

**STUDY OF TECHNICAL HELPS, EXOESQUELETON TYPE, TO SUPPORTS
AT PATIENTS WITH MOVEMENT DISORDER****ESTUDIO DE AYUDAS TECNICAS TIPO EXOESQUELETO PARA APOYO A
PACIENTES CON DESORDENES EN EL MOVIMIENTO****Ing. Andrés E. Gómez H, Ing. Mauricio Carrillo, MSc. John Faber Archila Díaz****Universidad Industrial de Santander**

Grupo de Investigación en Robótica de Diseño Industrial, GIROD
Cr. 27 con calle 9, Ciudad universitaria ofc. 319, Bucaramanga, Santander, Colombia
Tel.: (7) 634 4000, Ext.2496.

E-mail: ing_andres79@yahoo.com, mauriciocarril3@hotmail.com, jfarchid@uis.edu.co

Abstract: In our country, as reported by the census of 2005, persons who reported any limitations, 29.3% have limited movement or walking. Currently in the world are implementing the use of orthoses to help minimize the motor limitations either aligning, preventing, correcting deformity or improving the movement of the body part involved in disability. The purpose of this work is present the different technical helps exoeskeleton types with support at patients with movement disorder.

Keywords: Orthoses, exoskeletons, drivers, biomechanics.

Resumen: En Colombia, según datos aportados por el censo del 2005, de las personas que reportaron alguna limitación, el 29.3 % poseen limitaciones para moverse o caminar. Actualmente en el mundo se está implementando el uso de las órtesis para ayudar a minimizar las limitaciones motrices ya sea previniendo, corrigiendo o mejorando el movimiento de la parte del cuerpo implicada en la discapacidad. El propósito de este trabajo es presentar las diferentes ayudas técnica tipo exoesqueleto como apoyo para pacientes con atrofia o distrofia muscular.

Palabras clave: Órtesis, exoesqueleto, accionadores, biomecánica.

1. INTRODUCCION

Actualmente la limitación para caminar en Colombia representa la segunda causa de discapacidad. En el mundo se encuentran evidencias en las cuales se observa que rutinas de ejercicios aplicadas a tiempo pueden ser muy acertadas para este tipo de discapacidad [1].

Ejercicios repetitivos e independientes pueden fortalecer directamente las extremidades implicadas, lo cual puede ayudar a recuperar a los pacientes más rápido.

Los tratamientos clásicos confían en primera instancia en el uso de la fisioterapia, lo cual

depende en gran medida tanto de la capacitación del terapeuta como de su experiencia. Todo esto está muy sujeto a los métodos tradicionales los cuales carecen de un análisis estandarizado y objetivo para la evaluación de la efectividad de la terapia por medio del desempeño de un paciente sometido a esta. En busca de una solución, el primer paso sería la cuantificación de los métodos usados en el transcurso de la rehabilitación, por lo cual son necesarios instrumentos apropiados para adquirir mediciones de trayectorias de movimientos (entre otros datos) con los cuales se puedan especificar detalles de la tarea que acaba de ejecutar el paciente en el ejercicio físico propuesto por el terapeuta.

Las mediciones de extremidades inferiores son requeridas en el campo de la rehabilitación, medicina y ergonomía, en aplicaciones las cuales requieran que esas mediciones sean desempeñadas por fuera del laboratorio, para después ser analizadas en el, con el fin de poder diseñar un plan de trabajo físico al paciente el cual ayude a su terapia.

2. CONCEPTOS GENERALES

2.1 Órtesis

Las órtesis [2] activas presentan, una aplicación particular de los exoesqueletos, las cuales consisten en un mecanismo estructural externo acoplado a la persona y cuyas juntas y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula.

El contacto entre el usuario y el exoesqueleto permite transferir potencia mecánica y señales de información. A diferencia de las órtesis pasivas, estos dispositivos son sistemas mecatrónicos que utilizan actuadores para proveer la fuerza y la movilidad de las articulaciones.

