



AUTORES

*Marylin Masso

**Iván Leonardo Lasso

***Sergio Alexander Salinas

****Oscar Andrés Vivas

UNIVERSIDAD DEL CAUCA

Programa de Ingeniería en Automática Industrial

Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones

Contacto grupo de investigación

AUTORES

*mmasso88@gmail.com

**leolasso7@gmail.com

***sea.salinas@gmail.com

****avivas@unicauca.edu.co

EXOESQUELETO PARA REEDUCACIÓN MUSCULAR EN PACIENTES CON IMOC TIPO DIPLEJÍA ESPÁSTICA MODERADA

Fecha de recepción Abril 8 de 2010 - Fecha de Aprobación Julio 28 de 2010

RESUMEN

Este artículo describe el modelo, control y simulación de un exoesqueleto robótico para reeducación de pacientes con daños motores causados por una lesión durante el desarrollo de un cerebro inmaduro, el cual tiene como objetivo optimizar la terapia de rehabilitación y con ella la recuperación del paciente. El diseño propuesto posee diez grados de libertad que describen los movimientos y las restricciones de cada una de las articulaciones de las extremidades inferiores del paciente, el cual realiza movimientos terapéuticos específicos obtenidos a través de un estudio de trayectorias basadas en la teoría de visión artificial. Para garantizar el seguimiento de dichas trayectorias se diseña un control por par calculado (CTC), que permite obtener un error en el orden de los milímetros, suficiente en procesos de rehabilitación. Para evaluar el comportamiento del exoesqueleto en el momento de ejecutar los movimientos de reeducación seleccionados, se realizó la simulación en un ambiente tridimensional del paquete MATLAB®, el cual fue construido a partir de las piezas diseñadas e importadas desde el software CAD SolidEdge®.

PALABRAS CLAVE

Robótica, patología, exoesqueleto, control de robots, trayectorias.

ABSTRACT

This paper describes the model, control and simulation of a robotic exoskeleton for rehabilitation of patients with damages caused by injury in the development of an immature brain, which aims to optimize therapy with their rehabilitation and consequently the patient recovery. The proposed design has ten DOF describing the movements and restrictions of each of the joints of the lower extremities of the patient, which makes specific therapeutic movements, obtained through a study of trajectories based on the theory of artificial vision. To ensure the monitoring of these tracks it was designed a computed torque control (CTC), giving an error in the order of millimeters, which is allowed in rehabilitation processes. To evaluate the performance of the exoskeleton at the time of executing the selected rehabilitation movements, the simulation was run in the three-dimensional environment of MATLAB®, which was built from parts designed and imported from CAD software Solid Edge®.

KEY WORDS

Robotics, pathology, exoskeleton, robot control, trajectories.

INTRODUCCIÓN

Las patologías que generan daños a nivel motor son diversas, varían según la ubicación de la lesión y se pueden presentar en niños, adolescentes y adultos, con diferentes consecuencias. Este estudio se define como patología la parálisis cerebral infantil o IMOC (insuficiencia motora de origen cerebral) tipo diplejía espástica moderada, la cual afecta a los niños por una lesión o una anomalía en el desarrollo del cerebro inmaduro, limitando los movimientos del cuerpo y la coordinación de los músculos (1, 2, 3).

En la actualidad las terapias físicas son realizadas en su mayoría en forma manual por un fisioterapeuta, quien propone distintos movimientos, a diferentes velocidades, fuerzas y número de repeticiones. Tales procedimientos son fatigantes para el paciente y el terapeuta. En el momento de la terapia el examinador trata de ajustar la postura del paciente y vencer la resistencia que opone el mismo causada por el músculo espástico, además de controlar la fuerza y la velocidad aplicada hacia las extremidades para evitar mayores lesiones, siendo este uno de los factores a mejorar en programas terapéuticos para garantizar un tratamiento adecuado y útil (4, 5, 6).

Existen algunas propuestas experimentales de exoesqueletos para discapacitados (7, 8, 9, 10, 11, 12, 13). En el caso particular de este proyecto, el trabajo se centró en modelar, controlar y simular un exoesqueleto que permita solucionar las falencias actuales de un procedimiento terapéutico en particular, teniendo como referencia un paciente específico.

METODOLOGÍA-DISEÑO DEL EXOESQUELETO

Se propone un exoesqueleto robótico para miembros inferiores de diez grados de libertad, el cual actúa en cadera, rodilla, tobillo y pie. El diseño se crea con base en una paciente de 7 años de edad que presenta la patología y con la autorización de sus familiares y médico para hacer parte de esta investigación (14).

a. Diseño estructural.

Inicialmente se realizó un estudio del modelo geométrico y de la estructura cinemática de las extremidades inferiores para conocer el funcionamiento normal de esta parte del cuerpo, obteniéndose información sobre los tipos de articulación y los valores máximos de movilidad (en grados) que se generan al realizar movimientos como flexión, extensión, abducción, aducción, rotación externa y rotación interna, presentes en la *tabla 1* (15).

Posteriormente se analizaron los movimientos articulares del paciente, encontrándose que su postura normal presenta la cadera hacia adelante, las rodillas encorvadas, los pies en puntillas y hacia dentro, lo cual genera una cadena de ángulos iniciales como se observa en las *figuras 1 y 2* (vista lateral y frontal respectivamente). Así mismo los valores angulares que generan la postura de la paciente se presentan en la *tabla 2*. Los rasgos máximos para los movimientos de flexión o extensión, abducción o aducción

y rotación interna o rotación externa que puede realizar la paciente se presentan en la *tabla 3*.

