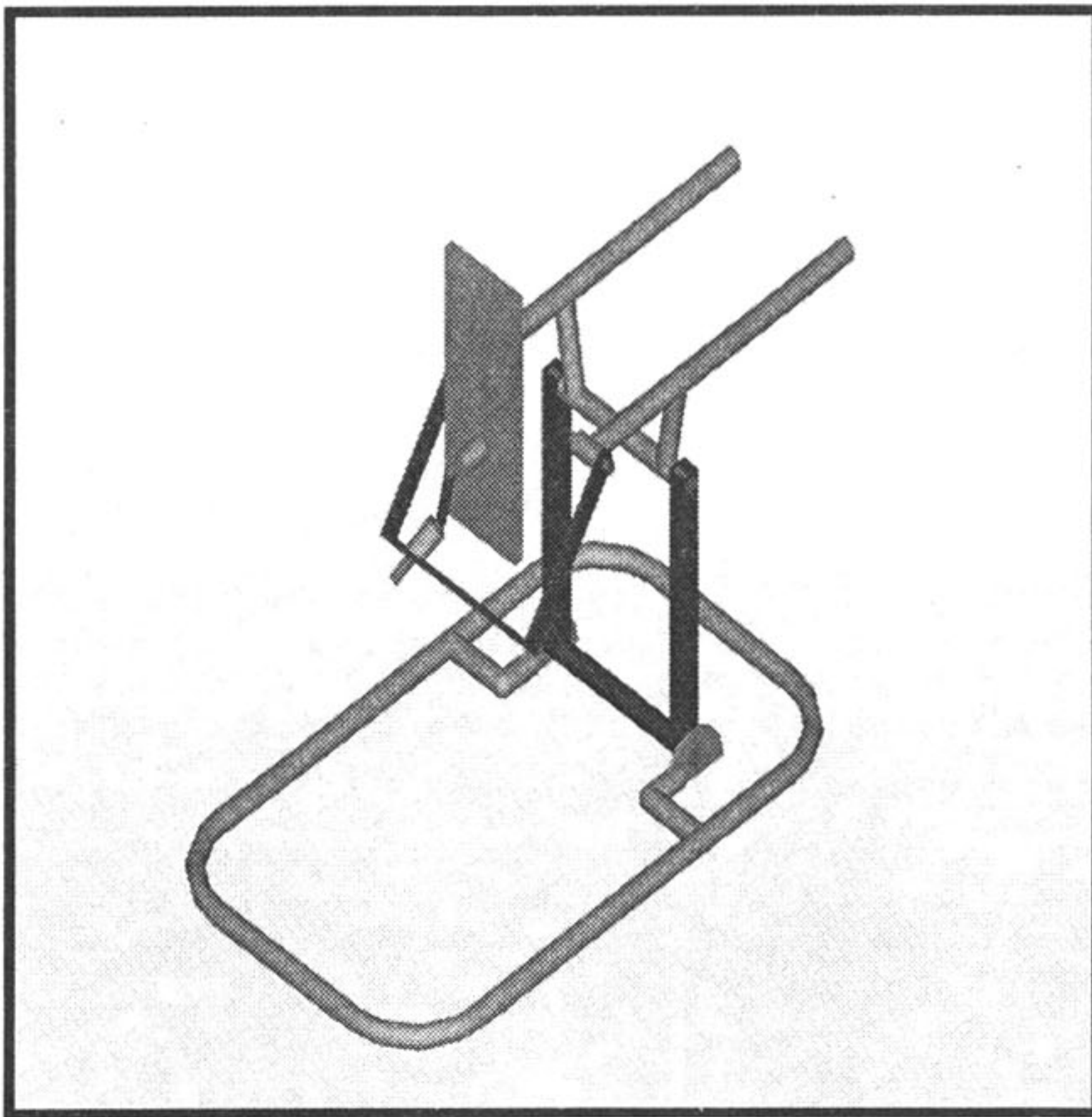


Diseño y construcción:

Prototipo de una unidad de movimiento pasivo continuo (UMPC) para terapia del tobillo



□ **Elmer Galvis Luna, M.Sc.**
Ingeniero Mecánico
Profesor Auxiliar Universidad
del Valle.

