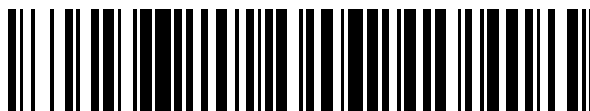


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 642 123**

51 Int. Cl.:

A61F 2/58 (2006.01)

A61F 2/68 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.05.2014** **PCT/US2014/036599**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.11.2014** **WO14179704**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.05.2014** **E 14732473 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.07.2017** **EP 2991592**

54 Título: **Control coordinado para una prótesis de brazo**

30 Prioridad:

02.05.2013 US 201361818596 P

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

15.11.2017

73 Titular/es:

VANDERBILT UNIVERSITY (100.0%)
305 Kirkland Hall
Nashville, Tennessee 37240, US

72 Inventor/es:

GOLDFARB, MICHAEL;
ALSHAMMARY, NASSER;
BENNETT, DANIEL y
DALLEY, SKYLER

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 642 123 T3

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

DESCRIPCIÓN

Control coordinado para una prótesis de brazo

Campo de la invención

La presente invención se refiere al control de prótesis de brazo, y más específicamente a aparatos y métodos para coordinar el funcionamiento de articulaciones en prótesis de brazo mioeléctricas.

Técnica anterior

En muchas prótesis de brazo mioeléctricas convencionales con una articulación del codo accionada, la configuración de la articulación del codo accionada se controla típicamente independientemente de la configuración de la articulación del hombro, y la articulación de la muñeca se controla típicamente independientemente de la configuración de las otras articulaciones principales del brazo. Además, en dichas prótesis de brazo mioeléctricas, la configuración de cada articulación en el brazo protésico se controla típicamente de una manera secuencial (es decir, se mueve una articulación a la vez) hasta que el brazo se configura en una postura deseada. Un ejemplo de realización de un método para el control de un brazo protésico de la técnica anterior se describe en US 2011/264238 A1.

La razón por la que las prótesis mioeléctricas convencionales se configuran típicamente de una manera secuencial es que la al menos una articulación de la prótesis de brazo mioeléctrica se controla típicamente con la entrada de un par de medidas del electromiograma (EMG), cada una de las cuales mide la actividad eléctrica resultante de una contracción muscular en un par de músculos opuestos en la extremidad residual del brazo amputado. En el caso de una amputación por encima del codo, el EMG se mide típicamente a partir de los grupos de músculos bíceps y tríceps. En el brazo anatómico, la combinación del par de medidas proporciona un único control bidireccional para flexionar o extender una articulación dada. Aunque los músculos bíceps y tríceps ya no actúan para flexionar y extender una articulación anatómica del codo en amputados por encima del codo, las mediciones del EMG rectificadas y filtradas pueden proporcionar una señal eléctrica en tiempo real proporcional a la fuerza de contracción de los respectivos músculos en la extremidad residual. En la mayoría de las prótesis de brazo mioeléctricas, esta señal eléctrica activa un bucle de control del motor de codo para la prótesis, de manera que la velocidad angular de la articulación protésica del codo es proporcional al EMG medido, donde el EMG se mide desde el grupo de músculo bíceps para flexión, y el EMG se mide a partir del grupo del músculo tríceps para la extensión. Por lo tanto, la velocidad angular de la articulación del codo es generalmente proporcional a la fuerza de contracción. En la ausencia de contracción muscular el codo permanece bloqueado en su posición actual (es decir, las articulaciones de un brazo protésico mioeléctrico están normalmente bloqueadas). Este método de control puede denominarse control del EMG diferencial basado en la velocidad.

En el caso de una prótesis de brazo con articulaciones de codo y muñeca accionadas normalmente no es posible el control coordinado de estas articulaciones ya que sólo se dispone de una única señal de control (de los bíceps y tríceps) para controlar estas articulaciones múltiples. Como resultado, la señal de control del EMG se conmuta típicamente entre las uniones, dando como resultado que las uniones sean controladas de una manera secuencial. Por ejemplo, el EMG de bíceps/tríceps primero se utilizará para mover la articulación protésica del codo. Posteriormente, el control puede ser cambiado a la articulación de la muñeca (típicamente co-contrayendo momentáneamente los bíceps y tríceps a la vez, en lugar de usarlos en un sentido diferencial) y el EMG del bíceps/tríceps puede ajustar el ángulo de la muñeca. Una nueva co-contracción momentánea cambiará el control a una mano protésica, de modo que el mismo EMG abra/cierre la mano. Una co-contracción momentánea posterior cambiará el control a una mano protésica, de modo que el mismo EMG abra/cierre la mano. Una co-contracción momentánea posterior hará que el período de control del EMG vuelva a la articulación del codo. Como tal, el mismo grupo de músculos agonista/antagonista (en este caso bíceps y tríceps) proporciona un control mioeléctrico de todas las articulaciones y de la mano del brazo protésico.

Con respecto al control coordinado de la articulación del codo accionada y la articulación del hombro intacta en una prótesis por encima del codo, la unidad de codo accionada podría moverse de acuerdo con el hombro, pero no sin grandes dificultades. En particular, dado que partes sustanciales tanto del bíceps como del tríceps se extienden sobre la articulación del hombro (es decir, ambos son grupos musculares de dos articulaciones), el movimiento del hombro intacto también produce unas señales mioeléctricas en el bíceps y tríceps. Por lo tanto, es difícil, si no imposible, particularmente sin la propiocepción del codo, que el amputado proporcione señales del EMG para controlar la articulación protésica del codo que se desacoplan de las señales del EMG generadas durante el uso de la articulación del hombro intacta. Como resultado, el amputado recurre típicamente a la configuración secuencial independiente de las articulaciones del hombro y del codo, lo que elimina la interferencia que el movimiento del hombro presenta en las señales del EMG del bíceps y tríceps. Por lo tanto, los amputados por encima del codo son típicamente forzados a mover todas las articulaciones del brazo de una manera secuencial.

Compendio

La presente tecnología está dirigida a sistemas y métodos como se expone en las reivindicaciones.

En determinadas configuraciones, la al menos una articulación accionada es una articulación del codo y la extremidad residual es el brazo superior, donde el sensor de medición de inercia mide el movimiento de la parte superior del brazo y donde el movimiento angular de la articulación del codo está controlado con respecto a el movimiento medido de la parte superior del brazo. La medición inercial del movimiento de la parte superior del brazo puede ser una medida de la orientación espacial del brazo superior y/o de la velocidad angular con respecto a un marco de referencia inercial.

En determinadas configuraciones, el movimiento angular de la articulación del codo se controla como una función de la orientación espacial de la parte superior del brazo, de manera que la articulación del codo se mueve en extensión cuando la orientación de la parte superior del brazo indica que el codo se está alejando del cuerpo, y tal que el codo la articulación se mueve en flexión cuando la orientación del brazo superior indica que el codo se está acercando o alejando al cuerpo. El movimiento del codo acercándose o alejándose al cuerpo puede ser indicado por la distancia radial del codo desde la línea central del cuerpo. Alternativamente, el movimiento del codo acercándose o alejándose al cuerpo puede indicarse por la distancia de la articulación del codo desde el centro del cuerpo proyectado sobre un plano preseleccionado con respecto al cuerpo del usuario, tal como el plano sagital, el plano frontal, o el plano sagital medio. Además, el movimiento del codo acercándose o alejándose al cuerpo puede ser indicado por la distancia de la articulación del codo desde el centro del cuerpo proyectado sobre un plano preseleccionado con relación a la orientación del eje de rotación de la articulación del codo.

En algunas configuraciones, una velocidad angular de la articulación del codo puede ser causada por una velocidad lineal instantánea de la articulación del codo en una dirección ortogonal tanto al eje de rotación del codo como al eje largo de la parte superior del brazo. En consecuencia, el ángulo de la articulación del codo puede moverse en flexión cuando la velocidad lineal instantánea está hacia la línea central del cuerpo y se mueve en extensión cuando la velocidad está alejada de la línea central del cuerpo.

Además en otras configuraciones, una velocidad angular de la articulación del codo puede ser causada por una velocidad angular del brazo superior con respecto a un marco de referencia inercial. La velocidad angular del brazo superior puede ser la componente de la velocidad angular a lo largo del eje de rotación de la articulación del codo. Alternativamente, la velocidad angular de la parte superior del brazo puede ser la suma vectorial de componentes de la velocidad angular en el plano ortogonal al eje largo de la parte superior del brazo. En algunos casos, el ángulo de rotación interna/externa del hombro se utiliza para modular una ganancia entre la velocidad angular de la articulación del codo y la velocidad angular de la parte superior del brazo.

En configuraciones particulares, la articulación del codo puede ser controlada de tal manera que la orientación del antebrazo con respecto al marco de referencia inercial permanezca invariable para el movimiento de la parte superior del brazo en el plano ortogonal al eje de la articulación del codo.