Generalmente son controlados por una unidad central de procesamiento que tiene conectados diferentes instrumentos de medida (giroscopios, inclinómetros, sensores angulares, sensores mioeléctricos, entre otros) dependiendo del algoritmo de control que utilice. Entre las principales ventajas de las órtesis activas de marcha se puede mencionar que los patrones de marcha se vuelven uniformes al tener mayor control sobre las articulaciones y que el paciente puede hacer recorridos con una disminución del gasto cardiovascular, en comparación con órtesis pasivas.

De esta manera, las áreas de oportunidad para desarrollos en el campo de las órtesis activas se enfocan en brindar mayor independencia de locomoción, reducir el costo metabólico asociado con su uso, reducir el peso y tamaño de los actuadores, el uso de nuevos materiales, y mejorar los programas de control para obtener patrones de marcha más estables y armoniosos. Además es importante incrementar la confiabilidad de los sistemas y reducir los costos para que sean comercialmente disponibles.

En cuanto a los sistemas de exoesqueleto, ofrecen un amplio rango de aplicaciones, en el caso de pacientes con problemas físicos estos dispositivos permiten asistir las terapias de rehabilitación

guiando los movimientos de las trayectorias correctas para ayudar al paciente a reaprender los patrones de motricidad y dar fuerza de soporte para realizar los movimientos, recibiendo en este caso particular el nombre de órtesis activa.

Por otro lado, en ambientes industriales y militares los exoesqueletos se perfilan como un amplificador o multiplicador de la potencia del usuario permitiéndole soportar a través de la estructura mecánica grandes cargas por tiempos largos, evitando así lesiones y accidentes debido a sobreesfuerzos del trabajo físico. Aún más, dependiendo del tamaño, el peso y la ergonomía del dispositivo, los exoesqueletos pueden llegar a resultar beneficiosos en la vida cotidiana, especialmente para personas de la tercera edad.

Los exoesqueletos también ofrecen una forma única de retroalimentar señales de fuerza al cuerpo humano, así que se pueden usar como interfaces sensoriales para teleoperación industrial, videojuegos y entretenimiento, o en monitoreo y entrenamiento, entre otras aplicaciones.

De este modo, siendo las aplicaciones de los exoesqueletos tan numerosas, grupos de investigación han mostrado interés en este tópico, y especialmente en estos últimos años han surgido proyectos y publicaciones muy interesantes en el tema, lideradas principalmente por centros de investigación a nivel universitario y por instituciones médicas y militares. Según los reportes en el área de exoesqueletos activos, los pioneros son proyectos de Japón, Estados Unidos, Canadá, y algunos países europeos como Suiza, Italia, Francia y Alemania.

La documentación existente de investigaciones y proyectos realizados en esta temática se puede dividir en dos grupos según la aplicación final del exoesqueleto. Por un lado se encuentran los exoesqueletos como amplificadores de potencia, que es el principal enfoque de desarrollo concebido desde la ciencia ficción y por otro lado se encuentran los exoesqueletos como tecnologías de asistencia para individuos con problemas de movilidad, que surgieron por el desarrollo de las ya mencionadas órtesis activas para los centros de rehabilitación.

Esta última aplicación está apenas en desarrollo y no existe aún un dispositivo accesible a la mayoría que asista a los discapacitados en su vida cotidiana fuera de los centros terapéuticos. Se espera que con el avance de la tecnología, con la miniaturización

de los mecanismos y con el creciente desarrollo de investigaciones en el área, se pueda lograr pronto este objetivo con productos ergonómicos. Ahora bien, a nivel latinoamericano no hay mucha documentación acerca de diseño y desarrollo de exoesqueletos orientados como órtesis activas, la mayoría de los trabajos que se encuentran están enfocados en la electro estimulación y en el desarrollo de prótesis y órtesis pasivas.

