



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 349 878**

51 Int. Cl.:
A61F 2/64 (2006.01)
A61F 2/68 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07722393 .1**
96 Fecha de presentación : **08.05.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **2015712**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **21.01.2009**

54 Título: **Control de una prótesis pasiva de articulación de rodilla con amortiguamiento ajustable.**

30 Prioridad: **09.05.2006 DE 10 2006 021 802**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
12.01.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
12.01.2011

73 Titular/es: **OTTO BOCK HEALTHCARE GmbH**
Max-Nader-Strasse 15
37115 Duderstadt, DE

72 Inventor/es: **Pusch, Martin;**
Zarling, Sven y
Boiten, Herman

74 Agente: **Zuazo Araluze, Alexander**

ES 2 349 878 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 de una prótesis pasiva de articulación de rodilla con amortiguamiento ajustable.

5 La invención se refiere al control de una prótesis pasiva de articulación de rodilla con amortiguamiento ajustable en la dirección de flexión, para adaptar un equipo de prótesis, con medios de conexión en la parte superior y un elemento de unión con un pie artificial, que están fijados a la prótesis de articulación de rodilla, a la subida de escaleras.

10 Los portadores de prótesis que necesitan una prótesis de rodilla, deben aceptar compromisos en el ajuste de su prótesis en cuanto al amortiguamiento de la flexión y la extensión, ya que las prótesis pasivas de articulación sólo están optimizadas para determinadas aplicaciones, con lo que modelos de movimiento que se desvíen significativamente no son posibles o lo son muy difícilmente. Así la secuencia del movimiento de andar en llano, para la que están diseñadas las múltiples prótesis pasivas de articulación de rodilla con amortiguamiento de flexión y extensión, precisa de otra curva característica bastante diferente de la de subir escaleras. Por ello realiza el portador de la prótesis la subida de
15 escaleras con las prótesis de articulación de rodilla tradicionales tal que cuando está delante de la escalera la pierna sana se levanta hasta el primer escalón y la pierna contralateral es arrastrada detrás hasta el mismo escalón. Puede lograrse un aumento de la velocidad de marcha dado el caso asentando la pierna sana sobre cada segundo escalón, pero esto precisa mucho esfuerzo.

20 El documento US 2005/0015156 A1 describe un equipo de prótesis con una resistencia ajustable en una prótesis pasiva de articulación de rodilla, con la que debe resultar posible o facilitarse un contrapié al subir escalones o pendientes. Esto se realiza mediante un equipo para modificar la fuerza de resistencia al doblar o extender la pierna. El grado de fuerza de resistencia se controla mediante un equipo para captar el movimiento anterior-posterior sobre la base de un movimiento del muslo. Mediante un movimiento relativo de la parte superior de la articulación de prótesis de rodilla en la parte inferior, ajusta el portador de la prótesis la resistencia de amortiguamiento. El control de la
25 resistencia de doblado lo realiza a voluntad el portador de la prótesis.

Es tarea de la presente invención proporcionar una articulación pasiva de rodilla con la que le sea posible a un portador de la prótesis una subida de escaleras con alternancia. En el marco de la invención se resuelve esta tarea mediante un control con las características de la reivindicación 1. Ventajosas mejoras y perfeccionamientos de la
30 invención se describen en las reivindicaciones subordinadas.

En las prótesis de articulación de rodilla tradicionales diseñadas para marchar en llano, da lugar el necesario pequeño amortiguamiento de extensión de la prótesis de articulación de rodilla a que al subir escaleras se produzca una extensión brusca al presionar hacia arriba y con ello una inaceptable carga de choque para el portador de la
35 prótesis. Tampoco es posible equilibrar cuando se presiona hacia arriba con la pierna dotada de la prótesis, porque se encuentran tres articulaciones, es decir, la articulación del pie, la articulación de la rodilla y la cadera, una sobre otra, y el portador de la prótesis sólo puede controlar directamente la articulación de la cadera. Ya al levantar el pie de prótesis para alcanzar el siguiente escalón más alto de la escalera se presenta el problema de que el pie de prótesis es conducido a la parte vertical del escalón o bien al borde inferior del siguiente escalón más alto de la escalera, ya que el necesario amortiguamiento de flexión en el control de la fase de impulsión para la marcha en llano imposibilita alcanzar la cara superior del siguiente escalón más alto en la escalera. El accionamiento de flexión previsto en articulaciones de rodilla activas para levantar el pie y el accionamiento de extensión al presionar sobre la rodilla y levantar el cuerpo sobre la pierna dotada de la prótesis, es muy costoso y muy difícil. Además, el control de la fase de impulsión para la marcha
40 en llano queda fuertemente limitado en estas prótesis de articulación de rodilla activas.

