

Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla
Centro Interdisciplinario de Posgrados Investigación y

Consultoría



Departamento de Ingenierías

DOCTORADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Título de la investigación

**Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitación activa en
pacientes con alteraciones en la marcha**

**TESIS QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE DOCTOR
EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

PRESENTA

JUAN CARLOS DE LA ROSA SOLÍS



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyła**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla

Centro Interdisciplinario de Posgrados

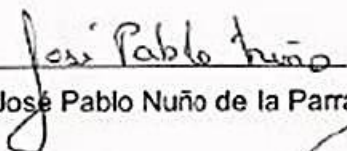
Investigación y Consultoría

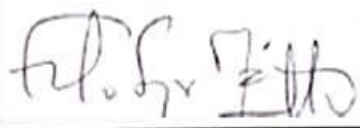
Doctorado en Ingeniería Biomédica


Se aprueba la Tesis:

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE
REHABILITACIÓN ACTIVA EN PACIENTES CON
ALTERACIONES DE LA MARCHA**

Comité Asesor


Dr. José Pablo Nuño de la Parra


Dr. Fernando Salazar Arrieta


Dr. Manuel González Pérez

Si piensas que estas vencido, lo estás.
Si piensas que no te atreves, no lo harás.
Si piensas que te gustaría ganar
Pero no puedes, no lo lograrás.
Si piensas que vas a perder, ya has perdido.
Porque en el mundo encontrarás que el futuro se
Decide en la mente del hombre.
Todo está en su estado mental.
Muchas carreras se han perdido
antes de haberse corrido
y muchos han fracasado
antes de haber comenzado.
Piensa en grande y crecerás
Piensa en pequeño y quedarás atrás.
Piensa que puedes y podrás.
Todo está en el estado mental.
Si piensas que estás preparado, lo estás.
Tienes que estar seguro de ti mismo.
Que la carrera de la vida no siempre la gana
El hombre más fuerte, o el más ligero,
pero, tarde o temprano,
el hombre que gana
es aquel que cree poder hacerlo.

Dr. Christian Barnard.

Cirujano que realizó el primer trasplante de corazón.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por haberme permitido crecer profesionalmente, por ayudarme en cada uno de los momentos difíciles de mi vida, por haberme permitido concluir mis estudios de doctorado con éxito, por lo que tengo, por lo que soy y por el profesionista que seguirá creciendo día a día.

A la Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla por permitir desarrollarme y adquirir nuevos conocimientos.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por apoyarme económicamente en mis estudios de doctorado y en mi estancia doctoral realizada en Colombia.

A mi esposa, Patricia Ortega quien me ha apoyado en este camino largo y ha sido comprensiva en cada uno de los momentos para la realización de esta investigación.

A mi mamá, la M.E. Ma. De la Luz Solís Luna, por darme su cariño, comprensión y apoyo durante toda mi vida.

A mis hermanas Lety y Karla, por su cariño, comprensión y apoyo.

A mi abuelita Matilde Luna y a mi tía Ma. Del Carmen Solís Luna por su cariño, comprensión y apoyo.

Al Dr. José Pablo Nuño de la Parra por su amistad, apoyo y sugerencias que me brindó para la realización de este trabajo.

Al Dr. Fernando Salazar Arrieta por la dedicación de su tiempo, por sus aportaciones, consejos y sugerencias para la realización de este trabajo, así como su amistad.

Al Dr. Manuel González Pérez, Coordinador del doctorado en Ingeniería Biomédica, por su apoyo y comprensión en el transcurso de mis estudios de doctorado.

A la Dra. Wendy Hernández Gámez, por las revisiones, sugerencias y apoyo en el área de rehabilitación realizada en este trabajo de investigación.

Al Mtro. Víctor Pasilla por su apoyo y colaboración en el sistema electrónico del prototipo.

A mi amigo Javier Arenas por su apoyo y colaboración en el sistema mecánico del prototipo.

A mi suegro, el Sr. José Aron Ortega por su apoyo, colaboración y aportaciones en el funcionamiento del prototipo de la marcha.

Al taller mecánico industrial Arenas, por permitirme maquinar y construir los elementos del sistema de transmisión del prototipo.

Al taller mecánico automotriz Ortega por permitirme realizar las pruebas necesarias y contribuir con el mejoramiento del sistema de transmisión y funcionamiento del prototipo.

A las personas que me apoyaron en realizar la pruebas en el prototipo de la marcha para obtener los resultados requeridos en esta investigación.

A la Pontificia Universidad Javeriana por haberme brindado apoyo para realizar mi estancia doctoral, especialmente al Centro Tecnológico de Automatización Industrial.

Contenido

Resumen	
Abstract	
Lista de Figuras	
Lista de Tablas	
Lista de Gráficas	

I.	INTRODUCCIÓN.....	17
1.1	Antecedentes.....	19
1.2	Tecnologías de rehabilitación de la marcha utilizadas en la actualidad	22
1.3	Planteamiento del problema	24
1.4	Justificación de la Investigación	24
1.5	Objetivo General.....	25
1.5.1	Objetivos específicos	26
1.6	Preguntas de Investigación	26
1.7	Alcances y limitaciones del proyecto.....	27
1.8	Viabilidad de la Investigación	28
1.9	Resultados esperados.....	29
1.10	Contribuciones originales esperadas	30
1.11	Impacto Social Esperado	31
II.	MARCO TEORICO	33
2.1	Discapacidad en el mundo.....	33
2.1.1	Discapacidad y pobreza	34
2.1.2	Clasificación del grado de la discapacidad	35
2.1.3	Discapacidad en México.....	37
2.1.3.1	Tipos de discapacidad.....	39
2.1.4	Organizaciones y sistemas de salud para discapacitados	44
2.2	Locomoción Humana	47
2.3	Marcha Normal	48
2.3.1	Ciclo de la marcha.....	49

2.3.2	Planos Anatómicos de la marcha.....	53
2.3.3	Parámetros de la marcha	54
2.3.4	Análisis Biomecánico de la marcha.....	56
2.4	Marcha patológica	66
2.4.1	Tipos de marchas patológicas	68
2.5	Medicina Aplicada a la Discapacidad	69
2.5.1	Discapacidad Motriz.....	71
2.5.2	Lesiones que causan discapacidad motriz en extremidades inferiores	72
2.5.3	Consecuencias de la discapacidad motriz en extremidades inferiores.....	75
2.5.4	Terapia manual aplicable en pacientes con trastornos Neuro – Músculo - Esquelético	76
2.5.5	Ejercicios de Rehabilitación.....	77
2.5.5.1	Beneficios de la rehabilitación	78
2.5.6	Tratamientos alternativos.....	79
2.6	Tecnologías utilizadas en la rehabilitación de la marcha	80
2.6.1	Sistemas mecánicos	81
2.6.1.1	Aparatos Ortopédicos utilizados en la marcha	82
2.6.1.2	Andaderas	83
2.6.1.3	Ortesis.....	84
2.6.2	Sistemas electromecánicos.....	93
2.6.2.1	Movilizador de extremidades inferiores	94
2.6.2.2	Entrenamiento de la marcha sobre caminadora	94
2.6.2.3	Entrenador de la marcha	96
2.6.3	Sistemas Robóticos.....	97
2.6.3.1	Ortesis de la marcha impulsada.....	98
2.6.3.2	Movimiento de la marcha a través de pedales móviles programables.	100
2.6.3.3	Exoesqueletos utilizados en extremidades inferiores	102
2.6.4	Ventajas y Desventajas del uso de tecnologías en el área de rehabilitación	107
2.7	Ingeniería Biomédica y Tecnologías de Manufactura en la rehabilitación física	108
2.8	Ingeniería de la rehabilitación.....	110
2.9	Tecnologías de manufactura aplicadas a los sistemas de rehabilitación.	111
2.9.1	Herramientas de diseño.....	114
2.9.2	Procesos de manufactura.	115
2.9.3	Sistemas automatizados en la manufactura.....	117