En las diversas configuraciones, el control del electromiograma (EMG) de la articulación del codo puede combinarse con el control del IMS de la articulación del codo. En algunos casos, el EMG de la parte superior del brazo se puede combinar con la orientación medida de la parte superior del brazo por el IMS para causar el movimiento de la articulación del codo. Además, se puede superponer un control diferencial de velocidad angular de codo del EMG en el control del IMS.

Además, una co-contracción sostenida como se indica por el EMG se puede utilizar para impedir el movimiento de la articulación del codo o atenuar el movimiento de la articulación del codo en relación con la fuerza de co-contracción.

En algunas configuraciones, se puede utilizar una velocidad angular de la parte superior del brazo para evitar el control del EMG diferencial del movimiento de la articulación del codo. Alternativamente, la ausencia de velocidad angular del brazo superior puede cambiar el control del movimiento de la articulación del codo a un control del EMG diferencial.

En algunas configuraciones, la prótesis se puede cambiar entre el modo de control coordinado y un modo de control secuencial. Esta conmutación puede basarse en al menos un EMG o un suceso IMS.

En algunas configuraciones, la al menos una articulación accionada puede incluir una articulación de muñeca accionada. La articulación de muñeca accionada puede ser controlada de tal manera que la orientación de la mano permanezca invariable con relación al marco de referencia inercial. Además, se puede usar una co-contracción de músculos en la extremidad residual para seleccionar el modo de control de muñeca coordinado.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 muestra una ilustración esquemática de un brazo protésico de acuerdo con la presente tecnología;

las Figuras 2 y 3 ilustran un usuario con el brazo protésico de la Figura 1;

la Figura 4 muestra un diagrama de flujo de etapas en un método ejemplar de acuerdo con la presente tecnología; y

las Figuras 5A y 5B muestran una realización de sistema adecuada para aplicar el sistema de control de la presente tecnología.

Descripción detallada

La presente invención se describe haciendo referencia a las figuras adjuntas, en las que se utilizan números de referencia similares en todas las figuras para designar elementos similares o equivalentes. Las figuras no están dibujadas a escala y se proporcionan meramente para ilustrar la presente invención. A continuación se describen varios aspectos de la invención con referencia a ejemplos de aplicaciones para ilustración. Se debería entender que se exponen numerosos detalles específicos, relaciones y métodos para proporcionar una comprensión completa de la invención. Sin embargo, un experto en la técnica pertinente reconocerá fácilmente que la invención se puede poner en práctica sin uno o más de los detalles específicos o con otros métodos. En otros casos, no se muestran en detalle estructuras o operaciones bien conocidas para evitar oscurecer la invención. La presente invención no está limitada por el orden ilustrado de actos o sucesos, ya que algunos actos pueden ocurrir en órdenes diferentes y/o concurrentemente con otros actos o sucesos. Además, no todos los actos o sucesos ilustrados son necesarios para aplicar una metodología de acuerdo con la presente invención.

Esta tecnología presente se dirige a una metodología de control que permite a los amputados por encima del codo con prótesis mioeléctricas efectuar movimientos coordinados y simultáneos de sus articulaciones anatómicas de los hombros y de las articulaciones del codo protésico. En sujetos con un brazo sano o intacto, las articulaciones principales (es decir, el hombro, el codo y posiblemente la muñeca) se controlan típicamente de forma simultánea con el fin de lograr una configuración deseada del brazo. La configuración simultánea de todas las juntas proporciona una serie de ventajas importantes en relación con su configuración secuencial. Lo más obvio es que la configuración secuencial requiere más tiempo que la configuración simultánea de las articulaciones, suponiendo que el tiempo requerido para configurar cada articulación es esencialmente invariable. Por lo tanto, la obtención de una postura deseada con la configuración simultánea de las articulaciones permite un movimiento más rápido del brazo. Tal vez más significativamente, un usuario está a menudo interesado en seguir un camino dado con su mano, en lugar de simplemente lograr una posición final dada de la mano. Por ejemplo, en un movimiento de alcance, o al abrir una puerta o un cajón, el movimiento deseado implica configurar el brazo de tal manera que la mano siga un camino o una trayectoria, en lugar de simplemente obtener una simple postura con el brazo.

Como se conoce en el estudio de los manipuladores de robots, la capacidad de mover el punto extremo (en este caso la mano) de un manipulador de múltiples articulaciones (en este caso el brazo) a lo largo de un camino arbitrario requiere el movimiento simultáneo de múltiples juntas en el brazo. Por ejemplo, para un manipulador de dos articulaciones que consiste en un hombro de un eje y una articulación del codo de un eje, mover el punto final (es decir, la mano) en un trayecto en línea recta requiere el movimiento simultáneo de ambas articulaciones de hombro y codo. Si las articulaciones se mueven secuencialmente, el camino se limita a moverse a lo largo de uno de dos caminos en forma de arco (un arco con un centro situado en el hombro o el codo, dependiendo de qué articulación está siendo movida secuencialmente). Por lo tanto, la incapacidad para configurar múltiples articulaciones en un manipulador en serie (es decir, el brazo) aumenta simultáneamente el tiempo para lograr una configuración dada y limita estrictamente la capacidad de mover la mano a lo largo de un camino o trayectoria generalizable.

A la vista de las limitaciones de las prótesis mioeléctricas existentes la presente tecnología se dirige a una metodología de control que permite a los amputados por encima del codo con prótesis mioeléctricas efectuar movimientos coordinados y simultáneos de sus articulaciones anatómicas del hombro y de las articulaciones del codo protésico. Aunque las diversas realizaciones se describirán principalmente con respecto a la coordinación del control de una articulación de codo protésica en un brazo mioeléctrico de la parte superior del codo con el movimiento de la articulación del hombro intacta, la metodología de la presente tecnología también es más ampliamente aplicable a los brazos mioeléctricos en la parte superior del codo y y en la parte inferior del codo con las articulaciones de la muñeca.

Volviendo primero a la Figura 1, se muestra una prótesis de brazo mioeléctrica 100 de la parte superior del codo, de acuerdo con la presente tecnología. Como se muestra en la Figura 1, la prótesis de brazo 100 incluye una parte superior 102 del brazo, con un casquillo 104 para recibir una extremidad residual, una parte de antebrazo 106 y una articulación de codo accionada 108 que acopla rotativamente la parte de antebrazo 106 y la parte superior 102 del brazo. La articulación de codo accionada 108 puede configurarse para proporcionar extensión o flexión de la prótesis de brazo 100.

Un extremo distal de la parte de antebrazo 106, la prótesis de brazo 100 puede incluir una parte 100 de la mano. La parte 110 de la mano puede incluir una o más juntas accionadas. Además, aunque la parte de mano 110 se muestra como un dispositivo terminal de tipo manual, la parte 110 de la mano puede ser un dispositivo terminal no antropomórfico, tal como un dispositivo de tipo gancho.

La parte 110 de la mano puede estar acoplada a través de una articulación de muñeca 112. En algunas configuraciones, la articulación de muñeca 112 puede ser pasiva. Sin embargo, en otras configuraciones, la

articulación de muñeca 112 puede ser accionada también y proporcionar movimiento a lo largo de uno o más grados de libertad.

Como se ha indicado anteriormente, la prótesis de brazo 100 puede ser controlada mioeléctricamente. En consecuencia, el brazo puede incluir sensores 114 del EMG para detectar señales del EMG procedentes de diferentes grupos musculares. Además, la prótesis de brazo 100 puede incluir un controlador 116 para recibir las señales del EMG de los sensores 114 del EMG y para generar señales de control para la articulación 108 del codo y, si es necesario, para una articulación de muñeca 112 y mano 110.

Además de los componentes mencionados anteriormente, que proporcionan el funcionamiento mioeléctrico básico de la prótesis de brazo 100, como se ha descrito anteriormente, la prótesis de brazo 100 también puede incluir componentes para soportar el control coordinado de las articulaciones de acuerdo con la tecnología presente.

En particular, la prótesis de brazo puede incluir una unidad de medición inercial (IMS) 118 que puede usarse para calcular en tiempo real el movimiento (relativo a un marco de referencia inercial) de la parte superior 102 del brazo y, por tanto, estimar el movimiento del usuario miembro residual. Tal como se utiliza aquí, la información de movimiento obtenida basada en el IMS 118 puede abarcar uno o más de desplazamiento o posición, dirección, velocidad, aceleración y tiempo. En una realización particular, el IMS está situado en la parte de antebrazo 106 de la prótesis de brazo 100, aunque puede estar situado en cualquier parte de la prótesis de brazo 100. En algunas realizaciones, el IMS 118 puede comprender un giroscopio de 3 ejes a partir del cual se puede calcular una velocidad angular en múltiples direcciones o ejes. En otras realizaciones el IMS 118 puede comprender un giroscopio de un solo eje a partir del cual la velocidad angular puede ser a lo largo de una única dirección o eje. En otras realizaciones, el IMS 118 puede comprender acelerómetros, giroscopios y potencialmente magnetómetros. Por ejemplo, en una realización particular, el IMS 118 es un IMS de nueve ejes que incluye un acelerómetro de 3 ejes, un giroscopio de 3 ejes y un magnetómetro de 3 ejes. Los datos de estos elementos pueden ser utilizados entonces por el controlador 116 para calcular la orientación tridimensional de la parte superior 102 del brazo y, de este modo, estimar la orientación tridimensional de una extremidad residual en el casquillo 104 en tiempo real. El cálculo para un IMS de nueve ejes, tal como el IMS 118 se describe a continuación.