El control correspondiente a la invención prevé que la prótesis pasiva de articulación de rodilla con un amortiguamiento ajustable en la dirección de flexión para adaptar un equipo de prótesis con un medio de conexión para el lado superior y un elemento de unión con un pie artificial, que están fijados a la articulación de rodilla de prótesis, prevea en la subida de escaleras primeramente la detección de un levantamiento del pie de la prótesis con un momento reducido. Tras la detección de un levantamiento del pie de la prótesis con un momento reducido, se reduce el amortiguamiento de flexión en la fase de levantamiento, precisamente por debajo de un nivel que está optimizado o bien que es adecuado para la marcha en llano. Mediante la reducción de la resistencia de flexión, al reducirse el amortiguamiento de flexión, es posible lograr un ángulo de la rodilla al levantar el pie de prótesis que posibilite el pisar con el pie de prótesis sobre el siguiente escalón más alto. En una flexión de la cadera y un levantamiento con un momento reducido del pie de prótesis, es posible, debido a la inercia de la masa del pie de prótesis, un ángulo de la rodilla en una prótesis pasiva de articulación de rodilla que sea suficiente al llevar hacia adelante la cadera o en la correspondiente extensión debida a la fuerza de la gravedad para superar el borde de la escalera y posicionar el pie de prótesis sobre el escalón de la escalera. Al respecto es ventajoso configurar la distribución de masas en la prótesis tal que el centro de gravedad de la masa esté dispuesto lo más distal posible, por ejemplo en el elemento de unión con el pie de prótesis o en el propio pie de prótesis. Para ello puede disponerse por ejemplo la unidad de control del sistema de rodilla distal en lugar de próximo a la rodilla, con lo que sin aumentar el peso de la prótesis mediante pesos extra en el pie de la prótesis se alcanza el efecto deseado de la flexión de la rodilla cuando se levanta el pie de la prótesis con un momento bajo.
55

60 Tras descender el amortiguamiento de flexión, durante la fase de asentamiento y extensión de la cadera, en la que la pierna dotada de la prótesis se extiende, se incrementa el amortiguamiento de flexión y dado el caso el amortiguamiento de extensión a un nivel por encima del amortiguamiento de un control de la fase de impulsión para la marcha en llano,

ES 2 349 878 T3

con lo que puede realizarse una extensión controlada tanto de la articulación de cadera como también de la articulación de rodilla y de la articulación de pie.

5 Tras superar el borde de la escalera, se extiende la rodilla debido a la fuerza de la gravedad. Para hacer posible un posicionado del pie de prótesis que se encuentra encima del escalón de la escalera, aumenta el amortiguamiento de flexión antes de la extensión de la articulación de rodilla de prótesis, con lo que puede realizarse el posicionado del pie de prótesis mediante el ángulo de cadera, que puede controlar directamente el paciente.

10 El amortiguamiento de flexión aumenta en la fase de asentamiento y dado el caso la fase de extensión de la cadera preferiblemente hasta un valor máximo, para reducir o evitar un descenso con un momento de extensión de la cadera insuficiente. Al respecto está previsto que el amortiguamiento de flexión en la fase de asentamiento y de extensión de la cadera se mantenga hasta la extensión completa de la cadera.