□ **Diana Rincón, Ph.D**
Ingeniera Mecánica
Profesora Asociada
Universidad de los Andes
Santafé de Bogotá

RESUMEN

El tobillo está sujeto a lesiones y los huesos fracturados pueden ser reposicionados con o sin cirugía, los esguinces y torceduras pueden ser tratados con yeso o tablillas para proteger los tejidos dañados. La terapia fría es frecuentemente recomendada para reducir el dolor y los edemas. Para lesiones más severas, es requerida la intervención quirúrgica y el Movimiento Pasivo Continuo (MPC) en el tobillo es recomendado en el período post-operatorio o postenyesado para facilitar movimiento con mínimo dolor, para mantener o incrementar los rangos de movimiento y recuperar tejidos articulares agilizando la recuperación.

Con este trabajo se pretende mostrar como se diseñó una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo (UMPC) para realizar terapias pasivas a nivel del tobillo, incluyendo las consideraciones más importantes como los arcos de movilidad, velocidad de operación y seguridad para el paciente, además de impulsar a futuros diseños y construcciones de UMPC a precios más favorables.

Durante las etapas de diseño se utilizó la Antropometría, el Dibujo Asistido por Computadora (CAD) y la Ingeniería Asistida por Computadora (CAE). En este último el Análisis por Elemento Finito (FEA) y la Simulación Dinámica (DS) facilitó

* La Revista recibió este artículo en enero de 2.000

taron la construcción de un prototipo, el cual fue evaluado para los movimientos de flexión plantar, flexión dorsal, inversión y eversion.

PALABRAS CLAVES

Movimiento Pasivo Continuo, Tobillo, Diseño.

ABSTRACT

The ankle is subject to injuries and the fractured bones can be replacement with or without surgery, the sprains and strains can be treated with casting or splinting to ensure rest for the injured tissues. Cold therapy is frequently recommended to reduce pain and swelling. For more severe injuries, surgical intervention is required and ankle Continuous Passive Motion (CPM) is indicate in the early post-operative or post-casting period to facilitate relatively painless motion, maintain or increases the ranges of motion, recovery tissues and promote faster healing.

This work tried to show how a Continuous Passive Motion Device (CPMD) was designed for ankle passive therapies, including the most important considerations like the range of motion, operating speed and patient security, besides impelling future designs and constructions of cheaper CPMD.

During the design stages the Anthropometry, the Computer Aid Drawing (CAD) and the CAE (Computer Aid Engineering) were used. The Finite Element Analysis (FEA) and Dynamic Simulation (DS) make easy the prototype construction and it was evaluated in platar flexion, dorsiflexion, inversion and eversion motions.

KEY WORDS

Continuous passive motion, Ankle, Design

1. INTRODUCCIÓN

El Movimiento Pasivo Continuo (MPC) es una modalidad de terapia postoperatoria, es pasiva porque el paciente no realiza fuerza para hacer el movimiento, la articulación se somete a un movimiento con un rango preestablecido y por un período de tiempo.

EL MPC es muy útil para mejorar el rango de movimiento en articulaciones, acelerar la cicatrización del tejido articular, prevenir la adhesión y la rigidez articular; no interfiere con la cicatrización de la herida quirúrgica, disminuye relativamente el dolor postoperatorio, mantiene o incrementa el arco de movilidad articular, recupera tejidos articulares, incluyendo cartílagos, tendones y ligamentos, además reduce el tiempo para retornar la función y fuerza muscular normal y estimula los procesos celulares, bioquímicos y biomédicos de las articulaciones.

Para el diseño de la unidad se trabajó con las técnicas indirectas de medición antropométrica, las cuales permitieron conocer pesos y longitudes teniendo como referencia ciertos datos que caracterizan suficientemente al sujeto, esta información dio el punto de partida para el dimensionamiento adecuado de la UMPC, la cual abarca un amplio rango de edades, desde un niño de 3 años hasta un adulto.

2. METODOLOGÍA

Con el uso de la antropometría indirecta se realizó un dimensionamiento previo de la UMPC para ser empleada en un amplio rango de edades y facilitar su uso en silla o cama. La UMPC se diseñó utilizando el Dibujo Asistido por Computadora CAD (AutoCad R14.5) y la Ingeniería Asistida por Computadora CAE, en ésta última se utilizó la simulación dinámica (Working Model 3D) y el diseño estructural mediante la técnica de

