

Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación

Manuel Alejandro Chávez Cardona^ψ, Felipe Rodríguez Spitia, Asfur Baradica López
Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Grupo de Investigación PSI, Universidad del Valle, Colombia

Recibido 19 de febrero de 2010. Aceptado 24 de mayo de 2010

EXOSKELETONS TO ENHANCE HUMAN CAPABILITIES AND SUPPORT REHABILITATION: A STATE OF THE ART

Resumen— El presente artículo presenta una revisión bibliográfica sobre el diseño de exoesqueletos y las diferentes aplicaciones que estos pueden tener en la vida humana. Se exponen diferentes desarrollos, resaltando las partes más importantes de cada uno y prestando especial atención al área de la ingeniería electrónica presente en estas estructuras. Además, se realiza un agrupamiento de los diseños, dependiendo de la zona corporal para la cual se ha construido el exoesqueleto o de la finalidad del estudio realizado. Finalmente, se presentan desarrollos y estudios que buscan utilizar las señales mioeléctricas como parte fundamental del sistema exoesquelético.

Palabras clave— Aplicaciones médicas, Aplicaciones militares, Electromiografía, Exoesqueleto, Grados de libertad, Sensores, Sistema de control.

Abstract— This paper presents a literature review about exoskeletons and their applications in human life. Different developments highlighting the most important parts of each of them, and paying particular attention to the area of electronic engineering related to these structures, are shown. Also, a grouping of the different kinds of structures is made depending on the area of the human body to which the exoskeleton was intended to or depending on the purpose of the research. Finally, various studies and developments which use mioelectric signals as a fundamental part of the system are presented.

Keywords— Medical applications, Military applications, Electromyography, Exoskeleton, Degrees of freedom, Sensors, Control systems.

I. INTRODUCCIÓN

La tecnología de hoy se ha visto inmersa en casi todos los campos de trabajo, como el militar, la salud, el ocio, entre otros, siendo la medicina uno de los más beneficiados, debido a que estas tendencias impulsan el desarrollo de herramientas especializadas que facilitan el trabajo del médico y la recuperación de los pacientes. Una de las herramientas que buscan mejorar la calidad de vida de las personas, son los exoesqueletos. Un exoesqueleto es, básicamente, una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, tal como

lo describe el término inglés “wearable robots”, que sirve como apoyo y se usa para asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades del cuerpo humano. Pueden ser estructuras pasivas o activas, es decir que contengan o no actuadores para el movimiento y por lo tanto necesiten o no un sistema de control asociado al accionamiento de dichos actuadores. La gran mayoría de los exoesqueletos, como desarrollos para la medicina, se adapta al cuerpo con sistemas inteligentes de procesamiento y sensado para la toma de decisiones en la ejecución de alguna función por medio de actuadores, con el fin de realizar una tarea previamente definida. El diseño de estos mecanismos,

^ψDirección para correspondencia: chavezmanuel@gmail.com

se concibe con la ayuda de distintas disciplinas como la medicina, la electrónica, la física y la mecánica. Dentro del campo de la electrónica, se reconocen a la instrumentación electrónica y al control como partes fundamentales del sistema; la instrumentación, se encarga de recolectar la información útil para ser enviada a un procesador central, el cual contiene las estrategias de control necesarias para tomar una decisión de acuerdo con la información recibida. Esta información debe ser sumamente confiable y los principios usados deben ser los apropiados para cada aplicación.

En la electrónica de exoesqueletos, se distinguen distintas formas de realizar la adquisición de la información y distintas estrategias de control que se adoptan dependiendo de cada desarrollo, teniendo en cuenta que lo acordado y lo implementado siempre tienen que estar en concordancia con los desarrollos de las demás áreas aplicadas a la construcción del exoesqueleto.

II. EXTREMIDADES SUPERIORES

A partir de esta investigación, es posible afirmar que gran parte de los desarrollos alrededor de los exoesqueletos se ha concentrado en solucionar los problemas relacionados con las extremidades inferiores del cuerpo humano. Sin embargo, no dejan de existir los esfuerzos que se concentran también en las extremidades superiores, como los brazos y manos, incluyendo las articulaciones del codo, el hombro, las muñecas y los dedos. A continuación, en los numerales 2.1 y 2.2, se describen algunos de los trabajos realizados en estas áreas.

2.1 Mano:

En cuanto a la rehabilitación de los dedos, Ju Wang, Jiting Li, Yuru Zhang y Shuang Wang [1] presentan un exoesqueleto con cuatro grados de libertad para la rehabilitación del dedo índice. El dispositivo puede generar movimiento bidireccional (flexión-extensión) para todas las articulaciones del dedo y es ajustable para varios tamaños de mano. Se utilizan sensores de fuerza Flexiforce® y encoders junto al motor de DC para medir la posición angular. La información recibida de los sensores, se utiliza para realizar el control del exoesqueleto y evaluar y analizar los efectos de la rehabilitación. También enfocados en la rehabilitación, Andreas Wege, Konstantin Kondak, y Günter Hommel [2], desarrollaron un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano, empezando con la construcción de un prototipo mecánico de cuatro grados de libertad, el cual es movido por una unidad actuadora y recibe información a través de sensores de efecto hall en cada articulación de la estructura; por medio de ecuaciones trigonométricas y conociendo la longitud de cada segmento, calculan

los ángulos correspondientes a cada falange. También utilizan sensores de fuerza resistivos en las partes superior e inferior de las falanges y sensores mioeléctricos para medir la actividad de algunos músculos de interés.

Por su lado, Bobby L. Shields y otros autores, en el documento “*An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities*” [3], presentan un prototipo, también con fines médicos, pero esta vez con un enfoque preventivo. El exoesqueleto mecánico para la mano, es diseñado para encajar en la mano enguantada de un astronauta y contrarrestar la rigidez del traje espacial presurizado. Los movimientos de la mano se monitorean con un arreglo de sensores de presión ubicados entre el exoesqueleto y la mano y, por medio de un microcontrolador, se aplican los comandos del controlador a un arreglo motor controlado por PWM.

Otros prototipos, se construyen con la finalidad de crear ambientes virtuales con los cuales se pueda interactuar. En esta área, Tatsuya Koyama, Ikuo Yamano, Kenjiro Takemura y Takashi Maeno [4], proponen una nueva metodología para sistemas maestro-esclavo, usando realimentación pasiva de fuerza, en su artículo “*Multi-fingered exoskeleton haptic device using passive force feedback for dexterous teleoperation*”. Construyen un exoesqueleto maestro para la mano que cuenta con tres dedos de cuatro grados de libertad (GDL) cada uno (doce GDL en total). Utilizan realimentación de fuerza y un algoritmo de control que usa embragues electromagnéticos y elementos elásticos. Su funcionamiento se basa en conmutar entre un control de fuerza y un control de posición, y esta conmutación depende directamente de si se está en contacto con un objeto. Con el exoesqueleto construido y la estrategia de control implementada, se diseña un sistema de realidad virtual para la mano. Se usan platos de acrílico, potenciómetros y ejes de acrílico como componentes de enlace, sensores de ángulo y elementos elásticos respectivamente. Por esta misma línea, se encuentra el exoesqueleto propuesto por Panagiotis Stergiopoulos, Philippe Fuchs y Claude Lurgeau, quienes introducen un exoesqueleto de mano que permite una extensión y flexión completas de los dedos índice y pulgar [5]. Aplica una realimentación bidireccional, y ofrece tres GDL para el dedo índice y cuatro GDL para el pulgar. Utilizan motores de corriente directa, cables de transmisión y sensores de fuerza, para medir la potencia de los actuadores y la capacidad de fuerza de la mano. El mecanismo se diseñó para ser usado junto con un brazo háptico (relativo al tacto) comercial de seis GDL, con el fin de permitir la simulación de fuerzas externas.