Sin embargo se observan algunas tesis de grado y proyectos de investigación en facultades de ingeniería mecatrónica, de ingeniería biomédica y de control, de universidades e institutos, en especial en Brasil, Colombia, Cuba y Argentina.

Específicamente a nivel nacional se encuentran referencias de títulos sobre exoesqueletos para rehabilitación, algunos para miembro superior y otros para miembro inferior, señalados en líneas de investigación de la Universidad Militar Nueva Granada, de la Escuela de Ingeniería de Antioquía, la Universidad Manuela Beltrán, y Universidad Autónoma de Bucaramanga.

2.2 Actuadores para Órtesis activas

Cuando se desea o necesita reproducir o imitar los movimientos humanos, como es el caso de la locomoción artificial, una de las primeras cosas que se tienen que definir, es el tipo de actuador que se va a utilizar. Para ello es importante tener presente algunas de las características de los músculos humanos, entre las que destacan la densidad de energía (0.07 J/cm^3), su velocidad de respuesta ($<100\text{ms}$), y su porcentaje de acortamiento o recorrido útil ($> 40 \%$).

Actualmente no hay disponible, actuador alguno que reúna todas las características del músculo humano, por lo tanto la tarea de la selección se debe hacer buscando cubrir las características o propiedades que mayor relevancia tengan, para la función específica. En el diseño de órtesis activas, se han empleado principalmente actuadores del tipo eléctrico, neumático, hidráulico, frenos magnéticos, dispositivos elásticos y resortes eléctricos (Fig. 1).

Los actuadores hidráulicos y neumáticos, son dispositivos capaces de transmitir grandes energías a las partes móviles, pero tienen la desventaja de ser de gran tamaño y de emplear un gran número de partes y accesorios asociados con su operación, además de requerir un mantenimiento continuo debido a problemas como condensación y fugas, lo que además involucra la seguridad del sujeto. Por

otro lado los frenos y embragues electromagnéticos fabricados con partículas de las denominadas tierras raras, representan una buena alternativa, con ellos se han obtenido patrones de marcha uniforme, reproducible y consistente durante varias sesiones; son elementos limpios, silenciosos y de alta disponibilidad comercial; su principal desventaja es el peso y su tamaño, lo cual repercute en incrementos del costo metabólico y limitaciones en su uso cotidiano. Actualmente los actuadores que mayor uso tienen son los motores eléctricos en combinación con elementos acumuladores de energía como resortes y elásticos, debido a su fácil control y disponibilidad comercial.



Fig. 1. Órtesis de rodilla con actuador de resorte.

2.3 Sistema vestibular

El sistema vestibular (Ver Fig. 2, en el sistema vestibular de la fig. 1, 2 y 3 son principalmente utilizados para obtener una medición de la aceleración angular en tres dimensiones y 4 (el otolith) mide la aceleración y la gravedad) es un par de pequeños órganos sensoriales localizados en las profundidades del hueso temporal, a ambos lados de la cabeza y junto al caracol del oído interno. El sistema no es tan famoso como el grupo de los cinco sentidos. Pese a su humilde reputación, el sistema vestibular ha ganado fans entre los neurocientíficos, maravillados ante su sofisticación, sensibilidad, sentido de ubicación e información corporal que proporciona al cerebro.

Cuando un ser humano se pone de pie y acomoda sus pantorrillas, muslos, torso y cabeza en una configuración vertical estable, inconscientemente se hacen malabarismos con seis péndulos invertidos, seis unidades mecánicamente independientes con masas por encima del eje pivotante. En gran medida, el bipedismo es una operación de arriba hacia abajo supervisada por el sistema vestibular, que calcula la posición de la cabeza en relación al suelo y le envía señales al

cerebro para que ajuste de manera correspondiente los ejes pivotantes hacia abajo. Si el sistema vestibular se encuentra impedido, por un exceso de alcohol, por ejemplo, el bebedor comenzará a tambalearse alrededor de estos puntos de pivote, como un bebé que aprende a caminar.