2.10	Sistemas de calidad aplicados a los sistemas de rehabilitación	118
III	Metodología de la investigación.....	122
3.1	Ingeniería Biomédica en el desarrollo del prototipo de la marcha.....	123
3.2	Tipos de rehabilitación en las extremidades inferiores	126
3.3	Disciplinas que contribuyen al diseño y construcción del prototipo de la marcha	128
3.4	Áreas que contribuyen al desarrollo del prototipo de la marcha.....	129
3.4.1	Mecánica.....	130
3.4.1.1	Diseño Mecánico.....	131
3.4.1.2	Características del prototipo.....	132
3.4.1.3	Sistema de transmisión corona - sinfín	134
3.4.1.4	Materiales empleados en la construcción del prototipo	137
3.4.2	Procesos de Manufactura utilizados en la fabricación de prototipo	138
3.4.3	Costos del sistema mecánico.....	140
3.4.4	Electrónica	141
3.4.4.1	Alimentación del sistema	142
3.4.4.2	Sistema de control	142
3.4.4.3	Motor a pasos	143
3.4.5	Informática.....	147
3.4.6	Funcionamiento e integración del sistema de control.....	148
3.4.7	Costos de los componentes electrónicos e integración del sistema de control.....	151
IV	RESULTADOS.....	153
4.1	Ventajas y desventajas del prototipo de la marcha	158
4.2	Discusiones	159
V.	CONCLUSIONES.....	163
5.1	Futuras líneas de investigación.....	164
	Referencias Bibliográficas.....	165

Resumen

Desde tiempos remotos, el problema de la discapacidad motriz en extremidades inferiores era considerado como el resultado de maldiciones y brujerías. En la actualidad se sabe que tales problemas de discapacidad se deben a diversos factores como lesiones medulares y patologías neuronales que afectan a hombres, mujeres, niños y personas adultas. En este tipo de discapacidad, las personas padecen alteraciones al caminar, problemas de postura al andar y carecen de movimiento parcial o totalmente.

La presente tesis doctoral abarca tres vertientes importantes que van relacionadas una con otra: tecnológica, científica y médica. La parte tecnológica se centra en el uso de tecnologías modernas aplicadas al diseño, construcción y manipulación de un prototipo que realiza el movimiento de la marcha a través de dispositivos mecánicos, sistemas de control electrónico e informática. La parte científica se aplica por medio de dos ramas de la física como son la mecánica y la electrónica. La parte médica demuestra que la rehabilitación física por medio de movimientos de flexión y extensión en extremidades inferiores ayuda a mejorar el estado físico de pacientes con alguna lesión o enfermedad patológica.

El uso de sistemas de rehabilitación de la marcha, ayuda a agilizar el proceso de recuperación del paciente, mediante el movimiento repetitivo de ejercicios que ayudan a mejorar la fuerza y coordinación de los músculos, evitando enfermedades como: hipotonía muscular, ulceración, problemas en el sistema circulatorio y digestivo, espasticidad, Atrofia muscular, etc.

Con el apoyo de tecnologías modernas de manufactura se ha creado un prototipo de la marcha activa, que sea ergonómico, confiable y seguro al realizar los movimientos de la marcha y al mismo tiempo, minimizar los costos de su fabricación. Con la contribución de nuevos prototipos de rehabilitación física hechos en México, se pretende generar un avance tecnológico que beneficie a personas con problemas de discapacidad motriz, generando un beneficio para la sociedad.

Abstract

Since ancient times, a lower limb problem motor was impairment was considered the result of curses and witchcraft. It is now known that such problems are due to disability factors such as spinal cord injury and neuronal pathologies that affect men, women, children and adults. In this type of disability, people suffer alterations during walking, posture problems and sometimes may present total or partial disability.

This thesis covers three important aspects related to each other: technological, scientific and medical. The technological part focuses on the use of modern technologies applied to the design, construction and manipulation of a prototype that performs movement march through mechanical devices, electronic control systems and computer science. The scientific comprises two branches of physics such as mechanics and electronics. The medical Part shows that physical rehabilitation through flexion and extension of the lower extremities helps to improve the physical condition of patients with any pathological injury or disease.

The use of systems gait rehabilitation, helps speed patient recovery process through repetitive movement exercises that help improve strength and coordination of the muscles, preventing diseases such as muscular hypotonic, ulceration, problems circulatory and digestive system, spasticity, muscle atrophy, etc..

With the support of modern manufacturing technologies, prototype of active gait has been constructed that is ergonomic, reliable and safe to perform the movements of the gait and at the same time minimizing manufacturing costs. With the contribution of new Physical Rehabilitation prototypes made in Mexico, It is intended to generate a technological advancement that will benefit people with motor disability issues, generating a benefit to society.

Lista de Figuras

Capítulo 2

Figura 2.1: Discapacidad en México.

Figura 2.2: Fases de la marcha

Figura 2.3: Longitud de zancada en la marcha

Figura 2.4: ocho fases de la marcha

Figura 2.5: planos anatómicos de la marcha

Figura 2.6: Acción de los músculos en la marcha

Figura 2.7: Acción de los músculos en la marcha desde el plano transversal

Figura 2.8: Tipos de parálisis

Figura 2.9: La medula espinal y las consecuencias fisiológicas debidas a una lesión

Figura 2.10: Andaderas en la rehabilitación de la marcha

Figura 2.11: Ortesis usados en cama

Figura 2.12: Ortesis utilizadas en fracturas

Figura 2.13: Ortesis utilizadas en la luxación congénita de cadera

Figura 2.14: Ortesis utilizadas para caminar

Figura 2.15: Ortesis utilizadas en lesiones de rodilla

Figura 2.16: Ortesis utilizadas después de una operación de ligamentos

Figura 2.17: Ortesis utilizadas para alinear las articulaciones del miembro inferior

Figura 2.18: Ortesis utilizadas para alinear las articulaciones del miembro inferior

Figura 2.19: Ortesis Avanzadas para la marcha

Figura 2.20: Movilizador de extremidades inferiores

Figura 2.21: Rehabilitación de la marcha utilizando una caminadora y un sistema de peso corporal

Figura 2.22: Rehabilitación de la marcha utilizando el entrenador de la marcha

Figura 2.23 Rehabilitación de la marcha utilizando el sistema Lokomat

Figura 2.24: Lokomat en niños y adultos

Figura 2.25 Rehabilitación de la marcha utilizando el sistema HapticWalker

Figura 2.26: Tecnologías en exoesqueletos

Figura 2.27: Exoesqueletos utilizados en funciones militares y de rescate

Figura 2.28: Exoesqueletos utilizados en la rehabilitación de la marcha

Figura 2.29: Exoesqueleto HAL

Figura 2.30: Procesos de Manufactura

Figura 2.31: Diferencias entre la ingeniería secuencial y la ingeniería concurrente.