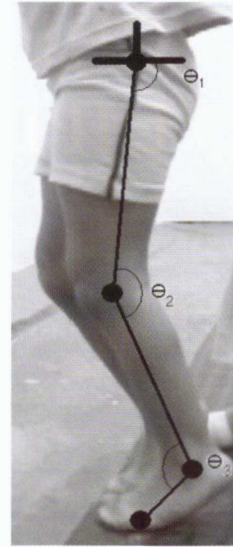


Figura 1.

Modelos geométricos de las extremidades inferiores del paciente, vista lateral.

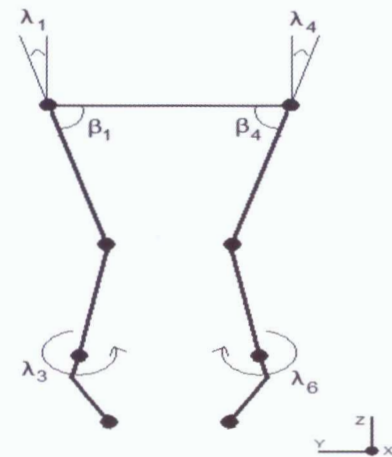


Figura 2.

Modelo geométrico de las extremidades inferiores del paciente vista frontal.

Realizando una comparación entre la *tabla 1* y la *tabla 3*, se puede observar la diferencia entre los movimientos articulares de una persona que no presenta la patología y los movimientos de la paciente. Estos valores se toman como base para definir la postura inicial y los rangos máximos de movilidad del exoesqueleto y así evitar algún tipo de lesión adicional a la paciente.

	Cadera	Rodilla	Tobillo
Abducción (β)	45° - 50°	-	5°
Aducción (- β)	20° - 30°	-	5°
Flexión (Θ)	135°	10°	20°
Extensión (- Θ)	30°	130°	50° - 60°
Rotación externa (λ)	45°	10°	10°
Rotación interna (- λ)	35°	10°	20°

Tabla 1.

Rangos máximos de movilidad en las articulaciones de una pierna sana.

	Cadera	Rodilla	Tobillo
Abducción (β)	-	-	-
Aducción (- β)	10°	-	-
Flexión (Θ)	15°	10°	-
Extensión (- Θ)	-	20°	45°
Rotación externa (λ)	-	-	-
Rotación interna (- λ)	20°	-	10°

Tabla 2.

Ángulos articulares de la postura del paciente.

	Cadera	Rodilla	Tobillo
Abducción (β)	30°	-	5°
Aducción (- β)	20°	-	5°
Flexión (Θ)	110° - 120°	10°	20°
Extensión (- Θ)	15°	110° - 120°	45°
Rotación externa (λ)	20°	5°	0°
Rotación interna (- λ)	20°	5°	15°

Tabla 3.

Rangos máximos de movilidad en las articulaciones del paciente.

En la figura 3 se presenta la arquitectura general del exoesqueleto seleccionado teniendo como base la información anterior. En esta figura se observan las rotaciones realizadas por el exoesqueleto, donde:

- Los ángulos $\Theta_1, \Theta_2, \Theta_3$ definidos para la pierna derecha y los ángulos $\Theta_4, \Theta_5, \Theta_6$ definidos para la pierna izquierda, son las rotaciones en el eje Y correspondientes a los movimientos fisioterapéuticos de flexión y extensión de la cadera, rodilla y tobillo.
- Los ángulos λ_1 y λ_4 definidos para la pierna derecha e izquierda respectivamente, son las rotaciones sobre el

eje Z correspondientes a los movimientos fisioterapéuticos de rotación interna y externa de la cadera.

- El ángulo β_1 definido para la pierna derecha y el ángulo β_4 definido para la pierna izquierda, son las rotaciones sobre el eje X correspondientes a los movimientos fisioterapéuticos de abducción y aducción de la cadera.

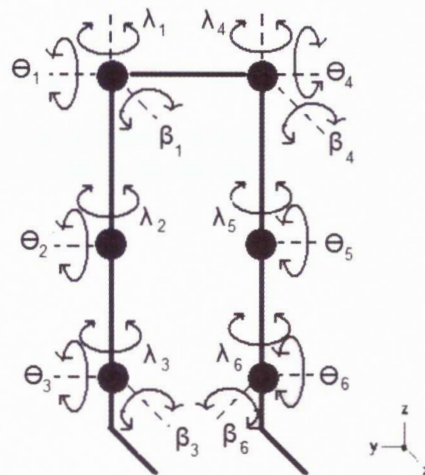


Figura 3.

Ángulos de rotación de las articulaciones del exoesqueleto.

A partir de la figura 4 y aplicando el método de Khalil – Kleinfinger (16) se obtuvo la tabla de parámetros geométricos del exoesqueleto, donde m_1, m_2, m_3, m_4 y m_5 corresponden a las articulaciones activas de tipo rotoide, excepto la articulación 6 que es una articulación pasiva. De esta manera el número total de grados de libertad del mecanismo es diez.

