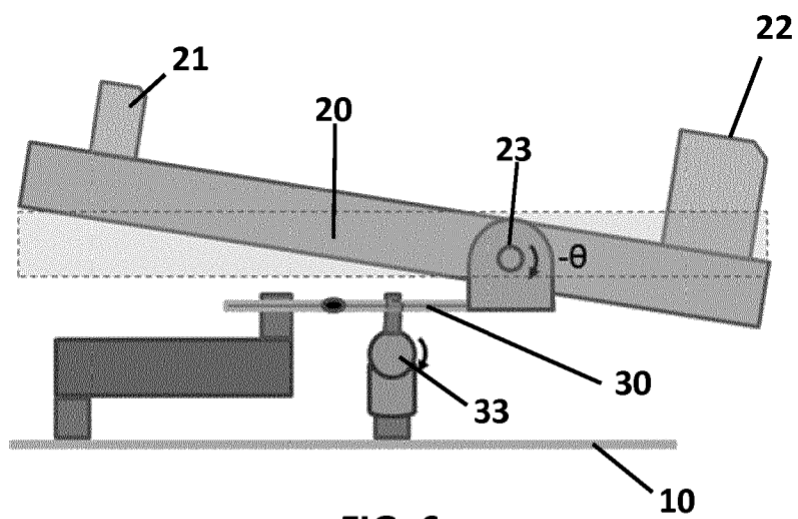


FIG. 6

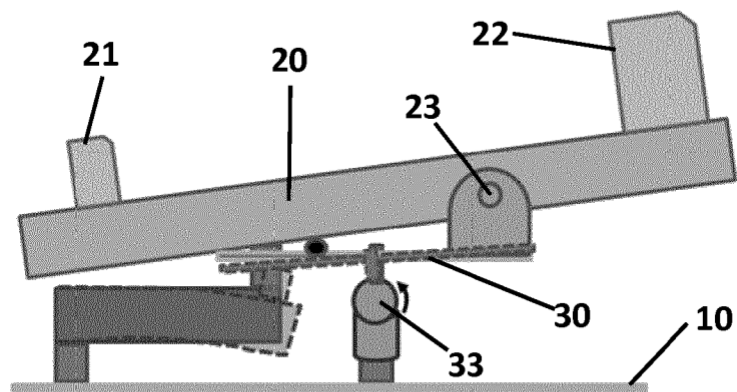


