

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 698 054**

51 Int. Cl.:

A61B 5/22 (2006.01)

A63B 21/002 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA MODIFICADA
TRAS OPOSICIÓN

T5

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.09.2012** **PCT/AU2012/001041**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.03.2014** **WO14032072**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.09.2012** **E 12883552 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea modificada tras oposición: **03.04.2024** **EP 2892430**

54 Título: **Aparato y método para la evaluación de los flexores de rodilla**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente modificada:
24.03.2025

73 Titular/es:

QUEENSLAND UNIVERSITY OF TECHNOLOGY
(100.00%)
Garden Point Campus2 George Street
Brisbane, QLD 4000, AU

72 Inventor/es:

SHIELD, ANTHONY JAMES y
OPAR, DAVID ANDREW

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 698 054 T5

DESCRIPCIÓN

Aparato y método para la evaluación de los flexores de rodilla

Antecedentes de la invención

La presente invención se refiere a un aparato para su uso al evaluar la resistencia de al menos un músculo flexor de rodilla de un individuo, y en un ejemplo, para evaluar al menos la resistencia de los isquiotibiales en al menos una pierna del individuo, mientras el individuo realiza una contracción excéntrica de los flexores de rodilla.

Descripción de la técnica anterior

La referencia en esta memoria descriptiva a cualquier publicación anterior (o información obtenida de la misma), o a cualquier materia que es conocida, no es, y no se debe tomar como un reconocimiento o admisión o cualquier forma de sugerencia de que la publicación anterior (o la información obtenida de la misma) o materia conocida forma parte del conocimiento general común en el campo del esfuerzo al que se refiere esta memoria descriptiva.

Las lesiones por distensión de los isquiotibiales (HSI) son comunes tanto en participantes aficionados como de élite en varios deportes, incluyendo la carrera de *sprint*, el atletismo, el fútbol y otros tipos de fútbol americano. Además, a continuación de una HSI inicial, la tasa de recurrencia en un individuo es alta, aumentando el período de recuperación que sigue a las HSI posteriores.

Se han efectuado numerosas investigaciones sobre los factores que influyen en la susceptibilidad de un individuo a una HSI, así como las circunstancias que ayudan a la recuperación de un individuo y que disminuyen los casos de recurrencia. Estudios tales como el de Arnason et al., 'Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study' (2008) 18 *Scand J Med Sci Sports*, teorizan sobre que una resistencia excéntrica aumentada de los isquiotibiales está correlacionada con una incidencia más baja de una HSI. De modo similar, el documento WO-03/094732 sugiere que períodos repetidos de ejercicio excéntrico de los isquiotibiales pueden disminuir la susceptibilidad de un individuo a una HSI y, en relación con esto, el documento WO-03/094732 proporciona un aparato a modo de ejemplo para realizar ejercicios excéntricos, incluyendo una placa almohadillada y unas correas para los tobillos.

A pesar de las conclusiones sacadas de estos estudios, no se usan ampliamente los métodos y aparatos existentes para evaluar cuantitativamente la resistencia de los músculos flexores de rodilla, tal como la resistencia de los isquiotibiales, debido a varias limitaciones intrínsecas. Por ejemplo, el aparato estándar de referencia actual para realizar una evaluación de la resistencia de los isquiotibiales es típicamente un dinamómetro isocinético con base en laboratorio. Durante la evaluación, un individuo se sienta, o se tumba decúbito prono, con un tobillo asegurado a un brazo giratorio de manera que se detecta el par aplicado mediante la pierna tras hacer girar el brazo, mientras que el dinamómetro restringe la velocidad de rotación máxima. Sin embargo, los dinamómetros isocinéticos son caros, requieren operarios experimentados, tienen portabilidad limitada y requieren un tiempo significativo para evaluar independientemente cada pierna de un individuo. Así, se usan en gran medida con fines de investigación y solo ocasionalmente por atletas de élite o equipos deportivos para evaluar a los jugadores con un riesgo más alto de una HSI, o para supervisar el progreso de la rehabilitación. Además, existe una percepción, entre parte del personal de apoyo deportivo, relativa a que la propia dinamometría isocinética plantea un riesgo de lesión.

El documento WO-03/094732 describe un aparato para evaluar la susceptibilidad de un músculo a dañarse durante una contracción excéntrica, que incluye un dispositivo de medición de par para obtener mediciones de par generadas por el músculo en diferentes ángulos de extensión. Un ordenador conectado al dispositivo de medición de par recibe y procesa las mediciones de par y evalúa la susceptibilidad a dañarse, usando un software informático. El software informático incluye un componente de recepción de datos para recibir mediciones del par generado por el músculo en diferentes ángulos de extensión, un componente de datos de comparación para almacenar datos de comparación representativos de las mediciones esperadas para el par que se generaría si el músculo no fuera susceptible a dañarse durante una contracción excéntrica y un componente de evaluación para comparar las mediciones recibidas con los datos de comparación a fin de identificar las diferencias en las mediciones del par en los mismos ángulos de extensión.

El documento US-2010/125027 describe un dispositivo de ejercicios portátil para realizar ejercicios de abdominales. Un sensor de presión está acoplado a una parte de pedal para determinar una presión aplicada por un pie sobre la parte de pedal. El sensor de presión está dispuesto debajo de la parte de pedal. Un contador está acoplado operativamente al sensor de presión para determinar el número de ejercicios de abdominales realizados.

El documento US-5.662.591 enseña un aparato para medir la resistencia de una extremidad de un paciente y para realizar ejercicios de fisioterapia a fin de reforzar dicha extremidad. El dispositivo incluye un par de elementos de apriete pivotantes que tienen, cada uno de ellos, un extremo para conectar los elementos de apriete pivotantes a un objeto sólido, tal como una mesa de fisioterapia o una cama de hospital. Un segundo extremo de cada elemento de apriete pivotante recibe de modo ajustable un primer miembro de armazón de un armazón usual de tracción o carga. Esta disposición permite un movimiento de rotación y traslación del primer miembro de armazón retenido por el elemento de apriete pivotante con relación a cada elemento de apriete pivotante para permitir que el armazón se

sitúe en una posición y una orientación deseadas con relación a la extremidad a ensayar del paciente. Un segundo miembro de armazón está conectado de modo ajustable a los dos primeros miembros de armazón mediante una pareja de bridas ajustables. Un miembro de acoplamiento a extremidades, que tiene un transductor de fuerza situado en el mismo, se usa tanto para acoplar la extremidad a ensayar del paciente como para detectar una fuerza transmitida entre la extremidad de un paciente y el miembro de acoplamiento a extremidades. El transductor de fuerza produce una salida que es representativa de la fuerza producida, que puede visualizarse en un medidor de panel digital.

En el documento US-3.285.070, la invención se refiere a un aparato adaptado para usar en un programa de desarrollo físico y/o rehabilitación. Más particularmente, la invención se refiere a un aparato para evaluar y aumentar la resistencia de diversos músculos y conjuntos de músculos del cuerpo humano.

En el documento US-3.374.675, la invención se refiere a ergómetros o aparatos de ensayo musculares isométricos y, más particularmente, a tales dispositivos en los que la resistencia muscular del movimiento físico se puede ensayar entre una articulación inicial de movimiento de un miembro de cuerpo y la extremidad o al menos otra parte separada del miembro de cuerpo, cuyos músculos se están ensayando. Tal ensayo en el cuerpo humano se denomina a veces ensayo muscular isométrico, y dos ejemplos de su uso más general son el ensayo de músculos en la práctica de la fisioterapia y en los procedimientos de ejercicio físico.

El documento US-4.889.108 describe un sistema de ejercicio y diagnóstico muscular que incluye un brazo de palanca, una disposición de montaje, a fin de montar el brazo de palanca para su rotación alrededor de un eje fijo, y una disposición de conexión, a fin de conectar una parte seleccionada del cuerpo humano al brazo de palanca para su rotación alrededor de un eje anatómico de rotación seleccionado. La disposición de conexión proporciona un montaje tangencial y deslizante fijo para permitir un movimiento radial libre del punto de fijación del paciente con relación al eje de rotación del brazo de palanca. Una disposición de control de velocidades acoplada al brazo de palanca limita la velocidad de acuerdo con una función de control de velocidades preseleccionada. La distancia radial desde el punto de fijación hasta el eje de rotación se mide y se usa en la función de control de velocidades. Se fijan los límites del intervalo de movimiento, en una realización, por medio de un potenciómetro para cada posición límite y por un botón pulsador y una disposición de almacenamiento de límites en otra realización.

El documento US-4.909.262 enseña un aparato que utiliza un mecanismo de apriete para sujetar una extremidad corporal rotatoria. Un brazo mecánico está unido al mecanismo de apriete y está conectado a rotación con un miembro de pivotamiento. La rotación angular del brazo mecánico alrededor del miembro de pivotamiento se mide simultáneamente con la fuerza ejercida mediante la extremidad corporal rotatoria sobre el mecanismo de apriete. Un calibre de deformación está unido al mecanismo de apriete para proporcionar tal medición de fuerza.

Se apreciará que las invenciones anteriormente mencionadas adolecen de varias desventajas, que incluyen un tamaño o peso sustancial que impide la portabilidad y unos tiempos de evaluación significativos que excluyen los cribados en masa, por ejemplo, de equipos deportivos completos. Además, los métodos y aparatos previos no han logrado proporcionar una evaluación simultánea de la resistencia de los isquiotibiales en ambas piernas, independientemente, durante un ejercicio bilateral, o una evaluación combinada de la resistencia de los isquiotibiales en ambas piernas durante un ejercicio bilateral. Adicionalmente, las técnicas existentes tienen una fiabilidad y una repetibilidad cuestionables de mediciones de desequilibrios de resistencia entre ambas extremidades.

Compendio de la presente invención

La presente invención busca cómo mejorar uno o más de los problemas asociados con la técnica anterior. La invención está definida por el conjunto de reivindicaciones adjunto.

Breve descripción de los dibujos

Se describirá a continuación un ejemplo de la presente invención con referencia a los dibujos que se acompañan, en los que:

las Figuras 1A a 1C son dibujos esquemáticos de una vista en planta, lateral y en perspectiva de un primer ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo;

las Figuras 1D a 1F son dibujos esquemáticos de un primer ejemplo de un individuo que realiza una contracción excéntrica de al menos un flexor de rodilla usando el aparato;

las Figuras 2A a 2E son diagramas esquemáticos de varios ejemplos de un soporte;

la Figura 3A es un diagrama esquemático de un ejemplo de un miembro de aseguramiento y un sensor;

la Figura 3B es un diagrama esquemático de un ejemplo adicional de un miembro de aseguramiento;

las Figuras 3C a 3F son diagramas esquemáticos de ejemplos adicionales de un miembro de aseguramiento y un sensor, que incluye un acoplamiento desplazable;

las Figuras 3G y 3H son diagramas esquemáticos de ejemplos adicionales de un miembro de aseguramiento y un sensor;

5 las Figuras 4A y 4B son diagramas esquemáticos de una vista lateral y desde abajo de un segundo ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, que incluye una parte extensible;

las Figuras 4C y 4D son diagramas esquemáticos de un tercer ejemplo de un aparato que incluye miembros de aseguramiento montados de modo desplazable en un soporte;

las Figuras 4E a 4G son diagramas esquemáticos de un cuarto, quinto y sexto ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, que incluye una parte extensible;

10 la Figura 4H es un diagrama esquemático de un séptimo ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, que incluye dos partes extensibles;

las Figuras 5A y 5B son diagramas esquemáticos de una vista lateral de un octavo ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, que incluye un miembro de ángulo ajustable;

15 la Figura 5C es un diagrama esquemático de una vista en perspectiva adicional del octavo ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, que incluye un miembro de ángulo ajustable;

las Figuras 6A y 6B son diagramas esquemáticos de un noveno ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, incluyendo el aparato una parte extensible acoplada de modo articulado;

20 la Figura 6C es un diagrama esquemático de un ejemplo adicional de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, incluyendo el aparato una parte extensible acoplada de modo articulado;

las Figuras 7A y 7B son diagramas esquemáticos de un décimo ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, incluyendo el aparato unas patas desplazables;

25 las Figuras 8A y 8B son diagramas esquemáticos de un undécimo ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, incluyendo el aparato un soporte elevado;

las Figuras 9A a 9G son diagramas esquemáticos de los ejemplos doce a diecisiete de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, incluyendo el aparato unos soportes ajustables independientemente;

30 las Figuras 10A, 10B y 10C son diagramas esquemáticos de los ejemplos dieciocho a veinte de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo, incluyendo el aparato un sensor de ángulo;

la Figura 11 es un diagrama esquemático de un ejemplo de un dispositivo de procesamiento electrónico; y,

la Figura 12 es un diagrama de flujo de un segundo ejemplo de un método para evaluar la resistencia de los flexores de rodilla de un individuo; y,

35 las Figuras 13A a 13C son gráficos de la fuerza, el ángulo y la velocidad angular medidos para un individuo que experimenta una contracción excéntrica de los flexores de rodilla.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Un ejemplo de un aparato para su uso al evaluar la resistencia de al menos un músculo flexor de rodilla de un individuo se describirá a continuación con referencia a las Figuras 1A a 1F.

40 En este ejemplo, el aparato 100 incluye un soporte 110 y dos miembros de aseguramiento 121, 122, que aseguran, en uso, una parte de pierna inferior respectiva del individuo S, en una posición que es sustancialmente fija con relación al soporte 110.

El aparato 100 incluye además dos sensores 130.1, 130.2, que detectan, en uso, una fuerza indicativa de la resistencia de al menos un músculo flexor de rodilla en una o ambas piernas del individuo S, mientras dicho individuo S realiza una contracción excéntrica de dicho al menos un músculo flexor de rodilla.

45 Se debe señalar que los músculos flexores de rodilla incluyen típicamente los tres músculos isquiotibiales principales; semitendinoso, semimembranoso y bíceps femoral, así como los flexores de rodilla menores, sartorio, gastronecnio y recto interno. Por facilidad, la siguiente descripción hará referencia principalmente a medir la resistencia de los isquiotibiales. Sin embargo, se apreciará que las técnicas pueden aplicarse a medir uno cualquiera o más de los músculos flexores de rodilla y que la referencia a los isquiotibiales no está destinada a ser limitativa.

Las Figuras 1D a 1F muestran un individuo S que realiza una contracción excéntrica de al menos un isquiotibial usando el aparato 100. En relación con esto, la Figura 1D muestra el individuo S en una posición arrodillada inicial antes de comenzar la contracción, en la que las partes de pierna inferiores del individuo se aseguran usando los miembros de aseguramiento 121, 122 respectivos, en una posición que es, en uso, sustancialmente fija con relación al soporte. El individuo S procede posteriormente a bajar la parte superior de su cuerpo hacia el soporte 110 de manera controlada, al tiempo que mantiene sustancialmente la alineación de las partes de pierna superiores o los muslos y el torso, como se muestra en la Figura 1E. La Figura 1F muestra una posición final, con el individuo S tumbado sustancialmente decúbito prono sobre el soporte 110. Se apreciará que la contracción excéntrica anteriormente mencionada se denomina típicamente el 'ejercicio de isquiotibiales nórdico', el '*curl* nórdico', o similar.

Por consiguiente, la disposición anteriormente descrita proporciona un aparato 100 para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S, en el que la fuerza ejercida en la parte de pierna inferior del individuo S mientras realiza una contracción excéntrica de al menos los isquiotibiales es indicativa de la resistencia de dichos isquiotibiales. A este respecto, el aparato 100 se puede utilizar para supervisar la resistencia de los isquiotibiales, incluyendo cualquier cambio en la resistencia de los isquiotibiales con el paso del tiempo, por ejemplo, para detectar los precursores de lesión tales como las diferencias de resistencia temporales, los desequilibrios entre ambas piernas en reposo (es decir, no cansadas) o en respuesta a la fatiga, para supervisar el progreso en la rehabilitación, para supervisar el progreso durante el entrenamiento de resistencia o para analizarlo comparativamente frente a una población. Adicional o alternativamente, el aparato 100 se puede usar también para reforzar los isquiotibiales, por ejemplo, realizando repeticiones de una contracción excéntrica de los isquiotibiales usando el aparato 100, tal como se muestra en las Figuras 1D a 1F.

Típicamente, la resistencia de los isquiotibiales se evalúa usando un gran dinamómetro isocinético típicamente con base en laboratorio, que es caro y requiere personal altamente especializado para supervisar el procedimiento de evaluación. En contraste a esto, el aparato 100 se puede fabricar fácilmente, permaneciendo así bajos los costes de fabricación, lo que da como resultado una disposición eficaz desde el punto de vista económico para evaluar la resistencia de los isquiotibiales. Adicionalmente, el aparato 100 permite que los usuarios no técnicos usen y supervisen fácil y eficazmente dicho aparato 100.

Además, el aparato 100 es portátil y se puede transportar fácilmente. Se apreciará que la portabilidad permite que los individuos, tales como los miembros de un equipo deportivo, transporten fácilmente el aparato 100 en un viaje, hasta/desde distintas pruebas, sesiones de entrenamiento, o similares, en un autobús de equipo, un avión, un tren, un coche, o similar. Además, se apreciará que el aparato 100 puede ser también modular para aumentar la portabilidad. Por consiguiente, los miembros de aseguramiento 121, 122 y/o dichos uno o más sensores 130.1, 130.2 se pueden disponer separadamente en el soporte 110 y/o conjuntamente, y se pueden montar o desmontar fácilmente. Sin embargo, esta característica no es esencial.

Se apreciará también que el aparato 100, que incluye dos sensores 130.1, 130.2, permite la evaluación de la resistencia isquiotibial de ambos isquiotibiales de un individuo S, al mismo tiempo. Por consiguiente, los sensores 130.1, 130.2 pueden detectar la fuerza indicativa de al menos la resistencia de los isquiotibiales en cada pierna del individuo S simultáneamente. A este respecto, la evaluación puede realizarse en un tiempo significativamente menor que los métodos existentes, por ejemplo la dinamometría isocinética, que está limitada a evaluar los isquiotibiales de las piernas opuestas en momentos diferentes. También, el aparato parece que proporciona una sensibilidad y una fiabilidad mejoradas para la evaluación de desequilibrios de resistencia entre ambas extremidades en comparación con las técnicas existentes. Esto reduce el tiempo requerido para evaluar a un individuo S, lo que permite que la evaluación de la resistencia de los isquiotibiales llegue a ser accesible para equipos deportivos completos como parte de las evaluaciones de salud y estado físico regulares. En este ejemplo, se muestran dos sensores 130.1, 130.2, sin embargo, esto no es esencial y se puede usar cualquier número de sensores, incluyendo un único sensor, para supervisar la fuerza en una pierna, o se puede usar alternativamente un único sensor para supervisar la resistencia combinada de los isquiotibiales de ambas piernas.

En este ejemplo, una contracción excéntrica de al menos los isquiotibiales de un individuo S se muestra en las Figuras 1D a 1F, sin embargo, se apreciará que puede realizarse cualquier ejercicio adecuado que incluya una contracción excéntrica de los isquiotibiales. Por ejemplo, la cadera del individuo puede estar situada de modo distinto, de manera que la contracción excéntrica se realiza con la cadera y el tronco del individuo flexionados hacia delante. Sin embargo, esto no es esencial, y aunque en este ejemplo el aparato 100 es para su uso durante una contracción excéntrica de al menos los isquiotibiales de un individuo S, se apreciará que el aparato 100 se puede usar para medir otros músculos o grupos de músculos mientras se realizan otros tipos de contracciones musculares. Por ejemplo, el aparato 100 se puede usar para evaluar cualquier músculo o grupo de músculos adecuado, tal como el flexor de rodilla, el flexor de cadera, el extensor de rodilla, el cuádriceps, o similar. A este respecto, la evaluación puede realizarse durante una contracción excéntrica, isométrica o concéntrica, o similar, del músculo o grupo de músculos respectivo.

En un ejemplo adicional, el aparato 100 se puede usar al evaluar la resistencia de los isquiotibiales, mientras el individuo S realiza una contracción concéntrica de al menos los isquiotibiales. La contracción concéntrica de los isquiotibiales puede incluir que el individuo S esté dispuesto en una posición inicial sustancialmente decúbito prono, por ejemplo como se muestra en la Figura 1F, en la que las partes de pierna inferiores del individuo se aseguran

usando los miembros de aseguramiento 121, 122 respectivos, en una posición que es, en uso, sustancialmente fija con relación al soporte. El individuo S procede posteriormente a levantar la parte superior de su cuerpo hacia el soporte 110 de manera controlada, al tiempo que mantiene sustancialmente la alineación de las partes de pierna superiores o los muslos y el torso, como se muestra en la Figura 1E. La Figura 1D muestra una posición final, con el individuo S arrodillado sustancialmente sobre el soporte 110. Sin embargo, este ejercicio no es esencial, y puede realizarse cualquier ejercicio adecuado para evaluar cualquier músculo o grupo de músculos adecuado.

