



(12)

SOLICITUD de PATENTE

(43) Fecha de publicación: **20/04/2005** (51) Int. Cl.⁷: **A61F 02/58**
(22) Fecha de presentación: **15/10/2003**
(21) Número de solicitud: **PA03009416**

(71) Solicitante:
**CENTRO DE INVESTIGACION Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL IPN
Av. I.P.N. 2508 07360 Distrito Federal MX**

(72) Inventor(es):
**JAIME ALVAREZ GALLEGOS
Av. I.P.N. 2508 Distrito Federal 07360 MX**

(74) Representante:
**MARTHA FIGUEROA PEREZ
Av. Instituto Politécnico Nacional numero
2508 Distrito Federal 07360 MX**

(54) Título: **PROTESIS PARA AMPUTACION POR ARRIBA DE CODO CON ACCIONAMIENTO PARALELO.**

(54) Title: **PROSTHESIS FOR AN ABOVE ELBOW AMPUTATION HAVING PARALLEL ACTUATION SYSTEM.**

(57) **Resumen**

Se describe una prótesis para amputación por arriba de codo propulsada por actuadores lineales eléctricos dispuestos en un mecanismo paralelo que permite la realización de tres movimientos activos en el codo y la presión activa de la mano u otro dispositivo terminal. Este novedoso mecanismo permite sumar las fuerzas de varios actuadores de la prótesis para producir los movimientos de flexión de codo, prono-supinación y rotación humeral. La prótesis se comanda mediante interruptores eléctricos colocados en el arnés o mediante la interpretación de la señal mioeléctrica.

(57) **Abstract**

The present invention describes a prosthesis for an above elbow amputation, which is driven by electrical linear actuators arranged in a parallel mechanism, the same allowing three active movements to be carried out in the elbow as well as the active pressure of the hand or any terminal device. This novel mechanism enables the strength of the several actuators of the prosthesis to work together in order to produce the flexion of the elbow, the pronosupination and the humeral rotation. The prosthesis is driven by electrical switches attached to a harness or by means of the interpretation of the myoelectric signal.

Prótesis para amputación por arriba de codo con accionamiento paralelo

Campo de la invención.

La presente invención se refiere al campo de la ingeniería biomédica, con relación a la instrumentación de prótesis impulsadas con motores eléctricos, específicamente a prótesis para ser usadas por personas que han sufrido una amputación por arriba de codo y por debajo de la articulación del hombro.

Antecedentes de la invención.

- 10 Cuando alguna persona sufre la pérdida de alguna de sus extremidades superiores, por ejemplo por amputación, normalmente se ve en la necesidad de reemplazar la extremidad perdida con una réplica artificial o prótesis, las cuales pueden reproducir parcialmente o no las funciones de dicha extremidad. En la actualidad, las prótesis para amputación por arriba de codo normalmente, tienen dos articulaciones activas; la prensión en el dispositivo terminal y la flexión del codo. Para efectos del presente documento, llamaremos
- 15 “amputación por arriba de codo” o “amputación transhumeral” a cualquier amputación comprendida desde desarticulación del codo hasta amputación corta por arriba del codo. Tradicionalmente, estas articulaciones activas han sido accionadas mediante un cable movido por alguna articulación sana del cuerpo que presente movilidad voluntaria. Esta
- 20 forma de accionamiento de las prótesis accionadas por cable ha presentado algunos inconvenientes como son la necesidad de una fuerza excesiva para accionarla, la limitación de los movimientos de las articulaciones sanas, un movimiento poco natural de la prótesis, entre otros.
- 25 Con el avance de la tecnología, se han desarrollado prótesis autopropulsadas que para mover sus articulaciones activas, usan motores eléctricos en lugar de cables tirados por articulaciones sanas. Entre las prótesis autopropulsadas destacan el Codo de Boston [1], el Brazo de Utah [2], el codo de la Veterans Affairs [3] y el codo modular de Edinburg [4]. Todas estas prótesis autopropulsadas para reemplazo por arriba de codo constan de un
- 30 solo movimiento activo, la flexión del codo.