Figura 2.32: Clasificación de los procesos de Manufactura

Figura 2.33: Dos maneras de definir manufactura: (a) como un proceso técnico y (b) como un proceso económico.

Capítulo 3

Figura 3.1: Ingeniería Biomédica como campo sinérgico

Figura 3.2: Sistema de rehabilitación de la marcha

Figura 3.3: Causas de la discapacidad motriz en extremidades inferiores y la rehabilitación de la marcha

Figura 3.4: Disciplinas que contribuyen al diseño y construcción del prototipo de la marcha

Figura 3.5: Desarrollo tecnológico del prototipo de la marcha

Figura 3.6: Diseño mecánico del prototipo de la marcha

Figura 3.7: Diseño mecánico del prototipo de la marcha

Figura 3.8: Sistema de transmisión del prototipo de la marcha

Figura 3.9: Sistema de transmisión del prototipo de la marcha

Figura 3.10: Construcción del prototipo de la marcha

Figura 3.11: Sistema electrónico del prototipo de la marcha

Figura 3.12: Fuente de alimentación

Figura 3.13: Tarjeta electrónica

Figura 3.14: Controlador del motor

Figura 3.15: Motor a pasos

Figura 3.16: Diagrama del Motor a pasos

Figura 3.17: Diagrama de conexiones del Motor a pasos

Figura 3.18: Pantalla del programa de control del prototipo

Figura 3.19: Motor a pasos y componentes del sistema de control

Figura 3.20: Interacción de los componentes del prototipo de la marcha

Figura 3.21: La ingeniería Biomédica y su impacto en la sociedad

Capítulo 4

Figura 4.1 Sistema de seguridad

Figura 4.2 Sistema de seguridad en el prototipo de la marcha

Figura 4.3 Prototipo de la marcha utilizado en personas de la tercera edad

Figura 4.4 Plano frontal y planos sagital derecho e izquierdo

Figura 4.5 La ingeniería Biomédica y su impacto en la sociedad

Lista de gráficas

Capítulo 2

Gráfica N° 2.1: Tipos de discapacidad

Gráfica N° 2.2: Distribución Porcentual de población según tipo de localidad, 2000

Gráfica N° 2.3: Porcentaje de población por tipo de discapacidad y tipo de localidad, 2000.

Capítulo 3

Gráfica N° 3.1: Comportamiento del motor (rpm)

Gráfica N° 3.2: Torque – velocidad del motor a pasos

Lista de tablas

Capítulo 2

Tabla N° 2.1: Porcentaje de personas con discapacidad en diferentes países del mundo

Tabla N° 2.2: Propuesta de Normatividad y Grado de Discapacidad

Tabla N° 2.3: Discapacidad en México

Tabla N° 2.4: Distribución porcentual de población por tipo de discapacidad según causas de la discapacidad.

Tabla N° 2.5: Porcentaje de población por grupos de edad según tipo de discapacidad, 2000.

Tabla N° 2.6: Parámetros de la marcha

Tabla N° 2.7: Acción de los músculos en la fase de la marcha

Tabla N° 2.8: Tipos de marchas patológicas

Tabla N° 2.9: Lesiones y patologías que provocan alteraciones del movimiento

Tabla N° 2.10: Tipos de Ortesis

Capítulo 3

Tabla N° 3.1: Materiales empleados en el sistema mecánico

Tabla N° 3.2: Procesos de Manufactura

Tabla N° 3.3: Costos del sistema mecánico

Tabla N° 3.4: Costos del sistema electrónico

Capítulo 4

Tabla N° 4.1 Resultados obtenidos en el prototipo de la marcha

Tabla N° 4.2 Precios de los diferentes sistemas de rehabilitación de la marcha

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN

La discapacidad motriz en el mundo es un problema que afecta a un porcentaje de la población a nivel mundial y generalmente es frecuente en personas de niveles socioeconómicos bajos. Este problema se debe enfrentar con conocimientos médicos y tecnológicos para dar soluciones satisfactorias a este tipo de padecimientos.

La discapacidad aumenta con el paso del tiempo y crea conflictos de diversas índoles como son los culturales, económicos, políticos y religiosos. Ante esta situación, el área de la Ingeniería Biomédica es un campo sinérgico que surge a partir de la carencia de conocimientos y necesidades del ser humano, donde científicos, médicos, biólogos, e ingenieros, trabajan conjuntamente para resolver los problemas biológicos y médicos que se presentan en el mundo (Soto 2009).

Las tecnologías aplicadas a la rehabilitación han demostrado ser eficaces en tratamientos para personas que padecen algún tipo de discapacidad. Anteriormente las técnicas de rehabilitación en la discapacidad motriz eran a base de masajes y movimientos repetitivos que los médicos realizaban para mejorar el estado y condición física de los pacientes con discapacidad.

Existen diversas causas que generan discapacidad motriz, la cuales afectan la movilidad de brazos y piernas. Mediante la utilización de sistemas de rehabilitación como tratamientos en diversas patologías relacionadas con el movimiento de los miembros afectados, se puede agilizar los procesos de rehabilitación y garantizar una mejoría a través del tiempo.

Según las estadísticas generadas por diversos organismos de gobierno, la discapacidad motriz en México es una de las discapacidades con mayor índice. Viendo las necesidades de la población con este tipo de problemas, se pensó en realizar una investigación acerca de la rehabilitación en pacientes parapléjicos y enfermedades relacionadas con la disminución del movimiento y darle una solución a los problemas generados por la falta de movimiento en sus piernas.

Para la realización de un sistema de la marcha, se investigaron diversos sistemas que generan un movimiento de flexión y extensión de los músculos como las ortesis, exoesqueletos y sistemas de rehabilitación que generan movimientos repetitivos. Este tipo de tecnologías aplicadas a la rehabilitación física son muy caras ya que en la actualidad los conocimientos tecnológicos aplicados al área de la salud son escasos debido al alto grado de complejidad que lleva la preparación de profesionistas en esta rama.