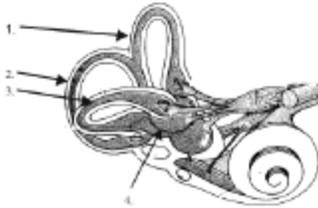


Fig. 2. Sistema Vestibular

2.4 Exoesqueletos Existentes

Esta es una recopilación de los exoesqueletos más sobresalientes actualmente en el mundo:

2.4.1 Exoesqueleto Sarcos

El último sistema Sarcos es un modelo de segunda generación con considerables mejoras con respecto a su antecesor. Su inventor Stephen C. Jacobsen dice que mientras se use el exoesqueleto, se puede caminar y correr, e incluso, si el usuario tropezara, el sistema rápidamente reajustaría las extremidades para mantener la carga del traje. (Ver fig. 3).



Fig. 3. Exoesqueleto Sarcos

El exoesqueleto se apoya en una red dinámica de sensores, los cuales están en contacto con el cuerpo del usuario en ciertos puntos, tales como la planta del pie. Estos sensores especiales, desarrollados por arcos, alimentan el control computarizado, el cual a su vez, proporciona las órdenes pertinentes a las extremidades robóticas del sistema, para moverse en armonía con los brazos y piernas del usuario, sin obstaculizar el movimiento de estos en ningún instante. Jacobsen dice que el uso del exoesqueleto no requiere entrenamiento alguno. Un gran reto en el exoesqueleto han sido los componentes que se requieren para su fabricación, es por eso que la compañía, ha diseñado y fabricado cada uno de los componentes que han

sido necesitados, como por ejemplo la fuente de poder, la cual es una de las muchas piezas que se han diseñado.

2.4.2 El Exoesqueleto Neumático Blando

El exoesqueleto neumático blando (desarrollado en ITP, Universidad de Nueva York) es un suave y ligero traje el cual actúa como un músculo neumático para las extremidades inferiores. Los Músculos neumáticos se usan alrededor de la pierna para ayudar al usuario en la elevación de cargas, el fortalecimiento muscular y para caminar. A diferencia de otros exoesqueletos, esta aplicación permite el libre movimiento del usuario, y está construida principalmente de materiales suaves, haciendo que el dispositivo tenga un peso ligero, portátil y cómodo. El sistema está construido para permitir un estado de inactividad y se activa con la asistencia del músculo necesario. (Ver fig. 4).



Fig. 4. Exoesqueleto Neumático Blando

El exoesqueleto neumático blando es ajustado al usuario mediante correas las cuales posicionan el músculo neumático en los principales grupos musculares de la pierna. Los músculos neumáticos actúan de forma sincronizada con el movimiento del usuario, proporcionándole apoyo y potencia al cuerpo. El sistema es alimentado por un tanque de aire similar al de un equipo de buceo llamado 'pony', el cual trabaja gracias a los movimientos del usuario a través de la flexión y los sensores de fuerza usados en el cuerpo. Un sensor de fuerza bajo el pie activa el músculo de aire alrededor de la pantorrilla y un sensor de flexión detrás de la rodilla activa el músculo de aire alrededor de los músculos cuádriceps.

2.4.3 Prototipo de exoesqueleto del MIT

Los investigadores en Biomecatrónica de el Laboratorio de Medios del MIT han creado un sistema tipo exoesqueleto para aliviar la carga de los soldados y otras personas que llevan pesadas mochilas o equipo. El exoesqueleto, puede soportar gran parte del peso de una mochila pesada y transferir ese peso directamente al suelo.

En una edición de la revista *International Journal of Humanoid Robotics*, los investigadores informan que un prototipo de éxito puede tomar el 80 por ciento de una carga de 80 libras llevada en la espalda de una persona, pero hay un detalle: El modelo actual dificulta el ritmo de marcha natural de la persona que lo lleva. (Ver fig. 5).