La modelización matemática del exoesqueleto incluye los siguientes modelos:

- MGD (modelo geométrico directo), que expresa las coordenadas operacionales del robot en función de sus coordenadas articulares.
- MDD (modelo dinámico directo), el cual determina las aceleraciones articulares en función de las posiciones, velocidades y pares de las articulaciones. Este modelo permite simular un mecanismo.
- MDI (modelo dinámico inverso), que describe la relación entre los pares de fuerza aplicados a los actuadores y las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares. Este modelo permite implementar un controlador basado en el modelo.

Los anteriores modelos se calculan empleando la herramienta SYMORO® (SYmbolic MOdelling of Robots) (17). Las dimensiones empleadas en los cálculos de estos modelos son tomadas del estudio de la anatomía del paciente.

	Cadera	Rodilla	Tobillo
Abducción (β)	45° - 50°	-	5°
Aducción (- β)	20° - 30°	-	5°
Flexión (Θ)	135°	10°	20°
Extensión (- Θ)	30°	130°	50° - 60°
Rotación externa (λ)	45°	10°	10°
Rotación interna (- λ)	35°	10°	20°

Tabla 1.

Rangos máximos de movilidad en las articulaciones de una pierna sana.

	Cadera	Rodilla	Tobillo
Abducción (β)	-	-	-
Aducción (- β)	10°	-	-
Flexión (Θ)	15°	10°	-
Extensión (- Θ)	-	20°	45°
Rotación externa (λ)	-	-	-
Rotación interna (- λ)	20°	-	10°

Tabla 2.

Ángulos articulares de la postura del paciente.

	Cadera	Rodilla	Tobillo
Abducción (β)	30°	-	5°
Aducción (- β)	20°	-	5°
Flexión (Θ)	110° - 120°	10°	20°
Extensión (- Θ)	15°	110° - 120°	45°
Rotación externa (λ)	20°	5°	0°
Rotación interna (- λ)	20°	5°	15°

Tabla 3.

Rangos máximos de movilidad en las articulaciones del paciente.

En la figura 3 se presenta la arquitectura general del exoesqueleto seleccionado teniendo como base la información anterior. En esta figura se observan las rotaciones realizadas por el exoesqueleto, donde:

- Los ángulos $\Theta_1, \Theta_2, \Theta_3$ definidos para la pierna derecha y los ángulos $\Theta_4, \Theta_5, \Theta_6$ definidos para la pierna izquierda, son las rotaciones en el eje Y correspondientes a los movimientos fisioterapéuticos de flexión y extensión de la cadera, rodilla y tobillo.
- Los ángulos λ_1 y λ_4 definidos para la pierna derecha e izquierda respectivamente, son las rotaciones sobre el

eje Z correspondientes a los movimientos fisioterapéuticos de rotación interna y externa de la cadera.

- El ángulo β_1 definido para la pierna derecha y el ángulo β_4 definido para la pierna izquierda, son las rotaciones sobre el eje X correspondientes a los movimientos fisioterapéuticos de abducción y aducción de la cadera.

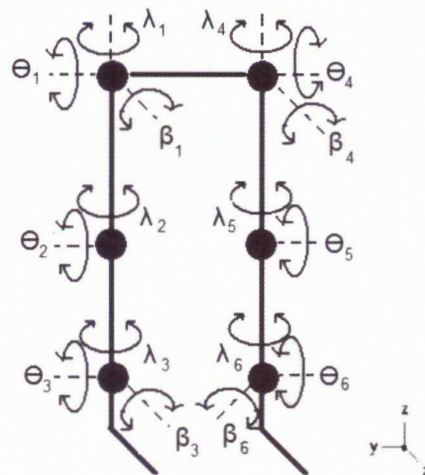


Figura 3.

Ángulos de rotación de las articulaciones del exoesqueleto.

A partir de la figura 4 y aplicando el método de Khalil – Kleinfinger (16) se obtuvo la tabla de parámetros geométricos del exoesqueleto, donde m_1, m_2, m_3, m_4 y m_5 corresponden a las articulaciones activas de tipo rotoide, excepto la articulación 6 que es una articulación pasiva. De esta manera el número total de grados de libertad del mecanismo es diez.

La modelización matemática del exoesqueleto incluye los siguientes modelos:

- MGD (modelo geométrico directo), que expresa las coordenadas operacionales del robot en función de sus coordenadas articulares.
- MDD (modelo dinámico directo), el cual determina las aceleraciones articulares en función de las posiciones, velocidades y pares de las articulaciones. Este modelo permite simular un mecanismo.
- MDI (modelo dinámico inverso), que describe la relación entre los pares de fuerza aplicados a los actuadores y las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares. Este modelo permite implementar un controlador basado en el modelo.

Los anteriores modelos se calculan empleando la herramienta SYMORO® (SYmbolic MOdelling of Robots) (17). Las dimensiones empleadas en los cálculos de estos modelos son tomadas del estudio de la anatomía del paciente.

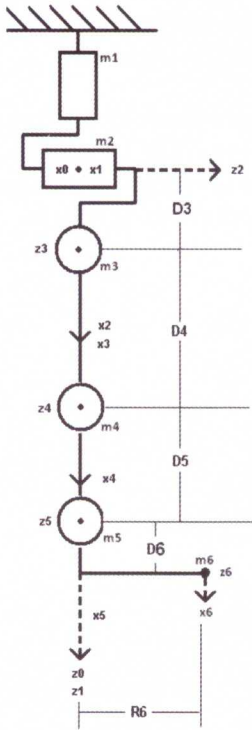


Figura 4.
Modelo geométrico de las extremidades inferiores del paciente vista frontal.