Un protesista especializado puede adaptar a estas prótesis un dispositivo terminal, ya sea un gancho dividido o una mano artificial y en cualquiera de estos dos casos, el dispositivo terminal puede ser del tipo accionado por cable o autopropulsado.

- 5 El protesista especializado puede además, si el paciente lo requiere o el médico lo receta, adaptar un dispositivo para permitir la rotación de la muñeca. Los rotadores de muñecas disponibles actualmente pueden ser de dos tipos. El primer tipo de rotador de muñeca es llamado "de fricción" y es girado por la mano contralateral o con la ayuda de los objetos del entorno, una vez colocado en la posición deseada, mantiene la posición mediante la
- 10 fricción de sus componentes. El segundo tipo de rotador de muñeca es conocido como mioeléctrico, el cual gira mediante el accionamiento de un motor de corriente directa contenido en su mecanismo.

Otro movimiento que puede ser adaptado a una prótesis para reemplazo por arriba de

15 codo es conocido como "rotación humeral". La rotación humeral es la rotación del codo con respecto al eje longitudinal del húmero. Cuando se llega a adaptar este movimiento a una prótesis, hasta antes de la presente invención, ha sido solamente del tipo conocido como "de fricción", en donde la mano contralateral o los objetos del entorno ayudan a realizar la rotación humeral y la fricción mantiene a la articulación en una posición fija.

20

Para accionar las articulaciones motorizadas, las prótesis cuentan con sistemas electrónicos que determinan cuando accionar el motor y en que sentido. Estos circuitos electrónicos se basan en la información proveniente de algunas de las siguientes formas de comando; interpretación de la señal mioeléctrica, interruptores eléctricos accionados

25 por cable y parámetros eléctricos en galgas extensiométricas estimuladas por cable.

De lo anterior destacan varios hechos que justifican el desarrollo de nuevos mecanismos y tecnologías para solventar los problemas existentes hasta el momento.

- 30 A pesar de que la rotación humeral es un movimiento importante que pierden las personas que han sufrido una amputación transhumeral [5, 6], hasta antes de la presente invención, ninguna prótesis para reemplazo por arriba de codo cuenta con rotación humeral activa.

Actualmente los motores que accionan el dispositivo terminal y la rotación de muñeca en las prótesis autopropulsadas para amputación por arriba de codo, están ubicados en la parte distal del antebrazo protésico. Esto resulta en una desventaja, ya que estos motores son, debido al brazo de palanca, una carga para el motor que acciona la flexión del codo.

5

Además los motores usados en las prótesis activas actuales, no se ayudan mutuamente para realizar las tareas de la prótesis, por lo que son recursos potencialmente inactivos, desde el punto de vista de la articulación que está siendo accionada.

- 10 Una cuarta desventaja de las prótesis autopropulsadas existentes, es que éstas son innecesariamente pesadas debido a que tienen una estructura exoesquelética y a que requieren placas de refuerzo para conformar dicha estructura exoesquelética.

Objetivos de la invención.

- 15 Es uno de los objetivos de la presente invención contar con una prótesis para reemplazo por arriba de codo con cuatro movimientos activos, tales como flexión de codo, pronación y supinación (prono-supinación), rotación humeral y prensión.

Otro de los objetivos de la presente invención es el de contar con una prótesis con
20 articulaciones activas poderosas y en su caso más poderosas que las prótesis actualmente existentes.

Otro de los objetivos de la presente invención es el de contar con una prótesis que acepte
25 dispositivos terminales accionados por cable y convertirlos, con una sujeción apropiada, en dispositivos terminales autopropulsados.

Otro objetivo adicional de la presente invención es el de contar con una prótesis provista de un sistema electrónico que coordine los movimientos activos de la prótesis a partir de señales de control producidas por el usuario.

30

Breve descripción de los dibujos.

Figura 1. Se muestra una vista isométrica de la disposición de los componentes mecánicos que conforman a la prótesis de la presente invención.

Figura 2. Se muestra una vista isométrica de la prótesis acoplada a un zócalo.