El artículo “*The rutgers master II—new design force-feedback glove*”, escrito por Mourad Bouzit, Grigore

Burdea y George Popescuy Rares Boian [6], describe la construcción de otro exoesqueleto tipo guante que interacciona con un ambiente virtual 3D en tiempo real; se instrumentó usando actuadores neumáticos (servo válvulas neumáticas), sensores de efecto hall para medir el ángulo y sensores de infrarrojo. Para el procesamiento de la información, utilizaron una placa Pentium a 233 Hz, 16 canales de entrada, 8 canales de salida, bus PC104 para la comunicación de los sensores y una interfaz RS232 para comunicación con el computador. También con un énfasis en la realidad virtual, el exoesqueleto expuesto por B. H. Choi y H. R. Choi en el artículo “*A semi-direct drive hand exoskeleton using ultrasonic motor*” [7], consiste en un guante para sentir objetos en ambientes virtuales usando motores ultrasónicos, sensores de fuerza y sensores para el movimiento angular, convirtiendo la señal de los sensores de fuerza al torque que debe generar el motor. Por su parte, Josep Amat y otros autores, en su artículo “*Virtual exoskeleton for telemanipulation*” [8], combinan la realidad virtual con un exoesqueleto real, creando un sistema con comunicación hombre-máquina basado en visión. Este sistema, está diseñado para que un computador o una unidad de control puedan ver y seguir la posición de las manos de una persona, y la intención es que dicho sistema sea utilizado como un exoesqueleto virtual para tareas simples de tele-manipulación, donde se tienen hasta cinco grados de libertad, tres para la ubicación de la muñeca y dos para la orientación del actuador.

2.2 Brazo y antebrazo:

Muchos exoesqueletos se diseñan también para su aplicación en los brazos humanos, incluyendo las articulaciones del codo (brazo-antebrazo) y el hombro. En este campo, existen desarrollos que ayudan en la rehabilitación de personas, otros que brindan apoyo para aumentar las capacidades humanas y también los que permiten la interacción con ambientes virtuales para múltiples propósitos.

El proyecto *EXOCAP* [9], desarrollado en Colombia, muestra la elaboración de software y hardware para interaccionar con mundos de realidad virtual y realidad aumentada, con software de libre distribución y tecnología disponible en el mercado colombiano. Se desarrolla un exoesqueleto de brazo con el fin de probar la viabilidad del diseño de un exoesqueleto completo, utilizando aluminio para construir la estructura, sensores de rotación y un hardware basado en un convertidor analógico digital. En otra región de Colombia, los ingenieros Jason Edwin Molina y Juan Pablo González de la Universidad tecnológica de Pereira [10], definen una forma para realizar un sistema de control en un exoesqueleto con una estructura para el brazo. Muestran cómo hacer un sistema completo que

responda ante la referencia proveniente del humano y se realiza una identificación de parámetros del actuador para finalmente proponer un sistema de control de fuerza para la estructura mecánica y el actuador eléctrico. También en la Universidad Tecnológica de Pereira, Jason Edwin Molina y Álvaro Ángel Orozco exponen su trabajo “*Desarrollo de un sistema de control para asistencia del movimiento humano tipo flexión extensión del brazo, para el desarrollo de exoesqueletos*” [11]. Utilizan una metodología que consiste en realizar un sistema que contenga al humano y la máquina dentro de un mismo sistema, intercambiando señales de información y potencia. Para realizar lo anterior, plantean una red neuronal como modelo del músculo, la cual se ubica dentro de los modelos macroscópicos del mismo y es entrenada bajo el paradigma *Backpropagation*.

Como en el caso del *EXOCAP* anteriormente mencionado, los ingenieros Wusheng Chou, Tianmiao Wang y Jing Xiao, en su proyecto “*Haptic interaction with virtual environment using an arm type exoskeleton device*” [12], presentan un exoesqueleto de brazo de siete GDL, que interacciona con un entorno virtual en el cual se captura el movimiento por medio de anillos deslizantes coaxiales que, al realizar una rotación, miden su valor angular por medio de sensores de ángulo. Con los datos obtenidos, calculan la posición del exoesqueleto y se realiza una realimentación de fuerza para ser aplicada al brazo.

Otros exoesqueletos son usados con un enfoque investigativo. Como ejemplo, los investigadores Michael Mistry, Peyman Mohajerian y Stefan Schaal, en el proyecto “*Arm movement experiments with joint space force fields using an exoskeleton robot*” [13], muestran un exoesqueleto de brazo con siete GDL, que elimina las perturbaciones debido a la inercia y a la gravedad por medio de una plataforma 3D experimental. Miden la posición y el torque en cada articulación, a una tasa de muestreo de 960Hz, y calculan la velocidad y la aceleración a partir de posición. Implementan circuitos de adecuación y filtrado de la señal, para eliminar los ruidos generados por la derivación de la misma. Para medir la fuerza, usan sensores *end effectors* ubicados en las articulaciones, y controladores Motorola PPC 603 que soportan tiempo real, para el sistema de control.

La rehabilitación de las extremidades superiores, también es un tema de gran interés e importancia, por lo cual varios grupos de trabajo en el mundo han desarrollado diferentes propuestas que buscan ayudar en el tema. En el trabajo presentado por N.G. Tsagarakis y Darwin G. Caldwell, titulado “*A compliant exoskeleton for multi-planar upper limb physiotherapy and training*”, muestran un exoesqueleto para la rehabilitación y entrenamiento [14]. Este exoesqueleto cuenta con siete GDL y un peso

inferior a los 2 kg. Este bajo peso se logra, principalmente, gracias al uso de una nueva línea de actuadores lineales musculares de bajo peso. El exoesqueleto cuenta con sensores de torque y posición, y está enfocado a la fisioterapia y la arquitectura de control para entrenamiento físico. Aportando también en el campo de la rehabilitación, la Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá, ha desarrollado un exoesqueleto que se basa en la repetición de movimientos programados o movimientos aprendidos. Este exoesqueleto cuenta con tres GDL y se controla a través de una interfaz de usuario en la cual programan las trayectorias deseadas por el médico. Adicionalmente, el exoesqueleto puede aprender un movimiento realizado por el fisioterapeuta para después repetirlo. También cuenta con la posibilidad de almacenar los datos de cada paciente [15]. Además, en Grecia, Evangelos Papadopoulos y Georgios Patsianis, presentan un mecanismo con dos GDL para la abducción frontal y lateral del miembro superior. Realizan análisis de cinemática del mecanismo híbrido y presentan un modelo CAD en 3D, junto con un análisis de elementos finitos (FEM, por sus siglas en inglés) que ilustra la estabilidad y durabilidad del exoesqueleto. Hasta la fecha de la publicación del artículo, el mecanismo mencionado estaba en etapa de desarrollo y los autores esperan que éste le sirva a personas con atrofia muscular o ayude a una recuperación más rápida de personas lesionadas [16].