FIG. 7

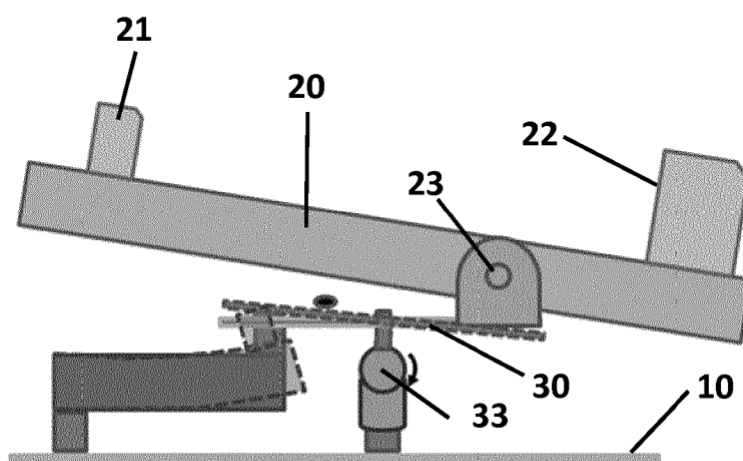


FIG. 8

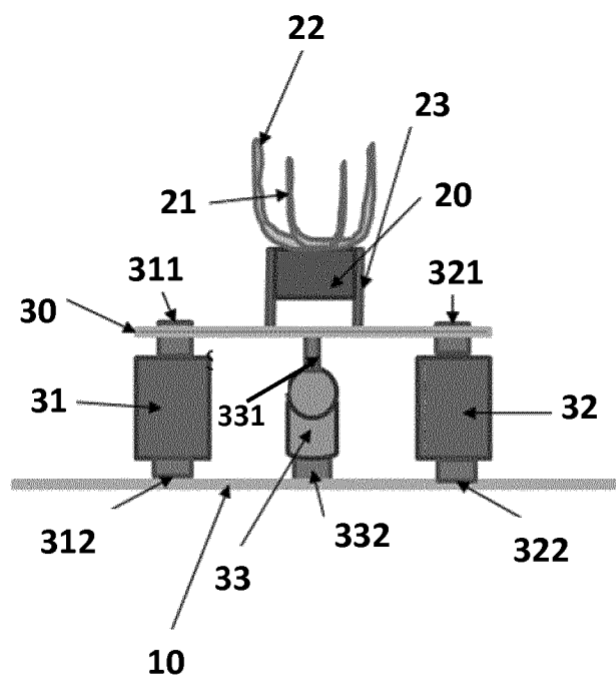