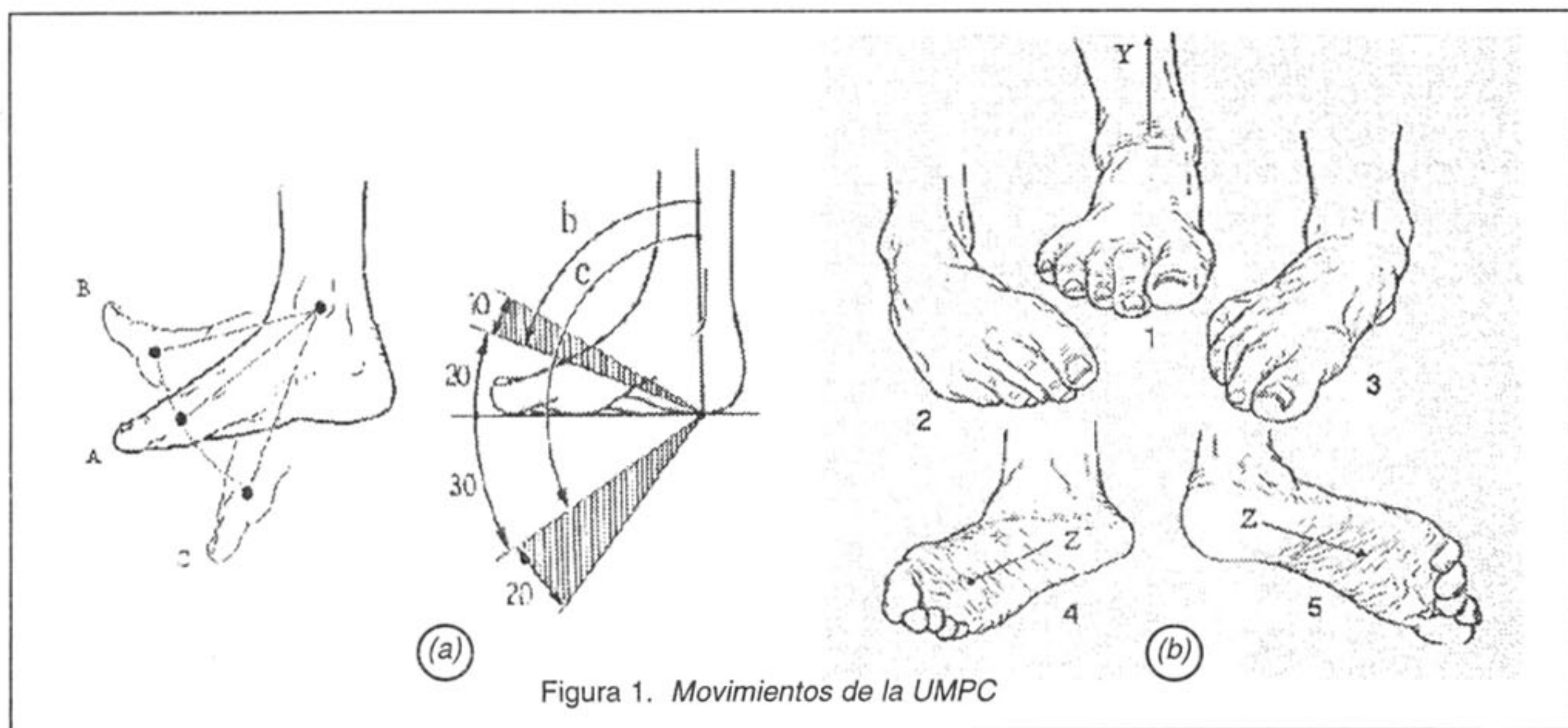


Figura 1. Movimientos de la UMPC

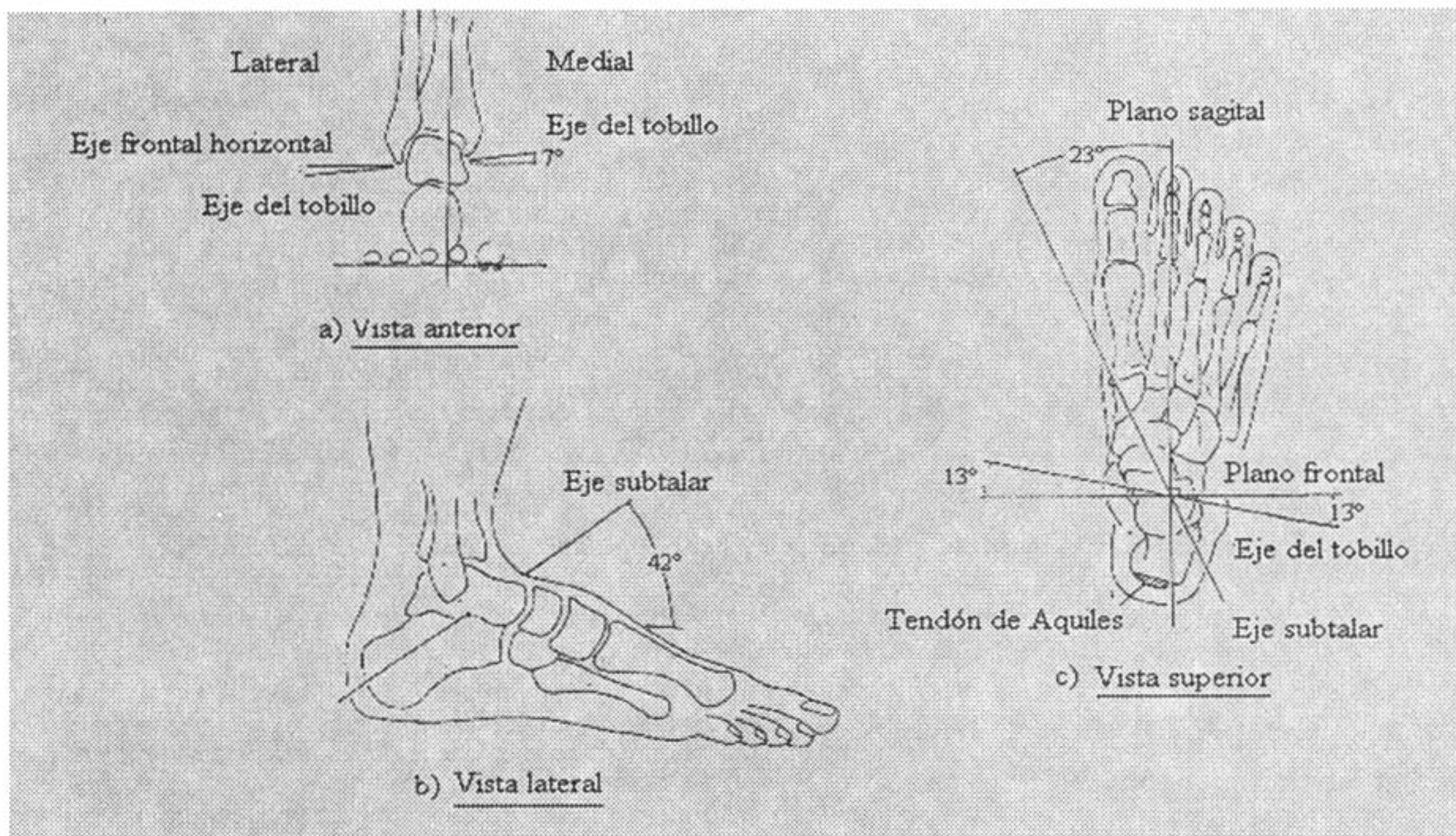


Figura 2. Ubicación espacial de los ejes de rotación

elemento finito (Algor Software Design), con los cuales se pudo realizar el diseño del prototipo virtual que permitió observar el comportamiento de variables cinéticas, cinemáticas y estructurales de la UMPC en operación virtual, así se logró un dimensionamiento adecuado y se corrigieron problemas que pudieran haberse presentado en la unidad antes de llegar a su etapa de construcción. Para analizar los efectos de la velocidad en pacientes al utilizar el MPC para tobillo se han usado 20, 40, 60, 80°/segundo (Lee, 1996: pp.44-45), la UMPC se diseñó con el último valor, ya que está asociada al mayor consumo de potencia de los motores.

Una vez el prototipo virtual cumplió con los requerimientos deseados se fabricó el prototipo real y se realizaron diferentes pruebas de desempeño como:

- Alineación de los ejes de rotación de la UMPC con los del tobillo
- Rangos de movimiento
- Funcionamiento continuo por dos horas: En esta prueba se registró el consumo de corriente, voltaje, calentamiento y enfriamiento de los motores.
- Ruido generado por la UMPC.

3. DESCRIPCIÓN DE LOS MOVIMIENTOS DE LA UMPC

El tobillo es la unión de tres huesos: la tibia, fíbula y talo, con tres articulaciones *tibiotalar*, *fibiotalar* y *tibiofubular distal* que permiten realizar los movimientos de flexión

plantar, flexión dorsal, inversión y eversión. Los diferentes movimientos de la UMPC se ilustran en la figura 1, los cuales de acuerdo a estudios antropométricos se han determinado como: flexión dorsal (mínimo 0°-máximo 30°), flexión plantar (mínimo 0°-máximo 50°), inversión (mínimo 0°-máximo 40°) y eversión (mínimo 0°-máximo 20°).