Los estudios en exoesqueletos con fines médicos, son innumerables y diferentes unos de otros, pues son muchos los problemas que se pueden presentar sobre una sola extremidad. Uno de los desarrollos más destacados sobre las extremidades superiores, trata el problema de personas que han sufrido accidente cerebro-vascular. Sukhan Le, Arvin Agah y George Bekey, en su trabajo “*IROS: An intelligent rehabilitative orthotic system for cerebrovascular accident*”, presentan un sistema para la rehabilitación de estos pacientes, que busca re-enseñar las funciones de la extremidad [17]. Esta órtesis se instrumenta con sensores de electromiografía (EMG), tacómetros para medir la velocidad, sensores de ángulo, sensores de fuerza y sensores de corriente en los motores para medir el torque. Otro proyecto mucho más reciente para el mismo fin, lo muestran Thomas G. Sugar, Jiping He y otros autores, en el trabajo titulado “*Design and control of RUPERT: a device for robotic upper extremity repetitive therapy*” [18], en el año 2007. Éste integra un sistema de instrumentación muy completo, pues sensa la posición con acelerómetros de dos ejes, la rotación en las articulaciones del codo, el hombro y la cadera con potenciómetros posicionados, se estima la activación voluntaria de los músculos con señales EMG y se usan sensores de fuerza basados en presión. Toda esta información se envía a un sistema de *biofeedback* para ser procesada.

Además de la rehabilitación, otros exoesqueletos tienen como finalidad brindar soporte o aumentar la fuerza humana. Como ejemplo, Kazuo Kiguchi, Shingo Kariya, Keigo Watanabe, Kiyotaka Izumi y Toshio Fukuda, en el artículo “*An exoskeletal robot for human elbow motion support-sensor fusion, adaptation, and control*” [19], exponen el diseño un exoesqueleto para el brazo, que brinda soporte y fuerza a la articulación del codo, basándose en la información de los sensores de fuerza ubicados en la muñeca y a las señales EMG. Se usan galgas extensiométricas como sensores de fuerza y un motor DC (Harmonic Drive System Co.) como actuador en la articulación. Las señales de EMG se obtienen con electrodos ubicados de forma bicanal en el tríceps y el bíceps, con el fin de detectar intencionalidad. También, con el propósito de ayudar a las personas a realizar trabajos fuertes brindando un soporte adicional, *Skil Mate* [20] apunta a ayudar a los trabajadores calificados, para apoyarlos en potencia y habilidad. El objetivo del proyecto, es desarrollar un prototipo robótico para un traje espacial, que consiste en un montaje de la parte superior del torso y un par de brazos con guantes. Cada articulación es manejada por actuadores neumáticos y puede sensar ángulos. Se compone de servo mecanismos, dispositivos hápticos (sensores táctiles) para detectar el movimiento humano y que la máquina pueda seguir los movimientos del astronauta, y un sensor de torque-fuerza necesario para lograr el control de impedancia en una cooperación humano-máquina.

Otro aporte importante relacionado con el uso de los exoesqueletos en extremidades superiores, es el diseño presentado por Joel C. Perry y Jacob Rosen de la Universidad de Washington, “*Design of a 7 degree-of-freedom upper-limb powered exoskeleton*” [21]. Este es un exoesqueleto antropométrico con siete GDL, que se apoya en una base de datos que define la cinemática y la dinámica de la extremidad superior en actividades cotidianas. Usa motores y reducciones con poleas, para el movimiento del sistema, y sensores de posición redundantes (potenciómetro-Midori, Fullerton; Encoder-HP), uno en cada lado, para monitorear tanto la movilidad articular como la posición del motor.

III. EXTREMIDADES INFERIORES

Si se hace una búsqueda rápida en libros o páginas web acerca de los exoesqueletos en el mundo, queda claro que la gran mayoría de estas estructuras es diseñada para las extremidades inferiores, pues son estas las más vulnerables a lesiones y es ahí donde se concentra la mayor parte del peso humano. A continuación, se hace referencia a algunos de estos exoesqueletos para extremidades inferiores que buscan solucionar muchos de los problemas causados por

patologías o lesiones, o que también buscan mejorar las capacidades físicas normales de un ser humano.

3.1 Exoesqueletos para fuerza y habilidad:

Los exoesqueletos diseñados con objetivos militares, han aportado valiosa información acerca de la instrumentación y la construcción de los mismos. Dado que estas estructuras buscan aumentar las capacidades y habilidades del cuerpo humano, su diseño y construcción tiene muchas veces un alto grado de complejidad, por lo cual aportan un valioso conocimiento en el área; dicho conocimiento se puede usar, también, en estructuras con propósitos médicos. Uno de los desarrollos más importantes, al día de hoy, es el que propuso el ingeniero mecánico Homayoon Kazerooni, de la Universidad de California: el “Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”. Este exoesqueleto, tiene un enfoque militar y se encarga de aumentar la fuerza del piloto al cargar herramientas pesadas. En este sistema, se sensan todas las variables externas como la fuerza de reacción del suelo, por sensores de tipo on-off, la velocidad angular, la aceleración angular y los ángulos de las articulaciones que son medidos con dos acelerómetros y *encoders* en los motores. Esta información, la describen Ryan Steger, Sung Hoon Kim y H. Kazerooni, en el artículo “*Control scheme and networked control architecture for the Berkeley lower extremity exoskeleton*”, y Andrew Chu, Adam Zoss y H. Kazerooni, en el artículo “*On the biomimetic design of the Berkeley lower extremity exoskeleton*” [22,23]. En este último artículo [23], se describe el uso clínico de datos para el análisis de marcha como el marco para el diseño de un sistema de este tipo. Se muestra un análisis de la marcha para cada articulación involucrada, incluyendo, por supuesto, la rodilla. Se observan curvas que relacionan el tiempo con el ángulo, el torque y la potencia. Conclusiones importantes como los ángulos escogidos para la rodilla, el tobillo y la cadera, en la estructura, se exponen en el documento. En “*On the mechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton*”, se describe la selección de los grados de libertad y sus rangos de movimiento para el exoesqueleto BLEEX [24]. Además, se cubren los aspectos significativos de diseño de los componentes principales. Hay una descripción amplia en cuanto al diseño mecánico de la estructura, basada en estudios previos de la marcha humana. Se muestra de forma clara cada articulación diseñada en 3D, dando detalle de la forma de construcción, los grados de libertad y el tipo de sensores que se usan en cada articulación.