Fig. 5. Prototipo de exoesqueleto del MIT

"Definitivamente se puede decir que afecta el modo de andar", dice Conor Walsh, un estudiante graduado que trabajó en el proyecto, pero "se siente tomando el peso de encima y definitivamente se siente menos estrés en la parte superior del cuerpo". El equipo de investigación fue dirigido por Hugh Herr, investigador principal del Grupo de Biomecatrónica y profesor asociado en el Laboratorio de Medios del MIT.

2.4.4 Dispositivo de asistencia al caminar

Honda inició la investigación de un dispositivo de asistencia al caminar en 1999 con el objetivo de ayudar a más personas a la movilidad. Actualmente, el dispositivo ha entrado en la fase de viabilidad. La tecnología de control de cooperación utilizada para este dispositivo es una innovación única que Honda ha logrado mediante el estudio acumulativo de caminatas de humanos al igual que la investigación y el desarrollo de las tecnologías que ha llevado a cabo para el robot humanoide de Honda, *ASIMO*. La aplicación de control de cooperación se basa en la información obtenida de los sensores de ángulo de la cadera, después, la CPU proporciona comandos de control a los motores que proporcionan la asistencia. Con esta ayuda, la zancada del usuario será alargada en comparación con el paso normal del usuario sin el dispositivo y por lo tanto la facilidad de caminar se logra. (Ver fig. 6).

El diseño compacto del dispositivo se logró con motores planos brushless y un sistema de control

desarrollado por Honda. Además, un diseño simple para ser usado con un cinturón alrededor de la cadera y el muslo, fue empleado para ayudar a conseguir un peso ligero, de aproximadamente 28 kg. Como resultado, el dispositivo reduce la carga del usuario y pueden ajustarse a la forma de diversos cuerpos.

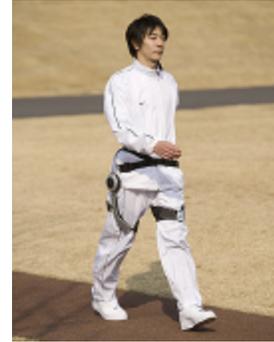


Fig. 6. Dispositivo de asistencia al caminar

2.4.5 Exoesqueleto HAL

Cyberdyne Corporation de Japón, en relación con Daiwa House, ha comenzado la producción en masa de un traje cibernético que aumenta la fuerza del usuario en hasta diez veces. (Fig. 7)



Fig. 7. Exoesqueleto HAL

El HAL (Híbrido de Asistencia de extremidades), Trabaja mediante la detección de señales bioeléctricas débiles por medio de sensores en áreas específicas del cuerpo. El sitio web de Cyberdyne, explica: "Cuando una persona intenta moverse, las señales nerviosas se envían desde el cerebro a los músculos a través de las motoneuronas, moviendo el sistema musculoesquelético como consecuencia. En este momento, bioseñales muy débiles pueden detectarse en la superficie de la piel. HAL captura estas señales a través de un sensor conectado en la piel del usuario. Basado en las señales obtenidas, la unidad de energía controla las actividades diarias del usuario.

2.5 Xbus kit

El Kit de Xbus es un sistema portátil, ligero que consta de un dispositivo Xbus maestro y de 5 sensores (MTx, Motion Trackers), que permiten la medición ambulatoria del movimiento humano. Los MTx son controlados y alimentados por el dispositivo Xbus Maestro, y nos proporcionan la posibilidad de cuantificar la orientación, aceleración y un campo magnético terrestre en 3D, como también la velocidad de giro. El dispositivo Xbus máster captura todos los datos medidos por los MTx, después los envía digitalmente y de forma inalámbrica o a través de un cable serie, a un PC, donde los datos serán gravados con el MT Manager o el MT Software Development Kit (SDK). (Ver Fig. 8).



