

# UN PASO MÁS HACIA EL EXOESQUELETO

Julio César Longarzo - Gustavo Maurin - Eduardo J. Carletti

## Introducción

Este trabajo de investigación y producción pone énfasis en la relación entre el diseño y el desarrollo de elementos, relacionados con los parámetros de rehabilitación, en pacientes con impedimentos motrices en extremidades inferiores.

La etapa actual del trabajo ubica al diseño industrial, la biomecánica y los sistemas ubicuos como disciplinas de intervención en modelos operativos construibles bajo la denominación de exoesqueletos.

Hasta el presente, los exoesqueletos observados, responden al incremento de la fuerza individual y la capacidad de soportar, transportar y movilizar cargas externas, muy superiores a las que posibilita la naturaleza de la estructura biológica humana.

Si bien la tecnología electrónica y mecánica puede auxiliar en el campo de la rehabilitación, el sustento teórico de los exoesqueletos actuales, se basan en que, el cuerpo humano adquiera la capacidad de asumir cargas y esfuerzos sobrenaturales, a partir de transmitir estos esfuerzos al piso por medio de una estructura robótica (con movimientos análogos a los humanos), y de la cual el hombre es conductor, contenido en una interfase, donde sus propios movimientos son expresados en continuidad por el ingenio mecánico sin transmitir esfuerzos a la estructura corporal y fundamentalmente sin el objetivo de sostenerla.

## Hipótesis

Lo que se propone en esta investigación, aprovechando el sustento teórico de un exoesqueleto, es desarrollar una propuesta que integre y articule el campo de la robótica a las áreas de la rehabilitación.

El diseño se presenta intermediando entre ambos.

Existen dispositivos de tratamiento y asistencia en patologías motrices graves, pero no se han encontrado dispositivos biomecánicos que provean autonomía a sus usuarios directos, en condiciones semejantes a la de los individuos sin discapacidad. En el presente, el trabajo esta orientado a formalizar esta propuesta.

## Indagación preliminar

Partiendo de un análisis riguroso, y ante impedimentos contextuales vinculados a la provisión de insumos tecnológicos en el medio local, ya sea por el grado de sofisticación o por los costos inherentes que superan los límites de la investigación en curso, el camino elegido es el **ensayo experimental sobre la base** de un proto diseño a escala, que sirva como modelo de base.

La metodología escalar se basa en patrones de medida a partir del teorema Pi, en las tres dimensiones importantes en la mecánica: longitud (l), masa (m) y tiempo (t).

En los inicios, el programa se estructuró profundizando las siguientes áreas vinculares:

1. Situación poblacional presente y futura.
2. El discurso clínico. Sistemas de evaluación funcional. Comprensión de los factores tanto en prevención y recuperación. Inmovilidad permanente.
3. Sistemas de interfaces usuario - producto. Sistemas que participan en la movilidad. Fisiología articular.
4. Hábitat y discapacidad. Barreras sociales y arquitectónicas.
5. El análisis biomecánico de la marcha humana. Sistemas de fuerzas y condiciones de equilibrio.
6. Desarrollo tecnológicos. Materiales, procesos, interfaces, sistemas inteligentes.
7. La mecatrónica en la producción de nuevos objetos flexibles, multifunción e inteligentes.

Hipótesis y propuestas de soportes en 3D; posibles protoformas como material experimental, sujetas a modificaciones; desarrollos experimentales para prototipeado.

8. Robótica. Tipología de robótica móvil. Procesadores. Arquitecturas de microcontroladores. Sistemas obicuos. Relaciones con estructuras analógicas. Software y herramientas de desarrollo. Entornos gráficos sencillos para programar robot. La mecatrónica en la producción de nuevos objetos flexibles, multifunción e inteligentes. Hipótesis y propuestas de soportes en 3D; posibles protoformas como material experimental, sujetas a modificaciones; desarrollos experimentales para prototipeado.

Relevados los puntos 1-4, se avanza en modelizar a escala, a fin de sustentar los ensayos desde el punto 5 en adelante.