En general, un magnetómetro de 3 ejes proporciona una medida de baja frecuencia de la dirección del vector norte magnético (relativo a la Tierra, o marco de referencia inercial). El acelerómetro de 3 ejes proporciona una medida de baja frecuencia de la dirección del vector de gravedad (relativo al marco de la Tierra) y el giroscopio de 3 ejes proporciona velocidades angulares sobre cada uno de los ejes principales del IMS. Las orientaciones medidas del norte magnético y de los vectores de gravedad pueden utilizarse para calcular una base ortonormal de vectores (u_1, u_2, u_3) del marco de referencia para la IMU. Esta base ortonormal representa la orientación tridimensional de la IMU relativa al marco de referencia inercial (IRF), y se puede calcular a partir de:

$$u_1 = g \quad (1)$$

$$u_2 = g \times m \quad (2)$$

$$u_3 = u_1 \times u_2 \quad (3)$$

donde g es el vector de gravedad medido y m es el vector norte magnético medido.

La concatenación de este conjunto de vectores forma una matriz de rotación que representa la orientación en estado estacionario del IMS. Dado que el acelerómetro y el magnetómetro proporcionan generalmente mediciones de baja frecuencia (esencialmente de estado estacionario), esta información puede combinarse con la velocidad angular medida desde el giroscopio para proporcionar una medición de alta frecuencia.

Específicamente, el giroscopio proporciona unas velocidades angulares alrededor de cada eje principal del IMS, que se integran para calcular una estimación de la posición angular del IMS. Puesto que la integración puede dar lugar a una deriva durante un período prolongado, sólo se utiliza la información de alta frecuencia del giroscopio. Utilizando un enfoque de filtro complementario para combinar la información de baja frecuencia del magnetómetro y el acelerómetro con la información de alta frecuencia del giroscopio, las tres modalidades de detección del IMS de 9 ejes pueden proporcionar una matriz de rotación única con buena precisión y respuesta dinámica, proporcionando así una medición en tiempo real de la orientación IMS.

Con referencia de nuevo a la Figura 1, el IMS 118 se muestra como estando situado en la parte superior 102 del brazo de la prótesis de brazo 100. Sin embargo, puesto que se conocen todos los ángulos de configuración dentro de la prótesis de brazo 100, se puede calcular el movimiento de la parte superior 102 del brazo y también del brazo residual, independientemente de la ubicación del IMS 118 en la prótesis de brazo 100. De este modo, el IMS 118 puede estar situado en cualquier parte de la prótesis de brazo 100 en las diversas realizaciones. Por ejemplo, si el IMS 118 está situado en el antebrazo de la prótesis de brazo, y si se mide el ángulo de la articulación del codo (por ejemplo, con un sensor de posición angular tal como un codificador giratorio), la orientación y el movimiento del brazo superior del usuario (es decir, el miembro residual) se puede determinar con relación al marco de referencia inercial. Usando la información de orientación o velocidad angular del IMS 118, el controlador 116 puede usarse

entonces para coordinar el movimiento de las articulaciones accionadas en la prótesis de brazo 100 con la de la articulación del hombro intacta, como se ilustra en la Figura 2. En particular, suponiendo que la parte superior 202 del cuerpo (es decir, el torso) del usuario permanece relativamente estacionario en o cerca de una configuración conocida (por ejemplo, la línea central 204 de la parte superior del cuerpo es aproximadamente paralela al vector gravedad 206), la configuración o movimiento de la articulación de hombro 209 también puede estimarse por el controlador 116 en tiempo real basándose en la información de orientación o de velocidad angular 208 obtenida usando el IMS 118 para la extremidad residual 210. En particular, la información 208 del IMS puede ser utilizada por el controlador 116 para extrapolar el movimiento del hombro en la rotación 212, la abducción/aducción 214 y/o la flexión/extensión. Basándose en esta estimación del movimiento y/o configuración del hombro, la rotación 218 de la articulación de codo accionada 108 puede especificarse por el controlador 116 de tal manera que se mueva de forma coordinada con la articulación del hombro. De este modo, el controlador 116 puede configurarse para proporcionar coordinación de movimiento entre la articulación de codo accionada 108 accionada y la articulación de hombro (intacta) 209. Este movimiento coordinado puede ser independiente de las mediciones del EMG de la extremidad residual o puede ser modulado o coordinado con los patrones de entrada del EMG para modificar el patrón de coordinación entre las articulaciones del codo y del hombro.

En una realización particular, el controlador 116 puede estar configurado para operar la prótesis de brazo 100 en un modo de alcance. En el modo de alcance, la articulación de codo 108 se flexiona o se extiende en relación con la distancia estimada 302 entre un emplazamiento 307 del codo accionado 108 y la línea central aproximada 204 del cuerpo 202. En el modo de alcance, también es importante distinguir entre la posición 307 de la articulación del codo, que es una función de la orientación de la parte superior del brazo (y por lo tanto una función del ángulo del hombro) y la posición angular 306 de la articulación del codo, que es el ángulo formado entre la parte de antebrazo 106 y la parte 102 de la parte superior del brazo. La posición 307 de la articulación de codo accionada puede identificarse mediante tres coordenadas Cartesianas con respecto a una referencia 308 a lo largo de la línea central 204, mientras que el ángulo de la articulación del codo 306 (o ángulo del codo) es un escalar (puesto que la articulación del codo accionada 108 se supone que es una bisagra, y por lo tanto tiene un solo grado de libertad). El ángulo de la articulación 306 del codo se describe anatómicamente como flexión y extensión del codo, donde la flexión disminuye el ángulo entre la parte del antebrazo 106 y la parte superior 102 del brazo, y la extensión la aumenta. La articulación de hombro 209 se supone que es una articulación esférica, y por lo tanto tiene tres grados de libertad, descritos por flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa (como se muestra en la figura 2).

La posición 307 de la articulación del codo accionada 108 con respecto a la línea central de cuerpo 204 puede considerarse como la posición del codo en el marco Cartesiano, mientras que los ángulos de la articulación 108 del codo y la junta de hombro 209 pueden considerarse ángulos de la articulación del codo y el hombro en el marco de configuración. Obsérvese que la flexión/extensión del hombro y la abducción/aducción en el marco de configuración generalmente dan como resultado el movimiento del codo en el marco Cartesiano, mientras que la rotación interna/externa del hombro en el marco de configuración da como resultado la reorientación de la articulación del codo en el marco Cartesiano, pero no el movimiento de la articulación del codo a través del marco Cartesiano.

En el modo de alcance, si la articulación de hombro 209 mueve la articulación de codo accionada 108 alejándose del cuerpo 202 (en el marco Cartesiano), el controlador 116 puede hacer que la articulación de codo accionada 108 se extienda (en el marco de configuración) con relación a la distancia lineal entre el codo y la línea central del cuerpo. Si la articulación de hombro 209 mueve la articulación de codo accionada 108 hacia el cuerpo 202, el controlador 116 configura la articulación de codo accionada 108 para ser flexionada en relación con la distancia entre la articulación de codo accionada 108 y la línea central 204. La distancia estimada 309 puede entonces ser calculada por el control 116 como una función de la orientación de la parte superior 201 del brazo (que puede usarse para aproximar la configuración del hombro) y la longitud conocida 310 desde la junta de hombro intacta 209 a la articulación de codo accionada 108. Alternativamente, una estimación alternativa es usar solamente la orientación espacial de la parte superior 102 del brazo para estimar la distancia entre la articulación de codo accionada 108 y la línea central 204. En este enfoque, la velocidad angular del codo es esencialmente proporcional a la componente de la velocidad con la que la articulación de codo accionada se está alejando de o acercándose a la línea central 204 (donde se aleja de los resultados en una velocidad angular extensa y se acerca a los resultados en una velocidad angular de flexión).