Para finalizar el diseño estructural del exoesqueleto se elaboró cada pieza por medio de la herramienta CAD SolidEdge® (18), la cual proporciona una representación factible del robot en un ambiente virtual como se observa en la figura 5.



Figura 5.
Representación 3D del exoesqueleto robótico.

Las piezas del exoesqueleto se definieron con base en los segmentos corporales del paciente, los cuales fueron obtenidos a través del modelo propuesto por Hanavan (19, 20). Éste consiste en modelar el muslo y la pantorrilla del cuerpo humano en elementos individuales de geometría sencilla, donde las medidas de cada uno están relacionadas con la talla y peso del paciente, además del modelo geométrico (figura 4), el cual permite conocer el movimiento articular que deben generar las piezas del exoesqueleto en conjunto.

Una vez realizadas las piezas correspondientes a la estructura del exoesqueleto, los accesorios de agarre y las extremidades inferiores del cuerpo humano en la herramienta CAD SolidEdge®, se procede a analizar el sistema de accionamiento, el cual tiene como misión generar el movimiento de los elementos del robot según las órdenes dadas por la unidad de control (20, 21). Los actuadores a utilizar son de energía eléctrica de corriente continua (DC). De esta forma el análisis inicia con el último motor de la pierna derecha (motor número cinco), situado en el tobillo del exoesqueleto. La fuerza que debe ejercer este motor debe ser capaz de vencer la resistencia ejercida por los cuerpos que sostiene. De esta forma se realiza el procedimiento sucesivamente para los motores cuatro, tres, dos y uno, creándose una dependencia directa del motor actual M_j al motor siguiente M_{j+1} (22, 23).

Por medio de la herramienta software de selección de motores MSP (Maxom Selection Program) (24), se escogen los motores EC brushless obteniendo características propias de cada motor, donde la caja de transmisión permite obtener el par necesario para cada articulación.

b. Obtención de trayectorias.

Posteriormente a la definición de los modelos y parámetros matemáticos del robot, es necesario obtener las trayectorias que el controlador tendrá como base de seguimiento. Dichas trayectorias son una serie de terapias físicas de reeducación muscular en las extremidades inferiores propias del paciente, las cuales se obtuvieron después de un estudio y seguimiento de la terapia de rehabilitación que se le realiza (25, 26, 27).

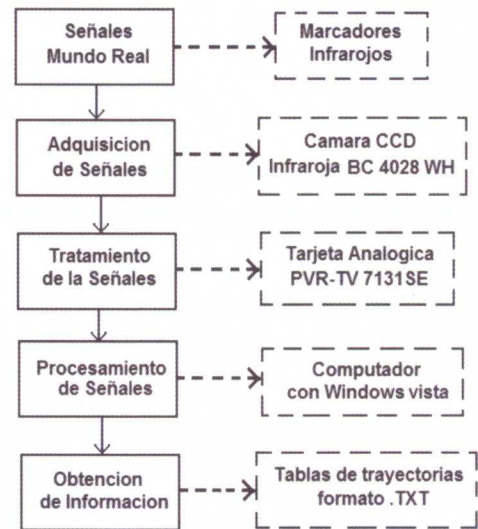


Figura 6.
Mapa conceptual del sistema de adquisición de trayectorias implementado.

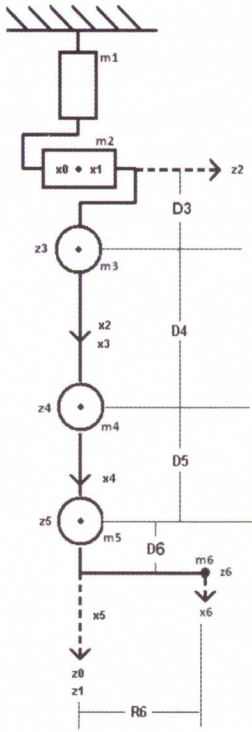


Figura 4.
Modelo geométrico de las extremidades inferiores del paciente vista frontal.

Para finalizar el diseño estructural del exoesqueleto se elaboró cada pieza por medio de la herramienta CAD SolidEdge® (18), la cual proporciona una representación factible del robot en un ambiente virtual como se observa en la figura 5.



Figura 5.
Representación 3D del exoesqueleto robótico.

Las piezas del exoesqueleto se definieron con base en los segmentos corporales del paciente, los cuales fueron obtenidos a través del modelo propuesto por Hanavan (19, 20). Éste consiste en modelar el muslo y la pantorrilla del cuerpo humano en elementos individuales de geometría sencilla, donde las medidas de cada uno están relacionadas con la talla y peso del paciente, además del modelo geométrico (figura 4), el cual permite conocer el movimiento articular que deben generar las piezas del exoesqueleto en conjunto.