Aplicando los conocimientos de Ingeniería a la rehabilitación física, se pensó en realizar un sistema basado en la marcha, para pacientes que carecen de movimiento en sus extremidades inferiores y con ello mejorar su condición física. Este proyecto requirió de la aplicación de diversas ramas de la física como la mecánica y la electrónica para generar un dispositivo electromecánico que realice la función de subir y bajar las piernas a tres niveles, dependiendo del grado de afectación en cada paciente. Este movimiento se podrá incrementar conforme pase el tiempo y el especialista lo considere necesario.

El diseño y construcción de este sistema se realizó con diferentes tecnologías y sistemas de calidad de acuerdo a las necesidades de pacientes con discapacidad motriz. Al mismo tiempo se creó un diseño con la ayuda de un software que garantice el funcionamiento de los dispositivos en el sistema mecánico y con ello evitar costos excesivos en la fabricación del mismo.

Con la optimización de recursos para la construcción de este proyecto, se logrará que el sistema sea económico, ergonómico y fácil de usar, beneficiando a personas que requieren de rehabilitación. Los beneficios de este sistema de rehabilitación activa de la marcha es mejorar la tonicidad muscular, la masa muscular y el fortalecimiento de la resistencia en las extremidades inferiores.

En la actualidad existen muchas personas de bajos recursos con discapacidad motriz y los organismos gubernamentales no tienen la capacidad para abastecer a este sector de la población y brindarles una rehabilitación adecuada, ya que los tratamientos con este tipo de tecnologías son

muy caros y los pocos sistemas adquiridos por los diversos organismos de salud solo llegan a un porcentaje mínimo de la población.

Este proyecto de aplicación científica y tecnológica en el área de la rehabilitación puede generar un impacto económico y social que garantice la mejoría de pacientes con discapacidad motriz y al mismo tiempo compita con otros sistemas de rehabilitación hechos en otros países.

1.1 Antecedentes

Uno de los problemas que han existido en el mundo y han creado controversias es el problema de las diferentes discapacidades en personas que lo padecen. Estas actitudes implicaron progresos y contradicciones entre una postura activa, positiva o negativa que relacionó las deficiencias con causas ajenas al hombre. Hace siglos en algunas culturas, las discapacidades eran consideradas como una maldición o castigo divino de los dioses (Aguado, 1993).

Los especialistas en medicina prehistórica y paleopatología, han corroborado la existencia de diversos tipos de enfermedades y alteraciones congénitas como asimetrías óseas, gigantismo, alteraciones dentarias, enanismo, artritis y raquitismo, entre otras (INEGI 2004).

Una práctica común en algunas culturas, considerada como la más extrema de rechazo hacia las personas con deficiencias, fue el infanticidio que duró varios siglos. En la India los niños que nacían con malformaciones eran arrojadas al río Ganges, mientras que en el código manu se regulaba el infanticidio a niños con malformaciones (Aguado, 1993).

La sociedad griega de los siglos V al II a.C. se caracterizó por el culto a la salud y a la belleza física, llegando al extremo del infanticidio motivado por la eugenesia. Los niños que nacían con alguna deformación física o discapacidad eran llevados a un sitio denominado Apóthetas (lugar de abandono) en el monte Taigeto, desde donde eran despeñados (Rocha, 2001). El infanticidio practicado a niños con deficiencias congénitas no es una característica universal de las sociedades tradicionales, no obstante es común en comunidades asiáticas y

africanas (Charlton, 1998). En la cultura griega resalta la figura de Hipócrates, que es considerado el padre de la medicina y el primero en atribuir causas biológicas a las enfermedades, disfunciones y deficiencias.

La cultura romana tomó actitudes diversas ante la discapacidad, por un lado practicaron el infanticidio y la mutilación a hombres con malformaciones físicas y por otro lado crearon el primer hospital fundado por el obispo San Basilio, en el año 370 (Aguado, 1993).

Durante la edad media, La iglesia católica en la Europa occidental medieval, fue la única institución benéfica donde se practicó medicina monástica (el monje reemplazó al médico), con lo que se ven fortalecidos los diagnósticos relacionados con la posesión diabólica, principalmente entre las personas con discapacidades mentales. San Agustín, el hombre a quien se le atribuye haber llevado el cristianismo a Inglaterra al finalizar el siglo VI, proclamó que la insuficiencia era un castigo por la caída de Adán y otros pecados (Barnes, 1998 en Borton, 1995).

En el caso de México, el pensamiento prehispánico se instaló en mitologías desarrolladas a partir de lo sagrado y lo profano “donde el mago y sacerdote se convierte en un conocedor, capaz de administrar hierbas curativas que combina con la fuerza de la magia, sin la cual no hay virtud en las medicinas ni en las intervenciones” (Alvarez, et al., 1960 p. 157). En las comunidades prehispánicas principalmente en la azteca se encontraban cuatro circunstancias a las deficiencias y enfermedades: razones naturales, castigo divino, maleficios de algún enemigo y por influencia de los astros. (Álvarez, et al., 1960).

La llegada de los españoles a México modificó la organización de los pueblos prehispánicos dando lugar a una nueva estructura social guiada por principios caritativos apegados a la doctrina católica. Durante la Colonia las instituciones de beneficencia, conformadas principalmente por religiosos, se encargaron de brindar protección y asistencia a los enfermos y los necesitados. Estas organizaciones fundamentaron su acción en el pensamiento europeo, derivado del paradigma aristotélico-tomista, que da pie a una interpretación racional de la presencia de Dios en el mundo, con lo que cobraron relevancia la bondad, la caridad y la asistencia a los desprotegidos (Fuentes, 1998).

En 1566 se funda en la Ciudad de México el Hospital de San Hipólito, que fue el primer hospital en el continente dedicado al cuidado de las personas que padecían enfermedades mentales. Más tarde, en 1698, José Sáyago fundó el Real Hospital del Divino Salvador (INEGI 2004). Durante la época de la Reforma los bienes eclesiásticos, incluyendo las instituciones de beneficencia, pasaron a manos del estado lo que implicó el cambio de un concepto que iba de la caridad a una idea de solidaridad y apoyo por parte de las instituciones gubernamentales, sustentada en la necesidad de establecer una organización coherente para procurar ayuda a la población (Fuentes, 1998).

En los años 40's y 50's surge la rehabilitación en Latinoamérica debido a la necesidad de atender a los niños afectados por las epidemias de poliomielitis. Con el surgimiento de esta enfermedad surge la necesidad de crear sistemas de rehabilitación y al mismo tiempo gente especializada con el nombre de médicos ortopedistas (Amate y Vázquez).

En 1951 el Hospital Infantil de México inició la capacitación de terapistas físicos y médicos, dando lugar a los primeros trabajos de investigación en rehabilitación, de los que fueron pioneros los doctores Alfonso Tohen y Luis Guillermo Ibarra. Posteriormente, en 1952 fue fundado el Centro de Rehabilitación número 5 que se transformó en el Centro de Rehabilitación del Sistema Músculo Esquelético y en abril de 1976 este Centro de Rehabilitación fue transformado en el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación (Soberón, Kumate y Laguna, 1988).