La operación del modo de alcance puede afinarse adicionalmente utilizando la orientación de la articulación de codo accionada 108 en relación con la junta de hombro 209 con el fin de especificar adicionalmente la acción para la articulación de codo accionada 108. En particular, el movimiento de la articulación de codo accionada 108 puede ocurrir en relación con la proyección del movimiento de la articulación del hombro sobre el plano ortogonal al eje de rotación de la articulación del codo (que es el plano que contiene la parte de antebrazo 106 y la parte superior 102 del brazo). De esta manera, sólo el movimiento de la articulación del hombro en sustancialmente el mismo plano que el movimiento potencial de la articulación del codo hará que el controlador 116 genere un movimiento coordinado en la articulación del codo accionado 108. Por lo tanto, la detección de alcance con la junta de hombro 209 en un plano sustancialmente ortogonal al eje actual de la rotación de articulación de codo 218 hará que el controlador 116 genere un alcance coordinado simultáneo con la articulación de codo accionada 108, mientras que el alcance con la articulación de hombro 209 en un plano sustancialmente diferente no hará que el controlador 116 genere un movimiento coordinado simultáneo de la articulación de codo accionada 108. De esta manera, el usuario

puede controlar si se produce o no un alcance coordinado, utilizando la articulación de codo accionado 108, orientando adecuadamente el hombro. Este enfoque es esencialmente el mismo que utilizar la rotación alrededor del eje largo del hueso del húmero (es decir, la rotación interna/externa 212 del hombro) para controlar el grado en que la flexión/extensión del codo está ligada al movimiento del codo en el marco de referencia inercial.

En algunas configuraciones, el controlador 116 puede configurarse de tal manera que la acción coordinada entre la junta de hombro 209 y la articulación de codo accionada 108 sólo se produzca en un plano preseleccionado. Por ejemplo, el controlador 116 puede configurarse para proporcionar una acción coordinada sólo cuando la prótesis de brazo 100 está orientada esencialmente en el plano sagital. Alternativamente, el controlador 116 puede configurarse para coordinar la acción solamente cuando la prótesis de brazo 100 está orientada esencialmente en los planos frontal o medio sagital. En todos los casos el controlador 116 utiliza el movimiento medido del brazo superior 104 para generar flexión o extensión de la articulación de codo accionada 108, donde los grados de libertad adicionales en la articulación de hombro 209 (tres en el hombro con respecto a uno en el codo) se usan para modular la relación entre el movimiento de la parte superior 104 del brazo y el movimiento de la articulación de codo accionada 108.

Además de utilizar el IMS 118 para controlar la flexión y la extensión de la articulación de codo accionada 108, el controlador 116 puede configurarse también para combinar un enfoque de control coordinado del IMS con la medición del EMG desde el brazo superior (es decir, de los grupos de músculos bíceps y tríceps) para modificar el enfoque de control coordinado del IMS. En una realización, el control del EMG normal, en el que la amplitud diferencial de las señales del EMG se utiliza para ordenar una velocidad angular de la articulación de codo accionada 108, puede superponerse al enfoque de control coordinado del IMS, que tiene el efecto de moderar o modificar la acción de control coordinada superponiendo una orden de velocidad angular del codo desde el EMG al mando de velocidad angular del codo desde el IMS.

En otra realización del controlador, el controlador 116 puede utilizar una co-contracción sostenida de la musculatura del bíceps y del tríceps (medida mediante los sensores 114 del EMG) para bloquear la influencia del IMS 118, de manera que el movimiento de la parte superior 104 del brazo no afecte al movimiento de la articulación de codo accionada 108 mientras el usuario co-contrae la musculatura en la extremidad residual. Obsérvese que este enfoque tiene un análogo biológico, ya que un individuo sano generalmente co-contrae la musculatura agonista/antagonista para evitar que una articulación se mueva.

En una variación de este enfoque, la fuerza de co-contracción (medida mediante el sensor EMG 114) puede ser utilizada por el controlador 116 para modular de forma inversa la ganancia del enfoque de control coordinado del IMS anteriormente descrito (por ejemplo, modular la ganancia que relaciona la velocidad de la extensión y la flexión angular de la articulación de codo accionada 108 a la componente de velocidad lineal alejándose y acercándose respectivamente a la línea central del cuerpo 204). Una co-contracción fuerte provocaría esencialmente que el controlador 116 anulara la ganancia (es decir, bloqueara la articulación de codo accionada 108 y desacoplara el movimiento de la articulación de codo accionada 108 del movimiento en la articulación de hombro 209), mientras que una co-contracción débil haría que el controlador 116 atenuase ligeramente la ganancia (es decir, mantuviera pero ligeramente disminuyera el acoplamiento entre el movimiento en la articulación del hombro y el movimiento en la articulación de codo accionada 108).

En algunas realizaciones el controlador 116 puede utilizar el movimiento de la parte superior 104 del brazo (según ha detectado el IMS 118) para bloquear eficazmente el control del EMG diferencial (basado en la velocidad) de la articulación de codo accionada 108. Además, la ausencia de movimiento en la articulación de hombro 209 (y por lo tanto en la parte superior 104 del brazo) puede ser utilizada por el controlador 116 para permitir el control de velocidad diferencial basado en el EMG normal. Por lo tanto, cuando el controlador 116 detecta que la articulación de hombro 209 (y la parte superior 104 parte del brazo) se mueve, la articulación de codo accionada 108 se controla usando un controlador de coordinación basado en el IMS (potencialmente modulado por co-contracción del EMG), y cuando la articulación de hombro 209 (y la parte superior 104 del brazo) no se mueven, el controlador 116 vuelve al control de velocidad diferencial basado en el EMG normal.

Con esta estructura de control aplicada en el controlador 116, si el usuario se co-contrae fuertemente mientras mueve la parte superior 104 parte del brazo, el controlador IMS se bloquea y el controlador 116 opera esencialmente como un controlador de velocidad del EMG diferencial normal. Al disminuir la resistencia de la co-contracción durante el movimiento de la parte superior 104 parte del brazo (y la articulación de hombro 209), el controlador 116 complementa el método de control tradicional (EMG diferencial) con el enfoque de control coordinado basado en el IMS descrito anteriormente. De esta manera, el usuario puede controlar de forma independiente el movimiento de la articulación de codo accionada 108 cuando se desee, y puede alternativamente aprovechar el control coordinado del movimiento de la articulación de hombro 209 y de la articulación de codo accionada 108 cuando se desee.

En una realización diferente el controlador 116 puede configurarse de manera que la coordinación entre la articulación de codo accionada 108 y el hombro 209 pueda ser tal que la parte de antebrazo 102 permanezca en una orientación fija con relación al marco de referencia inercial para el movimiento del hombro en el plano ortogonal al eje 218 de la articulación de codo accionada 108. Por ejemplo, si el eje 218 de la articulación de codo accionada 108 es ortogonal a la vertical, entonces el movimiento de la articulación de hombro 208 de tal manera que la parte de brazo superior 104 se mueva en el plano vertical controlará la articulación de codo accionada 108 de tal manera que

la parte de antebrazo 102 permanezca en el mismo ángulo con respecto a la vertical. Si el eje 218 de la articulación de codo accionada 108 es ortogonal al plano horizontal, el movimiento del hombro que mueve la parte superior del brazo en el plano horizontal mantendrá la orientación de la parte de antebrazo 104 con respecto a un marco de referencia inercial en el plano horizontal. Cuando se mueve en un plano diferente, la proyección del ángulo de la parte de antebrazo 104 con respecto al marco de referencia inercial sobre el plano ortogonal al eje 218 de la articulación de codo accionada 108 permanecerá invariable.

Además, en esta realización, el ángulo prescrito en el que la parte de antebrazo 104 permanece invariable con respecto al marco de referencia inercial puede ser ajustado por el controlador 116 utilizando la entrada del EMG desde la extremidad residual de una manera similar al control mioeléctrico típico de la articulación de codo accionada 108. De este modo, el control EMG del ángulo de la articulación de codo accionada 108 puede superponerse sobre el control coordinado de la articulación de codo accionada 108, de tal modo que el movimiento de la articulación de codo accionada 108 sea tanto una función de EMG como el movimiento de la articulación de hombro 209.

En todas las realizaciones de la metodología de control de la presente tecnología, puede ser útil que el controlador 116 esté configurado para permitir al usuario cambiar entre un modo de control coordinado y un modo de control estrictamente secuencial. En una realización preferida, el enfoque de control se cambiará automáticamente al control de velocidad del EMG diferencial normal en ausencia de movimiento de la articulación de hombro 209 (como se detecta a través del IMS 118). En otra realización, el usuario puede cambiar entre estos modos mediante un impulso de co-contracción de los músculos bíceps y tríceps, que es un método comúnmente utilizado para cambiar el control entre las articulaciones en un brazo multiarticular o para seleccionar diversos modos de operación. La señal de cambio puede ser una co-contracción única o un patrón de co-contracciones múltiples.