Una vez realizadas las piezas correspondientes a la estructura del exoesqueleto, los accesorios de agarre y las extremidades inferiores del cuerpo humano en la herramienta CAD SolidEdge®, se procede a analizar el sistema de accionamiento, el cual tiene como misión generar el movimiento de los elementos del robot según las órdenes dadas por la unidad de control (20, 21). Los actuadores a utilizar son de energía eléctrica de corriente continua (DC). De esta forma el análisis inicia con el último motor de la pierna derecha (motor número cinco), situado en el tobillo del exoesqueleto. La fuerza que debe ejercer este motor debe ser capaz de vencer la resistencia ejercida por los cuerpos que sostiene. De esta forma se realiza el procedimiento sucesivamente para los motores cuatro, tres, dos y uno, creándose una dependencia directa del motor actual M_j al motor siguiente M_{j+1} (22, 23).

Por medio de la herramienta software de selección de motores MSP (Maxom Selection Program) (24), se escogen los motores EC brushless obteniendo características propias de cada motor, donde la caja de transmisión permite obtener el par necesario para cada articulación.

b. Obtención de trayectorias.

Posteriormente a la definición de los modelos y parámetros matemáticos del robot, es necesario obtener las trayectorias que el controlador tendrá como base de seguimiento. Dichas trayectorias son una serie de terapias físicas de reeducación muscular en las extremidades inferiores propias del paciente, las cuales se obtuvieron después de un estudio y seguimiento de la terapia de rehabilitación que se le realiza (25, 26, 27).

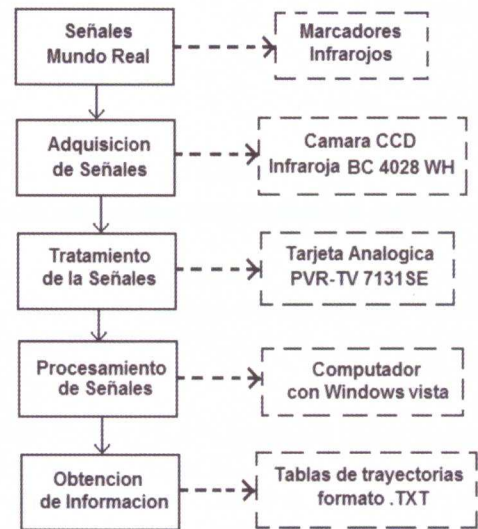


Figura 6.
Mapa conceptual del sistema de adquisición de trayectorias implementado.

Este sistema es implementado con herramientas y elementos de visión artificial de alta calidad, que permitan excluir las interferencias o errores de la información al momento de ser tratada y procesada. En la *figura 6* se observa el mapa conceptual del sistema de visión artificial implementado.

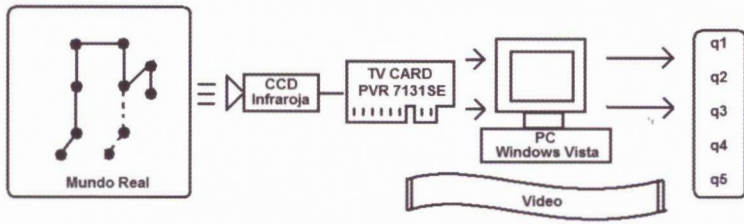


Figura 7.

Sistema de adquisición de trayectorias.

Se inicia por la adquisición de las señales por medio de la cámara CCD infrarroja BC 4028 WH, la cual toma las señales del mundo real a través de marcadores infrarrojos puestos en puntos articulares de las extremidades inferiores de una persona. Por medio de una tarjeta de video se realiza una conversión analógico/digital de las señales, lo cual permite que el computador (procesador de señales) tenga el manejo ideal de las señales a tratar (28, 29). Finalmente se obtienen a través de algoritmos computacionales y expresiones matemáticas implementados en MATLAB® una serie de datos que indican los movimientos producidos en cada una de las articulaciones.

Los movimientos seleccionados son: flexión y extensión de piernas visto en la *figura 8*, marcha frontal visto en la *figura 9* y marcha lateral vista en la *figura 10*, los cuales se obtienen a través del método comentado anteriormente (14). Este método permite conseguir las consignas articulares del exoesqueleto a través de una adquisición de datos y de un procesamiento de imágenes en la captura de movimientos en las extremidades inferiores del cuerpo humano.

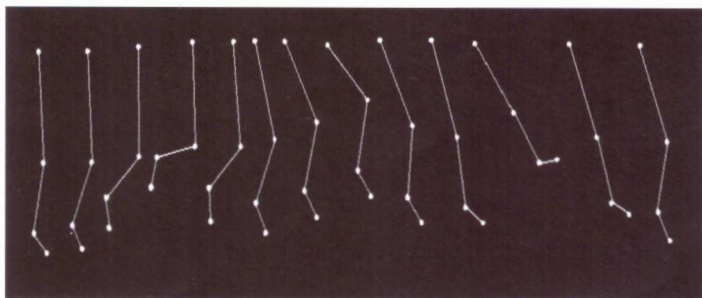


Figura 8.

Marcadores para la flexión y extensión de piernas.

Una vez adquiridas las señales articulares que se generan durante las terapias físicas es necesario realizar un tratamien-

to y procesamiento de las trayectorias, debido a parámetros y variables indeseadas como los errores, interferencias e incertidumbres en los datos obtenidos. Se emplea para esto un filtro analógico IIR (Infinite Impulse Response), con base en el método de filtro de Butterworth (30, 31, 32).