15 Para facilitar el posicionado del pie de prótesis se prevé un ajuste del amortiguamiento de extensión durante la fase de levantamiento así como de asentamiento y extensión de la cadera, para evitar durante la fase de levantamiento una extensión de la articulación de rodilla de prótesis debida a la fuerza de la gravedad o bien una caída hacia abajo del pie de prótesis y para poder asentar de manera controlada el pie durante la fase de asentamiento y de extensión de la cadera. Si no hubiese en absoluto un amortiguamiento de extensión durante la fase de extensión de la cadera, se realizaría una aceleración antinatural del paciente hacia arriba, lo cual llevaría a un tope y a una interrupción abrupta en la extensión máxima de la articulación de rodilla. Un levantamiento del pie de prótesis sin amortiguamiento de extensión puede dar lugar en escaleras abiertas, es decir, sin parte vertical del escalón, a que el pie de prótesis se deslice por debajo del siguiente escalón más alto de la escalera.

20 El amortiguamiento de flexión se incrementa preferentemente en función de la variación del ángulo de la rodilla. Tan pronto como se alcanza un ángulo de rodilla fijado, que en general es mayor que el ángulo de la rodilla adecuado en un control de la fase de impulsión para la marcha en llano, se incrementa el amortiguamiento de flexión. Alternativa o complementariamente puede elevarse o reducirse el amortiguamiento de flexión en función de la fuerza axial que actúa sobre la caña de la pierna. Si la fuerza axial desciende con suficiente rapidez hasta aproximadamente cero con una rodilla casi extendida, ello es un indicador de la iniciación de un proceso de subida de escalera.

30 Complementaria o alternativamente puede realizarse la aceleración vertical de la pierna, es decir, muslo o pierna y cadera descendiendo a la vez la fuerza axial como iniciación de la activación del correspondiente control de amortiguamiento de flexión y control de amortiguamiento de extensión para la subida de escaleras. Además, un doblado de cadera suficientemente rápido con poca o ninguna fuerza axial puede provocar un doblado de la rodilla. En lugar de una fuerza axial pueden detectarse el momento de extensión de la rodilla, el momento en el tobillo o una combinación de las fuerzas y momentos para posibilitar el modo de subida de escaleras.

35 La detección de un levantamiento con un momento reducido puede realizarse de manera simplemente mecánica mediante un pulsador o mediante un sensor de fuerzas o momentos. El pulsador puede estar configurado por ejemplo como una corredera apoyada en una guía, que sólo cuando se levanta prácticamente en vertical el pie de prótesis se desplaza a una posición de conexión que reduce el amortiguamiento de flexión. La medición de las fuerzas o momentos puede realizarse mediante equipos de sensores conocidos. Alternativamente puede realizarse el levantamiento con momento reducido midiendo la aceleración horizontal del pie de prótesis y captando el doblado en la articulación de rodilla. Para una reducida aceleración horizontal del pie de prótesis, es decir, para un levantamiento prácticamente vertical, tiene lugar, contrariamente a cuando se marcha en llano, un gran doblado de la articulación de rodilla de prótesis, lo cual indica una subida de escaleras. Además puede realizarse una captación del momento del antepié en el pie de prótesis, para detectar si el usuario de la prótesis desearía moverse durante la marcha en dirección horizontal, lo cual traería como consecuencia una elevada carga del antepié en el pie de prótesis o, si se realiza con un pie de prótesis insertado, una reducción de la fuerza axial, así como una flexión en la articulación de rodilla.

50 Para lograr la necesaria flexión para superar la altura del escalón tras el levantamiento, puede realizarse un apoyo a la flexión en la fase de levantamiento mediante un resorte pretensado u otro mecanismo de acumulación de fuerza. Igualmente puede apoyarse una extensión libre mediante un resorte cuando una vez realizado el descenso del amortiguamiento de flexión ha transcurrido un cierto tiempo. Esto es necesario por razones de seguridad, para no caer en un indeseado control del amortiguamiento cuando se activa por error el modo de subida de escalera.

55 El aumento del amortiguamiento de flexión y dado el caso de extensión se inicia preferiblemente cuando el pie de prótesis se ha asentado de nuevo tras el levantamiento, por ejemplo cuando aumenta la fuerza axial. Alternativamente puede aumentarse, permaneciendo aproximadamente constante el ángulo de la rodilla, el amortiguamiento de extensión y flexión.

60 El amortiguamiento de flexión puede reducirse en la fase de levantamiento a un valor mínimo, con lo que el amortiguamiento activo en todo sistema debido al rozamiento no aumenta aún más.