En la figura 1.a, cuando el ángulo es (b) la flexión es dorsal, tiene una amplitud de 20° a 30°, la zona agrisada indica el margen de variaciones individuales de amplitud, es decir 10°, cuando el ángulo es (c) se habla de flexión plantar, su amplitud es de 30 a 50°, el margen de variaciones individuales es 20°. El movimiento realizado sobre un eje Y en la figura 1.b si se hace hacia adentro se denomina aducción (2), su rango de movimiento llega hasta los 35 o 45°, si se hace hacia afuera se denomina abducción (3) con rango hasta los 45 o 50°, si es realizado sobre el eje Z hacia adentro se denomina supinación (4), su rango de movimiento llega hasta los 52°, si se hace hacia afuera se denomina pronación (5) con rango hasta 25 o 30°.

Los ejes de movimiento de estas articulaciones están ubicados oblicuamente como se muestra en la figura 2, de manera que ninguno de los movimientos estándar (flexión y extensión, abducción y aducción, supinación y pronación) pueden realizarse aisladamente. La inversión comprende supinación, aducción y flexión plantar, la eversión incluye pronación, abducción y flexión dorsal.

El eje de rotación del tobillo no está en un plano frontal

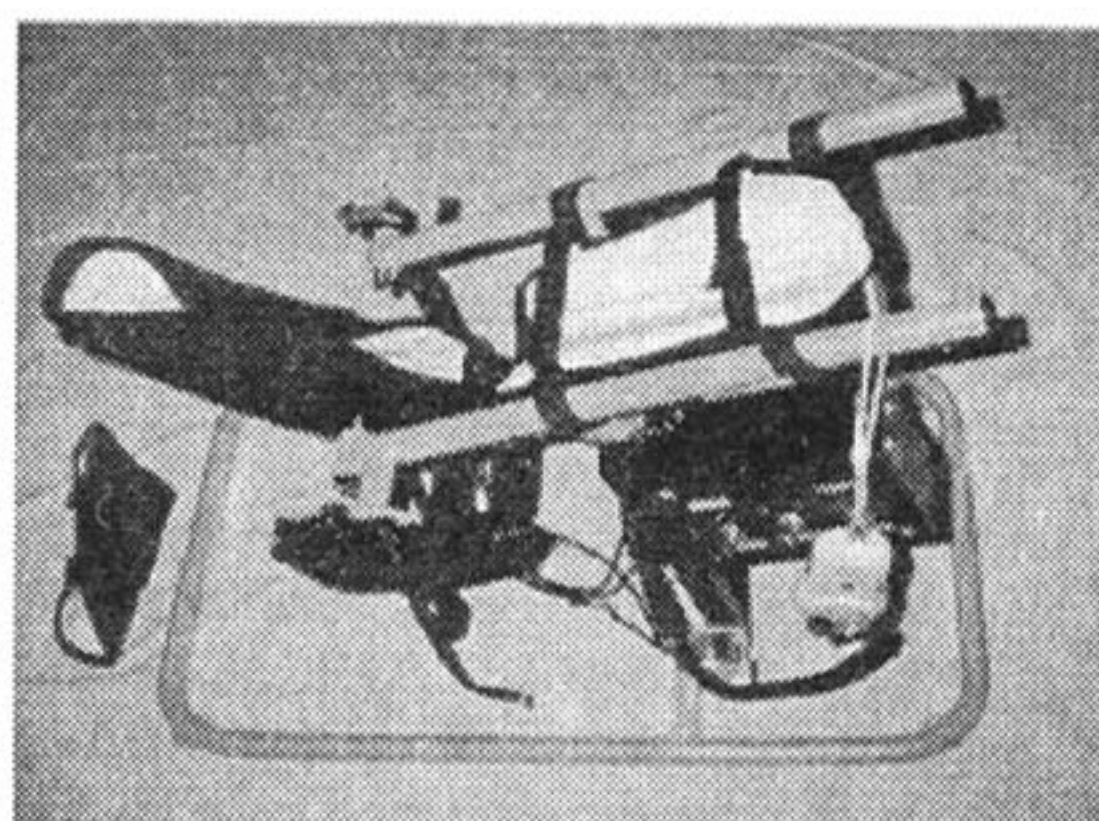
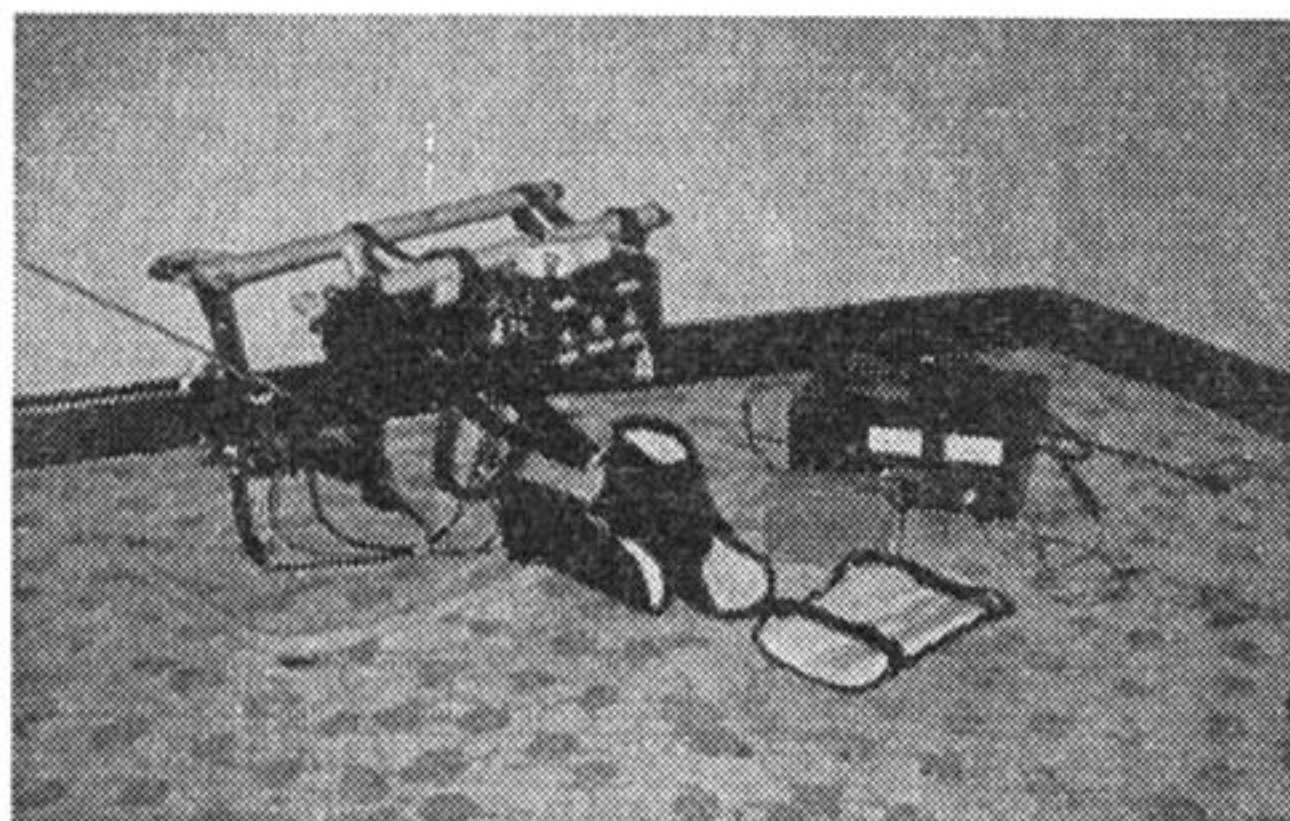
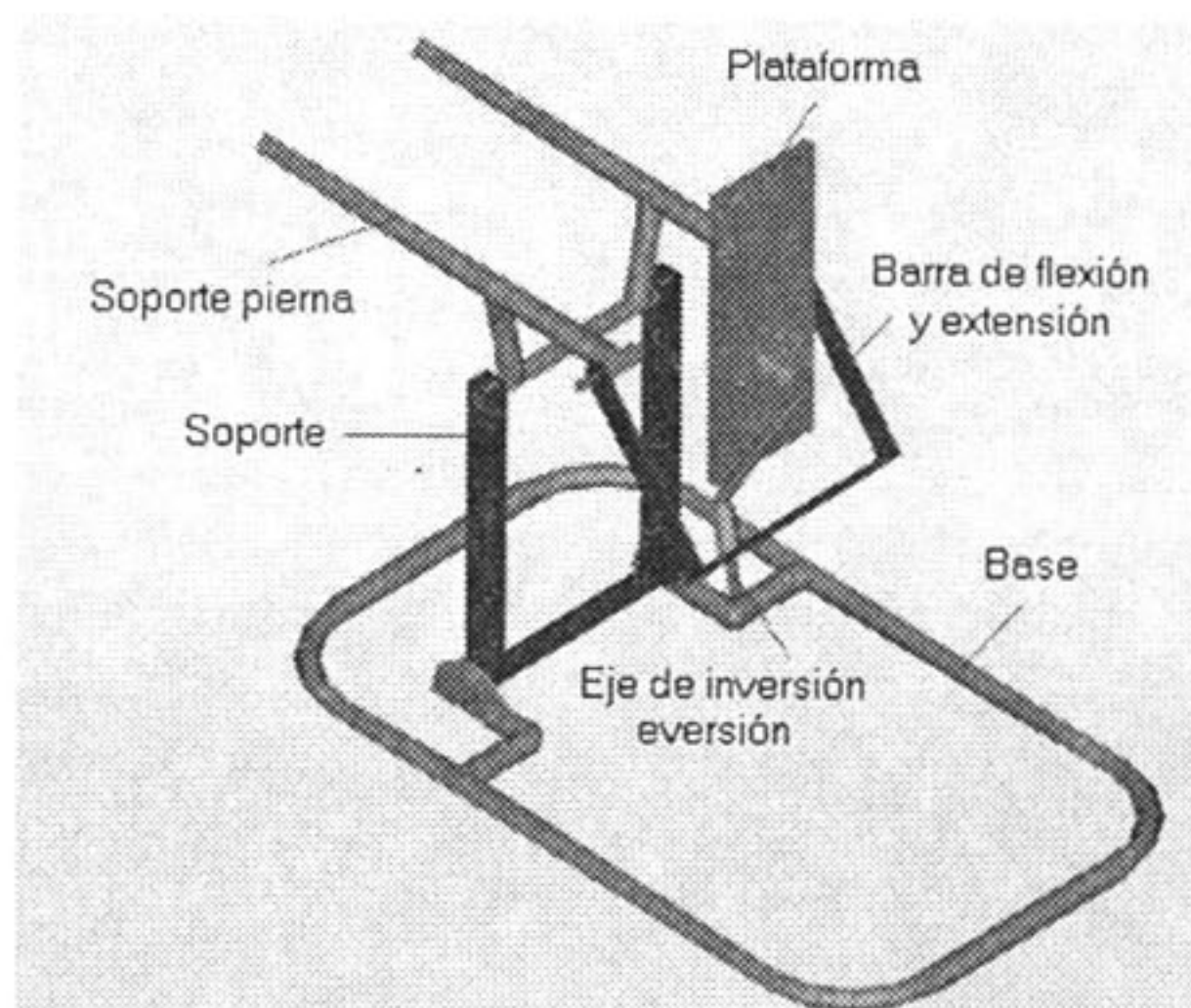