En otro de los artículos relacionados con el BLEEX, “*On the control of the Berkeley lower extremity exoskeleton*” [25], se explican las cuatro nuevas características con respecto a los exoesqueletos anteriores.

Primero, una arquitectura moderna para controlar el exoesqueleto que toma las medidas del exoesqueleto mismo, eliminando el problema de inestabilidad inducido por el cuerpo humano. Segundo, un sistema de potencia y de energía lo suficientemente pequeñas; tercero, una red de área local (LAN) incorporada al cuerpo y un protocolo específico de comunicación que elimina, en gran parte, el cableado, y, finalmente, una arquitectura diseñada cuidadosamente para que sea flexible y no consuma casi energía. Dada la gran importancia del BLEEX y cada una de sus etapas de desarrollo, se presenta un análisis del sistema en el artículo “*Exoskeletons for human power augmentation*” [26]. En él, se expone que el objetivo principal del proyecto BLEEX es desarrollar las tecnologías fundamentales asociadas al diseño y control de exoesqueletos energéticamente autónomos para extremidades inferiores, que aumenten la fuerza humana y la resistencia durante la locomoción. Se aclara que el proyecto apunta hacia soldados, rescatistas, bomberos y otro personal de emergencia, para proveer la habilidad de llevar cargas pesadas como comida, equipos de rescate, equipos de primeros auxilios, y equipos de comunicación.

Otro proyecto que propone un sistema para aumentar la capacidad de la fuerza humana, es el que presenta Conor James Walsh en su tesis de *Master of Science* en Ingeniería Mecánica, “*Biomimetic design of an underactuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation*” [27], y en su trabajo titulado “*Development of a light weight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation*” [28]. Él realiza un diseño en el cual el exoesqueleto trabaja en paralelo con los movimientos del cuerpo, para hacerlo más liviano y, además, para que soporte el peso de una carga adicional. Los componentes del exoesqueleto, en el plano sagital, consisten de un actuador en la cadera, cuya fuerza es controlable, un mecanismo de amortiguamiento variable en la rodilla y un mecanismo de resorte pasivo en el tobillo. Se habla de la posibilidad de explotar de gran manera la dinámica pasiva de la marcha, pues la mayoría de los desarrollos se ha enfocado en exoesqueletos completamente actuados, lo cual añade mucho peso y demanda el uso de mucha energía.

Debido a la gran cantidad de energía que demanda la puesta en marcha de este tipo de estructuras, se han realizado estudios acerca del tipo de fuentes de voltaje que debe utilizarse para añadir la menor cantidad posible de peso. El trabajo presentado por la Universidad de California, Berkeley, “*Hybrid hydraulic-electric power unit for field and service robots*”, muestra una fuente de potencia que debe proporcionar energía constante en forma de presión hidráulica y energía eléctrica, para alimentar tanto a los actuadores como a los sensores y al sistema

de procesamiento. Varias de estas unidades de potencia, fueron probadas con éxito en el proyecto de exoesqueleto de la Universidad de Berkeley BLEEX [25,29].

En el documento “*A leg exoskeleton utilizing a magnetorheological actuator*”, se propone un exoesqueleto para la pierna, que usa actuadores magneto-reológicos (MR) para proveer torque asistido controlable que permita el uso eficiente de energía [30]. Los estados de la articulación de la rodilla, se determinan por medio de la medición del ángulo de la rodilla y la fuerza de reacción de ésta con el suelo. Las partes principales del sistema incluyen: abrazaderas, actuador con fluido MR y sensores. Dos sensores de fuerza se montan en las partes delantera y trasera de la suela del pie, para medir la fuerza de reacción del suelo; dos medidores de tensión (*strain gauges*) están instalados en las partes delantera y trasera de la abrazadera inferior, para medir la fuerza que actúa sobre el actuador, y se usa un potenciómetro para medir ángulos en la rodilla. El conjunto de sensores sirve para determinar la posición de la articulación de la rodilla, la cual es utilizada por el controlador para avanzar al siguiente estado. Dependiendo de estos estados, cuando se requiere un torque pasivo ajustable, el sistema MR actúa como un freno, consumiendo muy poca energía, y, cuando se requiere un toque activo, el sistema trabaja como un embrague, que transfiere el torque generado por el motor a la pierna del usuario.

Muy pocos desarrollos se enfocan en la optimización del correr humano, puesto que correr no es una condición cotidiana. Sin embargo, en el artículo presentado por Aaron M. Dollar y Hugh Herr, “*Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running*” [31], se describen el diseño y las primeras pruebas de un exoesqueleto de rodilla energéticamente autónomo para facilitar la corrida. Consiste de un mecanismo motorizado, que está sujeto a la pierna por medio de moldes y abrazaderas. Este mecanismo motorizado, agrega o quita un muelle (elemento elástico) mientras el paciente corre. Cuando el talón entra en contacto con el suelo, el muelle está en paralelo a la rodilla y almacena energía, que será liberada una vez la persona entre en la fase de balanceo mientras está corriendo; todo esto, con el fin de reducir el costo metabólico asociado a una persona que está corriendo.

3.2 Exoesqueletos para rehabilitación:

Las extremidades inferiores, nos permiten el desplazamiento y son la base de la independencia de una persona; por eso la gran importancia de los desarrollos que basan sus esfuerzos en la asistencia y la rehabilitación de las personas que han sufrido algún accidente o que presentan alguna patología que afecte su movimiento. Como un ejemplo importante en esta área, está el llamado

AKROD, el cual es un dispositivo ortopédico para rehabilitación activa de rodilla, diseñado para entrenar a pacientes con accidente cerebro-vascular, que sufren de hiper-extensión de la rodilla en la fase de apoyo de la marcha y de flexión reducida de la rodilla durante la fase de balanceo [32]. Además, existen exoesqueletos orientados hacia la recuperación post operación. Este es el caso del sistema de rehabilitación presentado por Jan Brutovský y Daniel Novák [33], quienes hablan de las fracturas en las articulaciones como uno de los mayores problemas de salud en los países desarrollados. El sistema de rehabilitación diseñado, le permite a los médicos hacer prescripción, demostración y monitoreo de los protocolos de rehabilitación, durante y entre las visitas programadas. Se enfocan en la rehabilitación desde la casa del paciente, de bajo costo y alta aceptación por parte de los usuarios, pues además se motiva al paciente por medio de técnicas de *biofeedback*.