Alternativamente, el usuario puede cambiar entre modos a través del IMS 118. En particular, el usuario puede realizar un movimiento específico y el IMS 118 genera entonces un conjunto de señales que hace que el controlador 116 cambie entre modos. Por ejemplo, el usuario puede realizar una abducción repentina de la articulación de hombro 209, que puede usarse para indicar que el usuario desearía cambiar entre los modos de control coordinado y secuencial. Alternativamente, la información de los dos sensores se puede combinar, de manera que el cambio se indica mediante una co-contracción (medida mediante el EMG 114) y un movimiento brusco simultáneo de la articulación del hombro (medida por el IMS 118).

En algunas realizaciones, la prótesis de brazo 100 puede contener una articulación de muñeca accionada 112, como se ha descrito anteriormente con respecto a la Figura 1. En tales realizaciones, el IMS 118 puede usarse para determinar la orientación de la mano protésica 110 con relación al marco de referencia inercial. Por ejemplo, como se ha indicado anteriormente, la configuración de la prótesis de brazo 100 es generalmente conocida y la orientación de sus diversos componentes puede por lo tanto determinarse basándose en un solo IMS. Sin embargo, la presente tecnología no está limitada a este respecto y puede proporcionarse adicionalmente un IMS para la mano protésica 110.

Cuando se cambia a un modo de control de la muñeca, las articulaciones de la prótesis de brazo 100 pueden coordinarse con el movimiento de la articulación de hombro 209 para mantener la mano protésica 110 en una orientación prescrita. Por ejemplo, cuando la articulación de codo accionada 108 está completamente extendida, la mano protésica 110 puede girar alrededor del eje de la prótesis de brazo 100 ya sea por pronación supinación de la muñeca o por una rotación interna y externa del hombro. En este modo de control coordinado, si la articulación de hombro 209 fuera rotada interna o externamente, la articulación de muñeca accionada 112 proporcionaría una pronación o supinación de muñeca iguales y opuestas, de tal manera que la mano no rotaría con relación al marco de referencia inercial. La flexión y la extensión o la desviación cubital y radial pueden controlarse de forma similar. Este modo de funcionamiento puede ser cambiado por un suceso del EMG o el IMS, o alguna combinación de los mismos. En una realización preferida, una co-contracción EMG sostenida haría que la muñeca funcionase en este modo durante la duración de la co-contracción sostenida.

Volviendo ahora a la Figura 4, se muestra un diagrama de flujo de etapas en un método ejemplar 400 para el control coordinado de un brazo protésico de acuerdo con la tecnología actual. El método comienza en la etapa 402. En la etapa 402, la prótesis de brazo protésico 100 puede inicializarse. En algunas configuraciones, esto implica simplemente el accionamiento del controlador 116 en la prótesis de brazo 100. Opcionalmente, esto puede implicar seleccionar manualmente un modo de funcionamiento. Es decir, un usuario podría seleccionar operar la prótesis de brazo 100 en un modo del EMG convencional o permitir que la prótesis de brazo 100 se autoseleccionase entre el modo del EMG convencional y un modo de control coordinado basado en información de movimiento, orientación y configuración para la prótesis de brazo 100, como se ha descrito anteriormente. En tales configuraciones, se puede proporcionar un interruptor mecánico en la prótesis de brazo 100, el modo se puede seleccionar en la etapa 404 basado en las co-contracciones detectadas por los sensores EMG 114, o se puede proporcionar alguna otra metodología para establecer este modo de operación en la etapa 404.

En el caso de la selección de modo manual, el método 400 puede avanzar después a la etapa 404. En la etapa 404 se determina si el modo EMG se ha seleccionado manualmente o no. Si el modo EMG se ha seleccionado

manualmente en 404, el método puede avanzar a la etapa 412, que se explica más detalladamente a continuación. De lo contrario, el método avanza a la etapa 406.

Después de la inicialización de la prótesis de brazo protésico 100 en la etapa 402 y, opcionalmente, de la determinación en la etapa 404 de que se desea una autoselección de modo, el método puede avanzar a la etapa 406. En la etapa 406, la información del sensor para la prótesis de brazo protésico 100 es recibida por el controlador 116. Esta información del sensor puede incluir, por ejemplo, señales del IMS 118, señales de sensores 114 del EMG, información de configuración/posición para articulaciones en prótesis de brazo 100 (por ejemplo, articulación de codo accionada 108, articulación de muñeca 112 y/o articulaciones en mano protésica 110), o cualquier combinación de las mismas. Una vez que la información del sensor es recibida por el controlador 116 en la etapa 406, el método avanza hasta la etapa 408. En la etapa 408 se calcula el movimiento actual, la orientación y la configuración de la prótesis de brazo 100 y, por tanto, de la extremidad residual por medio de la parte superior 102 del brazo, con respecto al marco de referencia inercial.

A continuación, la información obtenida en la etapa 408 para la prótesis de brazo 100 y la extremidad residual se utiliza en la etapa 410 para autoseleccionar un modo de operación para la prótesis de brazo 100. Como se ha indicado anteriormente, la prótesis de brazo 100 se puede operar en un modo de control coordinado o un modo de control convencional del EMG basado en la orientación de la prótesis de brazo 100 y/o en las señales de control recibidas (por ejemplo, señales de los sensores EMG 114). Además, como también se ha indicado anteriormente, el tipo de control coordinado o incluso el tipo de control EMG convencional que se ha de proporcionar para la prótesis de brazo 100 también puede variar basándose en el movimiento actual, la orientación o la configuración de la prótesis de brazo 100.

Una vez que el modo de control se autoselecciona en la etapa 408 (o se determina un modo de control manual del EMG en la etapa 404), pueden generarse las señales de control apropiadas para el modo de control de corriente en la etapa 412 y la prótesis 100 de brazo protésico es operada. En un modo de control del EMG, las juntas se accionan convencionalmente, basándose en las señales de los sensores del EMG 114. En un modo de control coordinado, las señales de control pueden basarse únicamente en el movimiento, la orientación y la configuración actuales de la prótesis de brazo 100. Sin embargo, como también se ha discutido anteriormente, estas señales de control también pueden estar basadas en una combinación del movimiento, orientación y configuración actuales y las señales de control proporcionadas por el usuario a través de sensores del EMG 114. Por ejemplo, como se discutió anteriormente, se pueden usar señales del EMG para modular o modificar el movimiento en un modo particular.

A continuación, las etapas 406, 408, 410 y 412 se repiten continuamente. Opcionalmente, después de la etapa 412, se puede determinar si el modo de funcionamiento actual ha cambiado. Es decir, si el controlador detecta que el usuario selecciona manualmente el modo de control del EMG o el modo de operación de autoselección. Si no hay cambio, el método avanza para repetir el método 400 comenzando con la etapa 406. De lo contrario, el método avanza para repetir el método 400 comenzando con la etapa 404.

La Figura 5A, y la Figura 5B ilustran ejemplos de posibles realizaciones del sistema para un controlador para llevar a cabo las diversas realizaciones de acuerdo con la presente tecnología. La realización más apropiada será evidente para aquellos con una experiencia ordinaria en la técnica cuando se practique la tecnología actual. Las personas con una experiencia ordinaria en la técnica también apreciarán fácilmente que son posibles otras realizaciones del sistema.

La Figura 5A ilustra una estructura 500 del sistema de computación de bus del sistema convencional en la que los componentes del sistema están en comunicación eléctrica entre sí usando un bus 505. El sistema ejemplar 500 incluye una unidad de procesamiento (CPU o procesador) 510 y un bus 505 del sistema que acopla varios componentes del sistema incluyendo la memoria 515 del sistema, tal como memoria de sólo lectura (ROM) 520 y memoria de acceso aleatorio (RAM) 525, al procesador 510. El sistema 500 puede incluir una memoria caché de alta velocidad conectada directamente con, cerca o integrada como parte del procesador 510. El sistema 500 puede copiar datos de la memoria 515 y/o del dispositivo de almacenamiento 530 a la memoria caché 512 para un acceso rápido por el procesador 510. De esta manera, la memoria caché puede proporcionar un aumento de rendimiento que evita los retrasos del procesador 510 mientras espera los datos. Estos y otros módulos pueden controlar o ser configurados para controlar el procesador 510 para realizar diversas acciones. Otra memoria 515 del sistema puede estar también disponible para su uso. La memoria 515 puede incluir múltiples tipos diferentes de memoria con diferentes características de funcionamiento. El procesador 510 puede incluir cualquier procesador de uso general y un módulo de soporte físico o un módulo de soporte lógico, tal como el módulo 1 532, el módulo 2 534 y el módulo 3 536 almacenados en el dispositivo de almacenamiento 530, configurados para controlar el procesador 510, así como un procesador de objetivo especial en el que las instrucciones del soporte lógico se incorporan en el diseño real del procesador. El procesador 510 puede ser esencialmente un sistema de computación completamente autónomo, que contiene múltiples núcleos o procesadores, un bus, controlador de memoria, una memoria caché, etc. Un procesador multinuclear puede ser simétrico o asimétrico.