Por consiguiente, lo anterior proporciona un aparato 100 para su uso al evaluar la resistencia muscular de un individuo S, que incluye un soporte 110 y dos miembros de aseguramiento 121, 122, para restringir el movimiento de una parte de pierna inferior respectiva del individuo S con relación al soporte 110. El aparato 100 incluye además uno o más sensores 130.1, 130.2, que detectan, en uso, una fuerza indicativa de la resistencia muscular mientras el individuo S realiza un ejercicio de los músculos, ejerciéndose con el ejercicio al menos algo de fuerza sobre el sensor 130.1, 130.2.

Se describirán a continuación varias características adicionales.

En otro ejemplo, cada sensor 130.1, 130.2 está acoplado a un miembro de aseguramiento 121, 122 respectivo que asegura los tobillos de un individuo S con relación al soporte 110 y, por consiguiente, la fuerza detectada en dichos tobillos es indicativa de la resistencia de los isquiotibiales. Sin embargo, esta característica no es esencial y se apreciará que los sensores 130.1, 130.2 pueden detectar una fuerza ejercida en cualquier zona de la parte de pierna inferior, por ejemplo bajo las rodillas del individuo S.

Además, la evaluación de la resistencia de los isquiotibiales puede ocurrir durante una contracción o contracciones unilaterales o bilaterales de dichos isquiotibiales. Por ejemplo, durante una contracción bilateral, se pueden usar dos sensores 130.1, 130.2 para detectar la fuerza en cada pierna del individuo simultáneamente o en momentos diferentes, o alternativamente se puede usar un único sensor 130.1, 130.2 para detectar la fuerza en cualquier pierna o en ambas. Durante una contracción unilateral, el aparato puede incluir un sensor 130.1, 130.2 que es intercambiable entre las partes de pierna inferiores del individuo, volviendo a situar el sensor 130.1, 130.2 y/o los miembros de aseguramiento 121, 122 y/o el individuo S con relación al soporte 110, de manera que se puede evaluar secuencialmente la resistencia de los isquiotibiales en ambas piernas. Sin embargo, esta característica no es esencial.

Se apreciará que el aparato 100 se puede usar para evaluar la resistencia de los isquiotibiales, incluyendo la evaluación del desequilibrio, la fatiga (o la fatigabilidad), la mejora, la rehabilitación, el análisis comparativo, entre ambas piernas, o similar, y esto se describirá con más detalle en lo que sigue. Además, el aparato 100 se puede usar junto con otros equipos o procedimientos de diagnóstico, experimentales o complementarios, por ejemplo la electromiografía (EMG) para evaluar la actividad eléctrica en los músculos esqueléticos, o similares, sin embargo, esto no es esencial.

Adicional o alternativamente, el aparato 100 se puede usar para refuerzo muscular, por ejemplo, por el individuo S realizando repetidamente la contracción excéntrica de al menos los isquiotibiales usando el aparato 100.

En un ejemplo, el soporte 110 es alargado y los miembros de aseguramiento 121, 122 están dispuestos en un primer extremo, y un segundo extremo soporta un peso del individuo S. Sin embargo, esto no es esencial, y el soporte 110 puede tener cualquier forma adecuada, como se describe con más detalle en lo que sigue.

Varios ejemplos adicionales del soporte 110 se muestran en las Figuras 2A a 2D. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.

Las Figuras 2A a 2E muestran ejemplos adicionales de un soporte 110. En la Figura 2A, el soporte incluye además dos miembros de aseguramiento 121, 122 para asegurar una parte de pierna inferior respectiva del individuo S, en una posición que es, en uso, sustancialmente fija con relación al soporte 110. No se muestran dichos uno o más sensores 130.1, 130.2. En las Figuras 2B a 2D, no se muestran los miembros de aseguramiento 121, 122 ni uno o más sensores 130.1, 130.2.

A este respecto, el soporte 110 puede incluir cualquier forma adecuada, incluyendo ovalada, circular, poligonal, cuadrada, rectangular, ergonómica, o similar. Además, el soporte 110 puede estar compuesto por cualquier material adecuado para soportar el peso de al menos parte del individuo S, tal como madera, tablero de fibra de densidad media (MDF), plástico, fibra de vidrio, polímero reforzado con fibra de carbono (CFRP), aluminio, o similar.

En la Figura 2E, el soporte 110 incluye un perfil escalonado, de manera que el soporte de rodilla 201 está dispuesto sobre una parte más alta del soporte 110 y los sensores 130.1, 130.2 están acoplados a una parte más baja del soporte 100. Se apreciará que esto permite que las partes de pierna inferiores del individuo S estén dispuestas sustancialmente paralelas al soporte 110, cuando cada miembro de aseguramiento 121, 122 asegura una parte de pierna inferior respectiva del individuo S, en una posición que es, en uso, sustancialmente fija con relación al soporte 110. Sin embargo, esta característica no es esencial, y el soporte puede incluir cualquier perfil adecuado, incluyendo un perfil que sea uniforme, graduado, o similar.

Se apreciará también que, aunque se muestra un único soporte unitario, esto es solamente para facilitar su ilustración y que, en la práctica, el soporte podría estar formado a partir de múltiples miembros de soporte, que pueden o no pueden estar interconectados. En un ejemplo, el soporte podría incluir dos miembros de soporte paralelos, cada uno de los cuales sería para acoplar a un miembro de aseguramiento respectivo.

- 5 En estos ejemplos, cada soporte 110 incluye uno o más soportes de rodilla 201, 202 que soportan una o más rodillas del individuo S, y que protegen, en uso, las rodillas del individuo de lesión, daño, dolor, o similar. Por consiguiente, los soportes de rodilla 201, 202 pueden estar compuestos por cualquier material adecuado, incluyendo espuma, caucho, tela, o similar.

- 10 Se apreciará que los soportes de rodilla 201, 202 pueden estar montados de modo desplazable en el soporte 110. Individuos S de tamaños diferentes, y en particular de alturas diferentes, presentarán una varianza en la distancia entre su rodilla y su parte de pierna inferior respectiva, sobre la que se asegura el miembro de aseguramiento 121, 122. Por consiguiente, los soportes de rodilla 201, 202 pueden estar montados de modo desplazable, por ejemplo, para ajustar la distancia desde los miembros de aseguramiento 121, 122, la distancia entre los soportes de rodilla 201, 202 respectivos, el ángulo de los soportes de rodilla 201, 202, o similar, para que resulten adecuados a un individuo S particular. Por consiguiente, el montaje desplazable puede incluir cualquier montaje adecuado, tal como carriles de guía, montajes semirrígidos, o similares. Sin embargo, esta característica no es esencial y, alternativamente, los atletas de élite pueden tener un aparato 100 hecho a la medida, o los soportes de rodilla 201, 202 pueden estar suficientemente dimensionados para adaptarse a un intervalo de individuos S de tamaños diferentes.

- 20 Varios ejemplos adicionales de los miembros de aseguramiento 121, 122 se muestran en las Figuras 3A a 3H. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.

- 25 La Figura 3A muestra un ejemplo del miembro de aseguramiento 121 acoplado a un sensor 130. A este respecto, el acoplamiento incluye un miembro 321 en forma de "C" y un elemento de sujeción 322, por ejemplo un perno, un tornillo, un clavo, o similar, sin embargo, se apreciará que se puede usar cualquier acoplamiento adecuado. Además, el miembro de aseguramiento 121 incluye un manguito desmontable, con una sujeción tal como un Velcro™, unos botones, una cremallera, o similares, de manera que el manguito recibe la parte de pierna inferior del individuo S, sin embargo, se puede usar cualquier miembro de aseguramiento 121 adecuado, como se describirá con más detalle en lo que sigue.

- 30 En la Figura 3B, se muestra un ejemplo adicional del miembro de aseguramiento 121, que incluye un cuerpo flexible y/o arqueado. Se apreciará que, en este ejemplo, el miembro de aseguramiento está asegurado al sensor 130, como se muestra en la Figura 3C, usando uno o más acoplamientos, que permiten, en uso, que el individuo S coloque su parte de pierna inferior directamente a través del cuerpo y/o requiera la separación/fijación de al menos un acoplamiento. Sin embargo, se apreciará que esta característica no es esencial, y se puede usar cualquier miembro de aseguramiento 121 adecuado, por ejemplo, un manguito, un elemento para atar, una correa, un miembro en forma de "C" semirrígido, por ejemplo como se muestra en las Figuras 3E y 3F, que permite facilitar el aseguramiento y la separación del aseguramiento de una parte de pierna inferior, o similar.

- 35 Las Figuras 3C a 3F muestran cuatro ejemplos de un miembro de aseguramiento 121, acoplado a un sensor 130. Se apreciará que esto puede conseguirse usando cualquier medio adecuado, incluyendo un miembro 321 en forma de "D", como se muestra en la Figura 3C, o un miembro 321 en forma de "C", como se muestra en la Figura 3D, y un elemento de sujeción 322. Alternativamente, el sensor 130 puede estar incluido en el miembro de aseguramiento 121, como se muestra en las Figuras 3E y 3F, o el miembro de aseguramiento 121 puede estar acoplado directamente al sensor 130 o acoplado mediante un elemento para atar, un tornillo, un perno, adhesivo, o similar. Se apreciará también que la disposición en las Figuras 3E y 3F puede permitir que el sensor detecte cualquiera o ambas fuerzas de compresión y tracción, por ejemplo dependiendo del ejercicio que se está realizando. Sin embargo, esta característica no es esencial.

- 40 En estos ejemplos, el sensor 130 incluye cualquier sensor adecuado, incluyendo una célula de carga, una placa de fuerza, un sensor de fuerza piezorresistivo, un calibre de deformación, un calibre de presión hidráulica, o similar. Adicionalmente, el sensor 130 puede detectar una fuerza de compresión o una fuerza de tracción y, en relación con esto, el posicionamiento del sensor 130 dependerá del tipo de fuerza a detectar, por ejemplo al detectar una fuerza de tracción, el sensor puede estar situado entre el soporte 110 y el miembro de aseguramiento 121.

- 45 Las Figuras 3C a 3F muestran además un acoplamiento 310 desplazable que permite que el sensor 130 pivote con relación al soporte 110. Se apreciará que algunos sensores 130, por ejemplo tipos particulares de células de carga, detectan la fuerza en una única dirección, por consiguiente, el acoplamiento 310 desplazable permite que el sensor esté alineado de manera que la dirección de detección sea sustancialmente paralela a la fuerza ejercida. Por consiguiente, esto permitirá que el sensor 130 detecte toda la fuerza indicativa de al menos la resistencia de los isquiotibiales en al menos una pierna, en vez de una componente vertical de la misma.

En las Figuras 3C a 3F, el acoplamiento 310 desplazable incluye una junta del tipo de bola y casquillo, en la que la bola está acoplada al soporte 110 y el casquillo está acoplado al sensor 130, permitiendo así que el sensor 130 tenga libertad rotatoria con respecto al soporte 110. Sin embargo, se apreciará que se puede usar cualquier acoplamiento 310 desplazable, incluyendo un eslabón giratorio, un elemento para atar, una cadena, una cuerda, un cable flexible, una correa, o similar. Se apreciará también que esta característica no es esencial.

Las Figuras 3G y 3H muestran dos ejemplos adicionales de un miembro de aseguramiento 121, un sensor 130 y un acoplamiento 310 desplazable. En la Figura 3G, un lado del miembro de aseguramiento 121 está acoplado al soporte 110, y el sensor 130 está incluido en el miembro de aseguramiento 121 en un lado opuesto, de manera que el sensor 130 detecta una fuerza de compresión cuando la parte de pierna inferior de un individuo S es empujada alejándola del soporte 110.

En la Figura 3H, un miembro de aseguramiento 121 está acoplado a un sensor 130 a través de una abertura 311 dispuesta en el soporte 110. A este respecto, el sensor está dispuesto en un lado opuesto del soporte 110 para el miembro de aseguramiento 121 y, por consiguiente, está situado para detectar una fuerza de compresión cuando la parte de pierna inferior de un individuo S es empujada alejándola del soporte 110. Se apreciará que la abertura 311 puede tener cualquier forma adecuada y, en este ejemplo, está dispuesta para permitir que se mueva el acoplamiento desplazable 310.

Un aparato 100 adicional a modo de ejemplo para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S se muestra en las Figuras 4A a 4H. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.

Las Figuras 4A y 4B muestran un segundo aparato 400 para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo, que incluye un soporte 110, unos miembros de aseguramiento 122, unos sensores 130 acoplados a un acoplamiento 310 desplazable y un soporte de rodilla 201.

El aparato incluye además una parte extensible 430 que incluye un soporte de cuerpo superior 401 para soportar al menos parte del cuerpo superior del individuo S, mientras el individuo realiza al menos parte de la contracción excéntrica, por ejemplo como se muestra en la Figura 1F. A este respecto, el soporte de cuerpo superior 401 puede estar compuesto por cualquier material adecuado, por ejemplo espuma, caucho, tela, o similar. En este ejemplo, la parte extensible 430 está acoplada al soporte 110 usando bisagras 411 y 412, sin embargo, se apreciará que se puede usar cualquier forma adecuada de acoplamiento, por ejemplo, la parte extensible puede estar prevista como una pieza independiente acoplada de modo desmontable al soporte 110, o en una disposición deslizable de manera que la parte extensible está alojada dentro o debajo del soporte 110 y se extiende de modo deslizable desde el mismo.

Por consiguiente, el aparato 400 puede estar previsto en un estado montado, con la parte extensible 430 completamente extendida, por ejemplo como se muestra en las Figuras 4A a 4E, y esto permite comodidad, estabilidad y soporte adicionales para el individuo mientras realiza la contracción excéntrica. Adicionalmente, en un estado desmontado, en el que la parte extendida se retira, se hace deslizar dentro o debajo del soporte 110, se pliega de modo articulado al interior del soporte 110, o similar, el aparato 400 llega a ser más manejable durante el transporte y el almacenamiento, y se aumenta por consiguiente la portabilidad. Alternativamente, la parte extensible 430 puede estar dispuesta permanentemente en la posición montada, como una parte independiente al soporte 110, o formada integralmente con el soporte 110.

En este ejemplo, se apreciará que, adicionalmente, dichos uno o más miembros de aseguramiento 121, 122 pueden estar acoplados al soporte 110. Sin embargo, esta característica no es esencial.

Las Figuras 4C y 4D incluyen un tercer ejemplo de un aparato 400, donde a características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares, y no se describirán de nuevo aquí. Se apreciará que los miembros de aseguramiento 121, 122 pueden estar montados de modo desplazable en el soporte 110 de manera que su posición y/o su ángulo con relación al soporte 110 se pueden ajustar para que resulten adecuados a una contracción muscular particular, o a un individuo S particular, incluyendo individuos diferentes con piernas de longitudes diferentes, anchuras de cadera diferentes, o similares, o para disponer asimétricamente los miembros de aseguramiento 121, 122 a fin de distribuir asimétricamente una capacidad de generación de fuerza máxima entre los isquiotibiales. En este ejemplo, los miembros de aseguramiento 121, 122 pueden estar montados de modo desplazable de manera que se puede ajustar la distancia entre dichos miembros de aseguramiento 121, 122. Adicionalmente, las partes desplazables 453, 454 están montadas de modo desplazable en el soporte 110 usando segundos miembros de guiado 451, 452, de manera que se puede ajustar la distancia entre los miembros de aseguramiento 121, 122 y el soporte de rodilla 201.

Se apreciará que se pueden usar otras disposiciones de montaje desplazables, por ejemplo los primeros miembros de guiado 455, 456 se pueden usar para ajustar la distancia entre los miembros de aseguramiento 121, 122 y el soporte de rodilla 201, y los segundos miembros de guiado 451, 452 para ajustar la distancia entre dichos miembros de aseguramiento 121, 122. Alternativamente, puede que no haya partes desplazables 453, 454, de manera que el aparato 400 incluye solamente los segundos miembros de guiado 451, 452, en los que se puede ajustar la distancia

entre los miembros de aseguramiento 121, 122, o los miembros de aseguramiento 121, 122 y el soporte de rodilla 201. Se apreciará además que se puede usar cualquier miembro de guiado primero y segundo adecuado, incluyendo carriles de guía, pasadores y agujeros de pasador, o similares. Sin embargo, esta característica no es esencial.

- 5 Las Figuras 4E a 4H incluyen los ejemplos cuarto a séptimo, respectivamente, de un aparato 400, donde a características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares, y no se describirán de nuevo aquí.

- 10 Las Figuras 4F y 4H muestran el aparato 400, que incluye además una abertura 420 en el soporte 110, de manera que la abertura proporciona, por ejemplo, un asa para facilitar la extensión o la fijación de la parte o partes extensibles y/o facilitar el transporte del aparato 400, o similar. Sin embargo, esta característica no es esencial.

Adicionalmente, la Figura 4H muestra un aparato 400 que incluye dos partes extensibles 430.1, 430.2, y se apreciará que esta característica puede aumentar la portabilidad del aparato 400 disminuyendo el peso. Adicionalmente, dos partes extensibles 430.1, 430.2 permiten un posicionamiento independiente y esto se describirá con más detalle en lo que sigue.

- 15 Un octavo aparato 500 a modo de ejemplo para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S se muestra en las Figuras 5A a 5C. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.

- 20 Las Figuras 5A y 5B muestran un soporte 110 y una parte extensible 430 que incluye un miembro de ángulo ajustable 510, 511. En relación con esto, el miembro de ángulo ajustable 510, 511 permite que el soporte 110 y la parte extensible 430 se dispongan en un ángulo deseado, permitiendo por ello que la posición inicial inmediatamente antes de comenzar una contracción excéntrica de al menos los isquiotibiales, por ejemplo como se muestra en la Figura 1D, esté en un ángulo deseado de inclinación. Se apreciará que este ángulo es beneficioso para realizar un ejercicio unilateral, dado que la inclinación puede reducir la fuerza requerida para soportar al usuario durante el ejercicio.

- 25 La Figura 5C muestra un ejemplo de un aparato 500 para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo, que incluye un soporte 110, dos miembros de aseguramiento 121, 122, uno o más sensores 130.1, 130.2 acoplados a los miembros de aseguramiento 121, 122 y un soporte de rodilla 201 que soporta, en uso, la rodilla del individuo S.

- 30 En este ejemplo, el aparato 500 incluye dos partes extensibles 430.1, 430.2, que incluyen un soporte de cuerpo superior 401. Se apreciará que las partes extensibles 430.1, 430.2 adicionales pueden alojar un individuo S grande, proporcionar soporte adicional para impedir cualquier movimiento no deseado del aparato 500 y/o disminuir la huella del aparato 500 desmontado, aumentando así la portabilidad. En relación con esto, el soporte 110 y las partes extensibles 430.1, 430.2 están acopladas de modo articulado mediante bisagras 411, 412, sin embargo, se apreciará que se puede usar cualquier acoplamiento flexible adecuado.

- 35 Además, el aparato 500 en la Figura 5C, incluye un miembro de ajuste de ángulo 510, de manera que el soporte 110 y la parte extensible 430 pueden estar dispuestos en un ángulo deseado, como se ha descrito anteriormente.

Un noveno aparato 600 a modo de ejemplo para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S se muestra en las Figuras 6A a 6C. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.

- 40 Por consiguiente, el aparato 600 incluye un soporte 110 y una parte extensible 430, acoplada de modo articulado mediante bisagras 411, 412, y las diferencias en configuración son en gran medida estéticas. En el ejemplo de la Figura 6C, la parte extensible 430 puede estar fijada en uno cualquiera de una pluralidad de ángulos. En relación con esto, pueden estar previstos uno o más miembros de ajuste de ángulo 621, 622 a fin de asegurar el soporte 110 y la parte extensible 430 en el ángulo deseado. Se apreciará que un ángulo deseado puede ser cualquier ángulo adecuado, tal como el ángulo entre el soporte 110 y la parte extensible 430, el ángulo entre el soporte 110 y el plano horizontal, el ángulo entre el soporte 110 y el plano vertical, o similar.

- 45 Adicionalmente, una pluralidad de marcas 630 pueden estar dispuestas sobre el aparato 600, proporcionando una indicación del ángulo deseado en el que se puede asegurar al menos parte del aparato 600. Por ejemplo, los puntos de anclaje en el lado inferior de la parte extensible 430 pueden corresponder a marcas 630 respectivas para indicar el ángulo deseado cuando el miembro de ajuste de ángulo 621, 622 está asegurado en ese punto de anclaje, por ejemplo usando un gancho, un pasador, o similar. Sin embargo, esta característica no es esencial.

Las Figuras 7A y 7B muestran un décimo aparato 700 a modo de ejemplo para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.