Figura 3. Unidad de Movimiento Pasivo Continuo (UMPC) para el tobillo

verdadero, pero está orientado un pequeño giro desde el plano frontal por 13° hacia el lado lateral y baja 7° desde el lado medial al lateral. Como resultado de la inclinación en el plano frontal, hay una pequeña desorientación del pie respecto a plano sagital verdadero durante los movimientos de flexión plantar y dorsal. La orientación es oblicua (figura 2 a y c). Similarmente a la articulación del tobillo, la orientación de la articulación subtalar es oblicua. En promedio, el eje subtalar está a 42° de un plano horizontal en el plano sagital y 23° del plano medio sagital del pie en dirección horizontal (figura 2 b y c).

La UMPC permite realizar simultáneamente movimientos de flexión plantar, flexión dorsal, inversión y eversión, con arcos de movimiento ajustables y tres ejes de rotación para ser utilizada con el pie derecho o izquierdo¹.

1. Para pie izquierdo se cambia la posición de eje de inversión-eversión, del lado derecho de la barra de flexión y extensión hacia el izquierdo (ver figura 3 para identificar las partes).

4. DESCRIPCIÓN DE LA UMPC

La UMPC se ilustra en la Figura 3, consiste de seis componentes principales que son la base, soporte, soporte para pierna, barra para flexión y extensión, eje de inversión eversión y la plataforma. Construida con tubos ASTM A513 Grado MT 1010 AWC (Cold Rolled Carbon Steel), el terminado de la superficie es de característica "mate" lo cual garantiza acabados electrolíticos o pintados de excelente calidad, además por su bajo contenido de carbono, son altamente soldables y presenta una buena maleabilidad, permitiendo hacer trabajos de dobles o deformación plástica en frío. Los ejes se fabricaron con acero 1010 y los bujes con bronce al fósforo y empack.