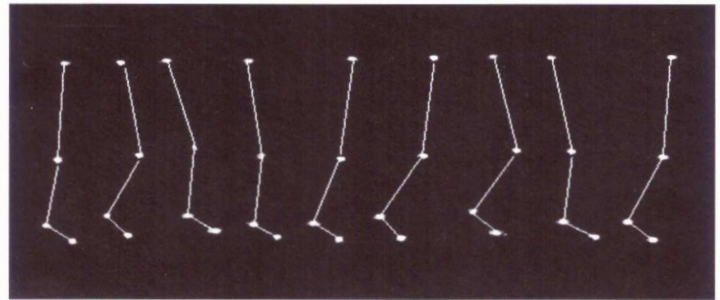


Figura 9.

Marcadores de la marcha frontal.

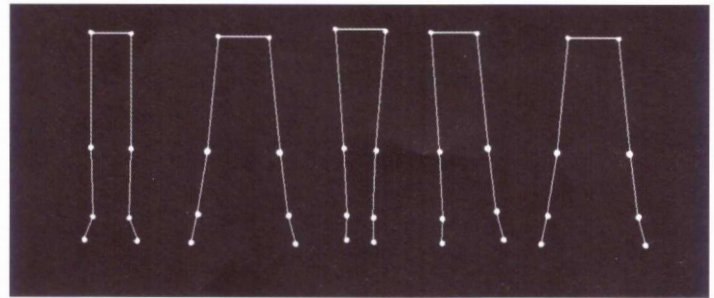


Figura 10.

Marcadores de marcha lateral.

c. Control y simulación del exoesqueleto.

El sistema de control utilizado para el exoesqueleto es un CTC (Computed Torque Control o Control por Par Calculado), el cual constituye una excelente solución teórica puesto que este tipo de control asegura el desacople y la linealización de la compleja dinámica del robot (33, 34, 35). El esquema de la *figura 11* muestra este tipo de control.

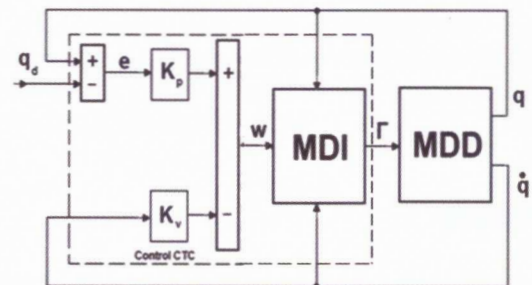


Figura 11.

Esquema de control CTC.

El anterior esquema se implementó en la herramienta software Matlab-Simulink®. Como se observa en la *figura 12* se comienza por un bloque que permite cargar las trayectorias que se desean controlar. Posteriormente se observa una ganancia que realiza un cambio de unidades de grados a radianes (ya que trayectorias obtenidas están en grados), para después emplear el control CTC como tal, y por último el bloque que modela el exoesqueleto robótico, el MDD. La simulación del exoesqueleto se desarrolló en un ambiente 3D empleando el toolbox de Matlab/Simulink® llamado Virtual Reality (*figura 13*) (36). Este toolbox permite importar directamente los archivos del software CAD SolidEdge®.

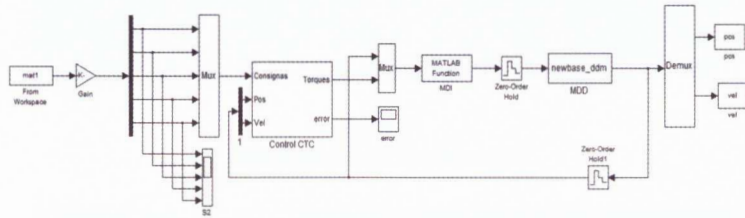


Figura 12.

Controlador CTC en Matlab/Simulink.

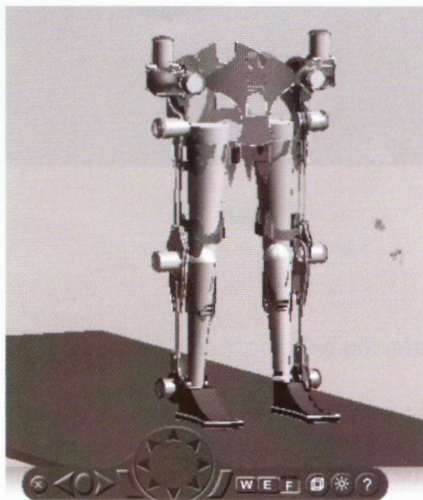


Figura 13.

Exoesqueleto en Virtual Reality.

Una vez desarrollado el ambiente virtual 3D, es necesario simular el exoesqueleto robótico con cada uno de los tipo de trayectorias articulares y así observar el comportamiento del controlador CTC. Los resultados obtenidos se muestran a continuación.

RESULTADOS

Para la sintonización del controlador se utilizaron consignas de grado cinco, señales matemáticas que permiten manejar articulaciones de tipo rotacional en movimientos suaves para cada una de los movimientos a ejecutar.

En la primera simulación se observan las flexiones y extensiones realizadas por el exoesqueleto, como se observa en las secuencias de la *figura 14*; la segunda simulación, marcha frontal, se observa en la *figura 15*; la tercera simulación, marcha lateral, se observa en la *figura 16*. Los errores articulares obtenidos están por debajo de los tres grados para todas las articulaciones analizadas, lo cual es suficiente para este tipo de aplicación.