En los años ochenta y noventa surgió una importante movilización social y civil en México cuya demanda central consiste en promover el desarrollo de las personas con alguna discapacidad. En este movimiento se encuentran asociaciones religiosas, los padres de familia, maestros, médicos, terapistas y psicólogos. En el año 2000, existían en México 988 asociaciones para personas con discapacidad (INEGI, 2002), de las cuales 871 estaban reconocidas oficialmente: 111 se registraron como instituciones de asistencia privada, 637 como asociaciones civiles, 40 como sociedades civiles y otras 83 con otro tipo de registro.

Los especialistas en las áreas de rehabilitación observaron que los sistemas de rehabilitación ayudaban a mejorar el estado físico del paciente. Al ver que los resultados eran positivos decidieron utilizar nuevas tecnologías aplicadas a la rehabilitación como herramienta de apoyo para agilizar la mejoría en pacientes con alguna discapacidad. La tecnología en el área de la rehabilitación se puede concebir como el conjunto de productos y conocimientos desarrollados desde avances tanto en la ingeniería de la rehabilitación como en las profesiones y disciplinas que estudian el fenómeno de la discapacidad. (Martínez 2006).

1.2 Tecnologías de rehabilitación de la marcha utilizadas en la actualidad

La rehabilitación de la marcha es un aspecto fundamental de la rehabilitación física, neurológica y del adulto mayor, la cual tiene como finalidad mejorar la capacidad para alcanzar una marcha independiente o poder ser asistidos por ayudas biomecánicas (Rehabilitación – Física).

Los objetivos de la rehabilitación de la marcha son (Neurowikia 2011):

1. Mejorar la fuerza muscular en miembros inferiores.
2. Aumentar la estabilidad funcional y el equilibrio para desarrollar la marcha.
3. Facilitar el aprendizaje de los patrones de movimiento normal.
4. Mejorar el control de la postura y el movimiento.
5. Lograr buen control de tronco y de desplazamiento de peso.

La ingeniería de la rehabilitación es la aplicación de la ciencia y la tecnología para disminuir las limitaciones de individuos con discapacidad (Reswick 1993). Esta rama de la ingeniería ayuda al diseño y elaboración de elementos, ayudas técnicas.

Basil y otros en 1998 realizan una clasificación de ayudas técnicas en tres grupos siguiendo un orden creciente de complejidad:

- Ayudas Técnicas básicas: Son instrumentos de fácil fabricación y bajo costo.

- Ayudas mecánicas, eléctricas o electrónicas sencillas y de baja tecnología: Son instrumentos más complejos que los anteriores, pero aun así, de fácil manejo por parte de los usuarios.
- Ayudas electrónicas complejas o de alta tecnología: Se trata de ayudas técnicas muy valiosas por las grandes posibilidades que ofrecen de cara a la comunicación, siempre y cuando se posean las adaptaciones pertinentes a cada usuario.

En la actualidad, la tecnología está directamente relacionada con el desarrollo humano, de tal manera que se podría definir como las tecnologías para el desarrollo humano, las cuales contribuyen al desarrollo y crecimiento en diferentes sectores como la salud y la educación (Crespo, 2008). La tecnología aplicada a diversas áreas de la medicina contribuye al desarrollo de nuevos equipos del área de la salud con diversos e innovadores métodos que agilizan la recuperación física del paciente.

Las primeras terapias para rehabilitar al paciente fueron por medio de técnicas tradicionales de fisioterapia, las cuales implican masajes en las zonas lastimadas, uso de hielo y calor en diversas partes del cuerpo del paciente y ejercicios manuales intensivos realizados por el mismo terapeuta durante un periodo de tiempo (Newport 2006). Los médicos al ver que la tecnología aplicada a la rehabilitación ayudaba a mejorar el estado físico del paciente optaron por mejorar los métodos que utilizaban y decidieron utilizar diversas tecnologías aplicadas en el área de la rehabilitación física como herramienta de apoyo para agilizar la mejoría en pacientes con alguna discapacidad

En la actualidad, las Tecnologías Médicas se incluyen. (CIT 2012):

- Las tecnologías relacionadas con el desarrollo de nuevos equipos y productos en el campo de la ingeniería biomédica.
- Tecnologías aplicadas a la rehabilitación para discapacitados y tele asistencia médica.
- Tecnologías aplicadas en el ámbito de la bioingeniería

Con la aplicación de la Ingeniería Biomédica a la rehabilitación física es posible contribuir con nuevos sistemas de rehabilitación de la marcha que ayuden a mejorar el estado físico del paciente, a partir de nuevos diseños, mecanismos y materiales que sean accesibles en precio y sean seguros y fáciles de utilizar.

Hoy en día existen sistemas de rehabilitación que van desde sistemas mecánicos y electromecánicos y sistemas robotizados que agilizan el proceso de rehabilitación en pacientes con discapacidad motriz. Cada uno de estos sistemas contribuye al fortalecimiento muscular y la movilidad en diferentes partes del cuerpo que se desea rehabilitar. (Ada L. 2006) y (Pak S. 2008).

1.3 Planteamiento del problema

La falta de sistemas de rehabilitación en hospitales y centros de salud ha creado un problema en la sociedad, ya que actualmente existen muchas personas con discapacidad motriz y la gran mayoría son personas que tienen un nivel socioeconómico bajo pertenecen y por ello no tienen la posibilidad de rehabilitarse en lugares donde tengan las tecnologías adecuadas para tratar sus discapacidades.

En la presente investigación se realizó un prototipo de rehabilitación activa en pacientes con alteraciones de la marcha, utilizando diversas tecnologías y procesos de manufactura que ayuden a su construcción con bajos costos.

1.4 Justificación de la Investigación

En la actualidad existen muchas personas con discapacidad motriz y la gran mayoría de estas personas tienen dificultad de mover los brazos, piernas o ambas de manera parcial o totalmente. La rehabilitación física es una rama de la medicina que se encarga de ayudar a mejorar la

condición física de una persona a través de tratamientos convencionales, sistemas de rehabilitación, electro estimulación de los músculos, etc.

Los fisioterapeutas han optado por utilizar sistemas de rehabilitación en pacientes que no pueden caminar, ya que agilizan los procesos de rehabilitación y se ahorran la fatiga de realizar repeticiones en cada terapia. La rehabilitación de la marcha se aplica a pacientes con traumatismos y problemas neuronales, los cuales presentan diferentes síntomas debido a la falta de movilización en sus miembros inferiores.