Ekta Singla, Bhaskar Dasgupta y otros autores, en el artículo “*Optimal design of an exoskeleton hip using three-degrees-of-freedom spherical mechanism*” [34], presentan el diseño de una articulación de cadera para asistir en los movimientos a personas físicamente débiles. El mecanismo es una articulación con tres grados de libertad (GDL), y se enfoca en determinar la correcta alineación de los puntos de la estructura con el cuerpo humano, teniendo en cuenta la anatomía del cuerpo y el confort de la persona que use dicho mecanismo. En Argentina, se diseñó una órtesis robótica, cuyo objetivo es optimizar tanto la recuperación del paciente como la práctica profesional del terapeuta [35]. Esta órtesis cuenta con seis GDL y tiene actuadores sobre la cadera, la rodilla, el tobillo y el pie. En el diseño, sólo se consideran las componentes en el plano sagital de las variables biomecánicas. La propuesta incluye una estructura graduable en altura y de bajo peso, con fibra de carbono, servomotores y reductores. En cuanto a los actuadores, los autores proponen el uso de servomotores alemanes con reductores *Harmonic Drive* para cada articulación, dejando abierta la posibilidad de usar elementos de la industria nacional Argentina. Para el sistema de control, proponen un sistema de control de posición y el diseño se evalúa por medio de simulaciones.

Otro desarrollo de mucha importancia en la rehabilitación de pacientes, es el presentado por J.L. Pons, J.C. Moreno, F.J. Brunetti y E. Rocon, “*Lower-limb wearable exoskeleton*” [36]. Este es un sistema de compensación y evaluación de la marcha patológica, para aplicaciones, en condiciones reales, como una metodología de asistencia y evaluación de los problemas que afectan la movilidad de individuos con desórdenes neuro-motores. La implementación de sensores para el control, consiste de

una unidad de medición inercial (IMU) en el pie (debajo de la articulación del tobillo en la órtesis), y una segunda unidad en la barra inferior del exoesqueleto. Cada IMU se compone de un único giróscopo MEMs (Analogue Device ADXRS300), con una sensibilidad máxima de +/- 300/s, y de un acelerómetro de doble eje de 200 mV/g (ADXL202). Se usa un sensor de posición angular de precisión, con un rango de ángulo eléctrico efectivo de 340 grados, para un seguimiento continuo del ángulo de la articulación de la rodilla en el plano sagital. Un sensor de presión resistivo (5 mm en diámetro de área efectiva; 0,30 mm de grosor), se usa para monitorear el estado del mecanismo de enganche de la rodilla. Las señales de las IMU, se digitalizan usando un convertidor A/D de 10 bits, Atmega128 Atmel Inc., muestreando a 100 Hz, con una referencia de voltaje de 3,3V y una resolución de 2,92 mV/bit. El sistema de monitoreo y control incluyó dos botones para un control directo por medio del usuario, ofreciendo la posibilidad de habilitar o deshabilitar totalmente la estrategia de control en cualquier momento.

También de gran relevancia, por su funcionalidad, está el sistema llamado LOPES [37]. Éste combina un segmento accionado transportable 2D, con un exoesqueleto para las piernas que contiene tres articulaciones actuadas: dos en la cadera y una en la rodilla. Las juntas son de impedancia controlada, para permitir una interacción mecánica entre el sujeto y el robot. El dispositivo permite dos modos de operación: que el “paciente esté a cargo” y que “el robot esté a cargo”. El robot puede seguir las órdenes del paciente o guiar al paciente, respectivamente. El dispositivo debe permitir que una persona sana use el modo “paciente a cargo”, sin sentir restricciones para su marcha normal. Un tercer modo, “terapeuta a cargo”, se incluye, donde cualquier intervención del terapeuta pueda ser programada. Otros autores enfocan sus esfuerzos no sólo en la parte funcional de la estructura, sino también en la parte del consumo energético de la persona que la usa, buscando siempre realizar movimientos más eficientes. Andrew Valiente, en su tesis para *Master of Science*, “*Design of a quasi-passive parallel leg exoskeleton to augment load carrying for walking*”, presenta el diseño de un exoesqueleto para la pierna, que ayuda a reducir el costo metabólico durante la marcha mientras se transporta una carga de 75 libras [38]. El exoesqueleto trabaja de forma paralela a las piernas, transfiriendo las fuerzas de la carga útil hacia el suelo. Para contribuir con la eficiencia de la marcha, implementan sistemas pasivos de resortes en la cadera y el tobillo, con el fin de almacenar y liberar energía durante el ciclo de marcha. Para comprobar la hipótesis de que se reduce el costo metabólico en la marcha, se mide el consumo de oxígeno del paciente a una velocidad seleccionada por el mismo.

Son muchas y muy variadas, las investigaciones relacionadas con exoesqueletos para extremidades inferiores. Sin embargo, muchos han hecho énfasis en la rodilla, pues es una de las articulaciones que más sufre en el momento de caminar y más en el momento de correr. Buscando aportar alguna solución para la rehabilitación de rodilla, el Ingeniero Esteban Emilio Rosero, en su trabajo de grado, presenta el proyecto “*Diseño y construcción de una máquina de movimiento pasivo continuo para la terapia de rodilla*” [39], en el cual se expone el diseño sistemático de un prototipo para la terapia de rodilla. El trabajo muestra la integración de diferentes áreas de la ingeniería, incluyendo la automática, la mecánica, la electrónica y la medicina. Los conceptos alrededor de estas áreas, son utilizados para tener un mejor entendimiento de las herramientas que usa el médico en las terapias. El prototipo se construyó usando Dibujo Asistido por Computadora (CAD, por sus siglas en inglés), y la Ingeniería Asistida por Computadora (CAE, por sus siglas en inglés) se usó para la simulación dinámica, con lo cual obtuvieron un prototipo virtual. Lograron un modelo analítico y compararon con los resultados de la simulación dinámica para validar los modelos computacionales. Finalmente, después de la simulación y la validación del sistema, procedieron al diseño y construcción del prototipo con su sistema de potencia y de control. El prototipo consiste, básicamente, en un soporte para el pie, la pierna y el muslo; un tornillo de potencia, un eje de apoyo del tornillo de potencia, pasadores, un motor de corriente continua y plantillas de felpa.

Debido a la alta complejidad del cuerpo humano, gran cantidad de investigadores se ha tomado el trabajo de probar, diseñar y proponer distintas formas para controlar este tipo de estructuras. En el artículo “*Analysis and simulation of an exoskeleton controller that accommodates static and reactive loads*” [40], se provee un método para resolver el problema de control por medio de la relegación del control humano y el control del exoesqueleto a dos sub-sistemas de control. El primer sub-sistema, representa la ejecución de control voluntario. El segundo subsistema, representa al controlador del exoesqueleto, responsable del nivel de las juntas y fuerzas gravitacionales, estáticas y reactivas. El control del sistema acoplado hombre-exoesqueleto se relega al control de generación de movimientos y al control de fuerza estática/reactiva. Los componentes estáticos, los cuales balancean la gravedad y las cargas estáticas, representan el componente dominante del compensador, por lo cual el principal objetivo del exoesqueleto es conservar el equilibrio por medio de la compensación del cambio de energía potencial. La división del control humano y del exoesqueleto en energía cinética y potencial, respectivamente, mitiga la cantidad de interferencia entre el control voluntario y el control

de asistencia. En otro de los trabajos importantes con respecto al control de estos sistemas, A. Selk Ghafari, A. Meghdari y G. R. Vossoughi, en el trabajo *“Intelligent Control of Powered Exoskeleton to Assist Paraplegic Patients Mobility using Hybrid Neuro-Fuzzy ANFIS Approach”* [41], presentan un estudio que trata de emplear la adaptación neuro-difusa y el sistema de inferencia (ANFIS) en control de exoesqueletos inteligentes, para ayudar a la movilidad de los pacientes parapléjicos. Dado que la estrategia de control propuesta, no se vio afectada por cambios en la dinámica humana, se incrementaron la fiabilidad y la robustez del controlador para la seguridad en la interacción con los seres humanos. El modelo propuesto, es independiente de cambios en la dinámica humana, y no se necesita usar el exoesqueleto para realizar dinámica inversa en el diseño del controlador.