5 **Figura 3.** Se muestra una vista superior del codo, antebrazo y mano protésica de la prótesis de la invención.

Figura 4. Se muestra un corte de la prótesis en la sección A-A indicada en la figura 3.

Figura 5. Se muestra una imagen computarizada de la disposición de los componentes mecánicos que conforman a la prótesis de la presente invención.

10

Descripción detallada de la invención.

La prótesis de la presente invención permite realizar la flexión del codo, la pronosupinación, la rotación humeral y la prensión, constituyendo éstos los movimientos activos necesarios para el completo funcionamiento de la prótesis, funciones que hasta la fecha
15 no se encuentran en prótesis semejantes. Así mismo cuenta con articulaciones más poderosas y que acepta dispositivos terminales accionados por cable, dotando a la prótesis de capacidad de conversión de dichos dispositivos en terminales autopropulsadas. Por otra parte, la prótesis está provista de un sistema electrónico que es capaz de coordinar los movimientos activos de la prótesis a partir de señales de control
20 producidas por el usuario.

Para lograr lo anterior, la prótesis es propulsada con cuatro actuadores lineales dispuestos en un mecanismo paralelo y con su parte masiva colocada en el extremo proximal del antebrazo. Tres de los actuadores dispuestos en configuración paralela en la prótesis,
25 accionan los tres movimientos activos del codo al mismo tiempo que suman de forma vectorial la fuerza producida por cada uno para producir los tres movimientos del brazo. Los tres movimientos activos que realiza el codo son flexión de codo, pronosupinación y rotación humeral. El cuarto actuador lineal, colocado en la prótesis, sirve para tirar de un cable que acciona al dispositivo terminal. Además, la parte fija de este cuarto actuador
30 lineal sirve para proporcionar estabilidad a los tres movimientos del codo antes mencionados. Los cuatro actuadores lineales están coordinados por un circuito electrónico

de control, el cual determina los movimientos de los actuadores basado en las señales producidas por:

- a) el usuario,
- b) las señales producidas por el movimiento de los actuadores y,
- 5 c) las señales producidas por los sensores de corriente.

La prótesis de la presente invención consiste en una prótesis con articulaciones activas para reemplazo por arriba de codo.

- 10 La prótesis se acopla al muñón del paciente a través de un par de sockets o también llamados zócalos construidos por el protesista, con las medidas específicas del paciente. El socket externo (21) tiene la función de dar un soporte rígido al conjunto del codo (5) con respecto al muñón. El socket externo (21) sirve también de soporte de los electrodos mioeléctricos cuando se usa la señal eléctrica de los músculos remanentes en el muñón
- 15 para el control de la prótesis. Un socket interno hecho con material suave, se adosa al muñón y permite la distribución uniforme de la presión entre el socket externo (21) y el muñón del paciente.

- El conjunto del codo (5) puede ser cualquier material ligero y resistente al esfuerzo como
- 20 por ejemplo duraluminio ó fibra de carbono. El conjunto del codo (5) sirve para unir al conjunto del antebrazo (18) con el socket externo (21). El conjunto del codo (5) está compuesto por un anillo (6) con forma predominantemente circular y por una, dos o más placas (28, 14) según la forma específica de materializar el conjunto del codo (5). El conjunto del codo (5) se puede obtener mediante fabricación monolítica o mediante la
 - 25 fijación de sus distintas partes integrantes como son las placas (28, 14) y el anillo (6). El anillo (6) del conjunto del codo (5) se introduce en el extremo distal del socket externo (21) contra el cual se fija soldándolo, atornillándolo o mediante otro sistema de fijación. La pieza del codo sirve de punto de apoyo para los cuatro actuadores (1, 2, 3, 4) que dan movimiento activo a la prótesis y que conforman el conjunto del antebrazo (18). Tres de
 - 30 los actuadores (1, 2, 3) se unen por su extremo proximal al conjunto del codo (5) mediante una articulación universal (7) para cada uno. El actuador (4) se une al conjunto del codo (5) mediante una articulación de tres grados de libertad, como por ejemplo una articulación