FIG. 9

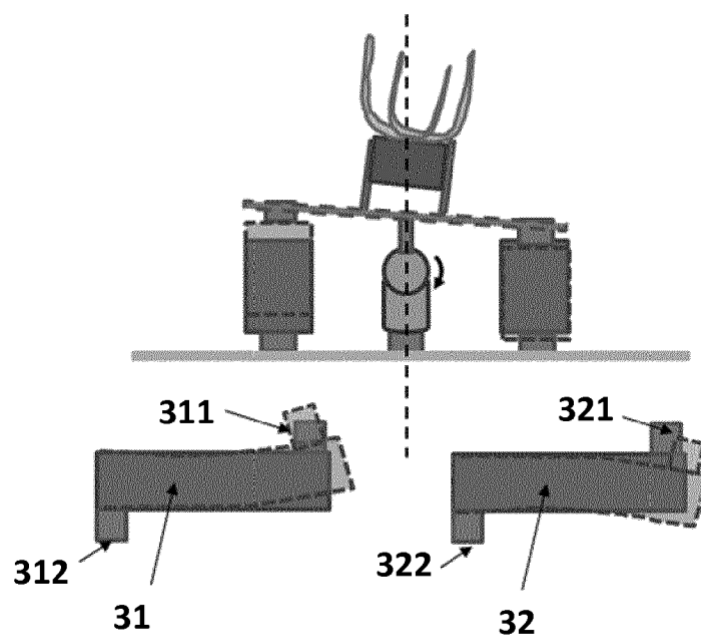


FIG. 10

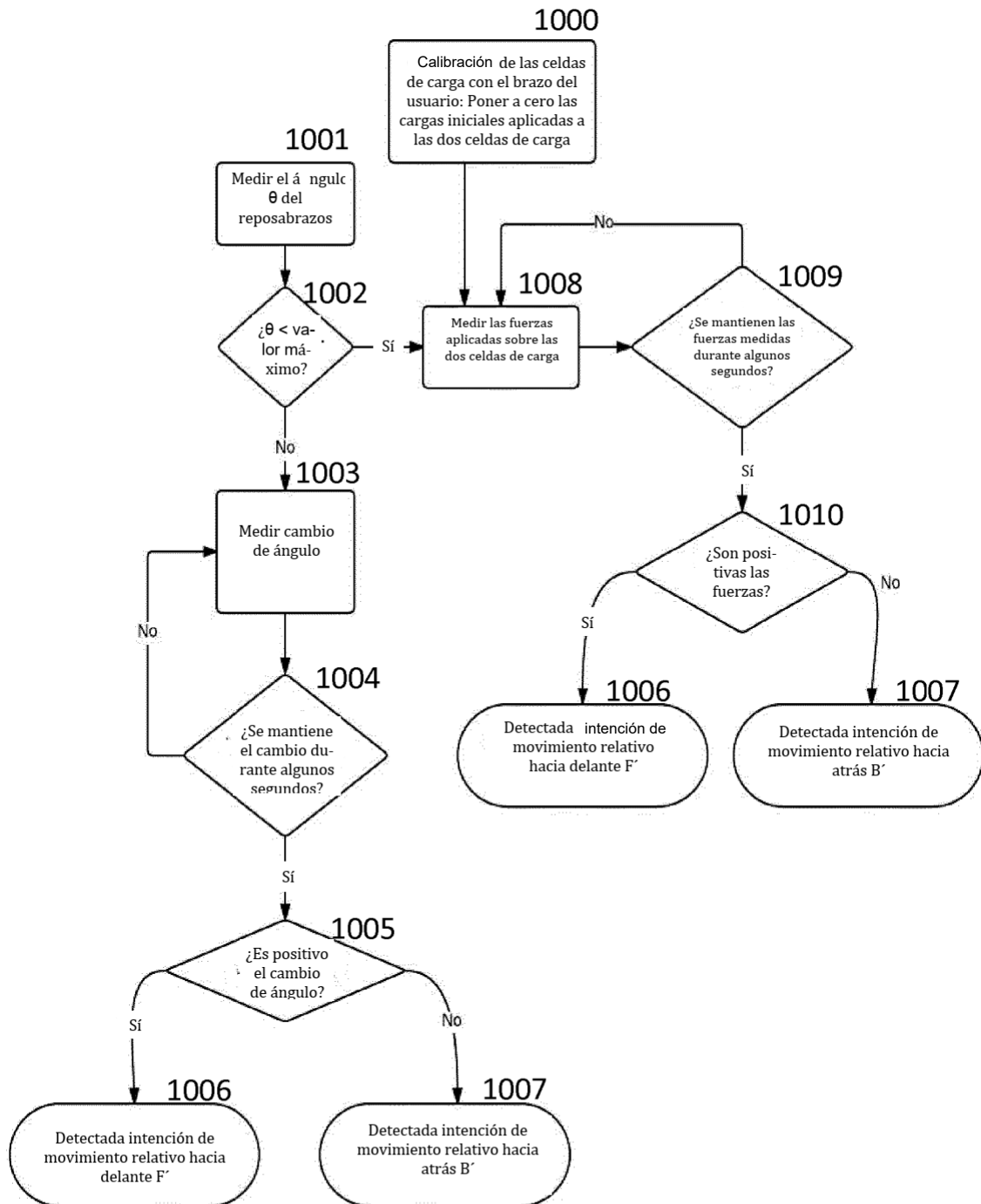