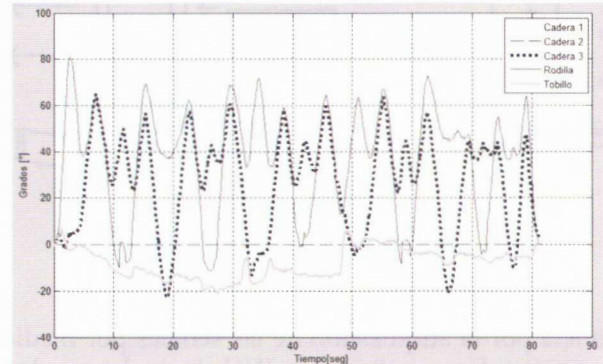


Figura 14.

Trayectorias articulares de flexión y extensión.

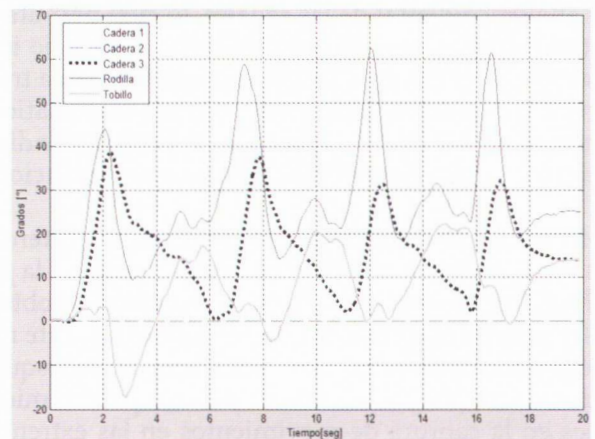


Figura 15.

Trayectorias articulares de la marcha frontal.

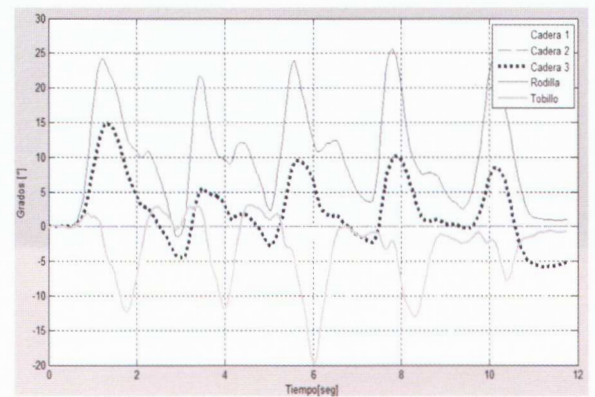


Figura 16.

Trayectorias articulares de la marcha lateral.

“Las trayectorias necesarias para el funcionamiento del mecanismo fueron obtenidas a través de un sistema de visión artificial utilizando marcadores infrarrojos.”

Finalmente las figuras 17, 18 y 19 presentan los movimientos del exoesqueleto en el ambiente virtual construido.

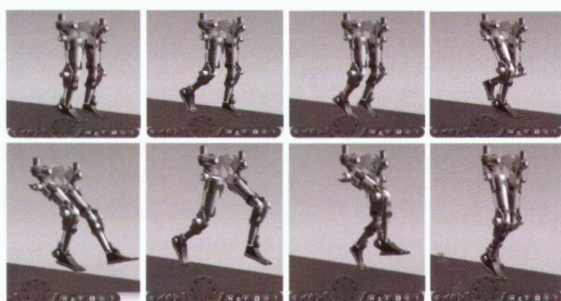


Figura 17.
Simulación de flexión y extensión del exoesqueleto.

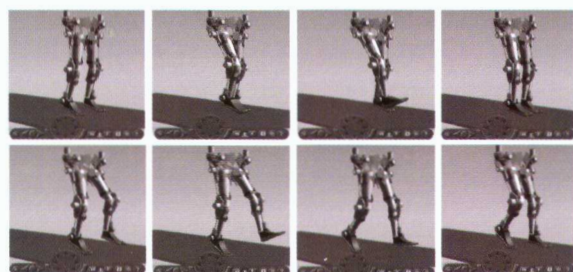


Figura 18.
Simulación de marcha lateral del exoesqueleto.

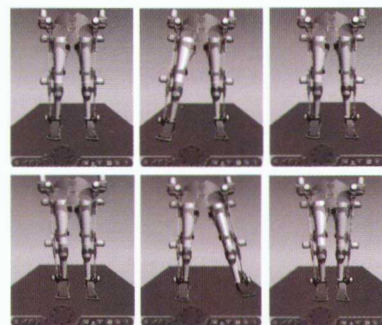


Figura 19.
Simulación de marcha frontal del exoesqueleto.

CONCLUSIONES

El presente artículo presentó el diseño y la simulación en un ambiente tridimensional de un exoesqueleto diseñado para seguir trayectorias terapéuticas en rehabilitación de pacientes con IMOC tipo diplejía espástica moderada. El exoesqueleto diseñado posee diez grados de libertad e involucra las articulaciones de la cadera, rodilla, tobillo y pie.