Para permitir la interacción del usuario con el dispositivo informático 500, un dispositivo de entrada 545 puede representar cualquier número de mecanismos de entrada, tales como un micrófono para voz, una pantalla táctil para

gestos o entrada gráfica, teclado, ratón, entrada de movimiento, voz y demás. Un dispositivo de salida 535 también puede ser uno o más de un número de mecanismos de salida conocidos por los expertos en la técnica. En algunos casos los sistemas multimodales pueden permitir que un usuario proporcione múltiples tipos de entrada para comunicarse con el dispositivo informático 500. La interfaz de comunicaciones 540 generalmente puede disponer y gestionar la entrada del usuario y la salida del sistema. No hay ninguna limitación para operar en cualquier disposición de soporte físico particular y por lo tanto las características básicas aquí pueden sustituirse fácilmente por mejoras del soporte físico o soporte lógico inalterable a medida que se desarrollen.

El dispositivo de almacenamiento 530 es una memoria no volátil y puede ser un disco duro u otros tipos de medios legibles por ordenador que pueden almacenar datos accesibles por un ordenador, tales como cassettes magnéticas, tarjetas de memoria flash, dispositivos de memoria de estado sólido, discos versátiles digitales, cartuchos, memorias de acceso aleatorio (RAM) 525, memoria de sólo lectura (ROM) 520, e híbridos de los mismos.

El dispositivo de almacenamiento 530 puede incluir módulos de soporte lógico 532, 534, 536 para controlar el procesador 510. Se contemplan otros módulos de soporte físico o soporte lógico. El dispositivo de almacenamiento 530 puede conectarse al bus 505 del sistema. En un aspecto, un módulo de soporte físico que realiza una función particular puede incluir el componente de soporte lógico almacenado en un medio legible por ordenador en conexión con los componentes de soporte físico necesarios, tales como el procesador 510, el bus 505, el visualizador 535 y así sucesivamente, para realizar la función.

La Figura 5B ilustra un sistema informático 550 que tiene una estructura de chipset que puede utilizarse para ejecutar el método descrito y generar y mostrar una interfaz gráfica de usuario (GUI). El sistema informático 550 es un ejemplo de soporte físico, soporte lógico y soporte lógico inalterable de ordenador que puede utilizarse para aplicar la tecnología expuesta. El sistema 550 puede incluir un procesador 555, representativo de cualquier número de recursos físicamente y/o lógicamente distintos capaces de ejecutar el soporte lógico, el soporte lógico inalterable y el soporte físico configurados para realizar cálculos identificados. El procesador 555 puede comunicarse con un chipset 560 que puede controlar la entrada y salida del procesador 555. En este ejemplo el chipset 560 envía información a la salida 565, tal como una pantalla, y puede leer y escribir información en el dispositivo de almacenamiento 570, que puede incluir medios magnéticos, y medios de estado sólido, por ejemplo. El chipset 560 también puede leer datos de y escribir datos en la RAM 575. Se puede disponer un puente 580 para interconectar con una variedad de componentes 585 de interfaz de usuario para la interconexión con el chipset 560. Dichos componentes 585 de interfaz de usuario pueden incluir un teclado, un micrófono, circuitos de detección y procesamiento de contacto, un dispositivo señalador, tal como un ratón, etc. En general, las entradas al sistema 550 pueden provenir de cualquiera de una variedad de fuentes, generadas por la máquina y/o generadas por el ser humano.

El chipset 560 también puede interactuar con una o más interfaces de comunicación 590 que pueden tener diferentes interfaces físicas. Tales interfaces de comunicación pueden incluir interfaces para redes de área local cableadas e inalámbricas, para redes inalámbricas de banda ancha, así como redes de área personales. Algunas aplicaciones de los métodos para generar, mostrar y usar la GUI descrita aquí pueden incluir recibir conjuntos de datos ordenados sobre la interfaz física o ser generados por la propia máquina por el procesador 555 que analiza los datos almacenados en el almacenamiento 570 o 575. Además, la máquina puede recibir entradas de un usuario a través de componentes de interfaz de usuario 585 y ejecutar funciones apropiadas, tales como funciones de navegación, interpretando estas entradas usando el procesador 555.

Se puede apreciar que los sistemas ejemplares 500 y 550 pueden tener más de un procesador 510 o formar parte de un grupo o conjunto de dispositivos de cálculo conectados en red para proporcionar una mayor capacidad de procesamiento.

Para claridad de la explicación, en algunos casos se puede presentar la presente tecnología incluyendo bloques funcionales individuales que incluyen bloques funcionales que comprenden dispositivos, componentes de dispositivo, etapas o rutinas en un método incorporado en un soporte lógico o combinaciones de soporte físico y soporte lógico.

En algunas realizaciones, los dispositivos, medios y memorias de almacenamiento legibles por ordenador pueden incluir una señal de cable o inalámbrica que contiene una corriente de bits y similares. Sin embargo, cuando se mencionan, los medios de almacenamiento no transitorios legibles por ordenador excluyen expresamente medios tales como energía, señales portadoras, ondas electromagnéticas y señales per se.

Los métodos de acuerdo con los ejemplos descritos anteriormente se pueden aplicar usando instrucciones ejecutables por ordenador que se almacenan o de otro modo están disponibles a partir de medios legibles por ordenador. Tales instrucciones pueden comprender, por ejemplo, instrucciones y datos que provocan o configuran de otro modo un ordenador de uso general, un ordenador de uso especial o un dispositivo de procesamiento de uso especial para realizar una determinada función o grupo de funciones. Las partes de los recursos informáticos utilizados pueden ser accesibles a través de una red. Las instrucciones ejecutables por ordenador pueden ser, por ejemplo, binarias, instrucciones de formato intermedio tales como lenguaje de ensamblaje, soporte lógico inalterable o código fuente. Ejemplos de medios legibles por ordenador que pueden usarse para almacenar instrucciones,

información utilizada y/o información creada durante los procedimientos según los ejemplos descritos incluyen discos magnéticos u ópticos, memoria flash, dispositivos USB provistos de memoria no volátil, dispositivos de almacenamiento en red, y otros.

5 Los dispositivos que aplican métodos de acuerdo con estas descripciones pueden comprender soporte físico, soporte lógico inalterable y/o soporte lógico, y pueden tomar cualquiera de una variedad de factores de forma. Ejemplos típicos de tales factores de forma incluyen computadoras portátiles, teléfonos inteligentes, computadoras personales de factor de forma pequeño, asistentes digitales personales, etc. La funcionalidad descrita en este documento también se puede incorporar en periféricos o tarjetas complementarias. Dicha funcionalidad también puede aplicarse en una placa de circuitos entre diferentes chips o procesos diferentes que se ejecutan en un solo dispositivo, a modo de ejemplo adicional.

Las instrucciones, los medios para transportar tales instrucciones, los recursos informáticos para ejecutarlos y otras estructuras para soportar dichos recursos informáticos son medios para proporcionar las funciones descritas en estas divulgaciones.

15 Aunque se han descrito anteriormente varias realizaciones de la presente invención, debe entenderse que se han presentado únicamente a modo de ejemplo, y no de limitación. Pueden realizarse numerosos cambios a las realizaciones descritas de acuerdo con la presente descripción sin apartarse del alcance de la invención. Por lo tanto, la amplitud y el alcance de la presente invención no deben estar limitados por ninguna de las realizaciones descritas anteriormente. Más bien, el alcance de la invención debe definirse de acuerdo con las siguientes reivindicaciones y sus equivalentes.

20 Aunque la invención se ha ilustrado y descrito con respecto a una o más implementaciones, a los expertos en la técnica se les ocurrirán alteraciones y modificaciones equivalentes tras la lectura y comprensión de esta memoria descriptiva y de los dibujos adjuntos. Además, aunque una característica particular de la invención puede haber sido divulgada con respecto a sólo una de varias aplicaciones, dicha característica puede combinarse con una o más características de las otras aplicaciones como se desee y ventajoso para cualquier aplicación dada o particular.

25 La terminología usada aquí es con el propósito de describir únicamente realizaciones particulares y no pretende ser limitativa de la invención. Como se usa en este documento, las formas singulares "uno", "una" y "el", "ella" pretenden incluir también las formas plurales, a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Además, en la medida en que los términos "incluir", "incluye", "tener", "tiene", "con" o variantes de los mismos se utilizan en la descripción detallada y/o en las reivindicaciones inclusive de una manera similar al término "que comprende".