La falta de tecnología aplicada a la rehabilitación física se debe a los altos costos que se requieren para la fabricación de equipos y sistemas de rehabilitación, los cuales son importados de países como Alemania, Japón, Estados Unidos, China, etc. Es por ello que se pensó en la investigación y elaboración de este proyecto titulado:

“Diseño y Construcción de un prototipo de rehabilitación activa en pacientes con alteraciones de la marcha”

Cabe señalar que este tipo de proyecto se realizó con la finalidad de crear un sistema de rehabilitación de la marcha hecho en México y minimizar los costos de su fabricación, con ello se ayudará a que más personas de escasos recursos se puedan rehabilitar, ya que los costos de tratamientos con sistemas de rehabilitación serán accesibles, creando un beneficio a la sociedad con problemas de discapacidad motriz.

1.5 Objetivo General

Diseñar y construir un prototipo de rehabilitación de la marcha que permita mejorar la condición física del paciente con alteraciones de movilidad parcial o total en extremidades inferiores, utilizando diversas tecnologías y procesos de manufactura.

1.5.1 Objetivos específicos

1. Mejorar la calidad de vida del paciente, utilizando este sistema de rehabilitación de acuerdo a las necesidades de cada uno y con ello contribuir socialmente con las personas que sufren alguna alteración en la marcha.
2. Generar nuevas tecnologías para la rehabilitación médica, las cuales sean creadas en México y con ello contribuir al desarrollo tecnológico en el campo de la Biomédica.
3. Contribuir a nuevas líneas de investigación basadas en conocimientos de medicina e ingeniería para el desarrollo humano.
4. Facilitar el uso de tecnologías de rehabilitación a médicos especialistas encargados de realizar diagnósticos y terapias con el fin de evitar la fatiga postural en cada terapia y hacer más eficiente el desempeño de su trabajo.
5. Beneficiar a personas de escasos recursos para que tengan acceso a tratamientos de rehabilitación, mediante la construcción de un prototipo de la marcha, que sea accesible en precio.
6. Contribuir al desarrollo de equipos y sistemas de rehabilitación para mejorar la calidad de vida de los pacientes con problemas de discapacidad en extremidades inferiores.

1.6 Preguntas de Investigación

Se pretende responder por medio del presente trabajo a los siguientes interrogantes:

- ¿Es posible mejorar el estado físico del paciente con discapacidad motriz en extremidades inferiores, utilizando sistemas de rehabilitación de la marcha?
- ¿La construcción de un nuevo prototipo de la marcha, mediante la utilización de diversas tecnologías, puede contribuir a la sociedad con problemas de movilidad en extremidades inferiores?

- ¿Las tecnologías de manufactura aplicadas al área de la fisioterapia, contribuyen a la creación de nuevas herramientas que permitan agilizar los procesos de rehabilitación?
- ¿Este tipo de proyectos aplicados al área de la medicina pueden ser de utilidad en hospitales y sistemas de salud en México?
- ¿El diseño y la construcción de nuevos equipos aplicados a la rehabilitación física, podrían llegar a tener un impacto en la sociedad?

1.7 Alcances y limitaciones del proyecto

El presente trabajo consiste en desarrollar un prototipo mediante el diseño y la construcción de un sistema de rehabilitación activa de la marcha usando tecnología moderna que beneficien a la sociedad

Este sistema de rehabilitación va enfocado a pacientes con discapacidad motriz en extremidades inferiores, los cuales carecen de movimiento total o parcial en las piernas y necesitan rehabilitación física en sus extremidades.

La creación de este prototipo de la marcha busca obtener buenos resultados a través de movimientos repetitivos realizados por este aparato, los cuales buscan ser aprobados por especialistas.

Una vez construido el prototipo, se realizarán pruebas en personas que no padecen ninguna alteración de la marcha.

La falta de recursos económicos para la construcción de este sistema hace que se utilicen otro tipo de materiales que no son los ideales para un proyecto que puede generar un impacto social por medio de la fabricación de un nuevo producto hecho en México y que puede beneficiar a personas con discapacidad y bajos recursos.

La falta de interés por parte de los organismos públicos y privados para este tipo de proyectos, hacen que se recurra a utilizar otras opciones para el desarrollo y construcción de este sistema.

1.8 Viabilidad de la Investigación

Con base en el objetivo principal de diseñar y construir un prototipo de rehabilitación activa de la marcha, utilizando diversas tecnologías de manufactura, se creó un proyecto de investigación viable aplicado al área de rehabilitación física, basada en literatura disponible con respecto a tecnologías de la ingeniería aplicadas a la medicina.

Los recursos utilizados en la investigación son artículos vinculados con tecnologías utilizadas a diversas áreas de la rehabilitación para tratar alguna discapacidad física en pacientes que padecen alguna patología o lesión para tomarlo como antecedente para el diseño, la construcción de un prototipo de la marcha que ayude a pacientes que necesitan rehabilitarse para mejorar su estado físico y con ello poder mejorar su calidad de vida.

Mediante la investigación de campo, visitas a centros de salud, a empresas dedicadas a la rehabilitación médica y laboratorios dedicados a esta rama se pretende ver las necesidades de los pacientes que padecen alguna discapacidad en miembros inferiores y con ello tener presente los requerimientos necesarios para la realización de este proyecto.

El impacto social que se puede tener con este proyecto es relativamente alto, ya que viendo las necesidades de la población en México, existen muchas personas con problemas de discapacidad motora y en ocasiones la demanda es muy alta en sistemas de salud pública y privada. Aplicando la tecnología a los pacientes con discapacidad se pretende agilizar los procesos de rehabilitación que mejoren la salud de física de cada paciente.

El área de la rehabilitación médica es un área de oportunidad para la ingeniería biomédica, donde egresados de estas carreras podría desarrollarse profesionalmente y al mismo tiempo ayudar a la sociedad mediante la utilización de técnicas y conocimientos de tecnologías que les permitan

desarrollar nuevos productos y apoyar a la investigación de metodologías para el desarrollo de la humanidad.

Desde el punto de vista financiero esta propuesta se puede retomar para diversos centros de salud dedicados a la rehabilitación, los cuales cuentan con presupuestos que les otorga el gobierno y con ello optimizar recursos que podrían utilizarse en la creación de nuevos productos de calidad.

En un futuro, la aplicación de nuevas tecnologías en México podrían dar un impacto social mediante la creación de empresas mexicanas dedicadas al diseño y la creación de nuevas tecnologías aplicadas al área de la salud y con ello producir empleos y evitar costos excesivos en la compra de diversas tecnologías traídas del extranjero.

1.9 Resultados esperados

Se espera que los resultados obtenidos, sean objetivos y aplicables a personas que sufren discapacidad motriz en extremidades inferiores, con ello se busca contribuir a la sociedad y al mismo tiempo presentar resultados del proyecto en congresos internacionales, coloquios y en revistas indexadas por CONACYT o por organismos internacionales dedicados al área de la salud, como:

- Congreso de IIE Annual Conference and Expo 2013, realizado del 18 de mayo al 22 de mayo, donde se presentó un artículo como parte de la investigación realizada hasta el momento.
- 6 ° Coloquio Interdisciplinario de doctorado en la Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, realizado el 27 y 28 de Junio del 2013, en donde se participó como ponente y se expuso el proyecto en su fase final.