Las trayectorias necesarias para el funcionamiento del mecanismo fueron obtenidas a través de un sistema de visión artificial utilizando marcadores infrarrojos. Estas trayectorias alimentan un sistema de control por par calculado el cual produce unos errores articulares mínimos en el comportamiento del mecanismo.

La simulación tridimensional permite observar que el exoesqueleto diseñado sigue fielmente las trayectorias articulares programadas para la rehabilitación del paciente: flexión y extensión, marcha frontal y marcha lateral.

Futuros trabajos involucrarán la construcción de un primer prototipo de exoesqueleto para rehabilitación, con el objetivo de poder ofrecer una solución funcional a pacientes afectados por esta discapacidad.

Referencia:

Las referencias a otras obras son una parte
muy importante en la literatura científica;
ya que estas permiten conocer más sobre los autores y
mantener vivas sus voces dentro del texto.

1. Aepap, Asociación Española de Pediatría de Atención Primaria, <http://www.aepap.org/familia/paralisisci.htm>, consultado: septiembre 2010.
2. Fajerman N. y Fernández N. Neurología Pediátrica. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2007.
3. Borges J. El examen neurológico. México: El manual moderno, 2005.
4. Sohler, R. Fisioterapia anátlica de la articulación de la cadera. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2009.
5. Downie P. Neurología para fisioterapeutas. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2006.
6. González R. Rehabilitación Médica. Barcelona: Editorial Masson S.A., 1997.
7. Zhang J., Dong Y., Yang C., Geng Y., Chen Y., and Yang Y. 5-Link model based gait trajectory adaption control strategies of the gait rehabilitation exoskeleton for post-stroke patients. *Mechatronics*, 2010, 20: 368-376.
8. Pons J. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. Hoboken: Wiley, 2008.
9. Carr C. and Newman D. Characterization of a lower-body exoskeleton for simulation of space-suited locomotion. *Acta Astronautica*, 2008, 62: 308-323.
10. Hidler J., Wisman W. and Neckel N. Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23: 1251-1259.
11. Kiguchi K., Rahman M., Sasaki M. and Teramoto K. Development of a 3 DOF mobile exoskeleton robot for human upper-limb motion assist. *Robotics and Autonomous Systems*, 2008, 56: 678-691.
12. Gordon K. and Ferris D. Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, 2007; 40: 2636-2644.
13. Muscato G. and Spampinato G. Kinematical model and control architecture for a human inspired five DOF robotic leg. *Mechatronics*, 2007, 17: 45-63.
14. Lasso I. y Masso M. Exoesqueleto para reeducación muscular en pacientes con IMOC tipo diplegia espástica moderada. Tesis de pregrado. Programa de Ingeniería en Automática Industrial. Universidad del Cauca. 2010.
15. Hoppenfeld S. Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. México: El manual moderno, 1999.
16. Khalil and Kleinfinger. A new geometric notation for open and closed-loop robots. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, San Francisco, 1986, 1174-1180.
17. Khalil W and Creusot D. Symoro+: A System for the Symbolic Modelling of Robots. *Robotica*. 1997, 15:153-161.
18. Siemens PLM Software, www.plm.automation.siemens.com, consultado: noviembre 2010.
19. Miller D. and Morrison W. Prediction of segmental parameters using the Hanavan human body model. *Medicine and Science in Sports*, 1975, 7: 207-212.
20. Hanavan E. A Mathematical Model of the Human Body. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, United States, 1964.
21. Sciavicco L. and Siciliano B. Modelling and Control of Robot Manipulators. London: Springer-Verlag, 2005.
22. Barrientos A. Fundamentos de Robótica. Madrid: Editorial McGraw-Hill, 199.
23. Giancoli, D. Physics for Scientistis and Engineers with Modern Physics. Zurich: Pearson Education, 2008.
24. Tipler P. and Llewellyn R. Modern Physics. New York: W.H. Freeman, 2003.
25. Maxon Motor, www.maxonmotor.com, consultado: agosto 2010.
26. Park C., Ha T., Kim J., and Choi C. Trajectory generation and control for a biped robot walking. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 2010, 8:339-351.
27. Sabourin C. and Bruneau O. Robustness of the dynamic walk of a biped robot subjected to disturbing external forces by using CMAC neural networks. *Robotics and Autonomous Systems*. 2005, 51: 81-99.
28. Vermeulen J. Trajectory generation for planar hopping and walking robots. PhD Thesis. Vrije Universiteit Brussel, Belgium, 2004.
29. González R. and Woods R. Digital Image Processing. New York: Prentice Hall, 2002.
30. Castleman K. Digital Image Processing. London: Prentice Hall, 1995.
31. Rockmore D. and Healy D. Modern Signal Processing. Cambridge: Mathematical Sciences Research Institute Publications, 2004.
32. Smith S. The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing. San Diego: California Technical Pub., 1997.
33. Rabiner L. and Gold B. Theory and Applications of Digital Signal Processing. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1975.
34. Vivas A. Diseño y Control de Robots Industriales: Teoría y Práctica. Buenos Aires: Editorial Elaleph, 2010.
35. Angeles, J. Fundamentals of Robotic Mechanical Systems. New York: Springer, 2007.
36. Khalil W and Dombre E. Modeling, identification and control of robots. London: Hermes Penton Science, 2002.
37. Virtual Reality, Virtual Reality Toolbox User's Guide. Natick: The Mathworks Inc., 2004.