- En este ejemplo, el aparato 700 incluye adicionalmente dos o más patas desplazables 731, 732, que puede hacerse que se desplacen y/o pivoten con relación al soporte 110 a fin de disponer dicho soporte 110 en un número de ángulos diferentes. En relación con esto, la Figura 7A de este ejemplo muestra el aparato 700 con dichas dos o más patas 731, 732 acopladas de manera que el soporte 110 está sustancialmente horizontal, y la Figura 7B de este ejemplo muestra una primera pata 732 acoplada de modo distinto de manera que el soporte 110 ya no está sustancialmente horizontal. A este respecto, se apreciará que las disposiciones diferentes de las patas desplazables 731, 732 pueden disponer el soporte 110 en un número de ángulos diferentes. Sin embargo, esta característica no es esencial, y el aparato 700 puede estar previsto sin patas desplazables 731, 732.
- Las Figuras 8A y 8B muestran un undécimo aparato 800 a modo de ejemplo para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.
- En este ejemplo, el aparato 800 incluye un soporte 810 elevado y dos miembros de ajuste de ángulo, sin embargo, se apreciará que se puede usar cualquier número de miembros de ajuste de ángulo. Por consiguiente, los miembros de ajuste de ángulo incluyen un miembro alargado 821, 822 acoplado a pivotamiento que incluye un elemento de enganche 831, 832 que se acopla con uno cualquiera de una pluralidad de dientes 811, 812, para asegurar el soporte 110 y/o la parte extensible 430 en un ángulo deseado. A este respecto, el soporte 110 y la parte extensible 430 se pueden ajustar en un ángulo deseado alrededor de un pivote 840.
- Como se ha descrito anteriormente, el ajuste de la posición del soporte 110 y/o la parte extensible 430 configura el aparato 800 para diferentes tamaños del individuo S, para la estabilidad del aparato 800 y/o para la carga diferente de los isquiotibiales durante una contracción excéntrica realizada por el individuo S.
- Las Figuras 9A a 9G muestran los ejemplos duodécimo a diecisiete de un aparato 900 para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.
- En este ejemplo, el aparato 900 incluye uno o más soportes 910.1, 910.2, que son desplazables independientemente, de manera que los soportes 910.1, 910.2 se pueden situar de modo distinto, soportando así las partes de pierna inferiores respectivas del individuo en diferentes posiciones respectivas y/o en diferentes ángulos respectivos. Por consiguiente, mientras el individuo S realiza una contracción excéntrica, cada pierna se moverá de modo distinto y esto influirá en la capacidad de generación de fuerza máxima de cada isquiotibial, así, el aparato 900 puede estar dispuesto para inducir a que un isquiotibial del individuo S ejerza una fuerza mayor o menor que el otro isquiotibial.
- Se apreciará que esto proporciona ciertas ventajas, incluyendo que durante la rehabilitación puede ser preferente reducir o aumentar las cargas sobre un isquiotibial en recuperación. Alternativamente, puede ser necesario evaluar la resistencia de los isquiotibiales de cada pierna en una gama de cargas diferentes y, así, de ángulos y/o posiciones. Sin embargo, esta característica no es esencial.
- En el duodécimo ejemplo de la Figura 9A, dos partes extensibles 430.1, 430.2 están acopladas de modo articulado a los soportes 910.1, 910.2 respectivos, de manera que se pueden ajustar independientemente a un ángulo deseado, y asegurar en el mismo, usando cualquier disposición adecuada, tal como se ha descrito anteriormente con referencia a los ejemplos previos.
- La Figura 9B muestra un decimotercer ejemplo de un aparato 900, que incluye un miembro de ángulo ajustable 930 acoplado a pivotamiento en un pivote 931 sobre el soporte 910.2 respectivo, de manera que dicho soporte 910.2 se mueve alrededor de un pivote 920 y se puede asegurar usando el miembro de ángulo ajustable 930 en un ángulo deseado.
- Un decimocuarto ejemplo de un aparato 900 se muestra en la Figura 9C, e incluye un miembro de ángulo ajustable 930 acoplado a pivotamiento a un pivote 931 sobre el soporte 910.2 respectivo, de manera que dicho soporte 910.2 se mueve alrededor de un pivote 920 y se puede asegurar usando el miembro de ángulo ajustable 930 en un ángulo deseado. Por consiguiente, el miembro de ángulo ajustable 930 incluye un elemento de enganche 933 que puede recibirse en uno cualquiera de varios dientes 932 dispuestos sobre un soporte 810 elevado.
- La Figura 9D incluye un decimoquinto ejemplo de un aparato 900 que incluye un miembro de ángulo ajustable 930 acoplado a pivotamiento en un pivote 931 sobre el soporte 910.2 respectivo, de manera que dicho soporte 910.2 se mueve alrededor de un pivote 920 y se puede asegurar usando el miembro de ángulo ajustable 930 en un ángulo deseado. Por consiguiente, el miembro de ángulo ajustable 930 incluye varios dientes 932, de manera que un elemento de enganche 933, dispuesto sobre un soporte 810 elevado, puede recibir uno cualquiera de los dientes 932.
- En un decimosexto ejemplo, mostrado en las Figuras 9E y 9F, el aparato 900 incluye unos miembros de ángulo ajustable 935.1, 935.2 acoplados a pivotamiento a un pivote 931.2 sobre el soporte 910.1, 910.2 respectivo, de manera que los soportes 910.2 se mueven alrededor de un pivote 920 y se pueden asegurar usando el miembro de ángulo ajustable 935.1, 935.2 en un ángulo deseado. Por consiguiente, los miembros de ángulo ajustable 935.1,

935.2 se pueden usar para asegurar los soportes 910.1, 910.2 respectivos en el ángulo deseado usando un pasador 934.1, 934.2 respectivo que se acopla al miembro de ángulo ajustable y al soporte 810 elevado.

La Figura 9G muestra un decimoséptimo ejemplo de un aparato 900, que incluye una única parte extensible 430 y dos soportes 910.1, 910.2, en el que se puede ajustar independientemente la posición y/o el ángulo de los soportes 910.1, 910.2. En relación con esto, los soportes 910.1, 910.2 están acoplados de modo articulado a la parte extensible 430, y se pueden asegurar usando cualquier disposición adecuada, tal como se ha descrito anteriormente con referencia a los ejemplos previos.

Los ejemplos adicionales de un aparato 1000 para su uso al evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S se muestran en las Figuras 10A a 10C. A características similares a las del aparato a modo de ejemplo descrito anteriormente se han asignado correspondientemente números de referencia similares.

El aparato 1000 incluye un soporte 110, dos miembros de aseguramiento 121, 122 para asegurar una parte de pierna inferior respectiva del individuo S, uno o más sensores 130.1, 130.2 y uno o más soportes de rodilla 201 que soportan, en uso, la rodilla del individuo S.

El aparato 1000 incluye además un sensor de ángulo para detectar el ángulo de la rodilla del individuo. Esta información se puede analizar para proporcionar la posición, el ángulo, la velocidad angular, la aceleración angular, o similar, del individuo mientras realiza una contracción excéntrica de al menos los isquiotibiales. Se apreciará que el sensor de ángulo incluye cualquier disposición, mecanismo o dispositivo adecuado. Por ejemplo, en la Figura 10A, el sensor de ángulo incluye dos soportes laterales 1010, en los que un soporte lateral incluye una pluralidad de emisores 1011, tales como diodos emisores de luz (LED), emisores de infrarrojos (IR), o similares. El soporte del lado opuesto incluye uno o más sensores de ángulo, incluyendo fotodiodos, sensores IR, o similares. Se apreciará que mientras un individuo S realiza una contracción excéntrica similar a la de las Figuras 1D a 1F, el torso del individuo ocultará secuencialmente cada emisor respecto a un sensor de ángulo respectivo, permitiendo así determinar una indicación del ángulo del torso del individuo.

En la Figura 10B, la disposición de sensores de ángulo incluye cualquier mecanismo adecuado para determinar el ángulo de la articulación de rodilla del individuo, incluyendo al menos un goniómetro 1020, un giróscopo, un acelerómetro, un magnetómetro, un sensor de infrarrojos o similar.

La Figura 10C muestra un ejemplo adicional de un sensor de ángulo, que incluye uno o más miembros desplazables 1030 que siguen, en uso, la posición de la parte superior de la pierna del usuario. Por consiguiente, un sensor o transductor apropiadamente situado, tal como sobre una bisagra situada entre los miembros desplazables 1030 y el soporte 110, puede detectar la señal indicativa de al menos el ángulo o la velocidad angular del miembro desplazable 1030.

Adicional o alternativamente, en este ejemplo, los miembros desplazables 1030 pueden proporcionar ayuda al individuo S a volver desde una posición decúbito prono, por ejemplo como se muestra en la Figura 1F, hasta una posición arrodillada, por ejemplo como se muestra en la Figura 1D. A este respecto, el miembro desplazable 1030 se puede utilizar para ayudar al individuo S a realizar una contracción concéntrica de al menos los isquiotibiales, como se ha descrito anteriormente, o para ayudar simplemente al individuo S a recuperar la posición inicial que sigue a una contracción excéntrica de al menos el isquiotibial, también como se ha descrito anteriormente. A este respecto, los miembros desplazables 1030 pueden incluir cualquier disposición adecuada para volver a una posición vertical, incluyendo un miembro de carga elástica, un accionador mecánico y/o eléctrico, o similar.

Se apreciará que el sensor de ángulo se puede usar para determinar una indicación del ángulo y/o la posición de la articulación de rodilla del individuo S, incluyendo uno cualquiera de un ángulo absoluto o relativo, una velocidad angular, una aceleración angular, o similar, instantáneamente en unidades temporales por todo el ejercicio o promediados usando un valor medio apropiado. Se apreciará que la indicación del ángulo se puede usar posteriormente para proporcionar indicadores o evaluaciones adicionales, y esto se describirá con más detalle en lo que sigue.

Además, una distancia, tal como la distancia entre el eje de rotación de la rodilla del individuo y el sensor 130.1, 130.2 y/o el miembro de aseguramiento 121, 122, puede ser detectada por el sensor de ángulo, o cualquier otra disposición adecuada, y se puede usar al generar los indicadores o las evaluaciones, por ejemplo el par, como se describe en lo que sigue. Alternativamente, la distancia se puede medir manualmente e introducir en un dispositivo de procesamiento electrónico, y esto se describirá también con más detalle en lo que sigue. Sin embargo, esta característica no es esencial.

Opcionalmente, los sensores 130.1, 130.2 pueden estar acoplados a un dispositivo de supervisión o a otro dispositivo de procesamiento electrónico, tal como un sistema de procesamiento, que está adaptado para supervisar las señales desde dichos uno o más sensores 130.1, 130.2 y generar, al menos en parte usando las señales, un indicador que es indicativo de la resistencia isquiotibial para uno o más isquiotibiales.

El sistema de procesamiento 1100 está adaptado para recibir señales desde dichos uno o más sensores 130.1, 130.2 y, a continuación, para visualizar un indicador relevante, tal como una indicación de una fuerza medida, o

transferir alternativamente señales o datos obtenidos del mismo a un dispositivo remoto independiente para el procesamiento, el análisis o la visualización adicional. Así, se apreciará que el dispositivo de procesamiento electrónico puede actuar como una unidad de captación, o tanto para captar como para analizar o visualizar, al menos parcialmente, los resultados.

- 5 Por consiguiente, el sistema de procesamiento 1100 puede incluir cualquier forma adecuada de sistema o dispositivo de procesamiento electrónico que es capaz de recibir e interpretar o transmitir las señales desde dichos uno o más sensores 130.1, 130.2. Un ejemplo de un sistema de procesamiento se muestra en la Figura 11.

En este ejemplo, el sistema de procesamiento 1100 incluye un procesador 1110, una memoria 1111, un dispositivo de entrada/salida (I/O) 1112, tal como un teclado y una pantalla, y una interfaz externa 1113 acoplados entre sí a través de un bus 1114. Se apreciará que el dispositivo de I/O puede incluir además una entrada, tal como un teclado, un teclado numérico, una pantalla táctil, un botón, un conmutador, o similar, permitiendo por ello que un usuario introduzca datos. La interfaz externa 1113 se usa para acoplar el sistema de procesamiento 1100 a dispositivos periféricos, tales como una salida 1120 y dichos uno o más sensores 130.1, 130.2, así como a dispositivos, tales como redes de comunicaciones, bases de datos, otros dispositivos de almacenamiento, o similares. Aunque se muestra una única interfaz externa, esto es solamente como ejemplo y, en la práctica, pueden estar previstas múltiples interfaces que usan diversos métodos (p. ej., Ethernet, en serie, USB, inalámbrico (tal como Bluetooth®, Zigbee®, redes de radiofrecuencia), redes móviles o similares). Se apreciará también que se pueden incorporar componentes de hardware adicionales en el sistema de procesamiento 1100, dependiendo de la implementación particular.

- 20 Se apreciará además que el dispositivo de procesamiento electrónico 1100 puede incluir cualquier fuente de alimentación adecuada (no mostrada), por ejemplo, una batería, un panel solar, o similar, sin embargo, esto no es esencial y, alternativamente, el dispositivo de procesamiento electrónico 1100 puede estar adaptado para conectarse a una alimentación principal, una red eléctrica, o similar.

En uso, el procesador 1110 ejecuta instrucciones en forma de software de aplicaciones almacenado en la memoria 1111 para permitir que sean interpretadas y, opcionalmente, utilizadas las señales desde dichos uno o más sensores 130.1, 130.2, por ejemplo para controlar la salida 1120. Por consiguiente, para el fin de la siguiente descripción, se apreciará que las acciones realizadas por el sistema de procesamiento 1100 son realizadas típicamente por el procesador 1110 bajo control de instrucciones almacenadas en la memoria 1111, y esto no se describirá por lo tanto con más detalle en lo que sigue.

- 30 Por consiguiente, se apreciará que el sistema de procesamiento 1110 puede estar formado a partir de cualquier sistema de procesamiento programado de manera adecuada, tal como un PC, un terminal de Internet, un ordenador portátil, un PC portátil, un PC de tipo *tablet*, un PC de tipo pizarra, un iPad™, un teléfono móvil, un teléfono inteligente, una PDA (Asistente de datos personal), u otro dispositivo de comunicaciones, todos ellos programados de manera adecuada. Por consiguiente, el procesador 1110 puede ser cualquier forma de dispositivo de procesamiento electrónico, tal como un microprocesador, un procesador de microchips, una configuración de puertas lógicas, *firmware* asociado opcionalmente con lógica de implementación, tal como una FPGA (Agrupación de puertas programables en campo), o cualquier otro dispositivo, disposición o sistema electrónico capaz de interactuar con dichos uno o más sensores 130.1, 130.2 y, opcionalmente, la salida 1120.

- 40 Se apreciará que el aparato 100 puede incluir además una salida 1120 para presentar el indicador al usuario. A este respecto, la salida 1120 puede incluir cualquier mecanismo adecuado, incluyendo un diodo emisor de luz (LED), un miembro emisor de sonido, tal como un altavoz o similar, una pantalla digital, tal como un monitor o similar, un miembro emisor de señales electrónicas, tal como un puerto USB o Ethernet, un transmisor inalámbrico, o similar. Por consiguiente, se apreciará que la salida 1120 puede generar uno o más de una luz, incluyendo una luz coloreada, un sonido o tono, al menos un carácter alfanumérico, un gráfico, una imagen, una señal electrónica inalámbrica, una señal electrónica alámbrica, o similar.

Se describirá a continuación un ejemplo de un método para evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S. El método incluye usar un aparato 100 que incluye un soporte 110, dos miembros de aseguramiento 121, 122 y uno o más sensores 130.1, 130.2.

- 50 El método incluye asegurar dos partes de pierna inferiores de un individuo S usando los miembros de aseguramiento 121, 122 respectivos, en una posición que es, en uso, sustancialmente fija con relación al soporte 110. El método incluye además detectar una fuerza indicativa de al menos la resistencia de los isquiotibiales en una o las dos piernas del individuo S usando el sensor 130.1, 130.2, mientras el individuo S realiza una contracción excéntrica de al menos un isquiotibial.

- 55 Un ejemplo adicional de un método para evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S se describirá a continuación con referencia a la Figura 12. El método incluye usar un aparato 100 que incluye un soporte 110, dos miembros de aseguramiento 121, 122 y uno o más sensores 130.1, 130.2.

Antes de la etapa 1210, los miembros de aseguramiento 121, 122 y uno o más soportes de rodilla 201 opcionales se pueden ajustar y asegurar en una posición adecuada para el tamaño y la forma del individuo S. Por ejemplo, puede

requerir un ajuste la distancia entre los miembros de aseguramiento 121, 122 o la distancia entre los miembros de aseguramiento 121, 122 y el soporte de rodilla 201. Además, el soporte 110 y/o la parte extensible 430 pueden estar situados en un ángulo deseado para evaluar de modo diferente uno o ambos isquiotibiales del individuo S, según una cualquiera de las disposiciones descritas anteriormente con referencia a los ejemplos previos. Sin embargo, estas etapas no son esenciales.

En la etapa 1200, las dos partes de pierna inferiores del individuo S se aseguran usando los miembros de aseguramiento 121, 122 respectivos, en una posición que es, en uso, sustancialmente fija con relación al soporte 110. Por consiguiente, se apreciará que los miembros de aseguramiento 121, 122 adicionales pueden estar dispuestos sobre el aparato 100 para asegurar zonas adicionales de las partes de pierna inferiores al aparato 100, por ejemplo disponiendo cuatro miembros de aseguramiento 121, 122 para asegurar los respectivos tobillos y rodillas de un individuo S, sin embargo, esta característica no es esencial y se pueden usar solamente dos miembros de aseguramiento 121, 122.

En la etapa 1210, las señales desde uno o más sensores 130.1, 130.2 se supervisan mientras el individuo S realiza al menos una contracción excéntrica de al menos un isquiotibial. Típicamente, las señales se supervisan usando un dispositivo de procesamiento electrónico, tal como un sistema de procesamiento, que está adaptado para recibir e interpretar las señales. En un ejemplo, dos sensores 130.1, 130.2 están acoplados a los miembros de aseguramiento 121, 122 respectivos, de manera que los sensores 130.1, 130.2 detectan la fuerza indicativa de al menos la resistencia de los isquiotibiales en cada pierna del individuo S, por ejemplo simultáneamente o en momentos diferentes. Además, la contracción excéntrica de al menos un isquiotibial incluye cualquier ejercicio adecuado, por ejemplo el 'ejercicio de isquiotibiales nórdico' descrito anteriormente con referencia a las Figuras 1D a 1F.

Opcionalmente, en la etapa 1220, las señales, al menos en parte, se comparan con datos de referencia, que incluyen cualquier dato adecuado, como se ha descrito anteriormente con referencia a la Figura 11.

En la etapa 1230, se genera un indicador, indicativo de la resistencia de los isquiotibiales, a partir de las señales, al menos en parte, y se incluye cualquier indicador adecuado, por ejemplo como se ha descrito anteriormente con referencia a la Figura 11. En caso de que se realice la etapa 1220 opcional, el indicador se puede generar de acuerdo con los resultados de la comparación.

Además, el indicador se puede generar a partir de un valor medio basándose, al menos en parte, en las señales captadas durante la contracción excéntrica. Por ejemplo, en la etapa 1210, las señales desde los sensores 130.1, 130.2 se pueden supervisar mientras el individuo realiza una pluralidad de contracciones excéntricas, permitiendo así que se genere el indicador en la etapa 1230 usando un valor medio de al menos algunas de las señales. De modo opcional, se pueden descartar adicionalmente las señales periféricas, por ejemplo, si un individuo realiza un conjunto de seis contracciones excéntricas en la etapa 1210, el indicador generado en la etapa 1230 puede incluir un valor medio determinado usando, al menos en parte, las señales correspondientes a las cuatro contracciones excéntricas realizadas en la mitad del conjunto.

Opcionalmente, en la etapa 1240, el indicador se presenta al usuario en una salida 1120, por ejemplo como se ha descrito anteriormente con referencia a la Figura 11.

Se apreciará que el indicador puede ser indicativo de uno o más de una fuerza instantánea, una fuerza media, una fuerza pico, un par instantáneo, un par medio, un par pico, un impulso, trabajo, una tasa de desarrollo de fuerza y/o par, o similar. Además, el indicador puede ser bilateral y, así, indicativo de al menos la resistencia de los isquiotibiales en ambas piernas, o unilateral y, así, indicativo de al menos la resistencia de los isquiotibiales en una o cada pierna del individuo S. Adicionalmente, el indicador puede incluir un valor medio, tal como un valor medio agregado, un valor medio ponderado, un valor medio variable, por ejemplo valores medios semanales o mensuales, o cualquier otro valor medio adecuado.

Sin embargo, se pueden generar indicadores adicionales que son indicativos de otros parámetros, tales como la posición, el movimiento o similar de la articulación de rodilla, como se describe en lo que sigue.

Se pueden incluir también unidades temporales, por ejemplo con respecto a indicadores instantáneos. En relación con esto, la Figura 13A proporciona un ejemplo de un indicador 1301 que incluye una fuerza indicativa de al menos la resistencia de los isquiotibiales, por unidad temporal, en una pierna de un individuo S, mientras el individuo S realiza una contracción excéntrica de al menos los isquiotibiales.