Fig. 8. Xbus Kit

2.5.1 Características

- El dispositivo Xbus Maestro conecta múltiples MTx (sensores) en una o dos cadenas Xbus.
- Sincronismo en el muestreo de varios MTx con frecuencias de muestreo ajustables por encima de 512Hz.
- Compatible con PC mediante un cable USB o conexión inalámbrica Bluetooth 2.0.
- Compatible con Xsens MT Manager y MT Software Development Kit.
- Activación externa y notificación del momento de activación disponible para la sincronización.
- Funciona con baterías o fuente de alimentación principal.
- Indicador de batería baja.
- Buffer de comunicación interna de 64 Kbyte.
- Fuentes de alimentación para los MTx.

2.5.2 Campos de uso

- Biomecánica
- Rehabilitación
- Ciencia del deporte
- Realidad virtual
- Ergonomía
- Animación

3. Biomecánica de la forma de caminar del ser humano

Es importante proporcionar una breve reseña sobre la biomecánica de la forma de caminar del ser humano [3], ya que esta información desempeña un papel crucial en el diseño de órtesis activas para extremidades inferiores. (Figs. 9 y 10).

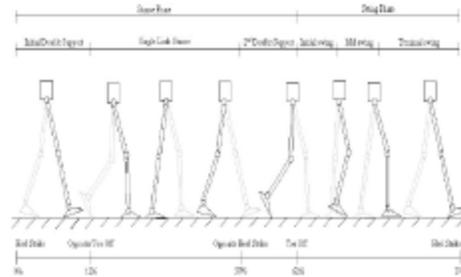


Fig. 9. Modelamiento de la forma de caminar del ser humano

En general, la pierna humana puede ser considerada como una estructura de siete grados libertad, con tres grados de libertad de rotación en la cadera, uno en la rodilla, y tres en el tobillo. La fig.10 muestra una descripción de los planos anatómicos humanos (A), así como un modelo cinemático de la pierna humana en el plano sagital, que es el plano dominante del movimiento durante la locomoción humana (Fig. 10 B).

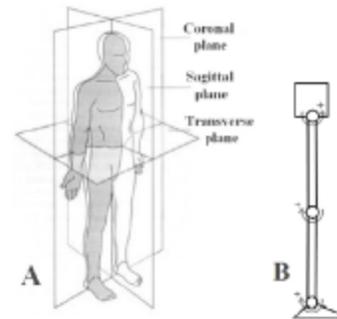


Fig. 10. Descripción de los planos anatómicos (A) y diagrama de una pierna mostrada en la posición de descanso (0 grados en todas las uniones) (B).

Como resolución común este plano se refiere a la flexión (dirección positiva) y extensión (sentido negativo). Además, el movimiento de la cadera en el plano coronal se conoce como abducción (hacia fuera del centro del cuerpo) y la aducción (hacia adentro del centro del cuerpo). Además, el movimiento del tobillo en el plano coronal se conoce como la eversión (lejos del centro del cuerpo) y la inversión. Los movimientos en los demás grados de libertad de la cadera y el tobillo se denominan simplemente como una “rotación”.

Las fig. 11 y 12 muestran la biomecánica normal de un individuo sano (82 kg, 0.99 m de longitud de la pierna, de 28 años de edad de sexo masculino caminando a 1.27 m/s), mostrando ángulos de articulación y la potencia para cadera, rodilla y los movimientos flexión/extensión de tobillo durante caminata [4]. Si bien los datos de caminar pueden diferir entre sujeto y condición, la naturaleza cualitativa de las curvas sigue siendo similar.

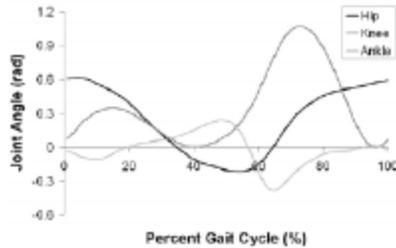


Fig. 11. Ángulos representativos de la flexión/extensión de una pierna, ciclo de caminata.