## Planteo del problema

1. Se requiere un mecanismo aplicable a personas con invalidez total o parcial, lo cual significa que es posible que:

- a. el paciente que lo utilice esté habilitado para caminar, si bien le sea necesario porque sus músculos están debilitados para sostenerlo en pie y/o caminar.
  - b. el paciente pueda caminar, pero tenga problemas de coordinación.
  - c. el paciente esté tan debilitado que no pueda moverse.
  - d. el paciente no tenga capacidad neurológica y/o muscular para caminar.
2. El sistema debe autoalimentarse, es decir, debe poseer su propia fuente de energía, por lo cual, entre motores, estructura y batería habrá de tener un importante peso agregado al peso del paciente.
3. Es posible que, en los casos b, c y d, no sólo se dé el caso de que el paciente no colabore en los movimientos, sino que los complique, produciendo movimientos no convenientes, o simplemente, siendo un peso “muerto” desequilibrante hasta el punto de producir situaciones de desequilibrio muy críticas.
4. Es de desear que el sistema se pueda desplazar en las situaciones normales que se encuentran en el hábitat normal de una persona, al menos las presentes en un hogar, donde pueden existir obstáculos que son cambiados de lugar, desniveles y elementos sueltos en el suelo.
5. Es mucho más importante la seguridad que en cualquier otro caso dado que se trata de paciente con problemas de movilidad.

### **Datos de monitoreo**

Se trata de desarrollar, aparte de la capacidad electromecánica de desplazamiento, los elementos sensores que aporten esta seguridad, entre ellos —en este caso de manera totalmente imprescindible— sensores de equilibrio (acelerómetros XYZ) y sensores de esfuerzo de los motores.

No siendo solamente un sistema electromecánico de movimientos cíclicos repetitivo, sino que requiere una importante capacidad de ajuste con el entorno, sistema debe tener una ágil capacidad de proceso de los estímulos (o senseos) que deberá manejar.

Al efecto, cada articulación se plantea que cuente con los siguientes sensores:

1. Sensor absoluto de ángulo.
2. Sensor de esfuerzo del motor.
3. Sensor de temperatura del motor.
4. Inclinómetro XYZ.
5. Elementos de comunicación para recibir la información del estado de las otras articulaciones (sentido de la propiocepción).

Por otra parte, las partes salientes, tal como las articulaciones de la rodilla, extremo y talón de los pies, y planta de los pies, deben tener sensores de toque o contacto.

Para implementar el funcionamiento del exoesqueleto como amplificador de movimientos, es decir, para el caso de un paciente con debilidad pero que puede mover sus extremidades, se plantea sensores de presión ubicados estratégicamente en la parte interna del exoesqueleto, en la parte en contacto con el cuerpo del paciente, de modo que el sistema siga los movimientos de la persona que lleva calzado el exoesqueleto. Concretamente, que el paciente pueda mover sus miembros y que éstos sean seguidos por el sistema electromecánico, amplificando las capacidades motoras del paciente.

### **Multiprocesamiento**

Cuando se diseña un sistema robótico con esta amplitud y variedad de elementos sensados, es recomendable distribuir la carga del proceso utilizando un conjunto de procesadores locales interconectados en una red y un procesador más importante para ocuparse de la coordinación central. Si se concentrara todo, la detección y manejo del sistema, en un procesador único, aún si se utilizara el más poderoso de todos los disponibles se podrían presentar casos de tal simultaneidad de sucesos que alguno, o más de uno, escapasen a la capacidad de proceso y reacción, lo cual podría resultar muy grave en la situación en que se utiliza el sistema.

### **Sistema de comunicación**

Para el envío de comandos y para la recepción de estados se planea utilizar un sistema de conexión en anillo entre procesadores, utilizando el módulo USART implementado en los chips en una alta velocidad, normalmente y para prácticamente la mayoría de los chips de microcontroladores, de 115.000 bauds. Se usa el protocolo estándar para comunicación asincrónica serie que se utiliza en las interfaces RS232, aunque con niveles TTL.