Aunque poco comunes, existen estructuras tipo exoesqueleto que son no actuadas, es decir que no existe ningún motor o actuador que genere movimiento. Un caso particular, es el exoesqueleto pasivo presentado por Sunil K. Agrawal (PhD), Sai K. Banala y Abbas Fattah (PhD), *“A Gravity Balancing Passive Exoskeleton for the Human Leg”* [42], el cual se basa en el principio de equilibrar la gravedad; consiste en localizar el centro de masa del sistema combinado (humano + exoesqueleto) y añadir muelles al exoesqueleto, uno entre el centro de masa del sistema combinado y el centro de masa de marco fijo que representa al tronco, y los demás dentro de los enlaces del exoesqueleto, para que la energía potencial del sistema combinado sea invariante con la configuración de la pierna. En el documento describen la teoría del equilibrio de la gravedad, se realizan pruebas EMG para probar el desempeño del exoesqueleto y se proponen aplicaciones potenciales del exoesqueleto, como la rehabilitación.

IV. EXOESQUELETOS Y ELECTROMIOGRAFÍA

la gran mayoría de los exoesqueletos construidos, no toma en cuenta las señales electromiográficas como parte de su sistema de control, bien sea porque no son necesarias o por la gran complejidad que implica el uso de las mismas. Sin embargo, algunos usan las señales EMG como parte fundamental de su sistema, y los diferentes estudios alrededor de este tema podrían ser útiles para futuros desarrollos.

Una parte muy importante del uso de señales electromiográficas en exoesqueletos, es poder realizar una clasificación y caracterización de las mismas. El trabajo de pregrado presentado por el ingeniero John Jairo Villarejo [43], muestra el desarrollo de un sistema software para procesar y realizar la caracterización y la clasificación de señales electromiográficas, con el propósito de determinar las funciones que debe realizar una prótesis transfemoral

por medio de la detección de intención, resultado del análisis de estas señales. Por su parte, el ingeniero Álvaro Ernesto Ríos, en su tesis de pregrado [44], presenta un trabajo en el cual se pretende, mediante el desarrollo de un sistema microcontrolado para el control de prótesis mioeléctricas con realimentación sensorial, solucionar parte del problema de sensación de miembro perdido a personas que hayan sufrido de amputación.

La detección de intención, es otra alternativa para exoesqueletos de rehabilitación motora. Los autores M. Bureau, G. Eizmendi, E. Olaiz, H. Zabaleta, J. Medina y M. Pérez, en su artículo *“Diseño de un nuevo exoesqueleto para neurorehabilitación basado en detección de intención”* [45], presentan el primer año de trabajo en un exoesqueleto donde la detección de intención se basa en la monitorización de los ángulos de cadera y rodilla. También, muestran la posibilidad de incorporar un sistema de monitorización de EMG para la detección de intención, control y *neurofeedback*. Otro de los trabajos que utiliza la intencionalidad por medio de electromiografía, es el de los Japoneses Kazuo Kiguchi¹, Takakazu Tanakal, Keigo Watanabe y Toshio Fukuda, en su artículo *“Design and control of an exoskeleton system for human upper-limb motion assist”* [46], en el cual se presenta un exoesqueleto para asistir en el movimiento de las extremidades superiores. Cuenta con tres GDL y utiliza las señales electromiográficas de superficie, como parte fundamental del sistema, para entender cómo el paciente desea moverse. A partir de estas señales, el exoesqueleto asiste automáticamente al paciente en sus movimientos de rehabilitación diaria, utilizando control neuro-difuso, para lograr un buen sistema de control, debido a la complejidad de la utilización de las señales de los músculos como entradas a un sistema de control en tiempo real.

Quizás uno de los trabajos más completos e importantes alrededor de los exoesqueletos y la electromiografía, es el que exponen Christian Fleischer y Günter Hommel, de la Universidad de Tecnología de Berlín, en el artículo *“Torque control of an exoskeletal knee with EMG signals”* [47], en el cual se presentan un esquema y un algoritmo de control para una órtesis mecánica de rodilla, que se basa en el reconocimiento de intención obtenido a través de la evaluación en tiempo real de las señales EMG de los músculos de la pierna. Un controlador de torque, en un actuador lineal, se encarga de ejecutar los movimientos deseados, y se realiza sin la necesidad de hacer reconocimiento de patrones ni un modelo biomecánico del cuerpo humano. El exoesqueleto, consiste de una órtesis que cubre la pierna, un actuador, un sistema sensor, un microcontrolador con el software de control, un sistema de seguridad hardware y un PC para la visualización de los datos y la interacción. El actuador

realiza flexión y extensión de la rodilla y rodilla, y brinda apoyo al paciente por medio de un torque adicional en dicha articulación.

Utilizando señales de los músculos alrededor del codo, Jacob Rosen y otros autores, en el artículo “*A myosignal-based powered exoskeleton system*” [48], pretenden mostrar la interacción de un exoesqueleto con el brazo humano. Se usan las señales EMG, para predecir el movimiento del músculo en el codo y un actuador estaría ubicado en la parte de la articulación del codo. Básicamente, este exoesqueleto amplifica la fuerza de los músculos relativos al codo, cuando se está realizando algún trabajo o manipulando una carga. Usa un servo motor DC de 360 NM, en la articulación del codo, equipado con una caja de engranajes y un encoder. Entre el exoesqueleto y la parte donde se está ubicando la carga, y entre el exoesqueleto y la mano, se montaron sensores de fuerzas TEDEA 1040. En el primer caso, el sensor mide la fuerza de reacción total con respecto al peso que se está cargando, y, en el segundo, mide la fuerza que se aplica al piloto del exoesqueleto. Para el sistema mioeléctrico, utilizan electrodos de 8 mm BIOPAC EL208S, que se colocan en la piel; la señal, se obtiene por el amplificador de EMG BIOPAC EMG100A, usando una ganancia entre 2000 y 5000. La señal se digitaliza a una tasa de muestreo de 1 kHz y, por medio de un PC, se diseña la interfaz en tiempo real, implementando el bloque de tiempo real de MATLAB.