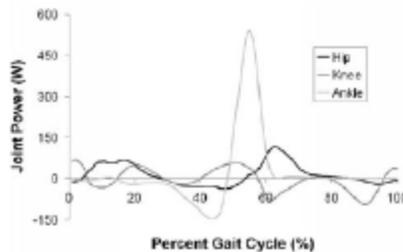


Fig. 12. Potencia representativa de la flexión/extensión de una pierna, ciclo de caminata.

Es especialmente útil tener en cuenta los requisitos de energía de cada articulación. De los datos de la marcha se puede observar que en una marcha lenta, la potencia de la cadera es positiva o casi cero, la potencia en la rodilla es predominantemente negativa (se disipa potencia), y la potencia en el tobillo está algo dividida en partes iguales entre positivo y negativo. Tenga en cuenta que durante la marcha a nivel del suelo, la potencia neta de la persona debería ser próxima a cero, ya que no hay trabajo neto que se está haciendo y la resistencia al movimiento es pequeña.

Teniendo en cuenta los resultados de la figura 12, los exoesqueletos y órtesis frecuentemente están dotados de medios que proporcionan potencia en la cadera, disipan potencia en la rodilla (por ejemplo, usan frenos o amortiguadores), y almacenan energía en el tobillo mediante estructuras pasivas elásticas. Sin embargo, estos resultados cambian drásticamente cuando el sujeto camina de forma moderada o rápida, en una pendiente positiva o por escaleras. Por esta razón, muchos dispositivos permiten también que un suministro de potencia sea proporcionado a la rodilla y algunas veces al tobillo.

3.1 Costo metabólico del Transporte

Una medida clave de desempeño en la demostración de la eficacia de un aparato ortopédico activo es el costo metabólico de transporte (COT). La medida del consumo físico proporcionado por una actividad se alcanza mediante la medición del consumo de oxígeno y la producción de dióxido de carbono de la respiración humana durante la tarea [5, 6]. Sistemas compactos y de bajo costo para la medición de estos parámetros existen (por ejemplo, el K4 sistema telemétrico (SRL Cosmed, Roma, Italia) [7]). La comparación metabólica COT entre la ejecución de una tarea con la órtesis activa y otro dispositivo que permita también su realización es un factor determinante de si existe alguna ventaja energética para usar la órtesis activa.

4. DESCRIPCION DEL SISTEMA

Generalmente, cuando uno habla de desarrollar un sistema, se deben tener muy en cuenta seis cosas: Costo, tamaño, peso, desempeño, fácil operación y automatización.

Si el exoesqueleto busca ayudar a rehabilitar un paciente con una afección en una de sus extremidades. El diseño de dicho sistema debe estar dirigido principalmente a los siguientes aspectos [8]:

- El sistema debe contar con adquisición de datos en tiempo real, garantizando que el movimiento de la extremidad pueda ser cuantificado en el desarrollo de la terapia.
- El movimiento humano no debe ser limitado a un espacio de trabajo en particular. Se debe considerar la telemetría para la transmisión de datos desde los sensores acoplados al sistema a la computadora.
- El sistema propuesto no debe traerle ninguna tarea compleja al usuario.
- Los parámetros del movimiento humano deben ser representados real y consistentemente en el computador.
- Una interface grafica amigable entre el sistema y el usuario es vital.
- El sistema completo debe ser flexible al instalarlo en un sitio.

Después de tener en cuenta todo esto, se propone como siguiente fase la elaboración de un estudio y diseño conceptual de una ayuda técnica tipo exoesqueleto para apoyo a pacientes con desordenes en el movimiento de una extremidad

inferior, con una primera etapa compuesta por una tarjeta de adquisición de datos, la cual tomara toda la información proporcionada por los sensores adaptados a la extremidad inferior.