30 A menos que se defina lo contrario, todos los términos (incluyendo términos técnicos y científicos) usados en la presente memoria tienen el mismo significado que comúnmente entiende un experto en la técnica al que pertenece esta invención. Asimismo, los términos "aproximadamente", "sustancialmente", "esencialmente" y "aproximadamente", tal como se usan en este documento con respecto a un valor, propiedad o condición declarados, tienen la intención de indicar que están dentro del 20% o menos del valor propiedad o condición expresados, a menos que se especifique lo contrario anteriormente. Se entenderá además que términos tales como los definidos en los diccionarios comúnmente utilizados deben ser interpretados como teniendo un significado que sea coherente con su significado en el contexto de la técnica correspondiente y que no se interprete en un sentido idealizado o excesivamente formal a menos que sea expresamente definido en el presente documento.

40

REIVINDICACIONES

1. Método para el control de una prótesis de brazo (100) que tiene al menos una articulación accionada (108, 112) y al menos un sensor de medición de inercia (IMS) (118), caracterizado porque el método comprende:
 - 5 determinar (406, 408) un movimiento de la prótesis de brazo con relación al marco de referencia inercial basado al menos en una salida del IMS;
 - generar (410, 412) señales de control para la al menos una articulación accionada basándose en el movimiento y la orientación del brazo protésico.
2. El método de la reivindicación 1, en el que la al menos una articulación accionada comprende una articulación de codo accionada (108), en la que el IMS mide el movimiento de una parte superior (102) del brazo de la prótesis de brazo, y en el que la generación de las señales de control comprende controlar un movimiento angular de la articulación de codo accionado basado en el movimiento de la parte superior del brazo.
3. El método de la reivindicación 2, en el que la generación de señales de control comprende:
 - determinar un movimiento de la articulación del codo accionada con respecto a un cuerpo (202) de un usuario basado en la orientación y movimiento de la prótesis de brazo con respecto al cuerpo;
 - 15 configurar las señales de control para mover la articulación del codo accionada en extensión cuando la articulación del codo accionada se está alejando del cuerpo; y
 - configurar las señales de control para mover la articulación del codo accionada en flexión cuando la articulación del codo accionada se está acercando hacia el cuerpo.
4. El método de la reivindicación 3, en el que la determinación del movimiento de la articulación del codo accionada con respecto al cuerpo comprende determinar un cambio en al menos una de una distancia radial (309) desde la articulación del codo accionada hasta al menos una de una línea central (204) del cuerpo o una distancia de la articulación de codo accionada desde un plano preseleccionado con relación hasta el cuerpo.
5. El método de la reivindicación 2, en el que la generación de señales de control comprende:
 - 25 determinar un vector de velocidad (208) para la articulación del codo accionada con respecto a un cuerpo (204) de un usuario en una dirección ortogonal tanto a un eje de rotación de la articulación de codo accionado como a un eje largo de la parte superior del brazo basado en el orientación y movimiento de la prótesis de brazo con respecto al cuerpo;
 - configurar las señales de control para mover la articulación del codo accionada en extensión cuando el vector de velocidad apunta alejándose del cuerpo; y
 - 30 configurar las señales de control para mover la articulación del codo accionada en flexión cuando el vector de velocidad apunta hacia el cuerpo.
6. El método de la reivindicación 2, en el que la generación de señales de control comprende:
 - determinar una velocidad angular (208) de la parte superior del brazo con respecto al marco de referencia inercial; y
 - 35 configurar las señales de control para mover la articulación del codo accionada de acuerdo con la velocidad angular.
7. El método de la reivindicación 6, que comprende además determinar un ángulo de rotación (212) interna/externa del hombro, y en el que la configuración comprende además modular una ganancia entre la velocidad angular (208) de la parte superior del brazo y una velocidad angular del codo accionado (218).
8. El método de la reivindicación 2, en el que la generación de señales de control comprende además:
 - determinar si la parte superior del brazo se mueve en un plano ortogonal al eje de la articulación del codo accionada; y
 - tras determinar que la parte de brazo superior se mueve en un plano ortogonal al eje de la articulación del codo accionada, configurar las señales de control para mantener invariable una orientación de una parte del antebrazo de la prótesis del brazo.
 - 45
9. El método de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que las señales de control comprenden también señales de electromiograma (EMG), y en las que la generación de las señales de control comprende además modular una cantidad de movimiento de la al menos una conexión motorizada basada en las señales del EMG.

10. El método de la reivindicación 9, en el que una co-contracción sostenida como se indica por EMG atenúa la cantidad de movimiento basada en una resistencia de la co-contracción.

11. El método de cualquiera de las reivindicaciones 1-10, que comprende además:

- 5 seleccionar (410) un modo de operación de la al menos una articulación accionada basándose al menos en el movimiento de la parte superior del brazo ; y
- configurar (412) las señales de control basadas en el modo seleccionado.

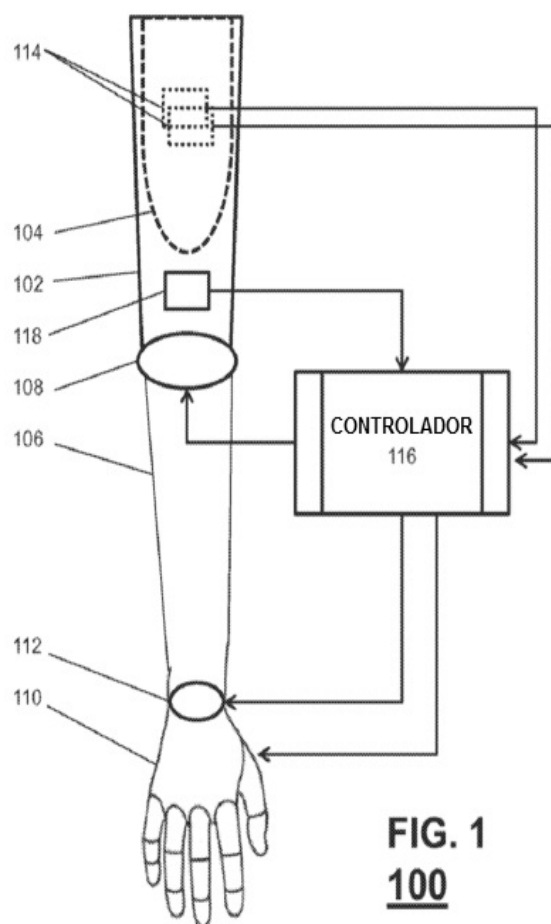
12. El método de la reivindicación 1, en el que la al menos una articulación accionada es una articulación de la muñeca accionada (112) entre una parte (106) del antebrazo y una parte (110) de la mano del brazo protésico.

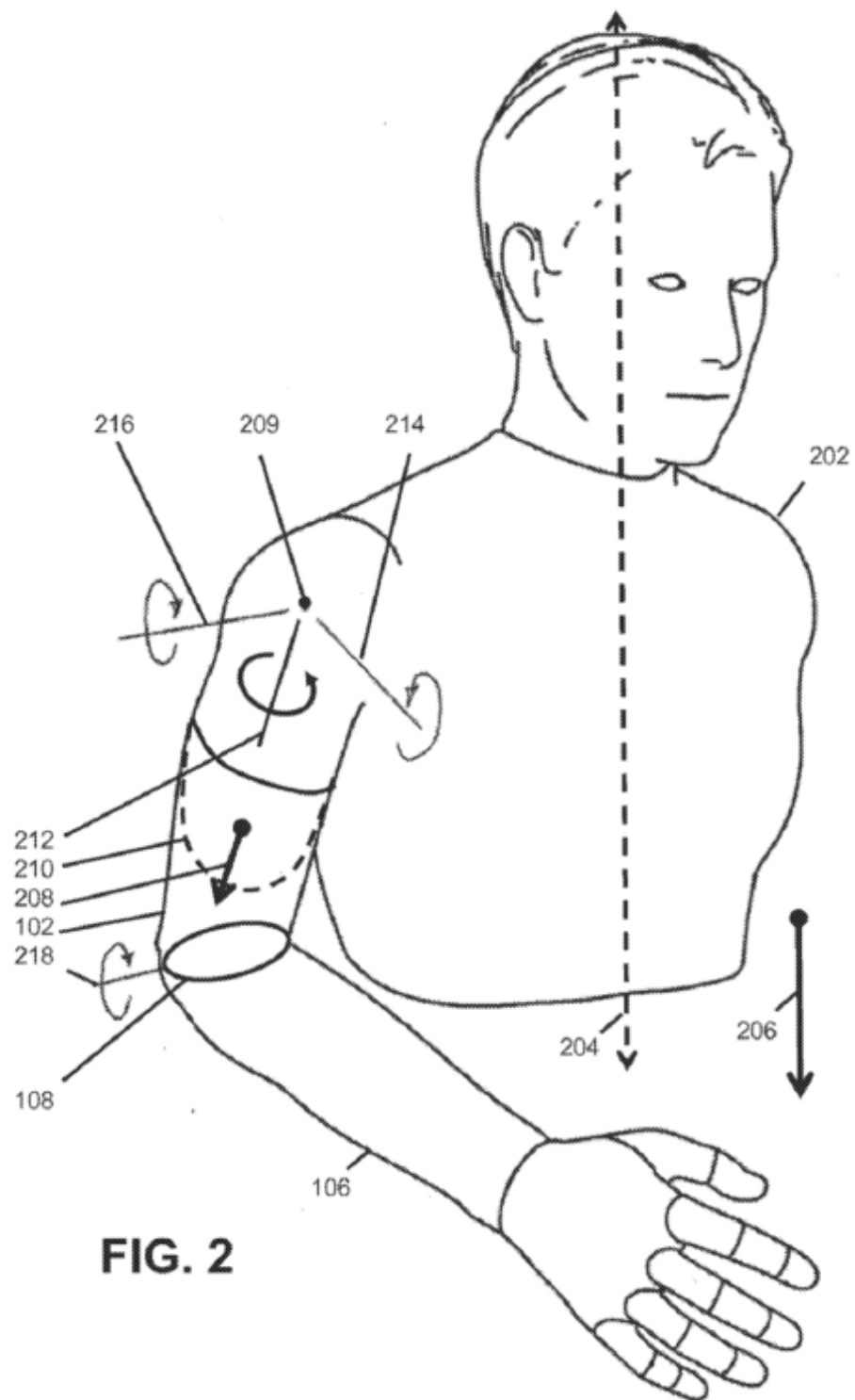
- 10 **13.** El método de la reivindicación 11, en el que la configuración de las señales de control comprende configurar las señales de control para la articulación de la muñeca accionada para mantener una orientación de la parte de la mano invariable con relación al marco de referencia inercial.