El sistema HAL 5, tal vez uno de los desarrollos comerciales más importantes en el momento, es expuesto por el profesor Yoshiyuki Sankai de la Universidad de Tsukuba [49]. Este sistema, ejecuta un comportamiento de marcha, basándose en las señales biológicas EMG, para identificar la intencionalidad de la persona y poder realizar el movimiento deseado. Utiliza motores DC Harmonic Drive, para asistir con el torque requerido. La información relacionada a la construcción de esta estructura se encuentra en el artículo “*Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller*”, realizado por Yoshiyuki Sankai junto con Hiroaki Kawainot,o., Siiwoong Lee y Shigehiro Kanbe. Este artículo, describe el sistema de sensado de las señales electromiográficas en los trabajos previos al HAL-5(HAL-3), los sistemas de instrumentación usados para medir otras variables y las partes que componen la plataforma de control.

Finalmente, “*Embedded control system for a powered leg exoskeleton*” [50] es de los trabajos más completos con respecto al control necesario en estos sistemas que usan señales mioeléctricas. Éste, presenta un control embebido para una órtesis, que es usada para brindar soporte a los músculos durante la flexión y extensión de la rodilla. El control es implementado usando señales

EMG para detectar la intencionalidad de movimiento de la persona, buscando encontrar la activación del músculo y las enfermedades que pueda tener el mismo. Mencionan que el movimiento de la rodilla se puede estimar con trece músculos que la rodean, pudiendo con esto determinar el torque que puede ser usado para el control. El sistema de control está dividido en cuatro partes: sensores y actuadores, el microcontrolador con el software de control, el PC para visualizar los datos y el hardware de seguridad. Los sensores utilizados son el sensor de efecto hall KMZ41 de Philips, los seis sensores EMG de marca Delsys (electrodos diferenciales), y los sensores de fuerza GS Sensor XFTC3008 en serie con el actuador lineal. El actuador consiste en un motor de DC Maxon RE35 de 90W y lo maneja un amplificador PWM Copley 4122Z. Toda la información de los sensores, se digitaliza y envía al microcontrolador por medio de una red SPI. Todos estos sensores y actuadores, usan circuitos convertidores MAX1230ADC, AD5530 DAC, UZZ9001, para comunicarse con el microcontrolador Atmel Mega 32 por medio de un bus SPI. El microcontrolador es el responsable de tomar las señales de los sensores, procesar el movimiento deseado y enviar la señal PWM apropiada. La comunicación con el PC es vía USB y no es en tiempo real. Las señales EMG se toman de varios músculos, pero las que se usan para el control son las señales del recto femoral, vasto medial y el semimembranoso.

V. CONCLUSIÓN

A partir de este artículo, se genera un documento que aporta unas bases teóricas de gran importancia en el momento que se desee realizar algún diseño o construcción de un sistema tipo exoesqueleto, facilitando al investigador proponer una mejor y más estructurada solución. Esta revisión, permite conocer y aprender varias técnicas aplicadas para la construcción y diseño de estos ejemplares, también las aplicaciones para las cuales los exoesqueletos pueden ser usados y, sobre todo, la importancia de optar por sistemas electrónicos para su uso en la industria y la salud.

Debido a que el desarrollo de exoesqueletos involucra muchas ramas de la ingeniería electrónica, como los sistemas de comunicación, la instrumentación electrónica (sensores y actuadores), el control (análogo y digital) y la potencia, este tipo de proyectos se convierten en sistemas completos de conocimiento, enriquecidos en teorías y técnicas con un marco muy grande de la investigación, además de que se involucran grupos interdisciplinarios que aportan otros conocimientos, como las áreas de la mecánica y la salud.

Como se puede ver en este artículo, y en diferentes situaciones de la vida diaria, los seres humanos somos

muy propensos a sufrir lesiones en nuestras extremidades, debido a que éstas están siempre expuestas y en constante contacto con distintas superficies y esfuerzos. Es por esto que, por medio de los exoesqueletos, se busca optimizar la rehabilitación de pacientes y ofrecer, en un futuro, protección y soporte a las partes que componen el cuerpo humano.

Se puede deducir, fácilmente, que la electromiografía no se usa mucho en los sistemas de control para exoesqueletos. Sin embargo, como se puede ver en esta revisión, varios estudios han tratado el tema dirigiendo sus intereses a la detección de intención, lo cual, en un futuro no muy lejano, podría ser de gran importancia para el diseño de sistemas de control que tengan en cuenta lo que la persona desea hacer sin la necesidad de elementos externos, como botones o pulsadores, que quizá estén fuera del alcance del paciente y, por lo tanto, resten autonomía.

VI. REFERENCIAS

- [1] Wang J., Li J., Zhang Y., Wang S. Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE-EMBS*, Minneapolis, USA, September 2009.
- [2] Wege A., Kondak K., Hommel G. Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation. *Proceedings of the International IEEE Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, Ontario, Canada, July-August 2005.
- [3] Shields B. L., Main J.A., Peterson S.W., Strauss A.M. An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans*, 27 (5), 668-673, 1997.
- [4] Koyama T., Yamano I., Takemura K., Maeno T. Multi-fingered exoskeleton haptic device using passive force feedback for dexterous teleoperation. *Intl. Conference of Intelligent Robots and Systems*, Lausanne, Switzerland, October 2002.
- [5] Stergiopoulos P., Fuchs P., Laugeau C. Design of a 2-finger hand exoskeleton for VR grasping simulation. *EuroHaptics*, Dublin, Ireland, July 2003.
- [6] Bouzit M., Burdea G., Popescu G., Boian R. The Rutgers master II-new design force-feedback glove. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 7(2), 256-263, 2002.
- [7] Choi B.H., Choi H.R. A semi-direct drive hand exoskeleton using ultrasonic motor. *Proceedings Of the 1999 IEEE International Workshop on Robot and Human Interaction*, Pisa, Italia, September 1999.
- [8] Amat J., Frigola M., Casals A. *Experimental Robotics VII*. Springer-Verlag, 2000. Virtual exoskeleton for telemanipulation, 21-30.
- [9] Gómez M., Anzola J.N., Barrero D. Sistemas de Captura de Movimiento-EXOCAP. *Loop de Animación*, Bogotá, Colombia, octubre 2003.
- [10] Molina J.E., González J.P. Desarrollo de un sistema de control de un exoesqueleto para asistencia del movimiento del codo. *Scientia et Technica Año XIV*, 39, 129-134, septiembre 2008.
- [11] Molina J.E., Orozco A.A. Desarrollo de un sistema de control para asistencia del movimiento humano tipo flexión-extensión del brazo, para el desarrollo de exoesqueletos. *Proyecto de investigación*. Universidad Tecnológica de Pereira, 2007.
- [12] Chou W., Wang T., Xiao J. Haptic interaction with virtual environment using an arm type exoskeleton device. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, New Orleans, April 2004.
- [13] Mistry M., Mohajerian P., Schaal S. Arm movement experiments with joint space force fields using an exoskeleton robot. *IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, Illinois, June 28-July 1 2005.
- [14] Tzagarakis N.G., Caldwell D.G. A compliant exoskeleton for multi-planar upper limb physiotherapy and training. *Advanced Robotics*, 2007. Artículo invitado.
- [15] Gutiérrez R., Niño- Suarez P.A., Aviles-Sánchez O. F., Vanegas F., Duque J. Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora. *Octavo Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, Cusco, Perú, octubre 2007.
- [16] Papadopoulos E., Patsianis G. Design of an exoskeleton mechanism for the shoulder joint. *12th IFToMM World Congress*, Besançon, France, June 18-21 2007.
- [17] Lee S., Agah A., Bekey G. IROS: An Intelligent Rehabilitative Orthotic System for cerebrovascular accident. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics Conference Proceedings*, 4-7, 815-819, November 1990.
- [18] Sugar T.G., He J., Koeneman E.J., Koeneman J.B., Herman R., Huang H., Schultz R.S., Herring D.E., Wanberg J., Balasubramanian S., Swenson P., Ward J.A. Design and Control of RUPERT: A device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3), 336-46, September 2007.
- [19] Kiguchi K., Kariya S., Watanabe K., Izumi K., Fukuda T. An exoskeletal robot for human elbow motion support-sensor fusion, adaptation, and control. *IEEE Transactions On Systems, Man, and Cybernetics-Part B: Cybernetics*, 31(3), 353-61, June 2001.
- [20] Umetani Y., Yamada Y., Morizono T., Yoshida T., Aoki S. "Skil Mate", Wearable Exoskeleton Robot. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics proceedings*, 4, 984-988, 1999.
- [21] Perry J.C., Rosen J. Design of a 7 degree-of-freedom upper-limb powered exoskeleton. *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Pisa, Tuscany, Italy, February 20-22 2006.
- [22] Steger R., Kim S.H., Kazerooni H. Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *IEEE International Conference On Robotics and Automation*, Orlando, Florida, May 2006.
- [23] Chu A., Kazerooni H., Zoss A. On the biomimetic design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, April 2005.
- [24] Zoss A., Kazerooni H., Chu A. On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, August 2005.
- [25] Kazerooni H., Racine J.L., Huang L., Steger R. On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, April 2005.