La UMPC puede ser utilizada en un amplio rango de edades, para uso con pacientes en silla o cama, arcos de movimiento ajustable y contiene un control manual para ser activado por el paciente en caso de carga dolorosa.

Los movimientos de la UMPC son generados a partir de

accionamiento de los relevos (figura 5) que activa las bobinas de los relevos provocando un cambio en la polaridad del voltaje, alimentado a los motores y por lo tanto el sentido de giro en los mismos.

A partir de la simulación dinámica, se calcularon, torques y potencias requeridas por los motores para realizar cada movimiento, la Tabla1 resume los resultados obtenidos.



--	--	--	--



De acuerdo a los registros de ruido no se excedió el permitido por la EPA (Environmental Agency Pollution).



6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones

- Las UMPC para tobillo debería cumplir las siguientes características:
 - Rangos de movimientos ajustables:
 - Flexión plantar 0° a 50°
 - Flexión dorsal 0° a 30°
 - Inversión 0° a 40°
 - Eversión 0° a 20°
 - Velocidad variable entre 20 y 80°/s
 - Portátil
 - Fácil operación
 - Tres ejes de rotación
 - Alineación anatómica para cada eje de movimiento
 - Para pie izquierdo y derecho
 - Fácil adaptación para uso en silla o en cama.
 - Control de mano para carga dolorosa.
 - Para un amplio rango de personas.
 - Poco ruidosa

6.2 Recomendaciones

- Hacer una adecuada selección de los moto-reductores para que tengan el torque requerido y velocidades adecuadas, de tal manera que no se presente calentamiento excesivo en el motor.
- Debido a que la electricidad produce efectos fisiológicos en el cuerpo humano tales como contracciones involuntarias de músculos (6mA), parálisis respiratoria (18-22mA), fibrilación ventricular (75-400mA), contracción miocárdica (1 a 6A) y quemaduras (10A), se recomiendan sistemas de potencia aislados y aislar al paciente completamente de todos los objetos aterrizados y todas las fuentes de corriente eléctrica.
- Operar la UMPC con voltajes bajos (<10 VDC) ya que no se presentará «macroshock».
- La UMPC debe construirse con materiales que no generen infección en la herida quirúrgica, ser resistente al efecto corrosivo de líquido sinovial u otros flujos presentes durante la terapia. Podría usarse materiales no conductores o utilizar materiales aislantes de electricidad.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1.] NIGG, B.M, HERZOG.W Biomechanics of the musculo-skeletal system. Edited by Benno M. Nigg and Walter Herzong. (1989)
- [2.] CHALES, E Wilson Computer integrated machine design. New Jersey Institute of Technology. Prentice Hall. (1997)
- [3.] LEE, M. Proceedings of the First Australasian Biomechanics Conference, (1996): Sydney, pp:44-45. m.lee@cchs.usyd.edu.au.
- [4.] MCINNES J. et al. "A controlled evaluation of continuous passive motion in patients undergoing total knee arthroplasty". Jama, Vol 268, N.11, September 16. (1992)
- [5.] NICHOLAS A.G, JOHN P. S, EDWARD S. C. "Continuous passive motion following partial ankle joint arthroplasty". The journal of foot surgery, Vol 29, N.6. (1990)
- [6.] SALTER R. B. "History of rest and motion and the scientific basis for early continuous passive motion". Hand clinics, Vol 12, N.1, february (1996)
- [7.] SALTER R.B. "The physiologic basis of continuous passive motion for articular cartilage healing and regeneration". Hand clinics, Vol 10, N.2, May (1994)
- [8.] SORING SIEGLER et. all. "Six-degrees of freedom instrumented linkage for measuring the flexibility characteristics of the ankle joint complex". Journal of biomechanics, Vol 29, N.7, pp. 943-947. (1996)
- [9.] WEBSTER G. J. Medical Instrumentation, application and design. 2da ed. (1997) 

AUTORES



Elmer Galvis Luna, M.Sc. Ingeniero Mecánico de la Universidad de los Andes con estudios de maestría en ingeniería mecánica. Profesor Auxiliar Universidad del Valle.
egalvis@petecuy.univalle.edu.co
egalvis@mailexcite.com

Diana Rincón, Ph.D. en Ingeniera Mecánica. Profesora Asociada. Universidad de los Andes. Santafé de Bogotá