65 La detección tanto del levantamiento con un momento reducido o libre de momento como también del descenso del amortiguamiento de flexión, puede realizarse mecánicamente, al igual que la modificación de los diversos amortiguamientos, para posibilitar un diseño de prótesis lo más sencillo posible.

ES 2 349 878 T3

A continuación se describirá más en detalle un ejemplo de ejecución en base a las figuras.

Las figuras 1 a 6 muestran esquemáticamente la secuencia de una subida de escalera alternada con prótesis pasiva de articulación de rodilla.

5

En la figura 1 se representa un portador de prótesis 1 con una prótesis de articulación de rodilla 2, fijada mediante medios de conexión en la parte superior a un muñón de muslo. La pierna de prótesis 20 se encuentra delante de un escalón de una escalera con la pierna contralateral sana 4.

10

Para alcanzar el siguiente escalón más alto debe conducirse un pie de prótesis 6 por encima del borde de la escalera. Un movimiento activo de la cadera, tal como el que se muestra mediante la flecha 7, apoya el movimiento pasivo de la rodilla, que se muestra mediante la flecha 8 y que se provoca debido a la inercia de la masa tanto del pie de prótesis 6 como también del elemento de unión 3 de la prótesis de articulación de rodilla 2 con el pie de prótesis 6. Para ello es necesario un amortiguamiento de flexión mínimo, para que tras una flexión de la cadera en el pie de prótesis 6 no oscile hacia delante y se mueva contra la parte vertical del escalón o debajo del escalón de la escalera 5. El objetivo es, en una fase de levantamiento tal como la que se representa en la figura 2, conducir el pie de prótesis 6 lo más vertical posible hacia arriba, dado el caso iniciado por un ligero movimiento hacia atrás. La detección del levantamiento se realiza entonces mediante el ángulo de doblado α entre el elemento de unión 3 y el muslo o mediante una reducción de la fuerza axial en el elemento de unión 3 sin flexión del pie de prótesis 6. Igualmente es posible detectar el modo de subida de escalera y mediante ello el descenso del amortiguamiento de flexión a un valor por debajo del control normal de la fase de impulsión, preferiblemente hasta el valor mínimo, mediante un movimiento horizontal del pie de prótesis 6 hacia atrás juntamente con un movimiento de cadera.

15

20

25

Tras superar el borde de la escalera y finalizar la fase de levantamiento, tal como se representa en la figura 2, es necesario posicionar con seguridad el pie de prótesis 6 sobre el escalón de la escalera. Para ello debe moverse el pie de prótesis 6 hacia delante, lo cual puede realizarse mediante extensión debido a la fuerza de la gravedad. Para ello puede reducirse el amortiguamiento de extensión si esto no se ha realizado ya en la fase de levantamiento. Una prótesis de articulación de rodilla 2 suficientemente amortiguada en flexión y extensión antes de la extensión posibilita el posicionado del pie de prótesis 6 por parte del portador de la prótesis 1, modificando el ángulo de la cadera. En la fase de descenso y extensión de la cadera, la flexión y la extensión están preferiblemente muy amortiguadas para, junto al control del asentamiento, impedir también una caída hacia atrás espontánea cuando el momento de extensión de la cadera no es suficiente. La extensión permanece amortiguada para poder controlar la velocidad en la extensión de la cadera y la rodilla. Esto se representa en la figura 3.

30

35

En la figura 4 ha finalizado la fase de asentamiento. El portador de la prótesis 1 puede iniciar la extensión de la rodilla con un momento de extensión de la cadera. La extensión de la rodilla puede verse apoyada por una extensión del pie sano.

40

En la figura 5 se representa la extensión progresiva de la rodilla al aportarse un momento de cadera. La extensión progresiva de la rodilla acorta la palanca efectiva y facilita la extensión de la rodilla mediante la extensión de la cadera.

45

En la figura 6 se muestra la extensión completa de la pierna dotada de la prótesis de articulación de rodilla 2. La pierna contralateral 4 se lleva por delante de la pierna de la prótesis 20 y se coloca sobre el siguiente escalón más alto, con lo que es posible una subida alternada de la escalera con prótesis pasiva de articulación de rodilla.