esférica. El actuador lineal (2) se une por su extremo distal al extremo distal móvil del actuador lineal (3) mediante una articulación universal (9) o cualquier otra articulación de dos grados de libertad. El actuador lineal (1) se une por su extremo distal, mediante una articulación universal (9), a la capucha fija (19) que cubre al actuador lineal. Las 5 articulaciones universales (9), pueden fijarse directamente sobre los actuadores (3, 4) o utilizando un anillo de posición ajustable (17). El extremo distal de la capucha fija (19) del actuador lineal (4) se fija sólidamente al elemento de muñeca (8). El actuador lineal (3) se une al elemento de la muñeca (8) mediante una articulación universal (10) o cualquier otra articulación de dos grados de libertad. La pieza de muñeca (8) se une sólidamente al 10 acoplador redondo de la palma de la mano (29).

La mano artificial (20) incluida en esta prótesis, está compuesta de una palma (11), un dedo cuádruple (13) móvil y un pulgar (12) móvil. La palma tiene dos salientes (23, 16) que se acoplan a dos salientes más (25, 26) localizadas en el dedo cuádruple (13) mediante un 15 eje (22) que permite la articulación tipo revoluta del dedo cuádruple (13) con respecto a la palma (11). Una tercera saliente (27) localizada en la palma (11), se acopla al pulgar (12) mediante un eje que permite la articulación tipo revoluta del pulgar (12) con respecto a la palma (11). El movimiento de los dedos (12, 13) se realiza mediante la contracción del actuador lineal (4) que tira de un cable de acero (30), el cual puede accionar otros tipos de 20 dispositivos terminales comerciales accionados por cable.

Entre el anillo del codo (6) y las placas del codo (14) existe un hueco (24) que aloja al circuito electrónico que recibe las señales que indican la posición de los actuadores lineales (1, 2, 3, 4). La cara exterior de las placas del codo (14) es utilizada para fijar por 25 un lado el circuito electrónico de control y por el otro costado para fijar el circuito electrónico de amplificación para energizar los actuadores lineales (1, 2, 3, 4). La parte inferior de las placas del codo (14) es utilizada para fijar la batería eléctrica que energiza el sistema eléctrico y electrónico de la prótesis.

30 En la prótesis de la presente invención, los movimientos del codo se consiguen mediante la combinación de los movimientos de los actuadores lineales. Los principales flexores del codo son los actuadores (1, 2) accionándose en direcciones iguales. Los principales

prono-supinadores son los actuadores (1, 2) accionándose en direcciones opuestas. La mayor fuerza para la rotación humeral la realizan los actuadores (2, 3). El movimiento de prensión de la mano lo produce el actuador (4). Así mismo, la coordinación de los movimientos de los actuadores la realiza la circuitería electrónica de control.

5

La electrónica de control basa sus comandos en las señales recibidas a través de sus entradas de señal de control y de sensores. Las entradas de señal de control pueden ser de varios tipos destacando la señal mioeléctrica o señal codificada digital procedente de interruptores eléctricos. Los sensores que llevan información a la circuitería de control
10 pueden ser de posición, de corriente ó de fuerza, entre otros. Con la información de las señales de control, la circuitería decide en que forma deben moverse los actuadores; sin embargo los comandos hacia los motores son modificados con la información originada en los sensores. Los sensores de posición evitan que se siga haciendo esfuerzo de desplazamiento cuando ya se alcanzó el final del recorrido del brazo. Los sensores de
15 corriente previenen que la circuitería de control aplique corriente excesiva a los actuadores y, los sensores de fuerza, evitan que el brazo siga haciendo esfuerzos, cuando se ha encontrado un obstáculo en su camino. Estos limitadores entran en acción cuando se le pide a los actuadores realizar un esfuerzo mayor al conveniente, asegurando así, la seguridad tanto de la estructura mecánica como de la eléctrica y también, cuando se tiene
20 ya sujeto un objeto en la mano.

Bibliografía.