FIG. 11

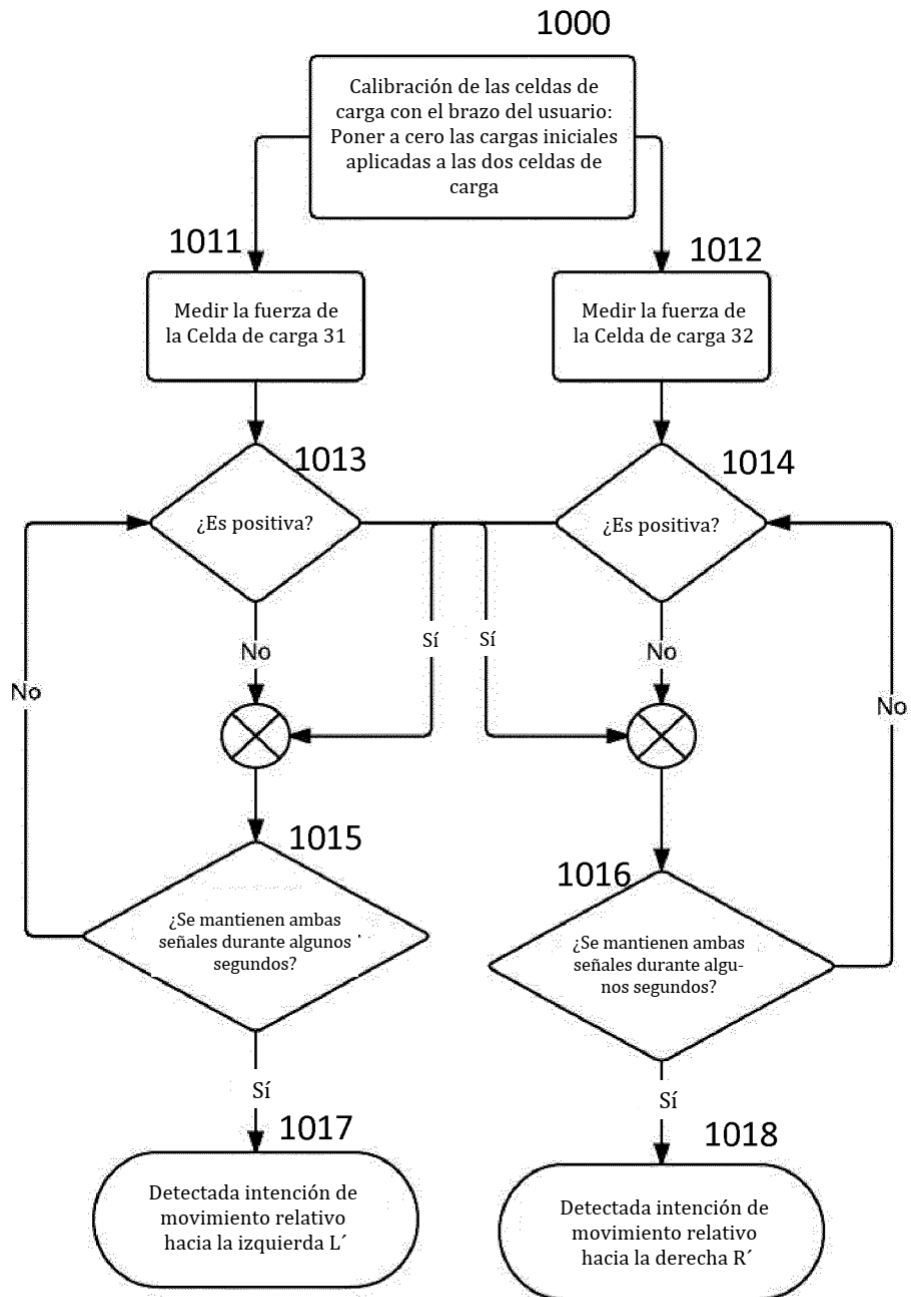


FIG. 12