El control está ajustado tal que durante el levantamiento del pie de prótesis 6 se ajusta una resistencia a la flexión que permite un ángulo de rodilla α , que posibilita el posar el pie de prótesis 6 en el siguiente escalón. El apoyo de la flexión mediante mecanismos de resorte puede facilitar el levantamiento y la superación de la altura del escalón.

50

Si tras la activación del modo de subida de escalera en base a la detección de un levantamiento con momento reducido no sigue ninguna acción, se ajusta una extensión libre, realizándose el ajuste de la extensión libre en función del tiempo. La etapa de tiempo puede realizarse también mecánicamente. La detección del levantamiento con un momento reducido puede realizarse mediante la inercia de la masa cuando la pierna sana primeramente se asienta y sólo debe superarse como primer paso con la pierna dotada de prótesis el segundo escalón de la escalera. Si se realiza primeramente la descarga del pie de prótesis y a continuación un doblado de la articulación de rodilla de prótesis, ha de ajustarse la subida de la escalera. El amortiguamiento tanto en la dirección de extensión como también en la dirección de flexión tras la fase de levantamiento, es decir, durante la fase de extensión de la cadera, se mantiene hasta que se ha alcanzado o detectado una extensión completa de la prótesis de articulación de rodilla.

60

65

ES 2 349 878 T3

REIVINDICACIONES

5 1. Control de una articulación pasiva de prótesis de rodilla con amortiguamiento ajustable en la dirección de flexión para adaptar un equipo de prótesis con medios de conexión por el lado superior y un elemento de unión con un pie artificial, fijado a la prótesis de articulación de la rodilla, a la subida de escaleras,

caracterizado por las siguientes etapas:

- 10 - detección de una fase de elevación mediante detección de un levantamiento con un momento reducido del pie de prótesis y
- descenso del amortiguamiento de flexión en la fase de levantamiento hasta por debajo de un nivel adecuado para marchar en llano.

15 2. Control según la reivindicación 1,

caracterizado porque el amortiguamiento de extensión y/o flexión se eleva en una fase de asentamiento y extensión de la cadera hasta un nivel por encima de un amortiguamiento de un control de la fase de impulsión para la marcha en llano.

20 3. Control según la reivindicación 2,

caracterizado porque el amortiguamiento de flexión se incrementa en la fase de asentamiento hasta un valor máximo.

25 4. Control según la reivindicación 2 ó 3,

caracterizado porque el amortiguamiento de flexión se mantiene en la fase de asentamiento y extensión de la cadera hasta la completa extensión de la cadera.

30 5. Control según una de las reivindicaciones 2 a 4,

caracterizado porque el amortiguamiento de flexión se incrementa en función de la variación del ángulo de la rodilla.

35 6. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

caracterizado porque el amortiguamiento de flexión se incrementa o reduce en función de la fuerza axial que actúa sobre la caña de la pierna.

40 7. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

caracterizado porque el amortiguamiento de extensión se ajusta durante la fase de levantamiento, así como la fase de asentamiento y extensión de la cadera.

45 8. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

caracterizado porque se realiza la detección del levantamiento con momento reducido mediante un sensor de fuerza o momento.

50 9. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

caracterizado porque la detección del levantamiento con un momento reducido se realiza mediante una medición de una aceleración horizontal del pie de prótesis y captación del doblado de la prótesis de articulación de rodilla.

55 10. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

caracterizado porque la detección de un levantamiento con momento reducido se realiza mediante la captación de un momento de antepié en el pie de la prótesis.

ES 2 349 878 T3

11. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

caracterizado porque se apoya la flexión en la fase de levantamiento mediante un mecanismo de resorte pretensado.

5

12. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

caracterizado porque aumento del amortiguamiento de flexión y extensión se inicia cuando el pie de prótesis se asienta de nuevo tras el levantamiento.

10

13. Control según la reivindicación 12,

caracterizado porque el asentamiento se detecta mediante una medición de la fuerza axial en la caña de la pierna o en el pie de prótesis.

15

14. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

20

caracterizado porque el amortiguamiento de flexión se reduce en la fase de levantamiento hasta un valor mínimo.