- [26] Kazerooni H. Exoskeletons for Human Power Augmentation. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, August 2005.
- [27] Walsh C.J. Biomimetic design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation. *Master of Science's thesis*, Massachusetts Institute of Technology, February 2006.
- [28] Walsh C.J., Paluska D., Pasch K., Grand W., Valiente A., Herr H. Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. *IEEE International Conference on Robotics And Automation*, Orlando, Florida, May 2006.
- [29] Amundson K., Raade J., Harding N., Kazerooni H. Hybrid hydraulic-electric power unit for field and service robots. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Edmonton, Canada, August 2005.
- [30] Chen J., Liao W. A leg exoskeleton utilizing a magnetorheological actuator. *IEEE International Conference On Robotics And Biomimetics*, Kunming, China, December 17 - 20 2006.
- [31] Dollar A.M., Herr H. Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice, France, September 22-26 2008.
- [32] Weinberg B., Nikitzczuk J., Patel S., Patriiti B., Mavroidis C., Bonato P., Canavan P. Design, control and human testing of an active knee rehabilitation orthotic device. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Roma, Italia, April 10-14 2007.
- [33] Brutovský J., Novák D. Low-cost motivated rehabilitation system for post-operation exercises. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS) 28th Annual International Conference of the IEEE*, New York, August 2006.
- [34] Singla E., Dasgupta B., Kondak K., Fleischer C., Hommel G. Optimal design of an exoskeleton hip using three-degrees-of-freedom spherical mechanism. *ISR/ROBOTIK 2006 – Joint conference on robotics*, München, 2006.
- [35] Urdaniz M.V., Ortiz M.A., Bonardi A.A., Gentiletti G.G. Diseño y Simulación de una Órtesis Robótica para Rehabilitación de la Marcha. *XVII Congreso Argentino de Bioingeniería*, Rosario, 2009.
- [36] Pons J.L., Moreno J.C., Brunetti F.J., Rocon E. Lower-Limb Wearable Exoskeleton. *Rehabilitation Robotics, Ed. I-Tech Education and Publishing*, 471-498, 2007.
- [37] Veneman J.F., Kruidhof R., Hekman E.E.G., Ekkelenkamp R., Van Asseldonk E.H.F., Van der Kooij H. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3), 379-386, September 2007.
- [38] Valiente A. Design of a quasi-passive parallel leg exoskeleton to augment load carrying for walking. *Master of Science's Thesis*, Massachusetts Institute of Technology, August 2005.
- [39] Rosero E.E. Diseño y Construcción de una Máquina de Movimiento Pasivo Continuo para la Terapia de Rodilla. *Tesis para el título de Ingeniero Mecánico*. Universidad del Valle, 2001.
- [40] Dariush B. Analysis and Simulation of an Exoskeleton Controller that Accommodates Static and Reactive Loads. *IEEE International Conference On Robotics And Automation*, Barcelona, Spain, April 2005.
- [41] Ghafari A.S., Meghdari A., Vossoughi G. R. Intelligent control of powered exoskeleton to assist paraplegic patients mobility using hybrid neuro-fuzzy ANFIS approach. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Kunming, China, December 17 - 20 2006.
- [42] Agrawal S.K., Banala S.K., Fattah A. A gravity balancing passive exoskeleton for the human leg. *Proceedings of Robotics: Science and Systems*. Philadelphia, USA, August 2006.
- [43] Villarejo J.J. *Detección de la intención de movimiento durante la marcha a partir de señales electromiográficas*. Tesis de Grado. Universidad del Valle, Ingeniería Electrónica, 2007.
- [44] Ríos A.E. *Sistema microcontrolado para el desarrollo de prótesis mioeléctricas con realimentación sensorial*. Tesis de Grado. Universidad Javeriana, Ingeniería Electrónica, 2001.
- [45] Bureau M., Eizmendi G., Olaiz E., Zabaleta H., Medina J., Pérez M. Diseño de un nuevo exoesqueleto para neuro-rehabilitación basado en detección de intención. *II Congreso Internacional sobre Domótica, Robótica y Teleasistencia para todos*, Madrid, España, Abril 2007.
- [46] Kiguchi K., Tanakal T., Watanabe K., Fukuda T. Design and control of an exoskeleton system for human upper-limb motion assist. *Proceedings of the 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Kobe, Japan, July 2003.
- [47] Fleischer C., Hommel G. Torque control of an exoskeletal knee with EMG signals. *Proceedings of the Joint Conference on Robotics*, 2006.
- [48] Rosen J., Brand M., Fuchs M.B., Arcan M. A myosignal-based powered exoskeleton system. *IEEE Transaction on Systems, Man, And Cybernetics-Part A: Systems And Humans*, 31(3), 210-222, May 2001.
- [49] Kawainoto H., Lee S., Kanbe S, Sankai Y. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 1648-1653, 2003.
- [50] Hommel G., Huanye S. Embedded systems modeling-technology and applications. Springer, 2006, 177-185.