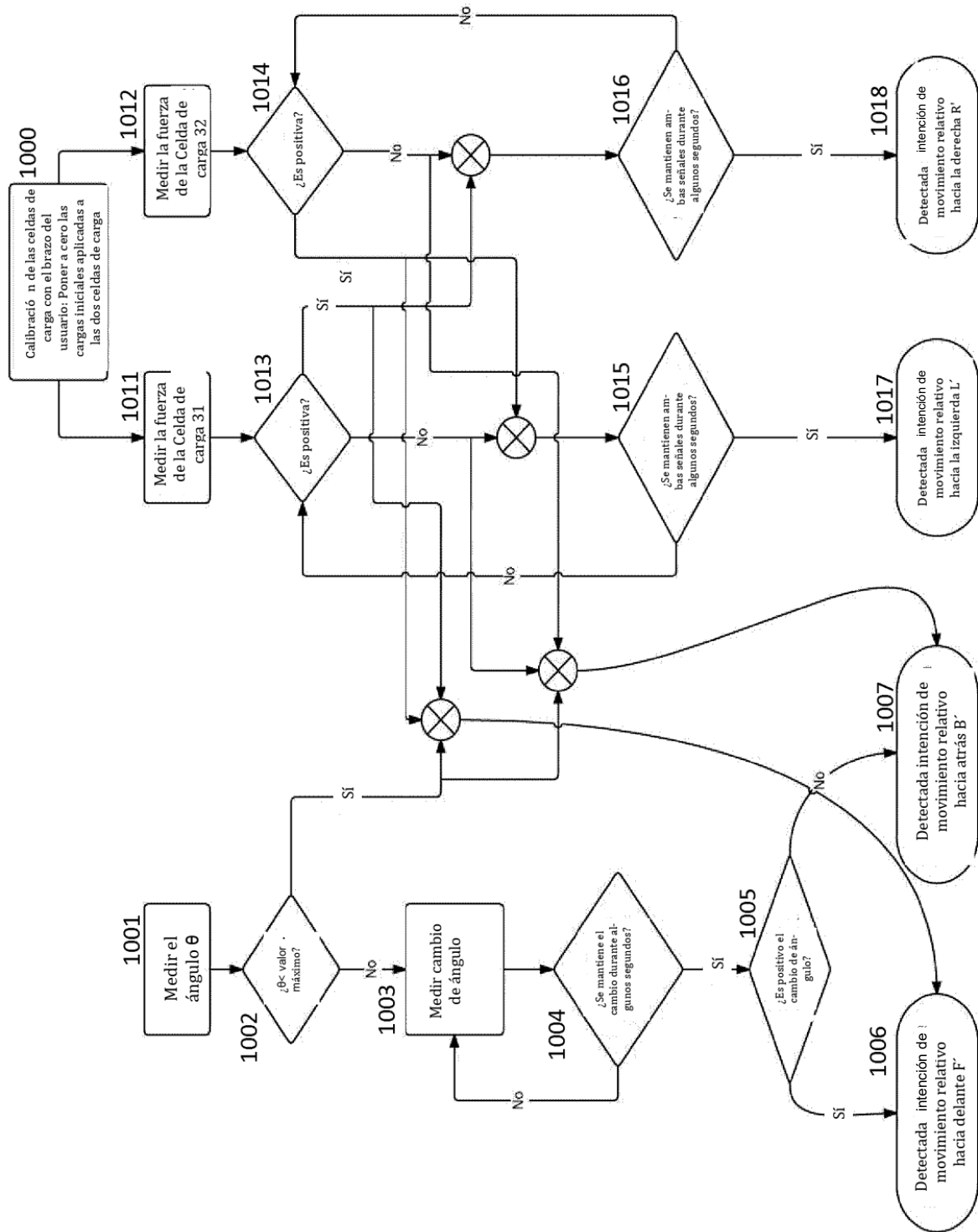


FIG. 13

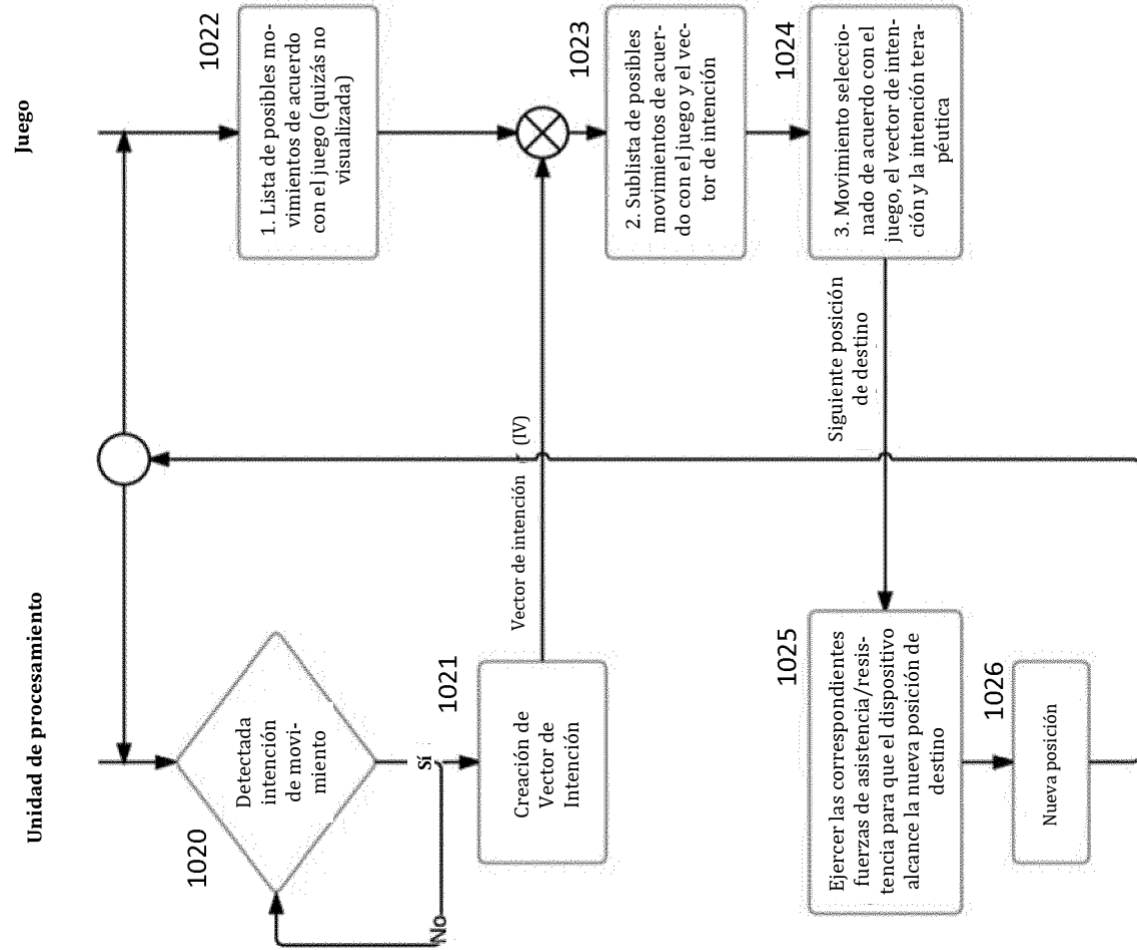


FIG. 14