15. Control según una de las reivindicaciones precedentes,

25

caracterizado porque tras realizarse la reducción del amortiguamiento de flexión se ajusta una extensión libre con control por el tiempo.

16. Control según la reivindicación 15,

30

caracterizado porque la extensión libre se realiza apoyada por resorte.

17. Control según la reivindicación 15 ó 16,

35

caracterizado porque el control por tiempo se realiza mecánica o electrónicamente.

40

45

50

55

60

65

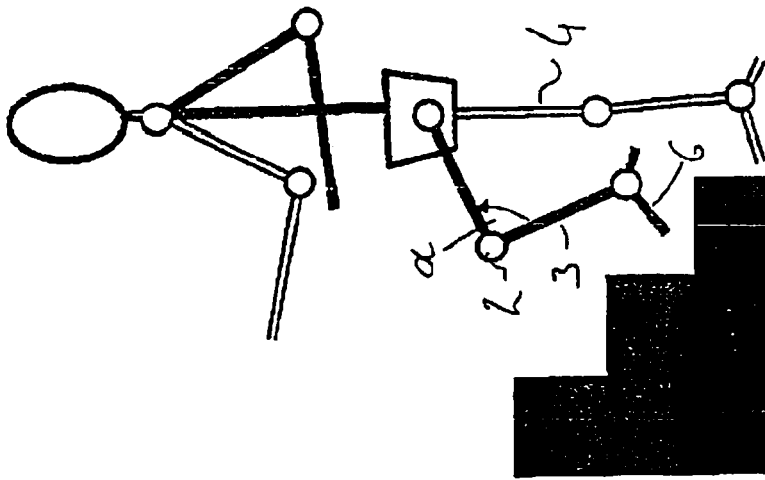


Fig. 3

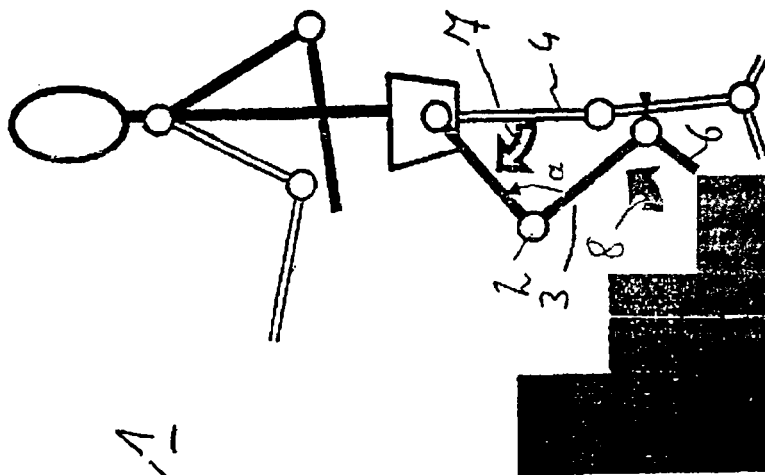


Fig. 2

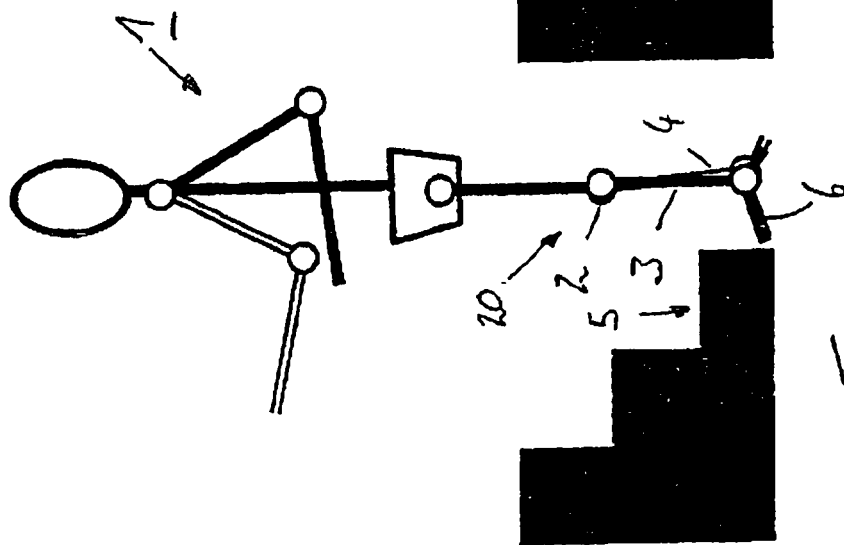


Fig. 1

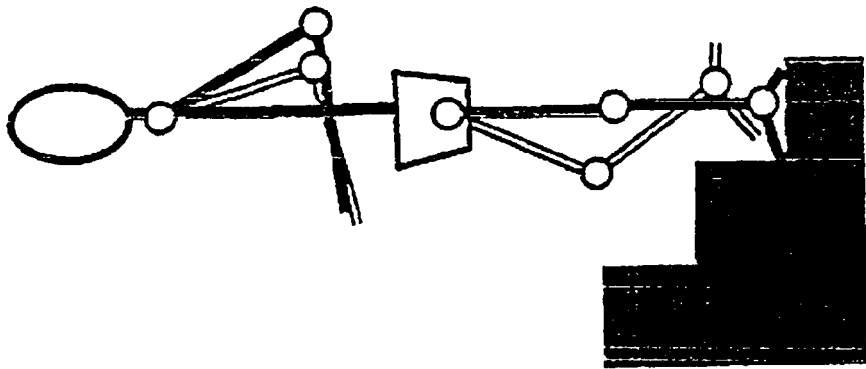


Fig. 6

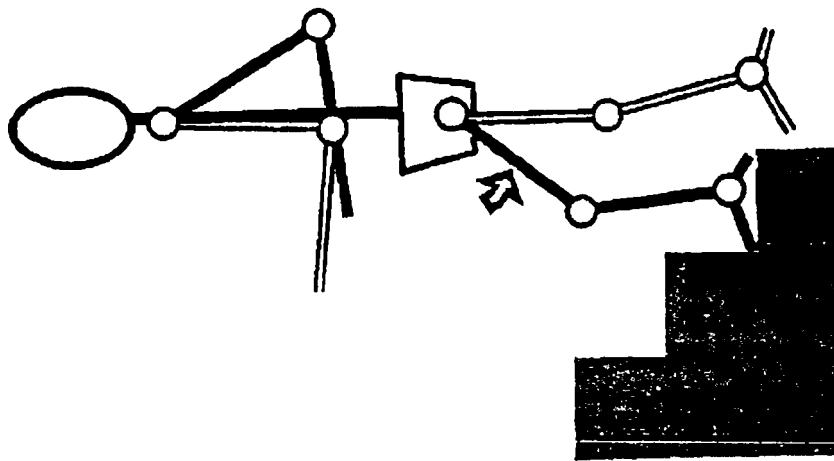


Fig. 5

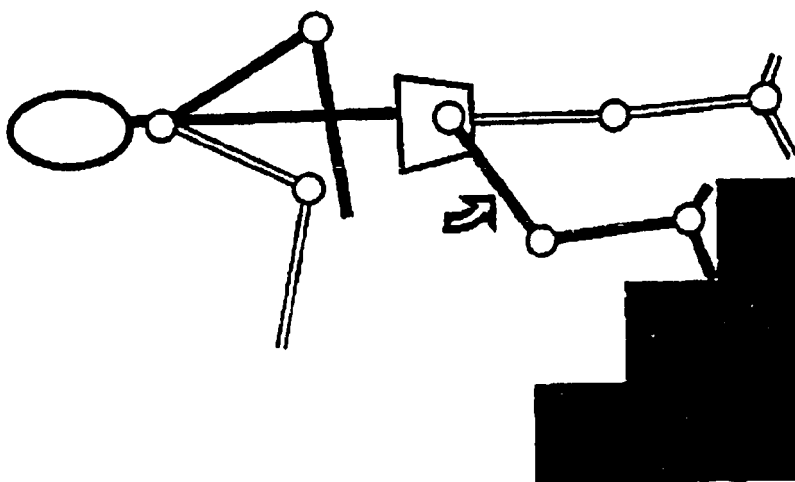


Fig. 4