Las Figuras 13B y 13C proporcionan ejemplos de la posición 1202 de la articulación de rodilla y la velocidad angular 1203 de la rodilla, respectivamente, con respecto al tiempo, que se pueden proporcionar además de un indicador, o usar al determinar el mismo. A este respecto, se apreciará que la posición 1202 de la articulación de rodilla y la velocidad angular 1203 de la rodilla se pueden medir usando cualquier disposición adecuada, por ejemplo las disposiciones descritas con respecto a las Figuras 10A a 10C.

Adicional o alternativamente, el sistema de procesamiento puede comparar las señales desde al menos uno de dichos uno o más sensores 130.1, 130.2, y los datos de referencia, y generar el indicador de acuerdo con los

resultados de la comparación. A este respecto, los datos de referencia pueden incluir cualquier dato adecuado, por ejemplo una tolerancia determinada a partir de una población normal, un intervalo predeterminado, una referencia predeterminada, un indicador generado previamente y un indicador generado para otra pierna.

Además, el indicador puede ser indicativo tanto de las señales como, opcionalmente, de los datos de referencia. El indicador puede incluir una representación gráfica de las señales próximas a una referencia de población o solapadas sobre la misma, o un indicador generado previamente a partir del mismo individuo S y/o la misma pierna. Alternativa o adicionalmente, el indicador incluye una diferencia entre las señales, al menos en parte, y los datos de referencia, por ejemplo una mejora cuantitativa en la resistencia de los isquiotibiales a partir de un indicador generado previamente, o una diferencia de porcentaje en la resistencia de los isquiotibiales entre ambas piernas de un individuo S. Además, el indicador puede incluir una relación entre las señales, al menos en parte, y los datos de referencia, por ejemplo una relación entre la resistencia de los isquiotibiales de las piernas respectivas de un individuo S, o una relación entre la resistencia de los isquiotibiales y la resistencia de otro músculo/grupo de músculos, tal como la resistencia del o los cuádriceps o la resistencia del o los flexores de la cadera, de un individuo S.

Por consiguiente, se apreciará que el indicador puede proporcionar una indicación del desequilibrio de resistencia de los isquiotibiales entre ambas piernas respectivas de un individuo S, la fatiga o la fatigabilidad de los isquiotibiales, la mejora en la resistencia de los isquiotibiales, por ejemplo durante la rehabilitación, o una indicación del análisis comparativo, por ejemplo con respecto a una población general, o una población de atletas de élite, una población de gente deportiva en un deporte parecido, o similar. A este respecto, el indicador puede ser indicativo del análisis longitudinal de un individuo S, sin embargo, esta característica no es esencial y los indicadores se pueden enviar a un dispositivo de procesamiento electrónico independiente capaz de realizar un análisis longitudinal, y almacenar en dicho dispositivo.

Se realizaron varios experimentos para demostrar la eficacia del aparato 100 anteriormente mencionado, y los mismos se describen con más detalle en lo que sigue. A este respecto, se usó una disposición similar a la de las Figuras 1A a 1C.

Experimentos de fiabilidad y validez

Treinta y un varones físicamente activos ($22,46 \pm 2,33$ años; $1,81 \pm 0,06$ m; $80,52 \pm 8,48$ kg) participaron en el estudio, la mayoría compitiendo en *rugby* australiano, *rugby* (liga, unión o *touch*), fútbol o carrera de *sprint*. Se excluyó del estudio a un participante por cambiar continuamente su técnica del Ejercicio de isquiotibiales nórdico (NHE), entre sesiones, dando como resultado un total de treinta participantes para el análisis. De estos treinta participantes, un individuo tuvo dificultades continuas para realizar contracciones en el dinamómetro isocinético y fue excluido del análisis de correlación. Todos los participantes estaban libres de lesiones en las extremidades inferiores y eran completamente activos en su deporte elegido en el momento del ensayo. Todos los procedimientos de ensayo fueron aprobados por el University Human Research Ethics Committee. Los participantes dieron su consentimiento escrito informado antes del ensayo, después de explicarles todos los procedimientos.

Todos los participantes proporcionaron información al laboratorio en tres ocasiones distintas. La primera sesión funcionó como una sesión de familiarización para preparar a los participantes en todos los procedimientos a realizar en sesiones posteriores y para corregir cualquier defecto técnico durante la realización del NHE. La segunda sesión implicaba la determinación de la resistencia excéntrica de los flexores de rodilla mediante dinamometría isocinética (par) y el aparato 100 (fuerza). La sesión final implicaba la evaluación de la fuerza excéntrica de los flexores de rodilla mediante el aparato 100 solamente, para permitir que se determinara la fiabilidad del ensayo-nuevo ensayo.

A continuación de un conjunto de calentamientos de NHE bilaterales submáximos, se pidió a los participantes que realizaran dos conjuntos de tres NHE máximos bilateralmente (con ambas piernas) y unilateralmente (usando solamente una pierna) dando como resultado un total de cuatro conjuntos y 12 contracciones por pierna. Con respecto al orden de ensayo de las diferentes situaciones, se realizaron siempre las contracciones bilaterales antes de las contracciones unilaterales, con el orden de las extremidades ensayadas unilateralmente al azar entre los participantes. El período de descanso entre conjuntos se ajustó a dos minutos. Se dio instrucciones a los participantes para que se inclinaran gradualmente hacia delante a la velocidad más lenta posible, con el tronco firme en una posición neutral por todo el desplazamiento (similar a las Figuras 1D, 1E y 1F), mientras que los investigadores proporcionaron estimulación verbal por todo el intervalo de movimiento para asegurar un esfuerzo máximo. En la finalización de la fase de bajada, los propios participantes volvieron lentamente a la posición de partida con vista a prepararse para el conjunto siguiente. Los investigadores supervisaron visualmente la técnica para todas las repeticiones y se rechazaban las repeticiones individuales si no se realizaban con la técnica correcta.

Se realizó también la evaluación de la resistencia excéntrica de los flexores de rodilla en un dinamómetro Biodex Systems 3 (Biodex Medical Systems, Shirley, NY). Los participantes estaban tumbados decúbito prono con las caderas en una posición neutral, con el epicóndilo lateral del fémur alineado cuidadosamente con la articulación del dinamómetro. Esta posición se seleccionó para imitar las longitudes de músculo experimentadas por los músculos isquiotibiales durante el NHE. La pierna ensayada se fijó a la palanca del dinamómetro mediante una correa con Velcro™ y se sujetaron elementos de retención almohadillados a través de las caderas para aislar el movimiento de

la articulación de rodilla. El intervalo de movimiento se ajustó de 5° a 90° de la flexión de la rodilla (0°=extensión completa de la rodilla) y se realizó la corrección para el peso de la extremidad. Se realizaron tres conjuntos de cuatro contracciones submáximas de los flexores de rodilla en +240°·s⁻¹ como un calentamiento para preparar al participante para un esfuerzo máximo en los siguientes conjuntos. La evaluación de par excéntrico consistió en dos conjuntos de tres contracciones voluntarias máximas (MVC) consecutivas de los flexores de rodilla a velocidades de 30°·s⁻¹ y 120°·s⁻¹, con descanso de 60 segundos entre conjuntos. Estas velocidades se seleccionaron como un ensayo piloto que identificada que dichas velocidades angulares abarcaban el intervalo de las velocidades angulares de la articulación de rodilla durante la fase terminal del NHE. Los investigadores proporcionaron estimulación verbal a los atletas para asegurar un esfuerzo máximo por todo el intervalo de movimiento. En la finalización de cada contracción, los investigadores devolvieron la palanca a la posición de partida como preparación para la siguiente repetición. Se aleatorizaron las órdenes de ensayo de pierna y velocidad.

Los datos de fuerza para ambas extremidades durante el NHE, y los datos de par y posición de la palanca, durante la dinamometría isocinética, se transfirieron a un ordenador a 1 kHz a través de una unidad de registro PowerLab 26T AD de 16 bits (AD Instruments, Nueva Gales del Sur, Australia) y se almacenaron para un análisis posterior. En el aparato 100, para ambas extremidades (izquierda/derecha) y situaciones (bilateral/unilateral), se determinó la fuerza más alta para cada contracción y se expresó la capacidad de generación de fuerza máxima como un valor medio del pico a partir de seis contracciones (fuerza pico media) y como el único pico más alto de seis contracciones (fuerza pico). El par máximo del dinamómetro se determinó según el dispositivo del experimento en las dos velocidades isocinéticas (30°·s⁻¹/120°·s⁻¹), sin embargo, solamente se informó del par pico medio, dado que se ha encontrado que es un método más fiable que una medida de un único par pico. La relación de la fuerza o el par entre ambas extremidades se presentó como pierna izquierda: pierna derecha para ambos dispositivos.

Todos los análisis estadísticos se realizaron usando un JMP® versión 10.0 (SAS Institute®, Inc). Se informó de la media y la desviación estándar correspondientes para todas las variables de la fuerza desde el aparato 100, para las extremidades izquierda y derecha y para las relaciones de las fuerzas entre ambas extremidades. Una hoja de cálculo de Hopkins 'A new view of statistics' (2000) *Internet Society for Sports Science*, www.sportsci.org/resource/stats.html (de acceso en noviembre de 2010), se usó para calcular la correlación interclase (ICC), el error típico (TE) y el %TE como un coeficiente de variación (CV). El tamaño de efecto se determinó a partir de las comparaciones del ensayo 1 y el ensayo 2 para evaluar la magnitud de la diferencia. Por fiabilidad, se esperaba una ES (diferencia media/SD combinada) de < 0,2. Se determinó también el cambio relevante más pequeño (SWC) ($0,2 \times ((\text{DesvSt Ensayo 1} + \text{DesvSt Ensayo 2})/2)$). Se usó el análisis de correlación bivalente para evaluar la validez simultánea entre medidas recíprocas de resistencia desde el aparato 100 (variable dependiente) y un dinamómetro isocinético estándar de referencia (variable independiente).

Los datos estadísticos descriptivos para todas las variables de la fuerza, generados desde el aparato 100, para ambos ensayos 1 y 2 se presentan en la Tabla 1. Además, la magnitud de las diferencias del ensayo 1 al ensayo 2 se proporcionó como la información de tamaño de efecto. Una variable, fuerza pico bilateral sobre la pierna derecha, presentó una diferencia detectable (tamaño de efecto $\geq 0,20$), mientras que otras variables no presentaron ninguna diferencia detectable (tamaño de efecto = < 0,20). La Tabla 1 muestra también la fiabilidad de ensayo-nuevo ensayo de todas las variables de la fuerza desde el aparato 100. En conjunto, las mediciones de fuerza absoluta tomadas durante las contracciones bilaterales (ICC variaba de 0,83 a 0,90) fueron más fiables que durante la situación unilateral (ICC variaba de 0,56 a 0,80). Con respecto a los desequilibrios entre ambas extremidades en la fuerza, solamente la situación de fuerza pico media bilateral presentó una fiabilidad aceptable (ICC = 0,84, 95% CI = 0,72-0,91).

Tabla 1 Datos estadísticos descriptivos y de fiabilidad de ensayo-nuevo ensayo para variables obtenidas del aparato 100 (N=30)

	Ensayo 1 Media±SD (N)	Ensayo 2 Media±SD (N)	Tamaño de efecto (95% CI)	ICC (95% CI)	SWC (N)	TE (N) (95% CI)	%TE (95% CI)
Fuerza pico bilateral							
Pierna izquierda	366,4±67,7	374,1±60,5	-0,10	0,83 (0,67 a 0,91)	12,82	27,47 (21,87 a 36,92)	8,53 (6,74 a 11,63)
Pierna derecha	378,4±68,4	391,6±67,0	-0,20	0,90 (0,81 a 0,95)	13,54	21,73 (17,30 a 29,21)	5,83 (4,62 a 7,92)

	Ensayo 1 Media±SD (N)	Ensayo 2 Media±SD (N)	Tamaño de efecto (95% CI)	ICC (95% CI)	SWC (N)	TE (N) (95% CI)	%TE (95% CI)
Desequilibrio (izquierda:derecha) *	0,97±0,11	0,96±0,12	0,19	0,72 (0,49 a 0,86)	0,02	0,06 (0,05 a 0,08)	6,05 (4,79 a 8,21)
Fuerza pico unilateral							
Pierna izquierda	351,3±55,5	356,8±65,6	-0,07	0,73 (0,51 a 0,86)	12,11	32,33 (25,74 a 43,46)	10,23 (8,07 a 13,99)
Pierna derecha	380,9±60,4	370,4±54,7	0,09	0,56 (0,26 a 0,76)	11,52	38,75 (30,86 a 52,10)	10,99 (8,66 a 15,05)
Desequilibrio (izquierda:derecha) *	0,93±0,11	0,96±0,12	-0,16	0,47 (0,13 a 0,70)	0,02	0,09 (0,07 a 0,11)	10,13 (7,99 a 13,85)
Fuerza pico media bilateral							
Pierna izquierda	336,3±63,8	344,7±61,1	-0,09	0,85 (0,71 a 0,93)	12,54	24,70 (19,67 a 33,21)	8,40 (6,63 a 11,45)
Pierna derecha	349,4±64,8	361,2±65,1	-0,16	0,89 (0,78 a 0,95)	12,88	22,12 (17,61 a 29,73)	6,49 (5,14 a 8,82)
Desequilibrio (izquierda:derecha) *	0,97±0,10	0,96±0,11	0,13	0,84 (0,72 a 0,91)	0,02	0,04 (0,04 a 0,06)	4,45 (3,73 a 5,89)
Fuerza pico media unilateral							
Pierna izquierda	321,4±54,0	323,6±64,2	0,01	0,79 (0,61 a 0,90)	11,91	27,63 (22,01 a 37,15)	9,51 (7,51 a 12,99)
Pierna derecha	341,8±50,9	335,8±54,7	0,11	0,80 (0,63 a 0,90)	10,62	24,14 (19,22 a 32,45)	7,88 (6,23 a 10,74)
Desequilibrio (izquierda:derecha) *	0,94±0,11	0,97±0,13	-0,08	0,58 (0,28 a 0,77)	0,02	0,08 (0,06 a 0,10)	8,72 (6,88 a 11,89)

*Datos de desequilibrio expresados como una relación y no en Newtons. La fuerza pico es la fuerza máxima más alta registrada a partir de seis contracciones. La fuerza pico media es la media aritmética de la fuerza máxima registrada a partir de seis contracciones. SD, desviación estándar; 95% CI, 95% del intervalo de confianza; N, Newtons; ICC, coeficiente de correlación interclase; SWC, cambio relevante más pequeño; TE, error total.

Las correlaciones de los datos de fuerza del aparato 100 con las mediciones de par recíprocas obtenidas del dinamómetro isocinético se pueden encontrar en las Tablas 2 y 3. En ambas extremidades, las fuerzas medidas con el aparato 100 durante las contracciones bilaterales estaban correlacionadas significativamente ($p < 0,05$) con el par correspondiente obtenido por dinamometría recogido durante una contracción unilateral a ambas velocidades (los valores de r variaban de 0,39 a 0,58). Con respecto a las fuerzas unilaterales desde el aparato 100, solamente los datos de la extremidad derecha estaban correlacionados significativamente ($p < 0,01$) con los pares de

5 dinamometría a ambas velocidades (el valor de r variaba de 0,57 a 0,63), mientras que las fuerzas de la extremidad izquierda no mostraban tal correlación a cualquier velocidad (los valores de r variaban de 0,29 a 0,35). Con referencia a los desequilibrios entre ambas extremidades, solamente el desequilibrio de fuerza pico media unilateral (LL:RL) estaba correlacionado con los desequilibrios de par entre ambas extremidades (LL:RL) medidos a $-120^{\circ} \cdot s^{-1}$ (valor de $r = 0,43$).

Tabla 2 Datos de correlación comparando los datos de las fuerzas bilateral y unilateral desde el aparato 100 con los datos de dinamometría unilateral a dos velocidades isocinéticas (N=29)

	LL Fuerza pico med bilateral	LL Fuerza pico bilateral	LL Fuerza pico med unilateral	LL Fuerza pico bilateral	RL Fuerza pico med bilateral	RL Fuerza pico bilateral	RL Fuerza pico med unilateral	RL Fuerza pico unilateral
LL	0,387*	0,422*	0,289	0,291				
Par	0,038	0,022	0,128	0,126				
30° :s-1	29	29	29	29				
LL	0,386*	0,390*	0,291	0,345				
Par	0,039	0,036	0,125	0,067				
120° :s-1	29	29	29	29				
RL					0,528**	0,518**	0,629**	0,602
Par					0,003	0,004	0,000	**
30° :s-1					29	29	29	0,001
RL					0,556**	0,582**	0,568**	0,578
Par					0,002	0,001	0,001	**
120° :s-1					29	29	29	0,001
								29

Correlaciones indicadas como significativas en * $p < 0,05$ o ** $p < 0,01$. LL, extremidad izquierda; RL, extremidad derecha. La fuerza pico es la fuerza máxima registrada a partir de seis contracciones. La fuerza pico media es la media aritmética de la fuerza máxima registrada a partir de seis contracciones.

Tabla 3 Datos de correlación comparando los datos de las fuerzas bilateral y unilateral desde el aparato 100 con los datos de dinamometría unilateral a dos velocidades isocinéticas (N=29)

		Desequilibrio (LL:RL) Med bilateral	Desequilibrio (LL:RL) Pico bilateral	Desequilibrio (LL:RL) Med unilateral	Desequilibrio (LL:RL) Pico unilateral
Desequilibrio de par (LL:RL)	Correlación de Pearson	-0,028	-0,038	0,260	0,122
30°.s-1	Sig. (bilateral)	0,885	0,846	0,173	0,530
	N	29	29	29	29
Desequilibrio de par (LL:RL)	Correlación de Pearson	0,230	0,155	0,426*	0,365
120°.s-1	Sig. (bilateral)	0,239	0,431	0,024	0,056
	N	29	29	29	29

Correlaciones indicadas como significativas en * $p < 0,05$. LL, extremidad izquierda; RL, extremidad derecha. La fuerza pico es la fuerza máxima más alta registrada a partir de seis contracciones. La fuerza pico media es la media aritmética de la fuerza máxima registrada a partir de seis contracciones. Desequilibrio determinado a partir del cociente de las fuerzas de la extremidad izquierda y la extremidad derecha desde el aparato 100, o el par de la extremidad izquierda y la extremidad derecha desde el dinamómetro isocinético. La fuerza pico es la fuerza máxima más alta registrada a partir de seis contracciones en cada extremidad. La fuerza pico media es la media aritmética de la fuerza máxima registrada a partir de seis contracciones en cada extremidad.