Para el envío de comunicaciones urgentes, una conexión en “bus” de 4 bits de ancho (extensible a 8 sin grandes cambios de circuito, si finalmente resultase necesario), utilizando los puertos sensibles al cambio de datos, que generan una interrupción en los procesadores que reciben.

Para los avisos de urgencia, una o dos líneas de interrupción directa, extensibles a más cantidad líneas si fuese necesario, según las situaciones que surjan de la experimentación (en este caso, de presentarse la necesidad de que haya más líneas de urgencia, puede ser necesario un microcontrolador especializado en el manejo de estas urgencias)

### **Motores**

El prototipo inicial con servos del tipo RC comerciales y estándar con un torque de 6,5 Kg/cm y un sistema mecánico en escala. Los servos de este tipo ya tienen su medidor de posición, un potenciómetro para uso intenso, que nos aportará la realimentación necesaria de la posición absoluta de la articulación. La medición de esfuerzo del motor se realiza con un resistor de muy bajo valor en serie con la alimentación del motor y un amplificador implementado con un operacional para llevar los niveles de la medición sobre este resistor (muy bajos) a un rango de 0 a 5 V.

En el futuro, y para la implementación definitiva del sistema real, se deberá construir el servo utilizando, posiblemente, alguno de los modelos existente en plaza de motores de CC con reducción planetaria. En estos casos, será conveniente contar con un sensor de ángulo basado en un encoder de posición absoluta.

### **Modelizado**

El procesador central calcula en tiempo real un modelo geométrico de las articulaciones. Los ángulos del sistema aceptados en cada momento tendrán límites estrictos relativos a la posición del cuerpo y a la parte del ciclo de movimientos que se está ejecutando. Cuando las detecciones que llegan desde los módulos locales se salgan del límite aceptable, el procesador central ejecutará una rutina de ajuste. Si a un tiempo estricto luego de las órdenes de ajuste la detección de ángulos no retorna al modelo correcto, se ejecutarán rutinas de emergencia. Se deberán definir experimentalmente las situaciones que se puedan presentar, y si fuese posible, sería muy útil contar con una rutina central de ajuste de emergencia que pueda adaptarse a situaciones no previstas, aunque esto requiere de un nivel de programación de inteligencia artificial (sistema experto).

### **Algoritmos de movimiento**

En base a tablas de ángulos que fueron tomadas de animaciones del movimiento de caminar se determinarán las secuencias y algoritmos, realizando todos los ajustes necesarios en base a los ángulos y tamaños del sistema mecánico, que mediremos experimentalmente sobre la estructura física montado en su totalidad.

Además de esta base para comenzar la implementación de los algoritmos de marcha, se construirá un arnés con potenciómetros en las articulaciones que se podrá aplicar a una persona para “levantar” los movimientos, registrando las secuencias normales de la marcha de un ser humano. Este arnés sensor se podrá conectar al prototipo, utilizando un sistema intermedio que ajuste las escalas, para que el prototipo se mueva siguiendo los movimientos de quien lleva el arnés.

De esta manera se podrán determinar experimentalmente, sobre los movimientos humanos normales, los algoritmos y tablas necesarias para lograr las secuencias correctas de movimientos.

### **Biomecánica**

El modelo es el resultado de analizar cada región articular a fin de reproducir biomecánicamente los movimientos de cada una de ellas, tomando 6 articulaciones a partir del eje que marca el plano coronal dando por resultado:

#### **1. Mecánica de la cadera:**

Articulación Iliaca (sacro femoral) Tipo: articulación de enartrosis, esférica de tipo universal. Resultando un movimiento reproducible en tres ejes coincidentes

#### **2. Mecánica de la rodilla:**

Articulación Tibio-femoral. Tipo: articulación de trocleartrosis, mono axial de tipo bisagra de un solo grado de libertad. Resultando un movimiento reproducible en un eje transversal al segmento.

#### **3. Mecánica del pie:**

Articulación Talocrural (tobillo) y tibiofibular. Tipo: articulación de trocleartrosis y de trocoide. Resultando un movimiento reproducible en dos ejes.