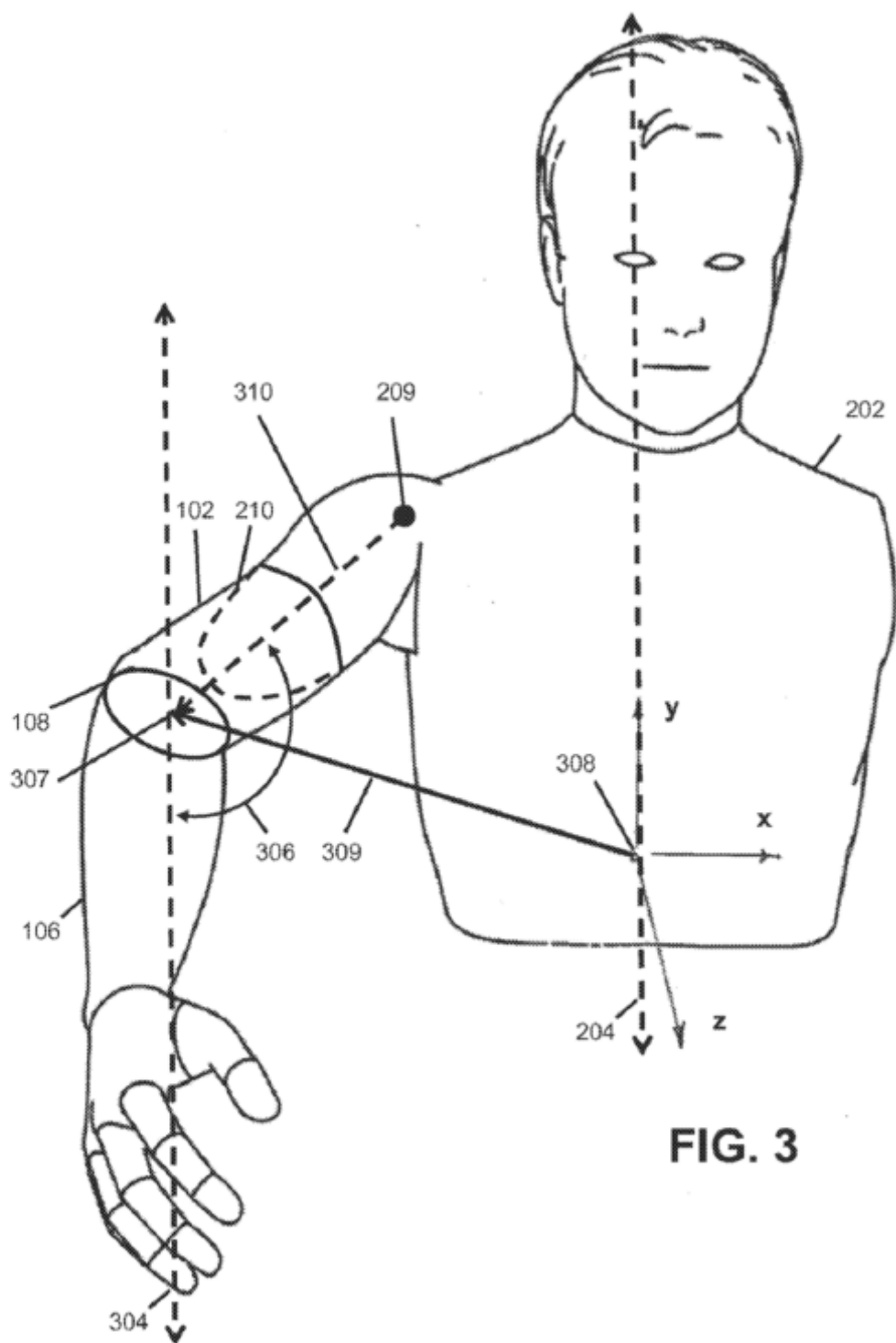
14. Un medio legible por ordenador que tiene almacenado en él un programa de ordenador para controlar un brazo protésico, caracterizado porque el programa informático comprende una pluralidad de instrucciones para llevar a cabo el método de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13.

- 15 **15.** Un sistema de control (116) para un brazo protésico (100) que comprende una parte superior (102) del brazo, una parte (106) del antebrazo, una articulación (108) del codo accionada y un sensor de medición de inercia (118), comprendiendo el sistema de control :

- un procesador (510); y
- 20 un medio legible por ordenador (530), caracterizado porque teniendo el medio legible por ordenador sobre el mismo una pluralidad de instrucciones para hacer que el procesador realice las etapas de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13.







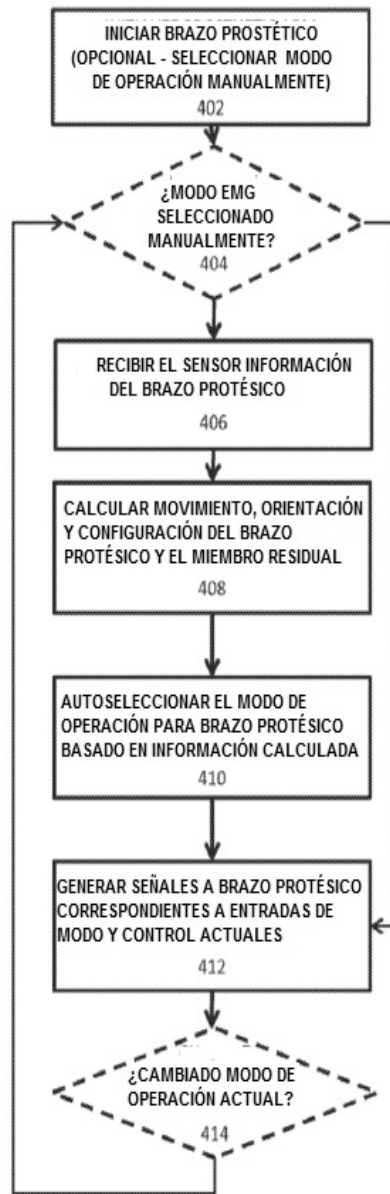


FIG. 4
400

FIG. 5A
500

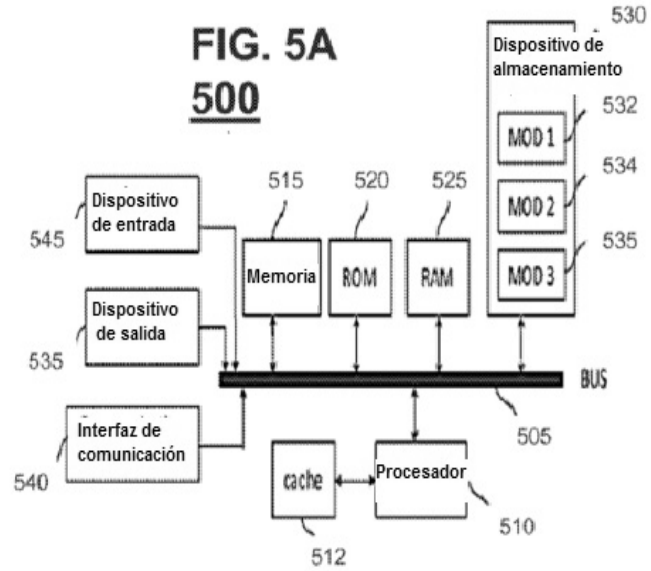


FIG. 5B
550