- [1]. Abul-Haj, C.; Hogan, N. "An Emulator System for Developing Improved Elbow-Prosthesis Designs". IEEE Trans. On Biomedical Engineering. Vol 34 No. 9. Pp.
25 724-737. Sept. 1987.
- [2]. Jacobsen, Stephen; Knutti, David; Johnson, Richard; Sears, Harold. "Development of t he Utah Artificial Arm" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-29, No. 4, Abril 1982.
- [3]. Office of Technology Assessment Archive. Boston Elbow. Congress of the United
30 States. 44 p. NTIS order #PB85-145936 Washington 1984.

- [4]. Gow, D.J.; Douglas, W.; Geggie, C.; Monteith, E.; Stewart, D. "The development of the Edinburgh modular arm system". Proceedings Of The Institution Of Mechanical Engineers Part H-Journal Of Engineering In Medicine 215: (H3) 291-298 2001
- [5]. Nordin, M.; Frankel, V. "Basic Biomechanics Of the Musculoskeletal System"
5 Second Edition. Edited by Lea & Febirger. Philadelphia. 1989.
- [6]. Esparza W.; Ivko J. "Friction free cable system: alternative cable system for transhumeral-level conventional prostheses". Journal of Prosthetics and Orthotics. 1997;9:135-136. 1997

Reivindicaciones.

1. Una prótesis para amputación por arriba de codo que reemplaza por lo menos el antebrazo y el codo de un paciente, caracterizada por que comprende:
 - a) Una pieza de codo,
 - 5 b) Cuatro actuadores lineales,
 - c) Una pieza para muñeca,
 - d) Elementos de fijación para los actuadores, y
 - e) Un sistema electrónico de control de movimiento.
2. La prótesis de la reivindicación 1 caracterizada porque la pieza de codo realiza
10 movimientos activos de flexión, rotación humeral y prono-supinación.
3. La prótesis de la reivindicación 1 a 2 caracterizada porque los actuadores están dispuestos en configuración paralela.
4. La prótesis de la reivindicación 1 a 3 caracterizada porque los elementos de fijación para los actuadores son articulaciones.
- 15 5. La prótesis de la reivindicación 1 a 4 caracterizada porque las articulaciones se seleccionan del grupo que comprende articulaciones de ningún grado de libertad hasta de 3 grados de libertad.
6. La prótesis de la reivindicación 1 a 5 caracterizada porque tres de los actuadores tienen sus extremos proximales fijos a la pieza del codo mediante articulaciones de
20 dos grados de libertad y el actuador restante tiene su extremo proximal fijo a la pieza del codo mediante una articulación de tres grados de libertad.
7. La prótesis de la reivindicación 1 a 6 caracterizada porque los extremos distales de los actuadores se fijan entre ellos mismos y con la pieza de muñeca utilizando tres articulaciones de dos grados de libertad y una articulación con ningún grado de
25 libertad.
8. La prótesis de la reivindicación 1 a 7 caracterizada porque la articulación que une a la pieza de muñeca y a por lo menos uno de los actuadores es de tres grados de libertad.
9. La prótesis de la reivindicación 1 a 8 caracterizada porque uno de los cuatro actuadores lineales acciona el dispositivo terminal.
- 30 10. La prótesis de la reivindicación 1 a 9 caracterizada porque los actuadores son coordinados por el sistema electrónico de control de movimiento.

11. La prótesis de la reivindicación 1 a 10 caracterizada porque el sistema electrónico de control de movimiento envía comandos a los motores de los actuadores de acuerdo con la información de posición y corriente en los motores y con la información de los sensores de comandos del usuario.
- 5 12. La prótesis de la reivindicación 1 a 11 caracterizada porque los comandos del usuario son la interpretación de la señal mioeléctrica e interruptores eléctricos.
13. La prótesis de la reivindicación 1 a 12 caracterizada porque los actuadores son accionados por motores eléctricos.
14. La prótesis de la reivindicación 1 a 13 caracterizada porque tanto los actuadores como
10 los motores cuentan con sensores de posición.
15. La prótesis de la reivindicación 1 a 12 caracterizada porque los actuadores son energizados mediante baterías eléctricas.
16. La prótesis de la reivindicación 1 a 15 caracterizada porque además contiene una mano artificial u otro dispositivo terminal accionado por cable.
- 15 17. La prótesis de la reivindicación 16 caracterizada porque el cable es accionado por uno de los cuatro actuadores lineales.
18. La prótesis de la reivindicación 1 a 17 caracterizada porque permite la flexión pasiva de la muñeca.