- A partir de los datos presentados, el aparato 100 visualiza niveles aceptables de fiabilidad de ensayo-nuevo ensayo cuando se mide la fuerza pico o pico media de los flexores de rodilla durante un NHE bilateral y se aproxima a un nivel aceptable de fiabilidad para la fuerza pico media durante las contracciones unilaterales. Para la medición de diferencias de resistencia entre ambas extremidades, solamente cuando se completó bilateralmente el NHE, y se promedió la fuerza pico a través de seis contracciones, la medición presentó una fiabilidad aceptable. Por consiguiente, los descubrimientos del estudio actual sugieren que el método más fiable único para captar las relaciones de la fuerza excéntrica de los flexores de rodilla y la fuerza entre ambas extremidades desde el aparato 100 es mediante un NHE bilateral, con la fuerza pico promediada a través de seis contracciones. Existe también la capacidad para evaluar la resistencia excéntrica de los flexores de rodilla durante una contracción bilateral, pero usando una única medida de picos en vez de un valor medio de fuerzas pico, o durante una contracción unilateral, sin embargo, las comparaciones de resistencia entre ambas extremidades y, en algunos casos, las medidas de fuerza absoluta no parecen ser fiables para estos métodos. Por lo tanto, parece que un NHE bilateral realizado con múltiples repeticiones a través de varios conjuntos para determinar la fuerza pico excéntrica media de los flexores de rodilla produce la fiabilidad óptima. Con el fin de una evaluación de resistencia máxima, es importante minimizar el número de repeticiones por conjunto para reducir el impacto sobre la fatiga por todo un conjunto, puesto que esto tendrá un impacto significativo sobre la fuerza pico media. En el estudio actual, se realizaron dos conjuntos de tres repeticiones, pero son factibles también formatos de conjunto y repetición similares (es decir, tres conjuntos de dos repeticiones). Se recomienda también que se usen medidas de la resistencia excéntrica de los flexores de rodilla y los desequilibrios de resistencia entre ambas extremidades para comparar en los atletas, pero no entre ellos. Esto es debido a los factores variables que influyen en la realización del NHE, tales como las longitudes de palanca y la masa del cuerpo superior, que diferirían marcadamente entre atletas, pero que se espera que permanecieran principalmente similares en un atleta.
- Con respecto a la validez simultánea, las fuerzas del NHE bilateral para ambas extremidades estaban correlacionadas significativamente con el par excéntrico isocinético unilateral de los flexores de rodilla, mientras que se mezclaron las correlaciones entre las fuerzas del NHE unilateral y el par excéntrico isocinético unilateral de los flexores de rodilla, debido quizás a la mayor cantidad de variabilidad en las contracciones unilaterales. Cuando se compararon las diferencias de resistencia entre ambas extremidades, solamente se detectó una correlación a partir de ocho comparaciones (el desequilibrio del par de dinamómetro (LL:RL) a $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ frente al desequilibrio de la fuerza pico media unilateral nórdica (LL:RL)). Esto sugeriría que, en conjunto, los descubrimientos del desequilibrio de resistencia entre ambas extremidades a partir del aparato 100 no están relacionados con la medida recíproca obtenida del dinamómetro isocinético.
- El análisis de correlación sugiere que, en cierta medida, los dos dispositivos están midiendo cualidades de resistencia similares en los participantes. Sin embargo, aunque significativos, los valores de r que se proporcionaron como información sugieren que la relación entre las dos modalidades es moderada en el mejor de los casos (los valores de r significativos varían de 0,39 a 0,63). La varianza en las medidas de resistencia entre los dos dispositivos

se puede explicar por las diferencias intrínsecas entre los dos patrones de movimiento requeridos. El aparato 100 mide la fuerza en un movimiento de velocidad variable, lo que requiere que los isquiotibiales actúen alrededor de la articulación de rodilla para controlar el descenso del cuerpo superior, y también a través de la cadera para mantener el cuerpo superior en una posición neutral, y se puede realizar bilateral o unilateralmente. La evaluación de la resistencia de los flexores de rodilla en un dinamómetro isocinético es una medición del par de velocidad de movimiento constante, aislada a la articulación de rodilla, y solamente se puede realizar unilateralmente. Es factible sugerir que las diferencias en la velocidad de movimiento no deberían tener una gran influencia sobre la generación de fuerzas excéntricas máximas, según la relación de fuerza-velocidad. A pesar de ello, se esperaría que las diferencias en el patrón de movimiento influyeran en la calidad de la resistencia que se mide y explicaría, en cierta medida, la varianza observada entre las modalidades de ensayo. Se podría esperar también que la diferencia en lateralidad entre el NHE bilateral y el ensayo de dinamometría unilateral contribuyera a alguna variabilidad, sin embargo, en conjunto, el NHE unilateral presentó correlaciones más débiles que las contracciones bilaterales. Esto puede ser debido, en parte, a la dificultad que los participantes experimentaron en llegar a estar cómodos con la situación unilateral, como se muestra por la mayor cantidad de tiempo de familiarización que se requería dedicar a las contracciones unilaterales.

Aparte de la situación del NHE bilateral que presenta el nivel más alto de fiabilidad de ensayo-nuevo ensayo, la capacidad para evaluar la resistencia excéntrica unilateral de los flexores de rodilla durante las contracciones bilaterales puede tener beneficios adicionales. Es bien conocido que existen complejidades en el control neuronal de las contracciones bilaterales y unilaterales, siendo el déficit bilateral un ejemplo principal de tal fenómeno. Parecería factible que, bajo situaciones bilaterales, en una tarea con una carga conocida, pero cada vez mayor, tal como el NHE, el sistema nervioso pudiera elegir proteger un músculo/extremidad más débil o más vulnerable y, por consiguiente, elegir 'cargar' más agresivamente el músculo o la extremidad más capaz. Como tal, el ensayo bilateral puede detectar mejor los desequilibrios de resistencia entre ambas extremidades, si existen, en comparación con las evaluaciones de resistencia unilaterales que ya han mostrado algo de capacidad predictiva. Esto es particularmente pertinente para la supervisión del riesgo HSI en atletas, dado que se ha informado que la diferencia de resistencia entre ambas extremidades aumenta el riesgo de lesión en atletas. En realidad, observaciones inéditas muestran que, en atletas de élite con antecedentes de HSI previos unilaterales, el aparato 100 ha sido capaz de predecir mejor la extremidad previamente lesionada en comparación con el dinamómetro isocinético, basándose en los déficits de resistencia excéntrica entre ambas extremidades.

Experimento de intervención

Cuatro varones físicamente activos participaron en 10 sesiones de entrenamiento durante un período de cuatro semanas. Los participantes realizaron seis conjuntos de ocho repeticiones de ejercicio isocinético excéntrico de los flexores de rodilla para la extremidad izquierda, mientras que la extremidad derecha permaneció sin entrenar y sirvió como la extremidad de control. Antes y después de la finalización de la intervención, los participantes tenían medido su nivel de resistencia excéntrica de los flexores de rodilla usando el aparato 100, realizando dos conjuntos de dos ejercicios de isquiotibiales nórdicos bilaterales. Se usaron pruebas unilaterales de la t para datos emparejados a fin de comparar la resistencia excéntrica de los flexores de rodilla de ambas piernas (pre frente a post).

Resultados: La extremidad izquierda (entrenada) mostró un aumento significativo de la resistencia excéntrica de los flexores de rodilla (pre = $370,38 \text{ N} \pm 76,17 \text{ N}$; post = $391,64 \pm 73,85$; diferencia media = $21,26 \text{ N}$, $p = 0,009$), mientras que la extremidad derecha (control) no presentó ningún cambio (pre = $390,57 \text{ N} \pm 51,74$; post = $383,12 \text{ N} \pm 47,76 \text{ N}$; diferencia media = $-7,45 \text{ N}$, $p = 0,190$).

Por consiguiente, el aparato 100 puede detectar de modo fiable las mejoras en la resistencia de los isquiotibiales durante un período de entrenamiento.

Experimentos transversales de lesionados

Se reclutaron cuatro varones activos con una lesión por distensión de los isquiotibiales unilateral clínicamente diagnosticada para participar en el estudio actual. Todos los atletas realizaron dos conjuntos de dos ejercicios de isquiotibiales nórdicos bilaterales en el aparato 100 para determinar la resistencia excéntrica de los flexores de rodilla, tanto para la extremidad lesionada previamente como para la no lesionada. Se usaron pruebas unilaterales de la t para datos emparejados a fin de comparar la resistencia excéntrica de los flexores de rodilla entre ambas extremidades.

Resultados: La extremidad previamente lesionada ($385,22 \text{ N} \pm 14,19 \text{ N}$) era significativamente ($p = 0,041$) más débil que la extremidad no lesionada ($425,30 \text{ N} \pm 26,40$).

Los experimentos anteriores excluyen la normalización, por ejemplo para los datos estadísticos de altura, peso, población del individuo, o similar. Sin embargo, se apreciará que se podría realizar la normalización, en el sistema de procesamiento 1100, o en un dispositivo independiente de procesamiento electrónico, de manera que los indicadores se sitúan en su línea base según una población de referencia, por ejemplo, mediante población agregada o demográficamente segregada.

En vista de estos experimentos, se apreciará que el aparato 100 es capaz de evaluar eficazmente la resistencia de los isquiotibiales de un individuo S y, en particular, visualiza niveles aceptables de fiabilidad y correlación de ensayo-nuevo ensayo con evaluaciones estándares de referencia, es decir, dinamometría isocinética. Además, el aparato 100 visualiza resultados prometedores en investigaciones de lesiones de intervención y transversales.

- 5 Se apreciará que un aparato 100, con los ejemplos anteriormente descritos, facilita un método simplificado para evaluar la resistencia de los isquiotibiales de un individuo. Por ejemplo, en contraste al estándar de referencia actual en la evaluación de la resistencia de los isquiotibiales, es decir, la dinamometría isocinética, el aparato 100 proporciona una reducción en los costes de fabricación, una portabilidad aumentada, unos tiempos de evaluación menores, y no requiere la supervisión de personal altamente capacitado.
- 10 Por toda esta memoria descriptiva y las reivindicaciones que siguen, a menos que el contexto lo requiera de otro modo, la palabra "comprenden", y variaciones tales como "comprende" o "que comprende", se entenderá que implican la inclusión de un conjunto indicado o un grupo de conjuntos o etapas, pero no la exclusión de cualquier otro conjunto o grupo de conjuntos.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato (100) para su uso al evaluar la resistencia de al menos un músculo flexor de rodilla de un individuo, incluyendo el aparato:

a. un soporte (110),

5 b. dos miembros de aseguramiento (121, 122), estando cada miembro de aseguramiento (121, 122) configurado para asegurar una parte de pierna inferior respectiva del individuo con relación al soporte (110), y

c. al menos un sensor

caracterizado por que

10 los miembros de aseguramiento (121, 122) están configurados para asegurar las partes de pierna inferiores del individuo, en una posición que es sustancialmente fija con relación al soporte (110), cuando el individuo baja la parte superior de su cuerpo desde una posición arrodillada para realizar una contracción excéntrica de dicho al menos un músculo flexor de rodilla, y

15 dicho al menos un sensor (130) está acoplado al menos a uno de los miembros de aseguramiento (121, 122) para detectar una fuerza aplicada a dicho al menos un miembro de aseguramiento (121, 122), mediante el músculo flexor de rodilla del individuo actuando en contracción excéntrica mientras el individuo baja la parte superior de su cuerpo, siendo la fuerza indicativa de la resistencia de dicho al menos un músculo flexor de rodilla actuando en contracción excéntrica.

2. El aparato (100) según la reivindicación 1, en donde dicho al menos un sensor (130) está fijado a dicho al menos un miembro de aseguramiento (121, 122).

20 3. El aparato (100) según la reivindicación 1, en donde dicho al menos un sensor (130) incluye dos sensores (130.1, 130.2), estando cada sensor (130.1, 130.2) acoplado a un miembro de aseguramiento (121, 122) respectivo para detectar por ello la fuerza indicativa de la resistencia de dicho al menos un músculo flexor de rodilla en cada pierna del individuo.

4. El aparato (100) según la reivindicación 1, en donde al menos uno de:

25 a. un sensor (130) está fijado al menos a uno de los miembros de aseguramiento (121, 122);

b. los miembros de aseguramiento (121, 122) están acoplados al soporte.

c. los miembros de aseguramiento (121, 122) están montados de modo desplazable en el soporte.

d. los miembros de aseguramiento (121, 122) incluyen uno de los siguientes:

i. una correa;

30 ii. un manguito, y

iii. un elemento para atar.

5. El aparato (100) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el soporte (110) incluye al menos un soporte de rodilla (201, 202) que soporta, en uso, al menos una rodilla del individuo, en donde el soporte de rodilla (201, 202) está montado de modo desplazable en el soporte (110).

35 6. El aparato (100) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde el aparato incluye un dispositivo de procesamiento electrónico (1100) para:

a. supervisar señales desde dicho al menos un sensor (130); y,

b. generar, al menos en parte usando las señales, un indicador (1301) indicativo de la resistencia para al menos el músculo flexor de rodilla.

40 7. El aparato (100) según la reivindicación 6, en donde la fuerza es indicativa de al menos uno de:

a. una fuerza instantánea;

b. una tasa de desarrollo de la fuerza;

c. una fuerza media;

d. una fuerza pico;

- e. un impulso;
- f. trabajo;
- g. un par instantáneo;
- h. una tasa de desarrollo del par;
- 5 i. un par medio;
- j. cambios en la fuerza con el paso del tiempo;
- k. cambios en el par con el paso del tiempo; y,
- l. un par pico.
- 10 8. El aparato (100) según la reivindicación 6, en donde el dispositivo de procesamiento electrónico está configurado para:
 - a. comparar las señales, al menos en parte, y los datos de referencia; y,
 - b. generar el indicador (1301) de acuerdo con los resultados de la comparación.
- 9. El aparato (100) según la reivindicación 8, en donde al menos uno de:
 - a. los datos de referencia incluyen al menos uno de:
 - 15 i. una tolerancia determinada a partir de una población normal;
 - ii. un intervalo predeterminado;
 - iii. una referencia predeterminada;
 - iv. un indicador generado previamente; y,
 - v. un indicador generado para otra pierna; y,
 - 20 b. el indicador es indicativo de:
 - i. las señales, al menos en parte, y los datos de referencia; y,
 - ii. una diferencia entre las señales, al menos en parte, y los datos de referencia.
- 10. El aparato (100) según una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 9, en donde el aparato incluye una salida (1120) para presentar al menos el indicador al usuario, en donde la salida (1120) es al menos uno de:
 - 25 a. un diodo emisor de luz (LED);
 - b. un miembro emisor de sonido;
 - c. una pantalla digital; y,
 - d. un miembro emisor de señales electrónicas.
- 30 11. El aparato (100) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en donde el aparato incluye una entrada, permitiendo por ello que un usuario introduzca datos, y en donde la entrada incluye al menos uno de:
 - a. un teclado numérico;
 - b. un teclado;
 - c. una pantalla táctil;
 - d. un botón; y
 - 35 e. un conmutador.
- 12. El aparato (100) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en donde el soporte (110) es alargado y en donde los miembros de aseguramiento (121, 122) están dispuestos en un primer extremo, y un segundo extremo soporta un peso del individuo.

13. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en donde el sensor (130) está configurado para detectar una cualquiera de una fuerza de compresión y una fuerza de tracción, y en donde el sensor incluye uno cualquiera de:

- a. una célula de carga;
- b. una placa de fuerza;
- c. un sensor de fuerza piezorresistivo;
- d. un calibre de deformación; y,
- e. un calibre de presión hidráulica.

14. Un método para evaluar la resistencia de al menos un músculo flexor de rodilla de un individuo usando un aparato (100) que incluye un soporte (110), dos miembros de aseguramiento (121, 122) y al menos un sensor (130) acoplado al menos a uno de los dos miembros de aseguramiento (121, 122), incluyendo el método:

a. asegurar las partes de pierna inferiores del individuo usando los miembros de aseguramiento (121, 122) respectivos, en una posición que es sustancialmente fija con relación al soporte (110), cuando el individuo baja la parte superior de su cuerpo desde una posición arrodillada para realizar una contracción excéntrica; y,

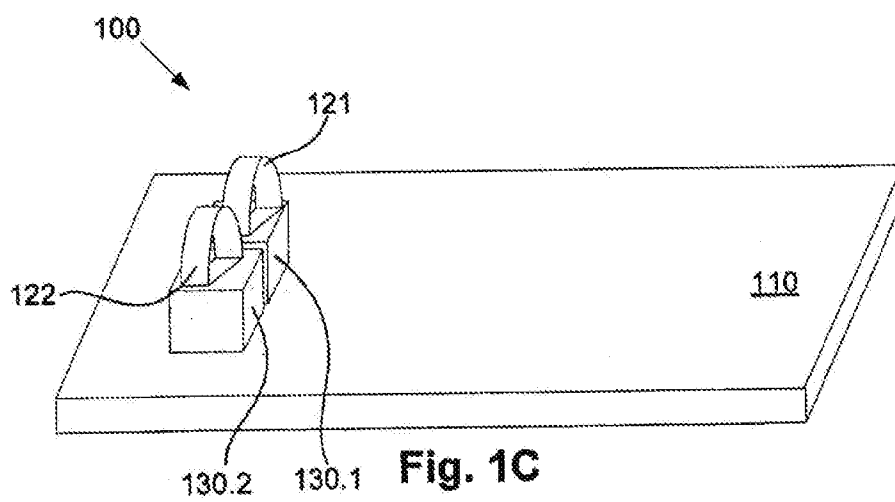
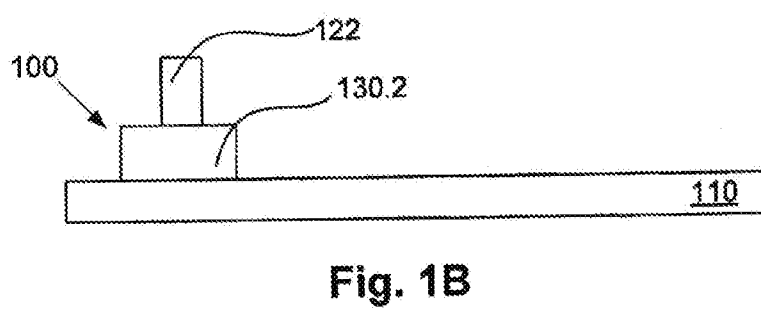
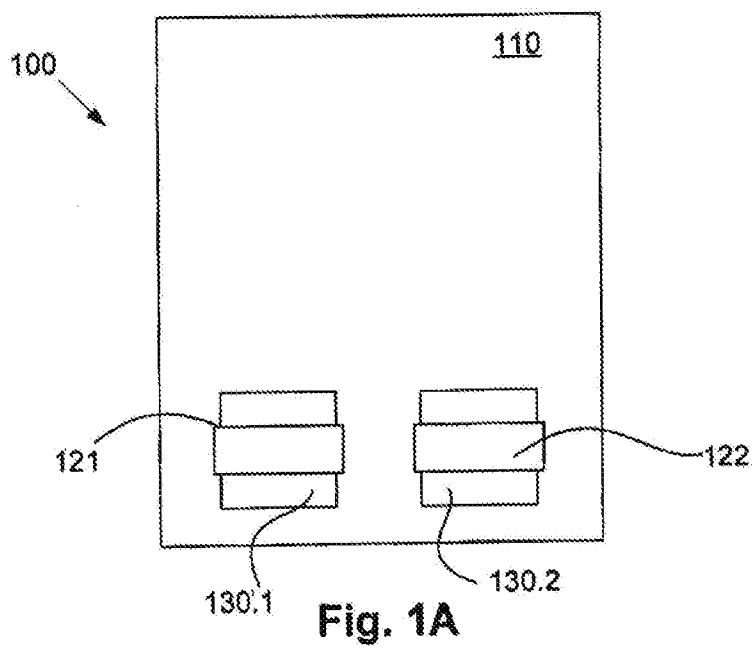
b. detectar, con el o cada sensor (130), una fuerza aplicada al menos a uno de los miembros de aseguramiento (121, 122), mediante el músculo flexor de rodilla del individuo actuando en contracción excéntrica, mientras el individuo baja la parte superior de su cuerpo desde la posición arrodillada para realizar por ello la contracción excéntrica de los isquiotibiales mientras las partes de pierna inferiores del individuo se aseguran a los miembros de aseguramiento (121, 122) respectivos, cuya fuerza es indicativa de la resistencia de dicho al menos un músculo flexor de rodilla.

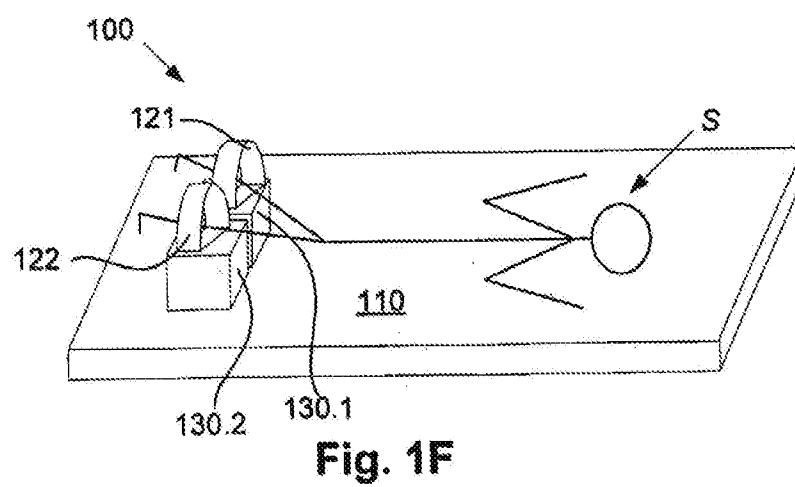
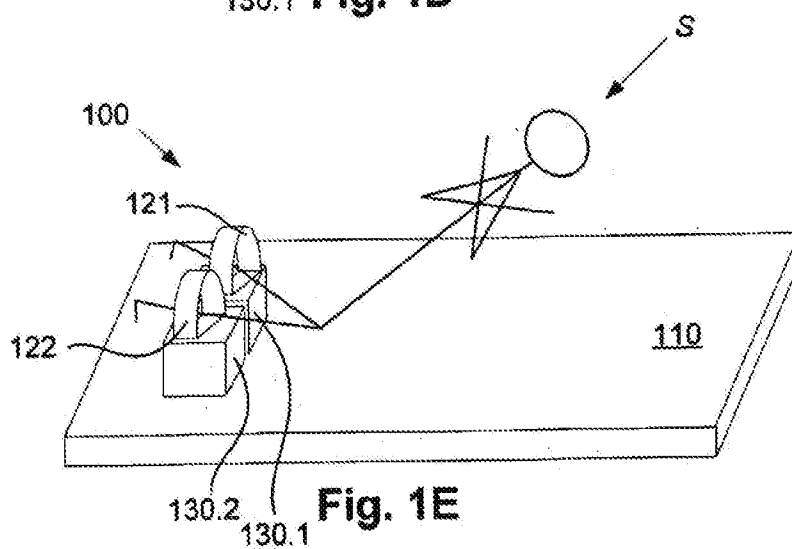
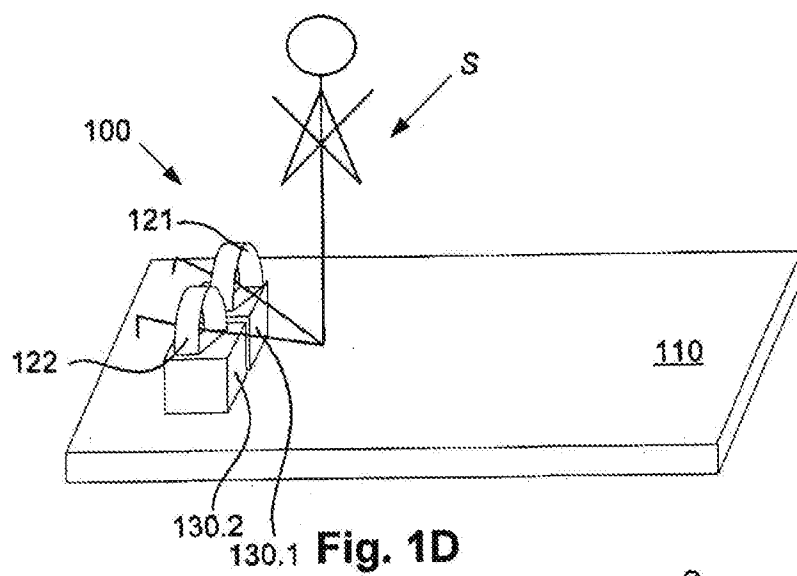
15. El método según la reivindicación 14, que incluye usar un dispositivo de procesamiento electrónico (1100) para:

supervisar las señales desde dicho al menos un sensor (130); y,

generar, al menos en parte usando las señales desde dicho al menos un sensor (130),

un indicador (1301) indicativo de la resistencia de los isquiotibiales.