1.10 Contribuciones originales esperadas

La rehabilitación en diferentes tipos de discapacidad motriz ayuda a la mejora del paciente utilizando diversos sistemas que van desde un mecanismo simple hasta sistemas robotizados que implican otras áreas relacionadas como la electrónica y la informática para poder controlar movimientos de la parte del cuerpo que se requiere rehabilitar y con ello poder medir diferentes variables que ayuden al desarrollo de nuevos sistemas de rehabilitación.

El estudio e investigación para el desarrollo del prototipo en el sistema de rehabilitación por movimiento activo de la marcha puede ayudar al desarrollo de nuevas técnicas utilizadas por médicos para el mejoramiento e innovación de instrumentos y sistemas de apoyo biomédico que ayuden a pacientes con lesiones medulares a mejorar su calidad de vida.

El diseño y construcción de un prototipo de la marcha activa para la rehabilitación en miembros inferiores a bajos costos, es un avance en la parte Biomédica, ya que actualmente existen productos desarrollados en países con tecnologías avanzadas y como consecuencia de ello, los precios para la adquisición de un sistema de rehabilitación es muy costosa.

Con el desarrollo de este prototipo de rehabilitación en extremidades inferiores, en un futuro se podría llevar a cabo la construcción de un sistema de rehabilitación financiada por recursos de instituciones públicas que permitan la creación de nuevas tecnologías hechas en México y con ello contribuir no solo desde el punto de vista médico y tecnológico si no que podría tener un impacto socioeconómico alto.

El diseño y construcción de nuevos equipos médicos, puede abrir una brecha generacional para que ingenieros egresados de las carreras de ingeniería Biomédica y carreras afines desarrollen prototipos que generen avances tecnológicos en el país.

Actualmente la ingeniería biomédica se está abriendo paso en diferentes países que están desarrollando sus propias tecnologías, las cuales en un futuro pueden ser mejoradas y construidas a precios accesibles.

1.11 Impacto Social Esperado

El diseño y construcción de este prototipo para la rehabilitación activa en personas con discapacidad motriz en extremidades inferiores, puede contribuir socialmente de la siguiente manera:

- El impacto social que se puede lograr con este proyecto es relativamente alto, ya que viendo las necesidades de la población en México, existen muchas personas con problemas de discapacidad y la demanda es muy alta en centros de salud pública y privada.
- Mediante la construcción del prototipo de la marcha, se puede ayudar a que la gente sea productiva y se pueda integrar en la sociedad.
- A través de la Ingeniería Biomédica, se aportan tecnologías que fortalecen el desarrollo de la rehabilitación física de pacientes con discapacidad motriz.

CAPÍTULO 2

MARCO TEORICO

II. MARCO TEORICO

2.1 Discapacidad en el mundo

De acuerdo con el censo del 2000, se definió a una persona con discapacidad como aquella que presenta alguna limitación física o mental, de manera permanente o por más de seis meses, que le impide desarrollar sus actividades dentro del margen que se considera normal para un ser humano (INEGI, et al., 2001).

Según el informe mundial sobre la discapacidad, hay más de mil millones de personas que viven con algún tipo de discapacidad, alrededor del 15% de la población mundial; Este tipo de personas con discapacidad conforman uno de los grupos más marginados del mundo, creando altas tasas de pobreza y menor participación en la economía (OMS 2011).

La discapacidad se presenta en diversas partes del mundo y los más afectados en la sociedad son los más pobres (Hurst y Albert, 2006). Cada país tiene sus problemas relacionados con la discapacidad física, lo cual es un problema para la sociedad ya que esto afecta económicamente en forma global. En la tabla siguiente se presentan los países con mayor índice de discapacidad en diferentes épocas. (INEGI 2000).

Una de las causas de la discapacidad son las guerras, las cuales dejan consecuencias psicológicas, pérdida de alguna de las extremidades como consecuencia del uso de minas terrestres por parte de los combatientes, un ejemplo claro fue la guerra en Camboya donde 100,000 perdieron alguna de sus extremidades (UNESCO 1996).

Tabla N° 2.1: Porcentaje de personas con discapacidad en diferentes países del mundo

País	Año	Porcentaje
Alemania	1992	8.4
Australia	1993	18
Brasil	1991	0.9
Canadá	1991	15.5
Chile	1992	2.2
China	1987	5
Colombia	1993	1.8
España	1986	15
Estados Unidos	1994	15
India	1981	0.2
Italia	1994	5
Japón	1987	2.7
Kenya	1989	0.7
Marruecos	1982	1.1
México	2000	1.8
Perú	1993	1.3
Reino Unido	1991	12.2
Sudáfrica	1980	0.5
Turquía	1985	1.4
Uruguay	1992	16

Fuente: INEGI. XII CGPV 2000. Base de datos

2.1.1 Discapacidad y pobreza

Según la estimación del Banco Mundial, el 20% de la población que vive en el nivel de pobreza o por debajo de él tiene discapacidad. Las personas con discapacidad que viven en áreas rurales aisladas o suburbios urbanos a lo largo de África, Asia y América Latina sufren condiciones de carencia y marginación absoluta de cualquier tipo. Su nivel de desempleo es desproporcionado y cuando no sus salarios son inferiores a los demás. Se estima que en la India entre el 65% y el 80% de los 60 millones de personas con discapacidad viven en áreas en las que las infraestructuras públicas, como el suministro de agua, la electricidad o los saneamientos, son prácticamente inexistentes (Barnes 2010).

Uno de los principales problemas en los países pobres es el área de la salud, en donde la carencia de los tratamientos y servicios médicos repercuten en personas de escasos recursos que padecen algún tipo de discapacidad, las cuales requieren de los servicios de ayuda de asistencia personal y de tecnologías de rehabilitación (Barnes 2010). Las mujeres y los niños con discapacidad experimentan niveles elevados de pobreza, que conducen a la malnutrición crónica y como consecuencia de ello presentan dificultades para resistir las enfermedades que los debilitan (Ghai, 2001).

La mayoría de personas con discapacidad no tienen los recursos económicos necesarios para un tratamiento básico y los apoyos dados por el gobierno son insuficientes y en ocasiones hasta ignorados por ser pobres (Katsui, 2006).

2.1.2 Clasificación del grado de la discapacidad

Como puede observarse, los criterios que se establecen en la tabla 2.2 son congruentes con la CIDDM, que señala como norma para la calificación del grado de la discapacidad el que se clasifique a una persona según el desempeño de sus actividades, teniendo en cuenta las ayudas, los instrumentos y la asistencia que necesite para alcanzar el nivel de realización de la actividad de que se trate. (OMS 1980).