La tarjeta comunicará los datos adquiridos a un computador el cual tiene una interface grafica de usuario desarrollada en Java, la cual le permitirá al terapeuta programar en un ambiente simulado 3D la rutina de movimiento que va a ser ejecutada por el paciente. Una vez el terapeuta halla programado la rutina y el paciente este en la posición de origen para realizar la tarea, se puede iniciar la terapia, solo que esta vez con la ventaja para el especialista de poder apreciar como el paciente ejecuta la sección de terapia con datos exactos medidos en tiempo real, de cada una de las articulaciones involucradas en el movimiento propuesto para la terapia en la interface grafica, de tal forma que se pueda apreciar cual es la evolución de la terapia, o por el contrario cuales puntos son los que se necesitan trabajar aún.

Después de capturar en nuestra aplicación toda la información captada por el sistema, la aplicación tomara los datos que requiere para alimentar el modelo físico matemático diseñado e implementado en el software, con lo cual el ejecutara la matemática pertinente para deducir las acciones correctivas necesarias en el movimiento propuesto y en un futuro cuando el sistema este implementado, retroalimenten al exoesqueleto para asistir el movimiento del paciente cuando se ejecute la sección de terapia. Como en este caso el modelo es conceptual serán simuladas las acciones correctivas propuestas por el modelo físico matemático.

5. CONCLUSIONES

La cuantificación de los métodos terapéuticos tradicionales permitiría mejorar las terapias y garantizar mejores resultados en tratamientos, y la disminución en el costo en las rehabilitaciones. Actualmente, el reto en el diseño de la órtesis activas radica en gran medida en que estos dispositivos no alteren el movimiento natural del usuario, también en la reducción del costo metabólico asociado con su utilización, comodidad (Peso, ergonomía) e indudablemente un mejor control. El costo de las órtesis sigue siendo hasta el momento una de sus principales desventajas. El principal eslabón en el diseño de una órtesis es sin dudar el tipo de actuador a utilizar en la implementación. Dado que el cuerpo humano es

una máquina perfecta en cuanto a diseño y desempeño, es para los seres humanos un gran reto encontrar los medios necesarios para tratar de imitarlo. El control implementado en una órtesis está en un 100% estructurado en la sensorica que los diseñadores hayan decidido usar. Los sensores son los pilares del control.

6. AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su agradecimiento a la VIE de la UIS, por el apoyo y financiación brindado al proyecto titulado “*Estudio y diseño conceptual de una ayuda técnica exoesqueleto*” código 5546, de donde surge el presente artículo de investigación.

REFERENCIAS

- [1]. Gordon N., Gulanick M., Costa F., Fletcher G, Franklin B, Roth E, Shephard T. Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors. *Circulation* 109:2031–2041, 2004.
- [2]. Archila, J. F., Maradei, M. F. Formulario de entrega de propuestas de la convocatoria para la consolidación de grupos de investigación 2009 – 2010, UIS, 2009.
- [3]. Aaron, M., Dollar, Herr H, “Active Orthoses for the Lower-Limbs: Challenges and State of the Art”. *Proceedings of the 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, IEEE*, June 12-15, Noordwijk, Netherlands, 2007.
- [4]. Popovic M., Goswami A., Herr H., “Ground Reference Points in Legged Locomotion: Definitions, Biological Trajectories and Control Implications,” *International Journal of Robotics Research*, vol. 24(12), 2005.
- [5]. Brockway J. M., “Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man,” *Human Nutrition: Clinical Nutrition*, vol. 41, pp. 463 - 471, 1987.
- [6]. Donelan J. M., Kram R., Kuo A. D., “Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking,” *Journal of Experimental Biology*, vol. 205, pp. 3717-3727, 2002.
- [7]. Hausswirth C., Bigard A. X., Lechevelier J. M., “The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurement during exercise,” *International Journal of Sports Medicine*, vol. 18, 1997.
- [8]. Zhou H., Hi H. Human movement tracking and stroke rehabilitation, technical report: csm-420, ISSN: 1744 – 8050, 2004.