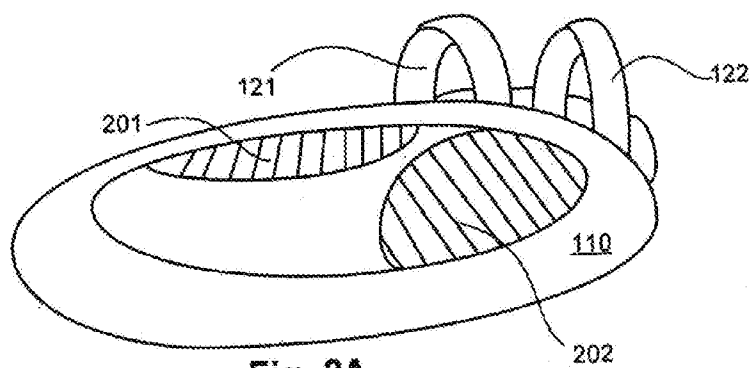


Fig. 2A

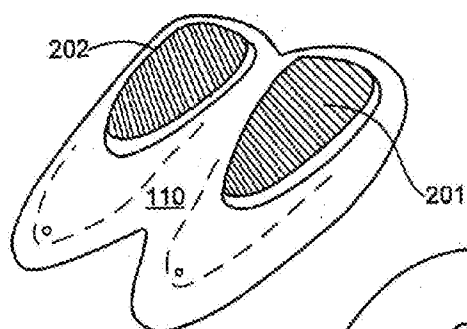


Fig. 2B

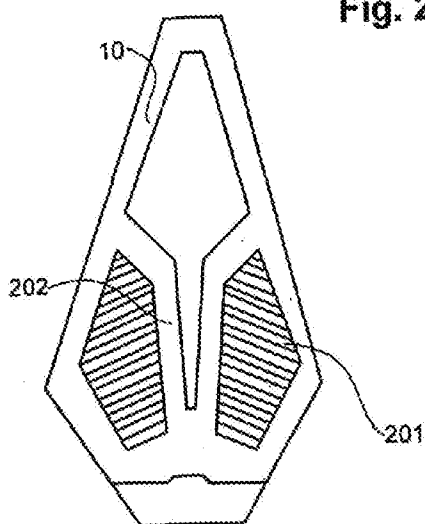


Fig. 2C

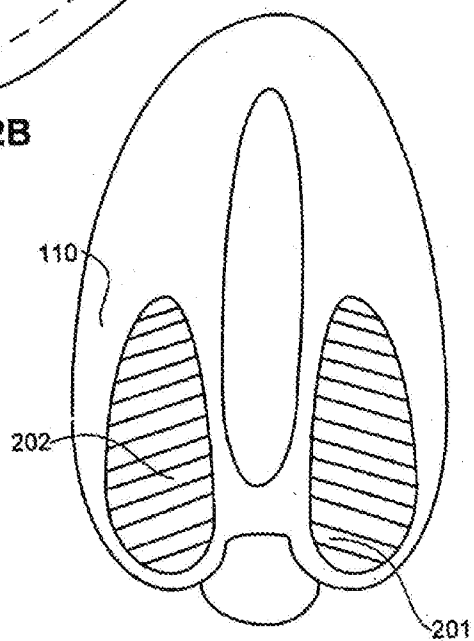


Fig. 2D

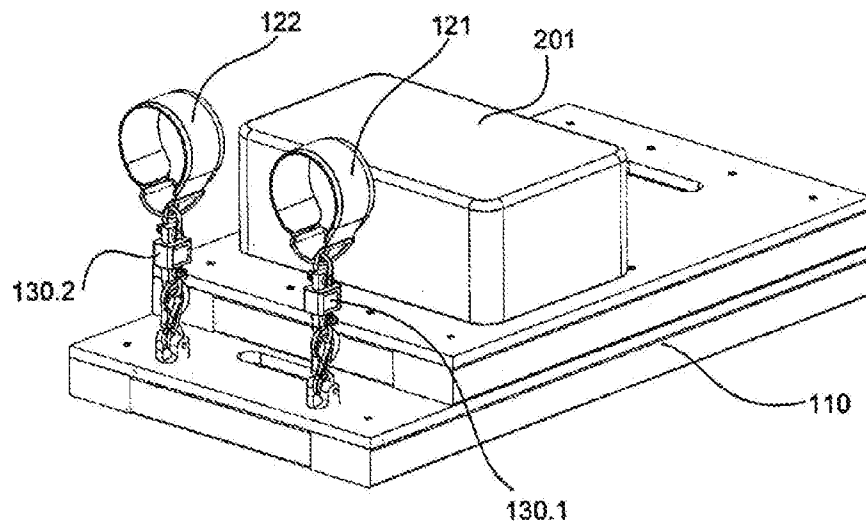
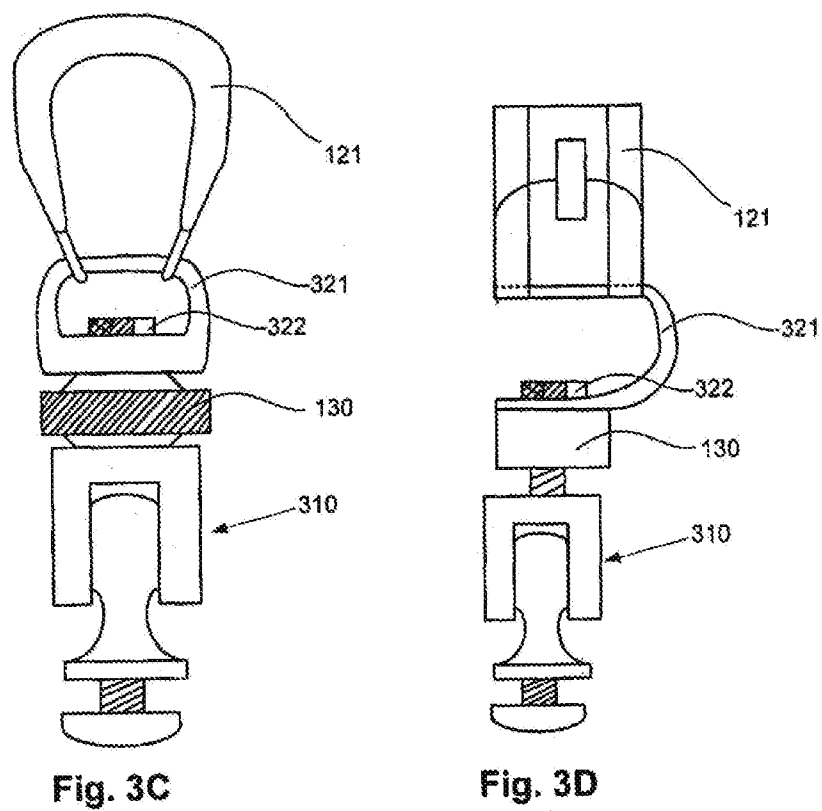
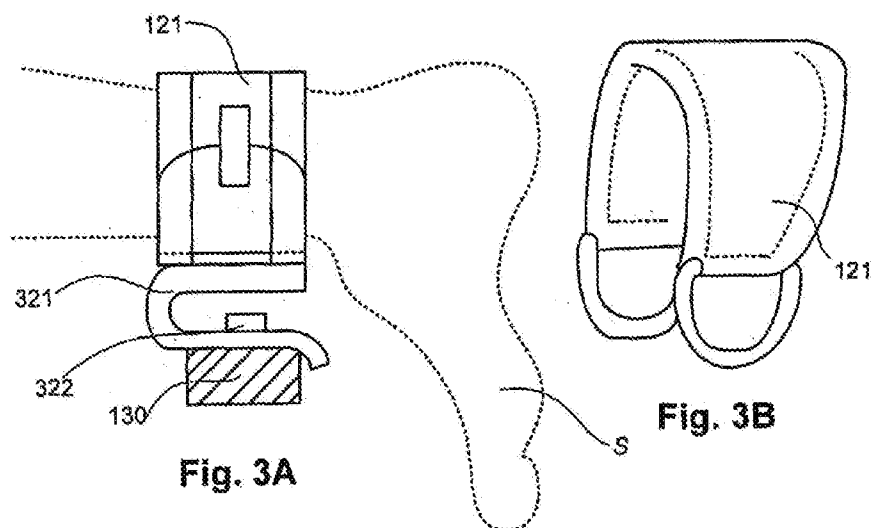


Fig. 2E



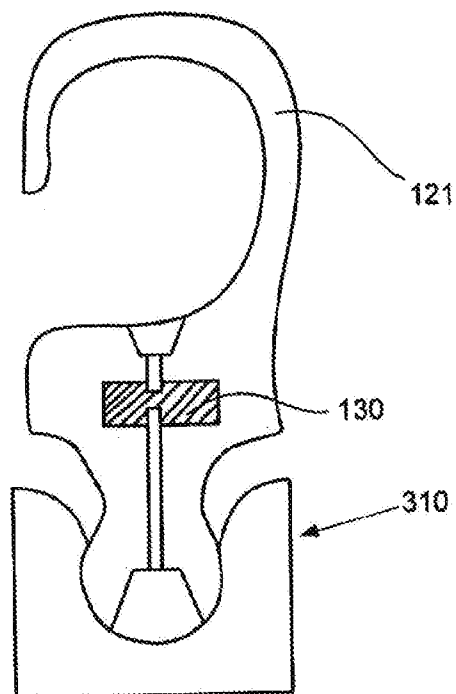


Fig. 3E

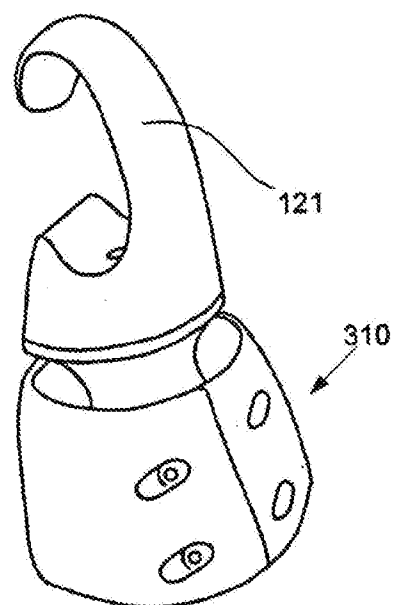


Fig. 3F

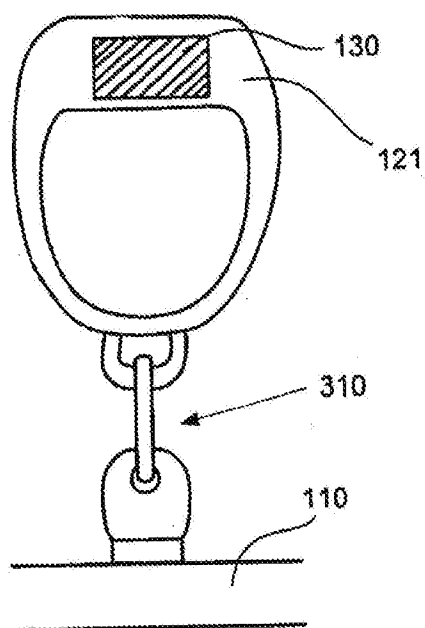


Fig. 3G

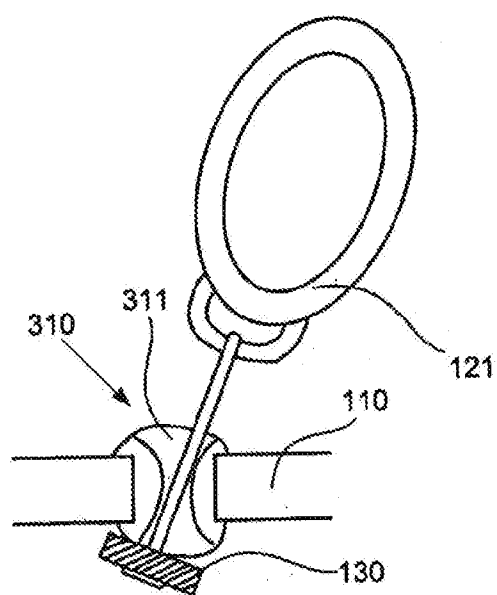
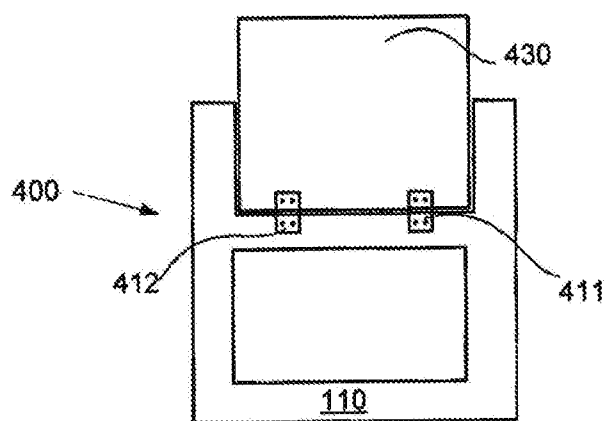
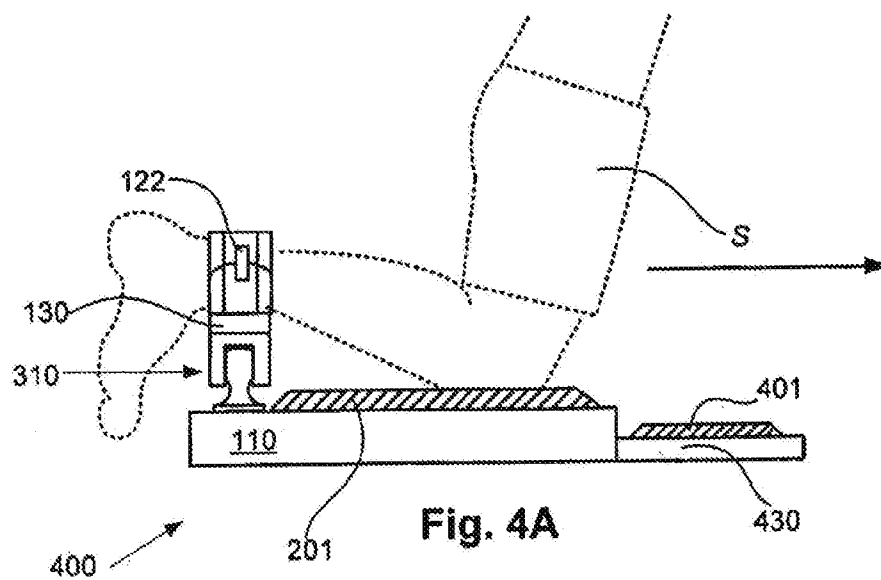
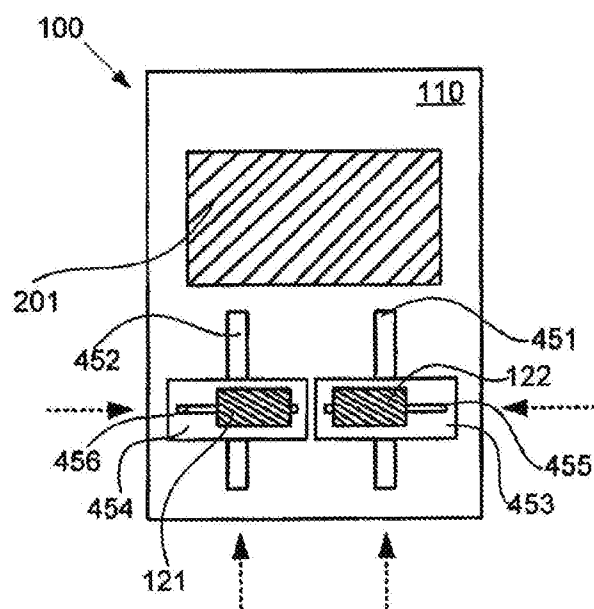
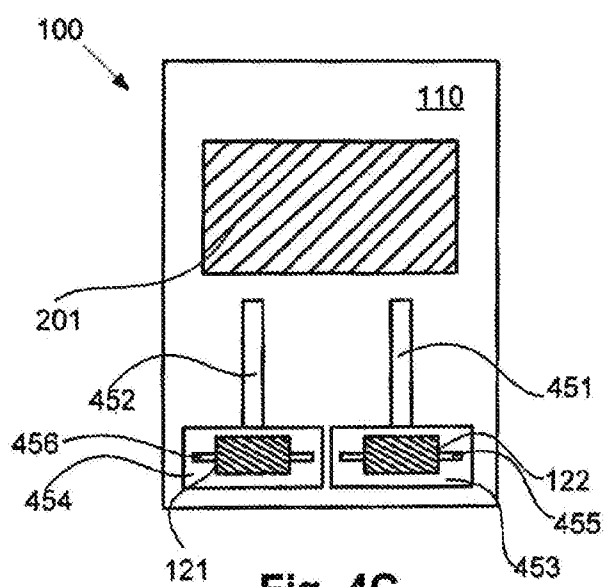
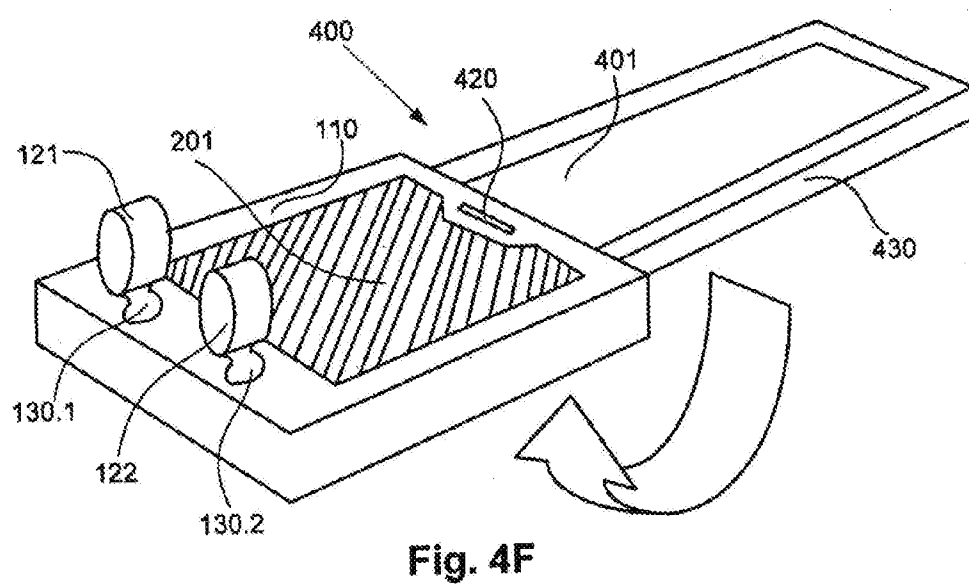
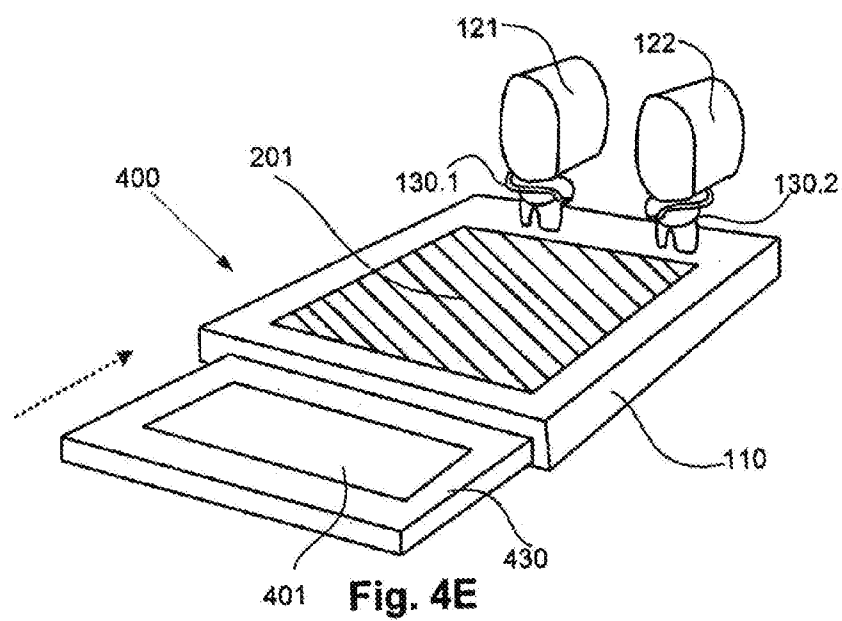