Resumen

Se describe una prótesis para amputación por arriba de codo impulsada por actuadores lineales eléctricos dispuestos en un mecanismo paralelo que permite la realización de tres movimientos activos en el codo y la prensión activa de la mano u otro dispositivo terminal.

- 5 Este novedoso mecanismo permite sumar las fuerzas de varios actuadores de la prótesis para producir los movimientos de flexión de codo, prono-supinación y rotación humeral. La prótesis se comanda mediante interruptores eléctricos colocados en el arnés o mediante la interpretación de la señal mioeléctrica.

FIGURA 1

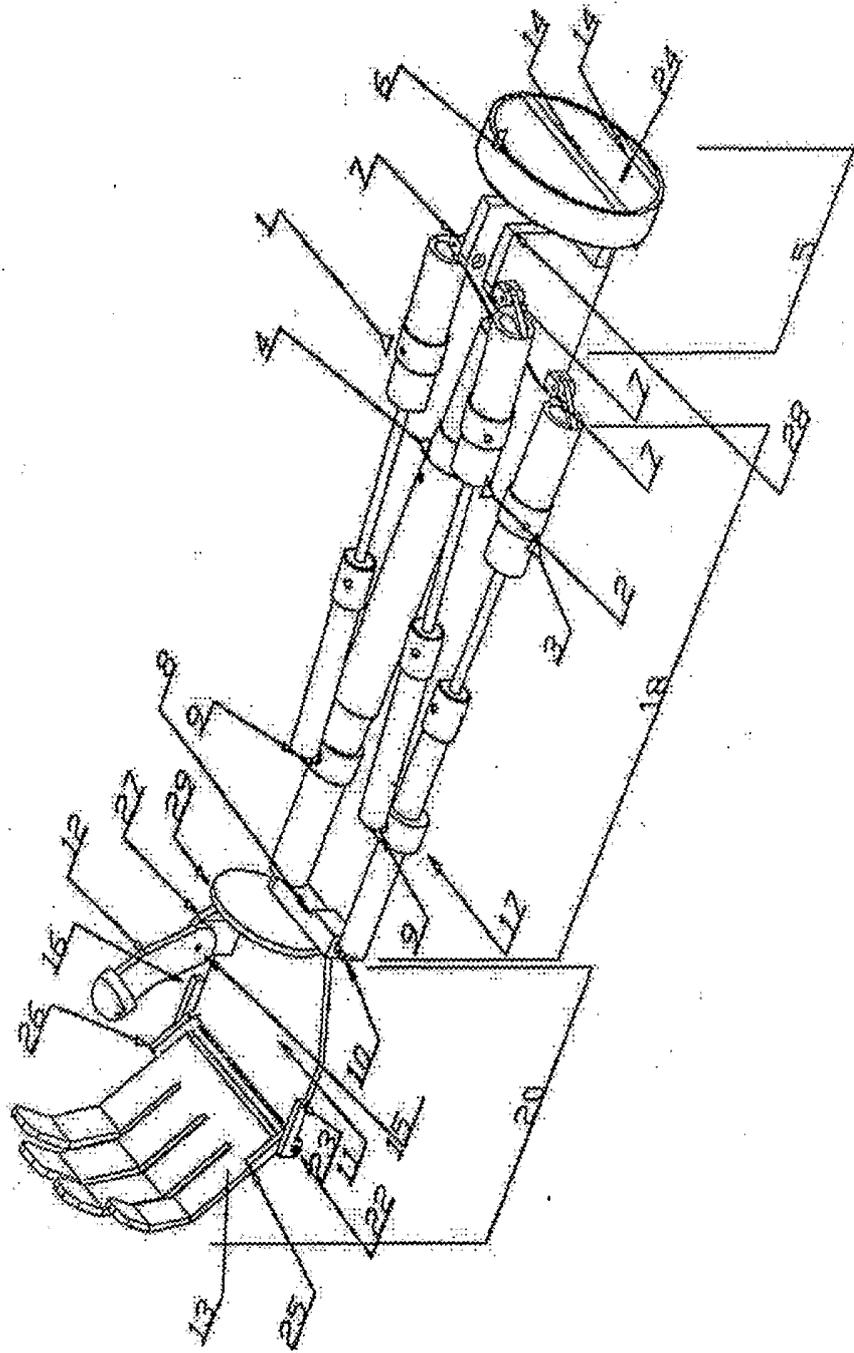


FIGURA 2

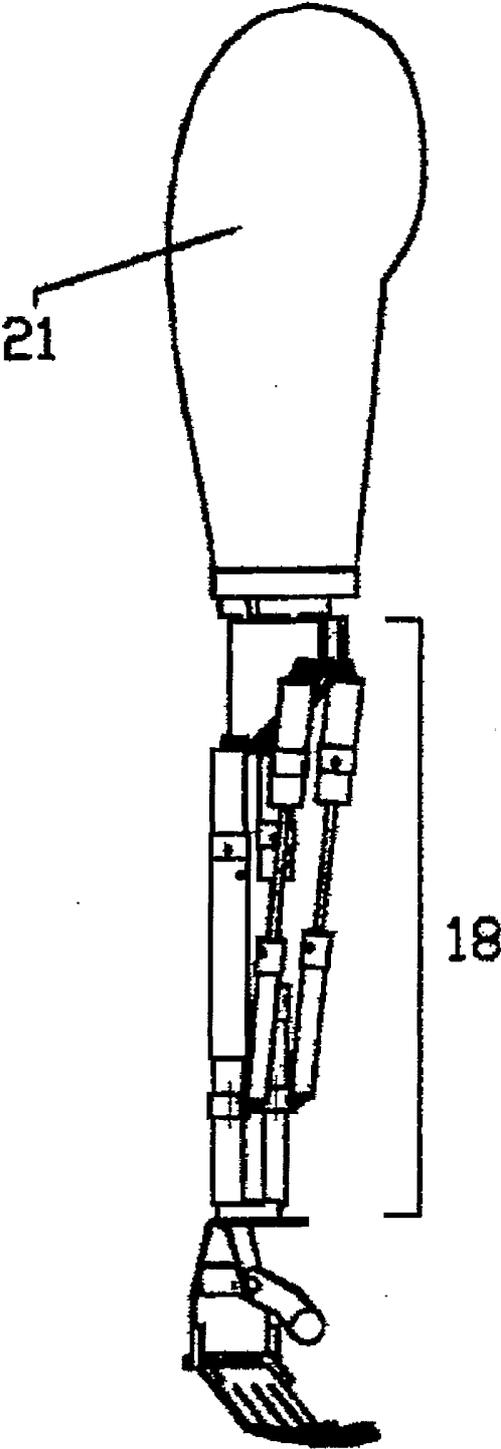


FIGURA 3

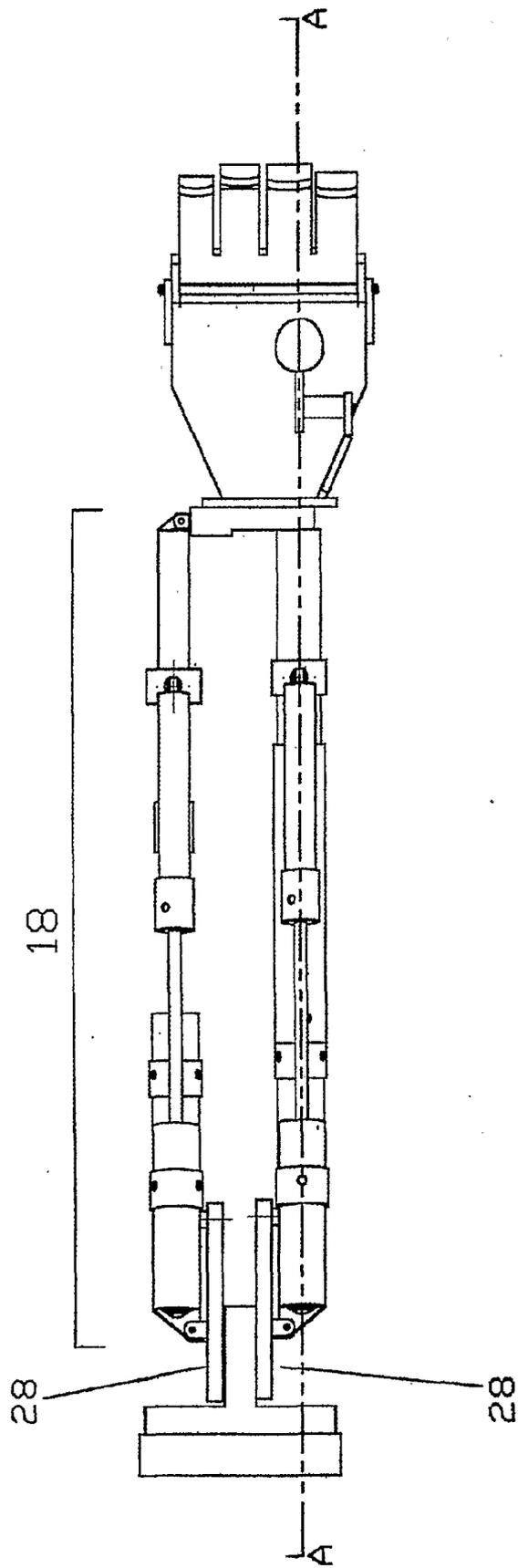


FIGURA 4

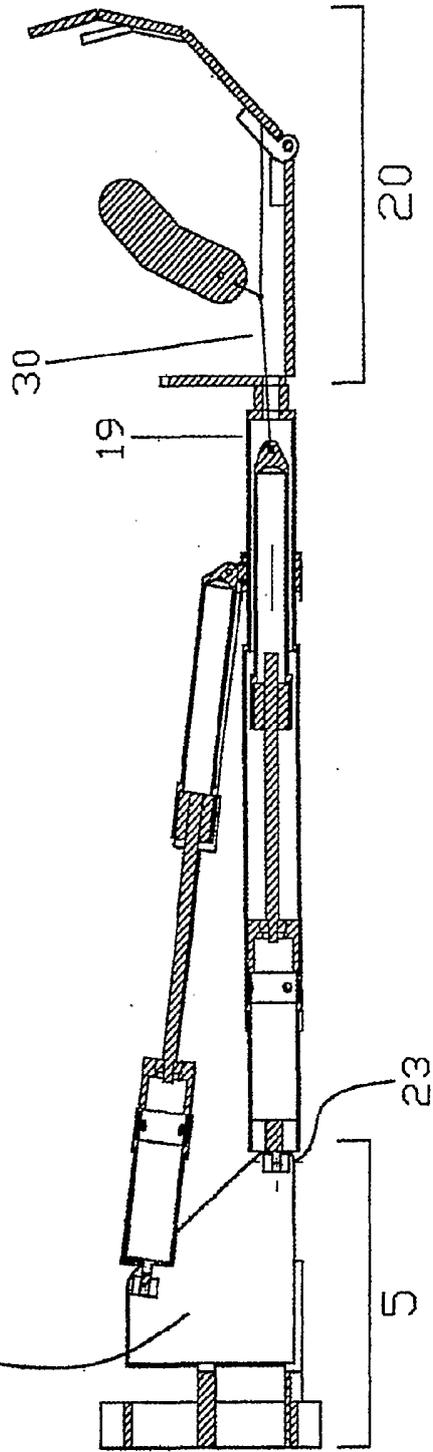


FIGURA 5