La proto estructura simula un exo-esqueleto, de modo que las sub-estructuras y motores pudieran ubicarse en posición externa, en proximidad a los ejes óseos de modelo humano teórico, con servomotores alineados en ejes concurrentes próximos a los ejes esqueléticos de modo de acompañar con la mínima desviación posible los movimientos propios de la marcha humana (ya que las diferencias en los ángulos y desplazamientos de la estructura exoesquelética generarían una sobrepresión indeseable, en los tejidos anatómicos).

### **Conclusiones**

La hipótesis planteada supone que el exoesqueleto debe asistir en la locomoción, al usuario y a la vez de sustentarlo. El propósito es disminuir la compresión articular ejercida por la fuerza de gravedad, posibilitando eventualmente, una más rápida consolidación de prótesis internas, a la vez que se desarrolla la re-habilitación del sistema neuro-muscular, ya que en individuos de avanzada edad, este, se ve rápidamente debilitado a causa de la inmovilidad (propia del tipo de dolencias músculo-esqueléticas).

Es posible atenuar la patología previa a la cirugía y prolongar la calidad de vida del paciente, hasta llegar a la intervención de carácter quirúrgico

Por esto, el modelo en estudio, presenta un espacio interior, que en el producto real, alojaría al paciente.

La marcha humana, se desarrolla a través de movimientos simultáneos en todos los segmentos articulares, en una coordinación de gran complejidad que modifica el CG (o centro de masa) del sistema, a cada paso. A modo de ejemplo: previo a cada paso se realizan desplazamientos laterales de cadera, que son compensados por la articulación del tobillo, antes de efectuar la elevación de la extremidad.

Con el fin de estudiar y experimentar la condición de equilibrio durante los distintos desplazamientos, es que se construyo la proto estructura a escala, esquemáticamente cercana al modelo de la hipótesis, donde se plantea aplicar modelos informáticos, que nos permitan imitar la biomecánica de la marcha y todas las acciones que son ejecutadas a través de los miembros inferiores.

Se considera al ser humano como sujeto activo dentro del exoesqueleto, dado que en la rehabilitación de dolencias en miembros inferiores es necesaria la actividad muscular. Supone a un individuo con capacidad refleja, capaz de gobernar al exoesqueleto desde sus iniciativas motrices.

Asimismo se esta considerando, la ampliación a situaciones de discapacidad motriz total, donde la prótesis desarrolle la totalidad de los esfuerzos motrices.

Dado que en movimientos propios humanos, como el de toma de asiento o hincamiento y elevación, el torso participa en el posicionado del centro de masa sobre la región de apoyo plantar, se esta planteando, la posibilidad extender la superficie exoesquelética para que asista y coordine los movimientos de la cadera y extremidades con los de la región torácico.

### **Bibliografía**

- Aguado Jódar. Eficacia y Técnica Deportiva: Análisis del Movimiento Humano. Barcelona, España: INDE Publicaciones. 305 pp. (1993).
- Burden Richard – Faires J. Douglas – Analisis numerico –Ed. Thomson Learning – Mexico 2002.
- Cangiani Arnaldo, Ing. – Mecánica del Sólido – Apuntes – UTN – FRLP.
- Craig John J. – Robótica, 3ª Edición – Ed. Pearson – México 2006.
- Hibbeler R.C. – Ingeniería Mecánica – Dinámica, 7ª Edición – Editorial Prentice - Hall Hispanoamericana – Mexico 1996.
- Kapandji A. I. “Cuadernos de Fisiología Articular: Miembro inferior” 4ª Edición, Ed. Masson, Barcelona 1997.
- Meriam J.L – Kraige L.G. – Dinámica, 3ª Edición – Ed. Reverte – Barcelona 1998.
- Ogata Katsuhiko – Ingeniería de Control Moderna, 3ª Edición – Editorial Prentice – Hall Hispanoamericana. México 1998.
- Sears F. W. Fundamentos de Física, Mecánica, Calor y Sonido, 8ª edición. Ed. Aguilar, Madrid.1991.
- Williams y Lissner “Biomecanica del cuerpo Humano” Le Veau Barney, Ed. Trillas, Mexico D.F. 1991.