Fig. 3H







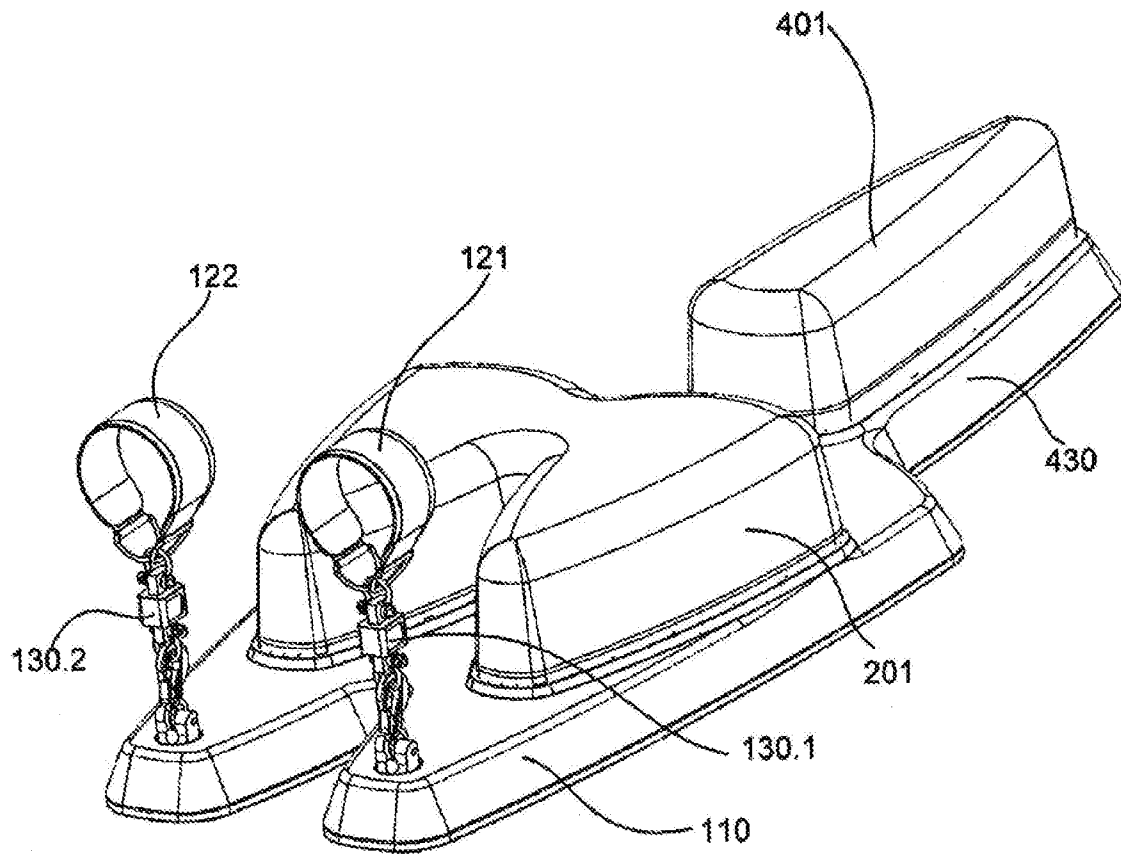


Fig. 4G

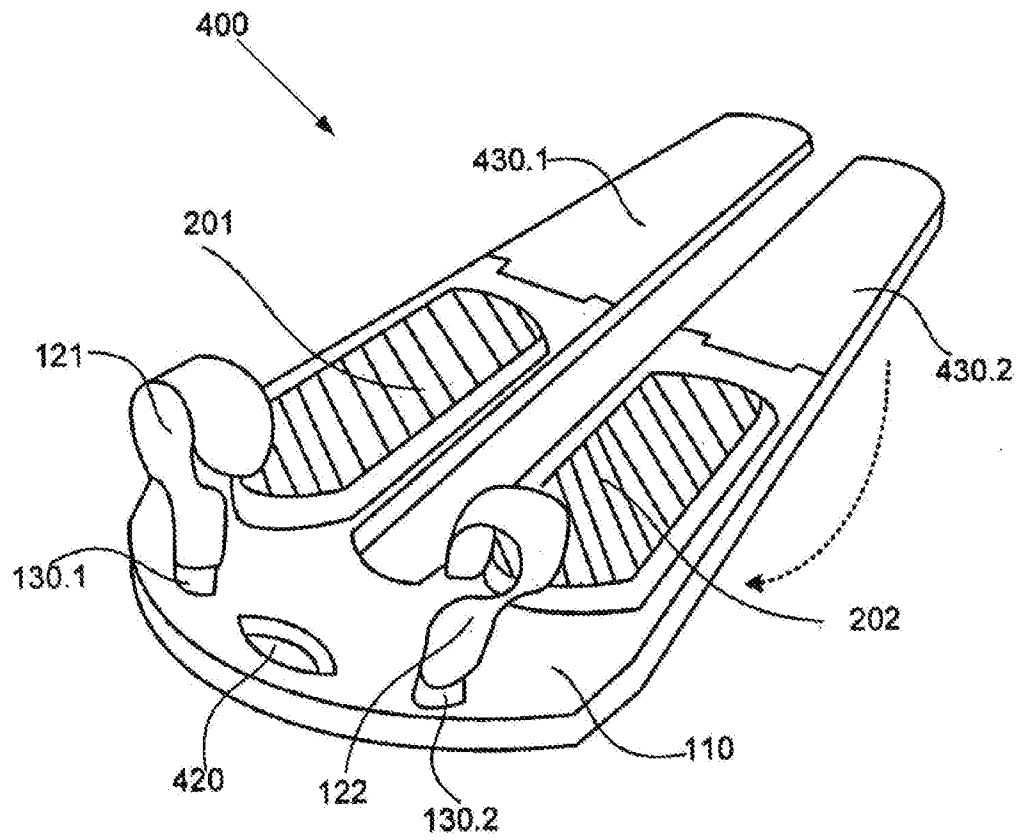


Fig. 4H

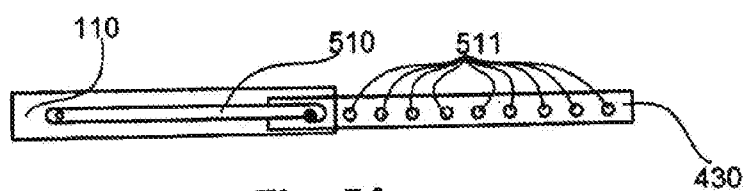


Fig. 5A

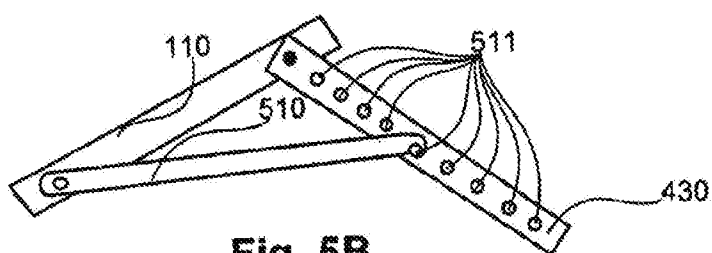


Fig. 5B

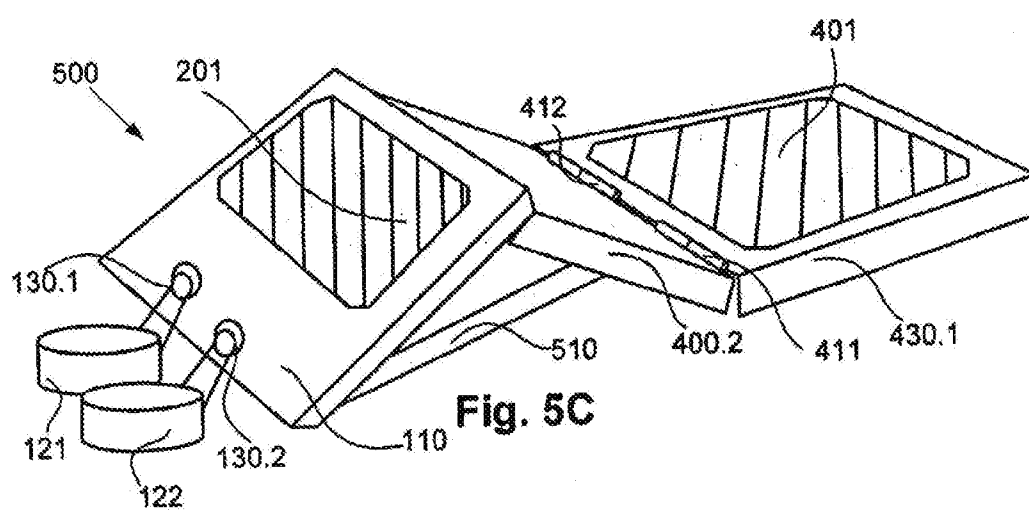


Fig. 5C

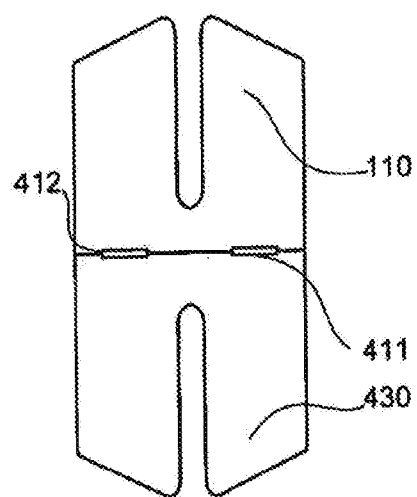


Fig. 6A

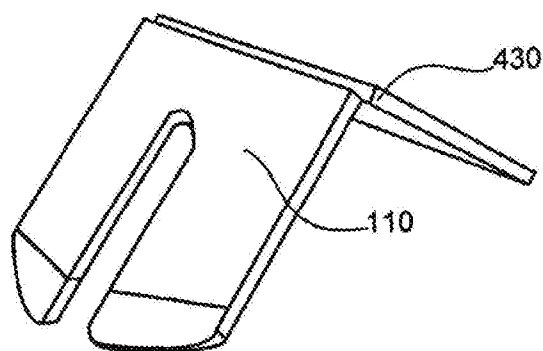


Fig. 6B

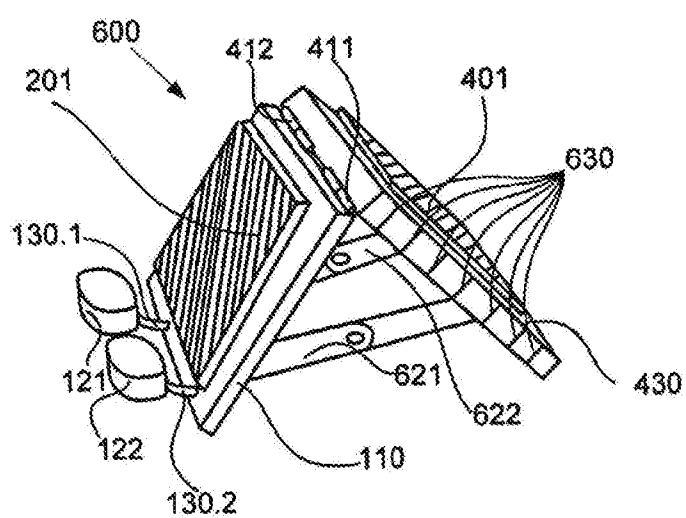


Fig. 6C

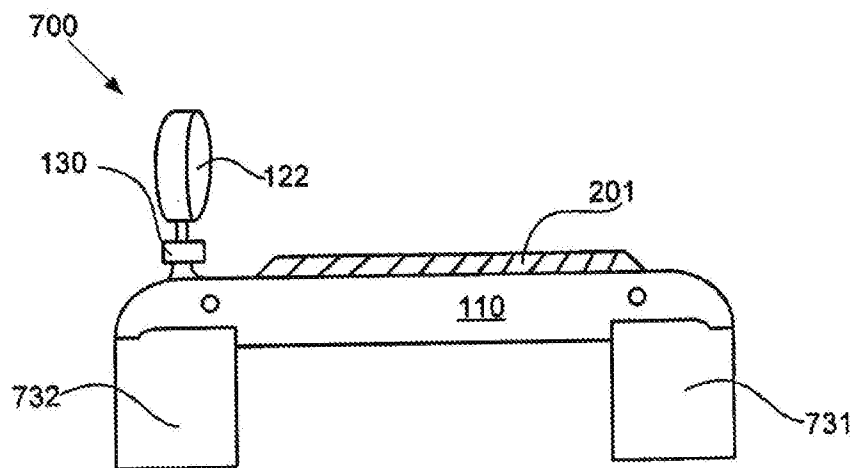


Fig. 7A

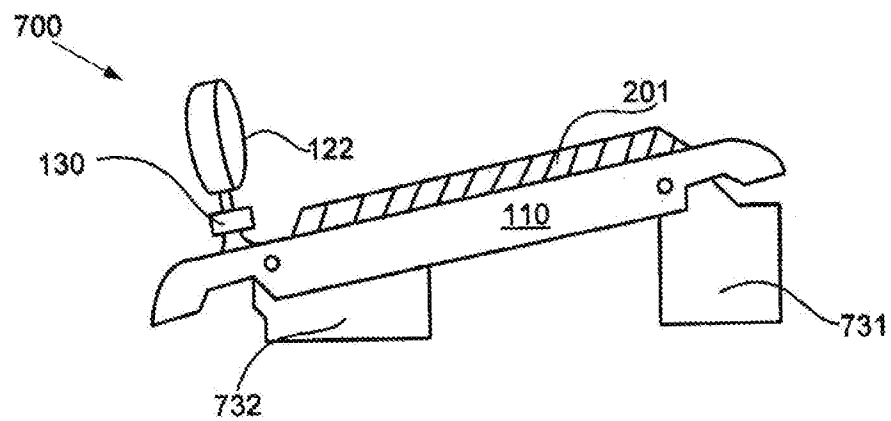


Fig. 7B

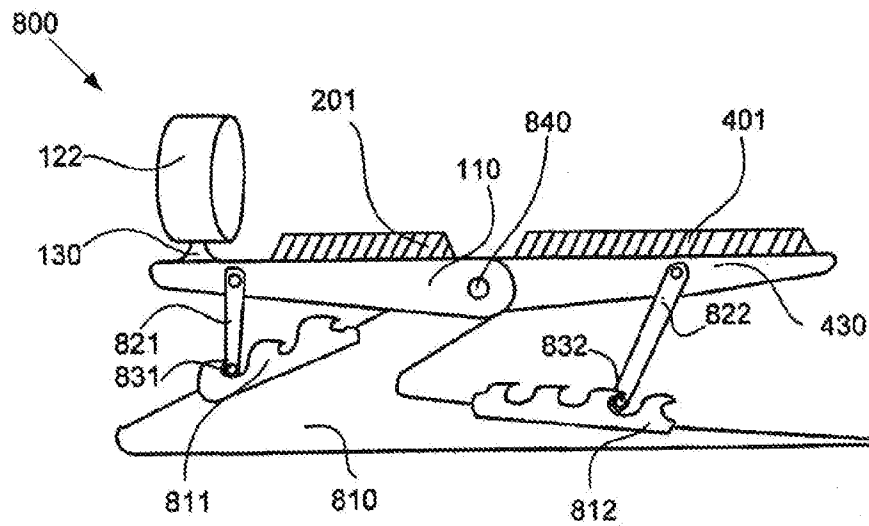


Fig. 8A

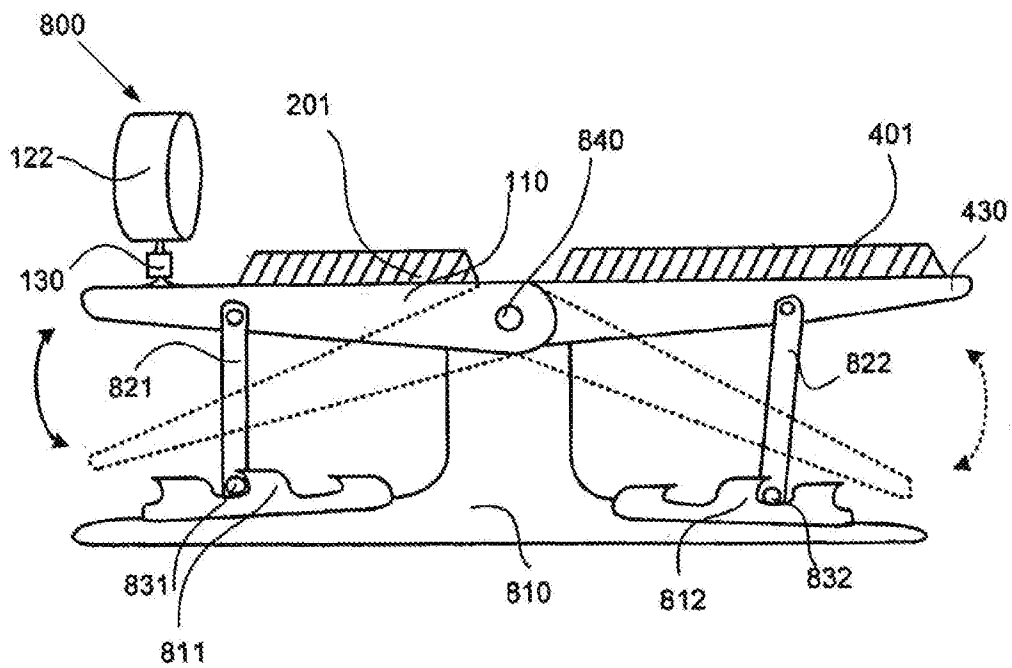
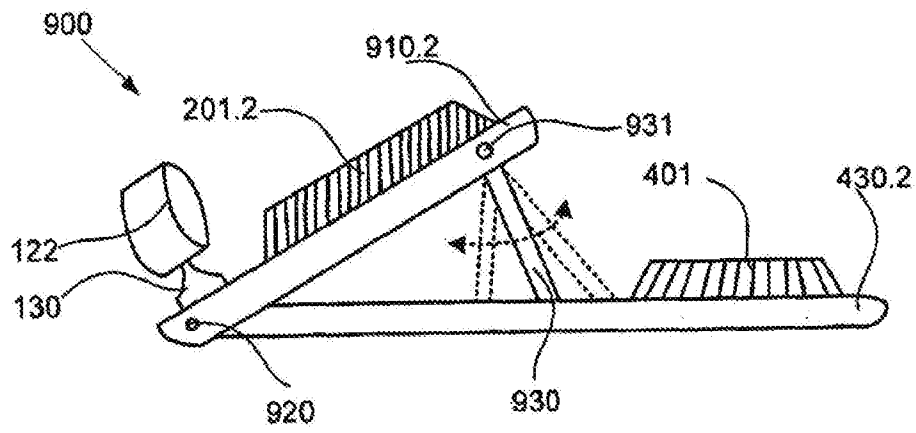
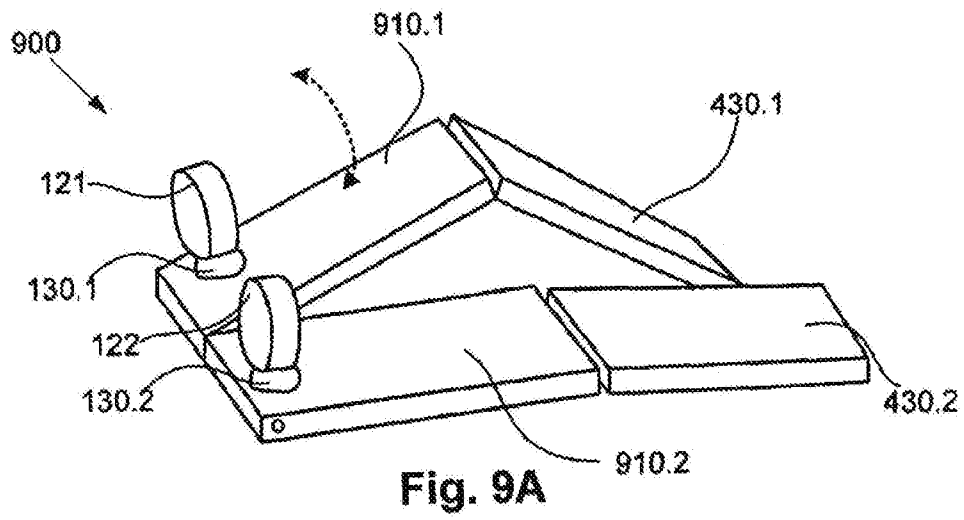
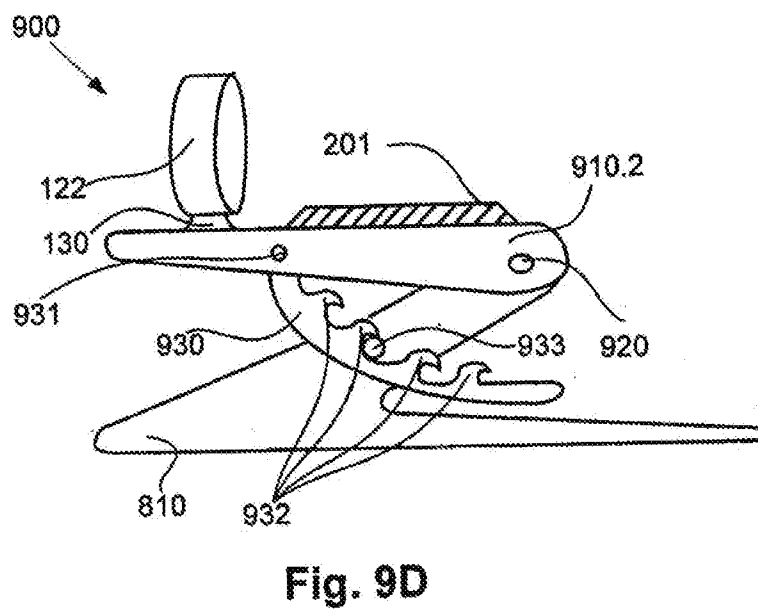
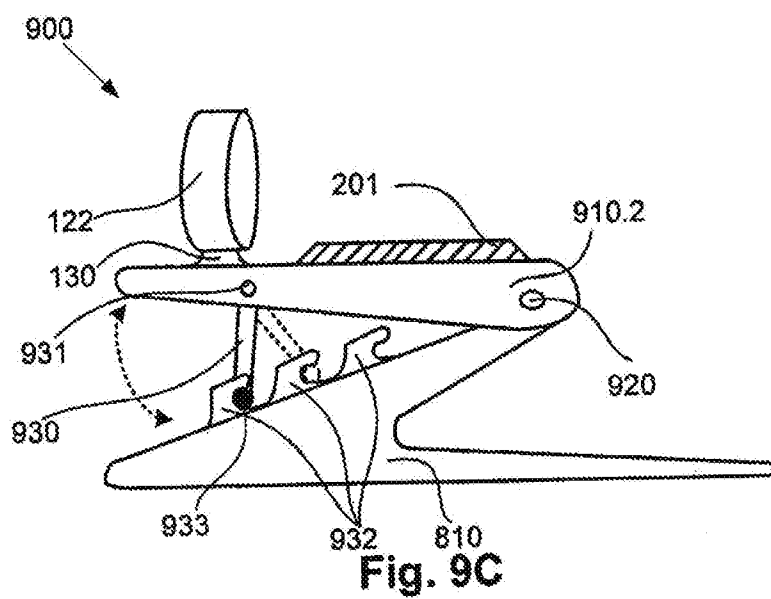


Fig. 8B





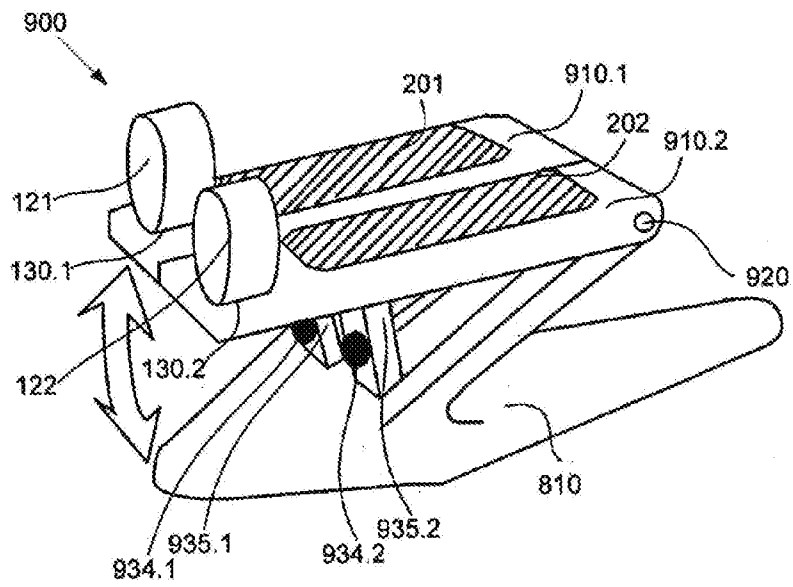


Fig. 9E

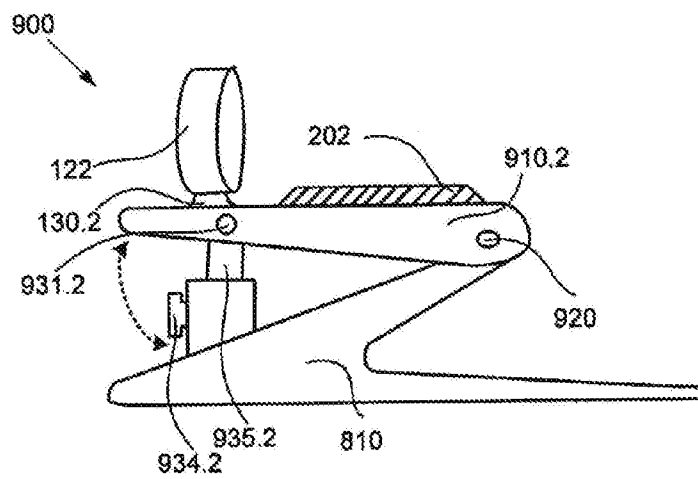


Fig. 9F

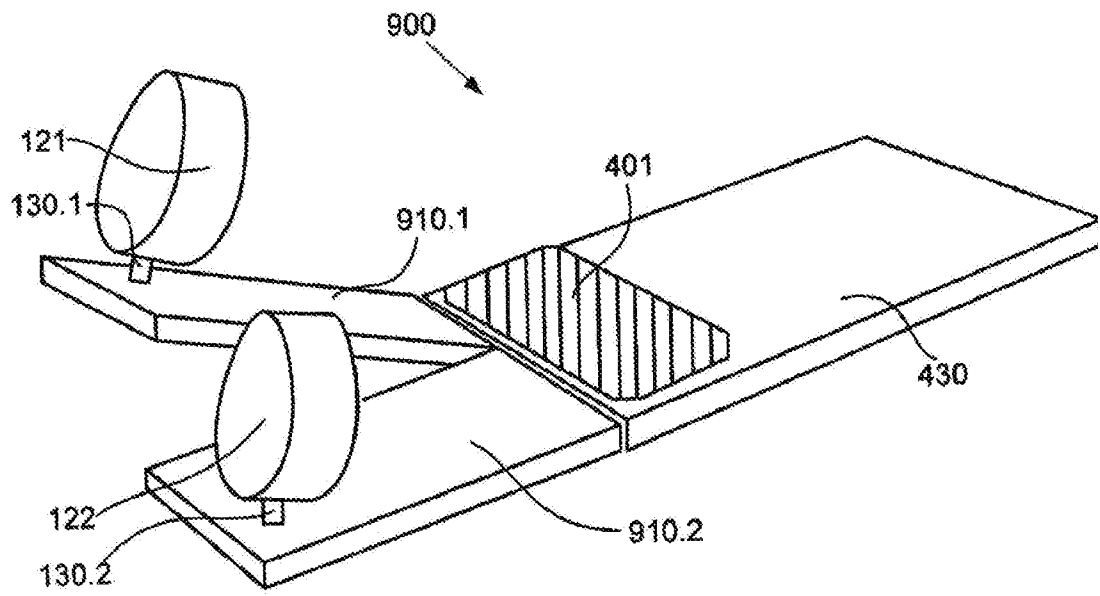
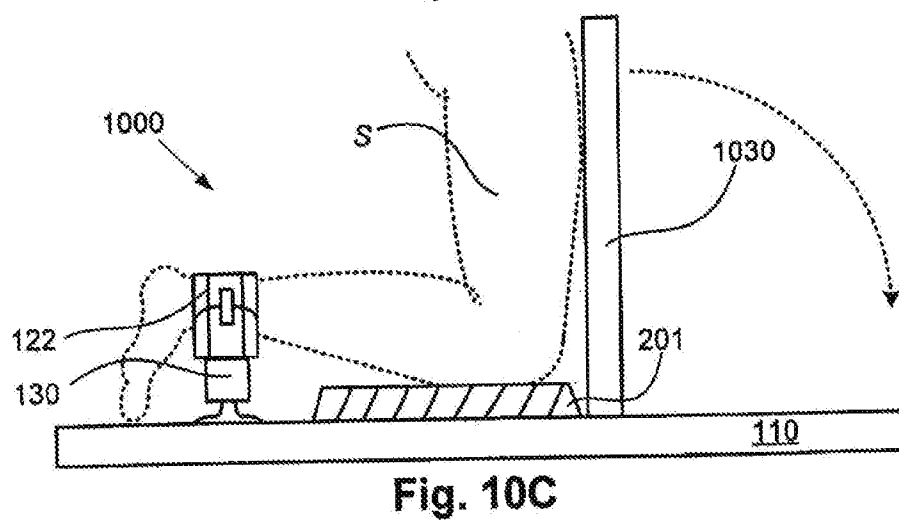
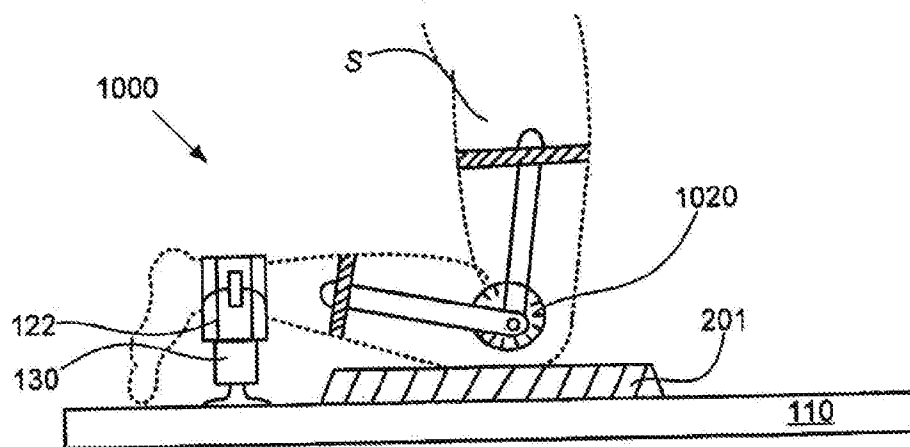
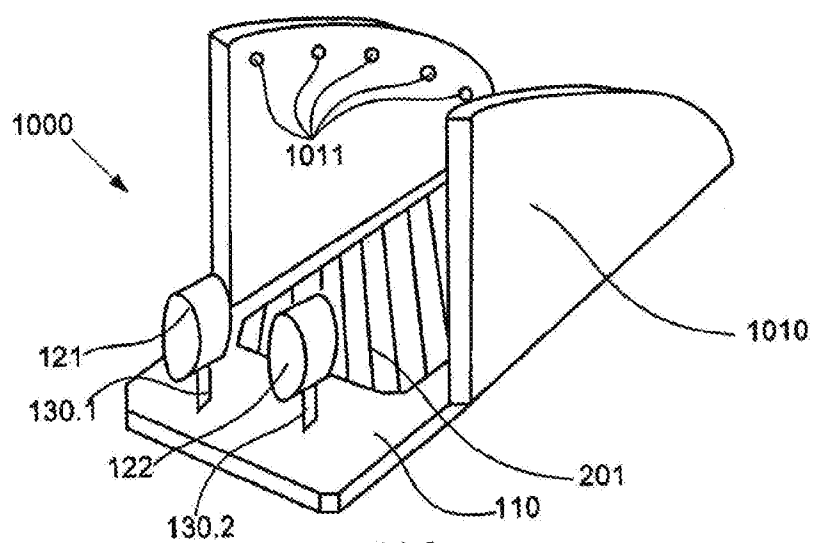


Fig. 9G



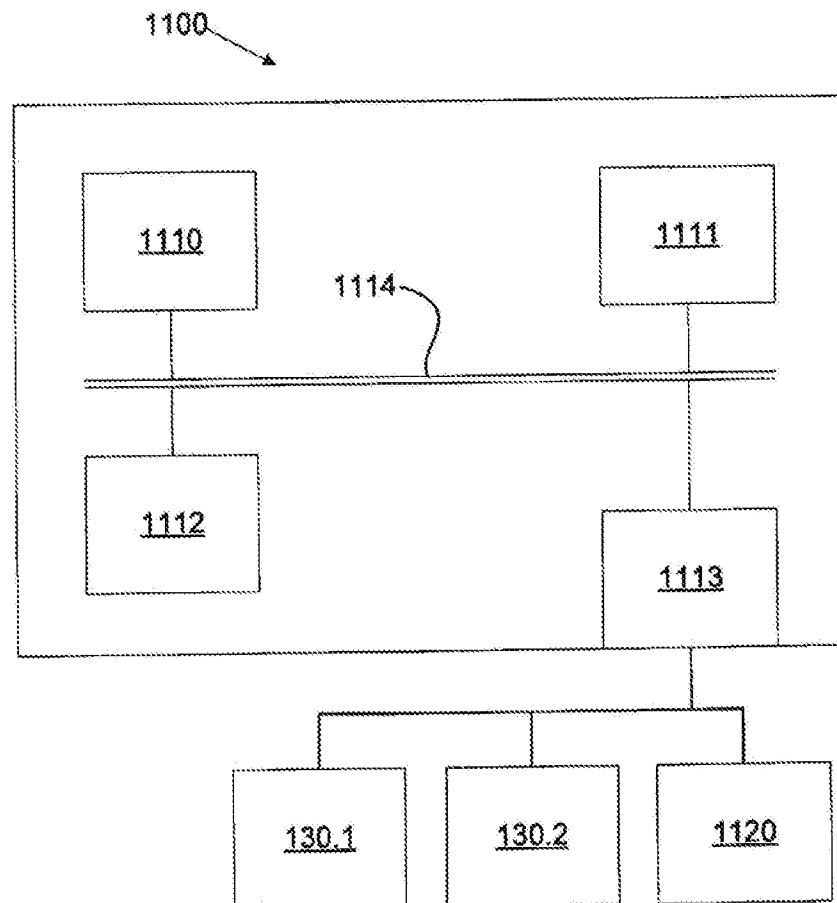


Fig. 11

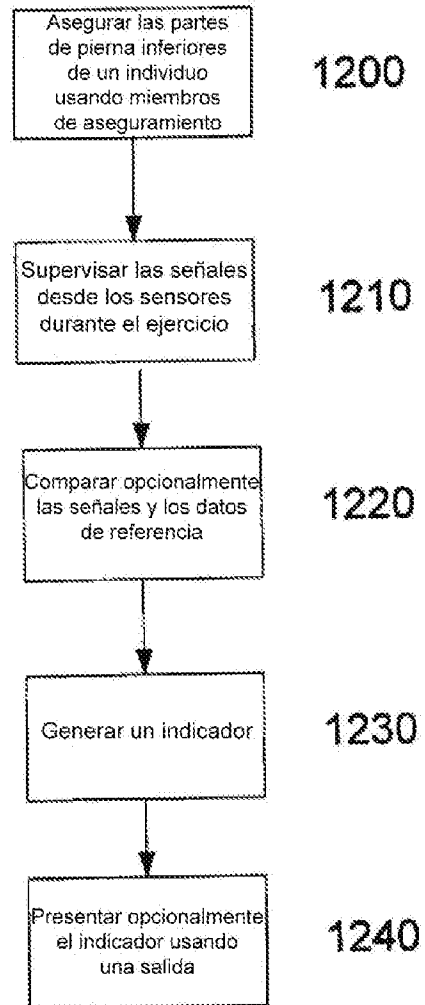


Fig. 12

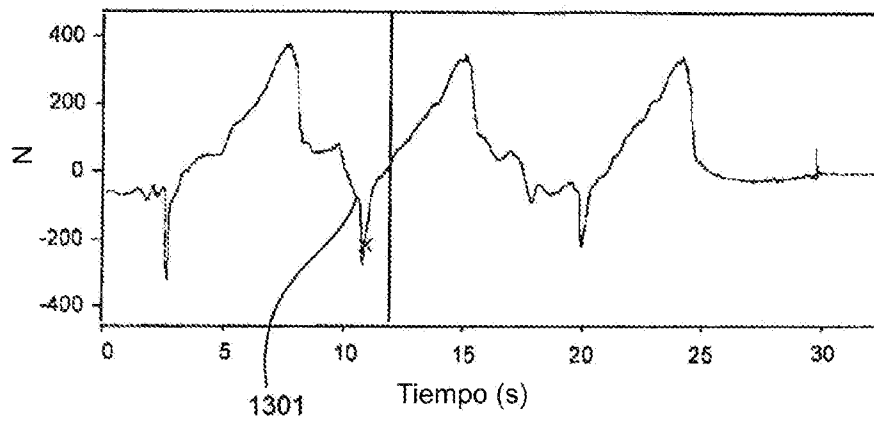


Fig. 13A

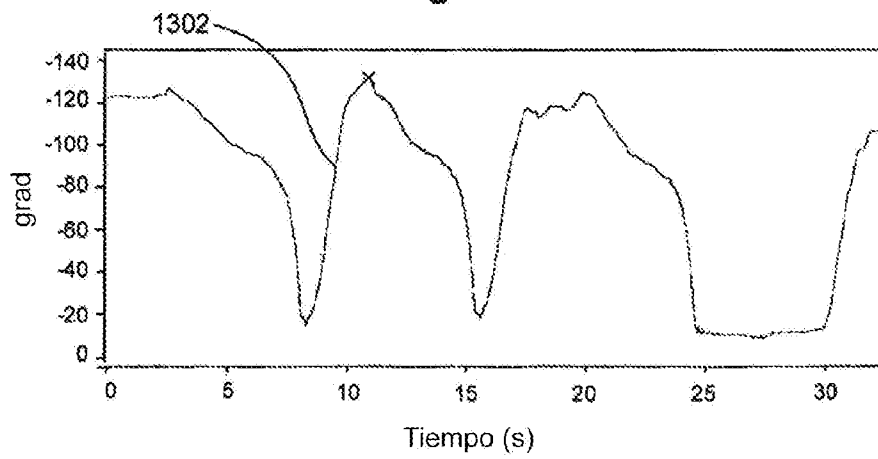


Fig. 13B

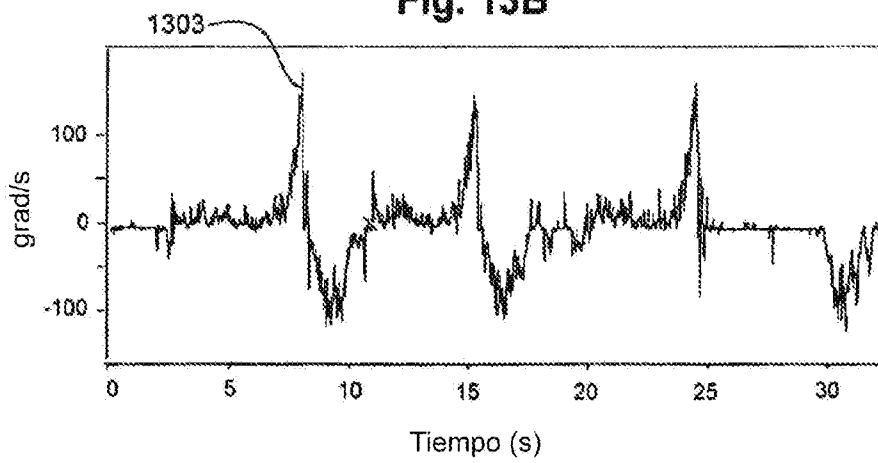


Fig. 13C