Tabla N° 2.2: Propuesta de Normatividad y Grado de Discapacidad

Grado de discapacidad	Tipo de discapacidad			
	Motriz	Mental	Sensorial	
			Visual	Auditiva
LEVE	Realiza sus actividades de la vida diaria con dificultad o lentitud (persona independiente)	Puede adquirir habilidades prácticas, aptitudes aritméticas y de lectura funcional, si recibe una educación especial para integrarse a la sociedad. (C.I. de 50 a 70).	Realiza tareas visuales de detalle, con ayuda de corrección óptica, adaptaciones o ayudas adicionales como la iluminación o magnificaciones (lupas, telescopios, circuito cerrado, etc.) Su rango de agudeza visual con su corrección es de 20/80 - 20/400	Establece comunicación por si solo, ya sea por lenguaje de señas o lectura de labios. Pérdida auditiva de 20 a 40 decibeles

MODERADA	Realiza sus actividades de la vida diaria con apoyo o ayuda de una ortesis, prótesis o ayuda funcional	Puede aprender a pautas simples de comunicación, hábitos elementales de salud, seguridad y habilidades manuales sencillas, pero no progresa en la lectura funcional ni en la aritmética. (C.I. de 35 a 49).	Realiza tareas visuales de poco detalle solo con ayuda de corrección óptica de gran poder, de un lazarillo o de alguna persona que lo conduzca. Su rango de agudeza visual con su corrección óptica es de 20/400 - 20/800	Establece comunicación sólo a través de la ayuda de un apoyo auditivo o un intérprete. Pérdida auditiva de 40 a 70 decibeles
GRAVE	Es dependiente total o de custodia	Puede responder a un adiestramiento de habilidades en la utilización de piernas, manos y mandíbulas. (C.I. de 34 o menos)	Solo puede ver bultos o sombras y percibir luz o carece de la visión. Es dependiente total en tareas visuales. Su rango de agudeza visual es de 20/800 a percepción de luz. Ciego es aquella persona que no percibe luz.	No se comunica. Pérdida auditiva de más de 70 decibeles

Fuente: Secretaria de Salud

La Organización de las Naciones Unidas, a través de la Organización Mundial de la Salud, en la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDDM) define cada uno de dichos términos; estas definiciones son retomadas por la Clasificación Internacional de Enfermedades en su Décima Revisión (OMS 1980):

Deficiencia: hace referencia a las anomalías de la estructura corporal, de la apariencia y de la función de un órgano o sistema, cualquiera que sea su causa; en principio las deficiencias representan trastornos en el nivel del órgano (dimensión orgánica o corporal).

Discapacidad: refleja las consecuencias de la deficiencia a partir del rendimiento funcional y de la actividad del individuo; las discapacidades representan, por tanto, trastornos en el nivel de la persona (dimensión individual).

Minusvalía: hace referencia a las desventajas que experimenta el individuo como consecuencia de las deficiencias y discapacidades; así pues, las minusvalías reflejan dificultades en la interacción y adaptación del individuo al entorno (dimensión social).

2.1.3 Discapacidad en México

La información proporcionada por INEGI reveló que en el año 2000, había en el país un millón 562 mil hogares y un millón 557 mil viviendas lo que significa que hay viviendas con más de un hogar en el que alguno de sus miembros tiene alguna discapacidad.

Los problemas de discapacidad representan un problema social y económico. En la tabla 2.3 se observa la forma en la que se distribuye geográficamente esta población que permite conocer cuáles son las entidades donde existen mayores necesidades de atención, dada la concentración porcentual de las personas con discapacidad en México.

Tabla N° 2.3: Discapacidad en México

Estados con discapacidad	% discapacidad
Yucatán	10.4
Zacatecas	9
Colima	8.6
Campeche	8.4
Nayarit	8.4
Michoacán	8.3
Jalisco	8.2
San Luis Potosi	8.2
Hidalgo	8.1
Guanajuato	7.6
Puebla	6.8
Tamaulipas	6.7
Distrito Federal	6.5
Chiapas	5.3
Quintana Roo	5

Fuente: INEGI. XII CGPV 2000. Base de datos

En México los estudios realizados por la Organización Panamericana de la Salud (OPS) arrojan una caracterización de la discapacidad como problema social que puede ser válida de la siguiente manera (INEGI 2000):

- El riesgo y la presencia de la discapacidad y la minusvalía aumenta con la edad.

- La Prevalencia de la discapacidad es más alta en zonas rurales que en las urbanas.
- La mayoría de los servicios son otorgados por el sistema gubernamental.
- La cobertura de los servicios es insuficiente.
- El acceso al trabajo remunerado es restringido, por lo cual la autosuficiencia económica de las personas

En las últimas décadas la discapacidad ha tenido diferentes terminologías como el de minusválidos, discapacitados, inválidos, impedidos, incapacitados. Actualmente en México las discapacidades se clasifican en 4 grupos (INEGI 2000):

1. Discapacidades sensoriales y de la comunicación
2. Discapacidades motrices
3. Discapacidades mentales
4. Discapacidades múltiples y otras

Dentro de estos grupos existen subgrupos de acuerdo a una clasificación dada por el INEGI. El tema de investigación enfocado a discapacidad física en pacientes parapléjicos está clasificado en el grupo 2, referente a discapacidades motrices. Este grupo cuenta con tres subgrupos:

- Subgrupo 210 que se enfoca en discapacidades en las extremidades inferiores, tronco, cuello y cabeza.
- Subgrupo 220 que se enfoca en discapacidades de extremidades superiores.
- Subgrupo 299 que se enfoca a discapacidades motrices especificadas.

De acuerdo a la clasificación hecha por INEGI. El tema de investigación entra dentro del Grupo 2 y clasificación en el subgrupo 210.

El grupo 2 comprende a las personas que presentan discapacidades para caminar, manipular objetos y de coordinación de movimientos para realizar actividades de la vida cotidiana y el subgrupo 210 hace referencia a las discapacidades de las extremidades inferiores, tronco, cuello y cabeza.

La discapacidad física, presenta tal grado de diversidad que su estudio resulta difícil y Complejo. También se le conoce como discapacidad neuromotora, locomotora o motriz y es una limitación o falta de control de los movimientos, de funcionalidad y de sensibilidad, que impide realizar las actividades de la vida diaria de manera independiente; generalmente, esta discapacidad se manifiesta en las extremidades; sin embargo, también se puede expresar en todo el cuerpo acompañada de alteraciones sensoriales, lo que obliga al uso de aparatos que permiten recuperar parte de la función perdida o disminuida (CNDH, 2002b).

El sistema nacional de salud reportó que las instituciones o lugares donde la población con discapacidad asiste a algún servicio o consulta médica se concentró en las instituciones de seguridad social con un 42.5%, seguidas de las privadas con un 31.9% y las que otorgan servicios a la población abierta con un 25.6%. (INEGI 2004).

2.1.3.1 Tipos de discapacidad

Además de establecer una aproximación sobre el número de personas con discapacidad y saber dónde se ubican, también es importante conocer el impacto del tipo de discapacidad. El XII Censo General de Población y Vivienda 2000, consideró cinco tipos de discapacidad: motriz, visual, mental, auditiva y del lenguaje, agrupando el resto de los tipos en una categoría denominada otro tipo de discapacidad.

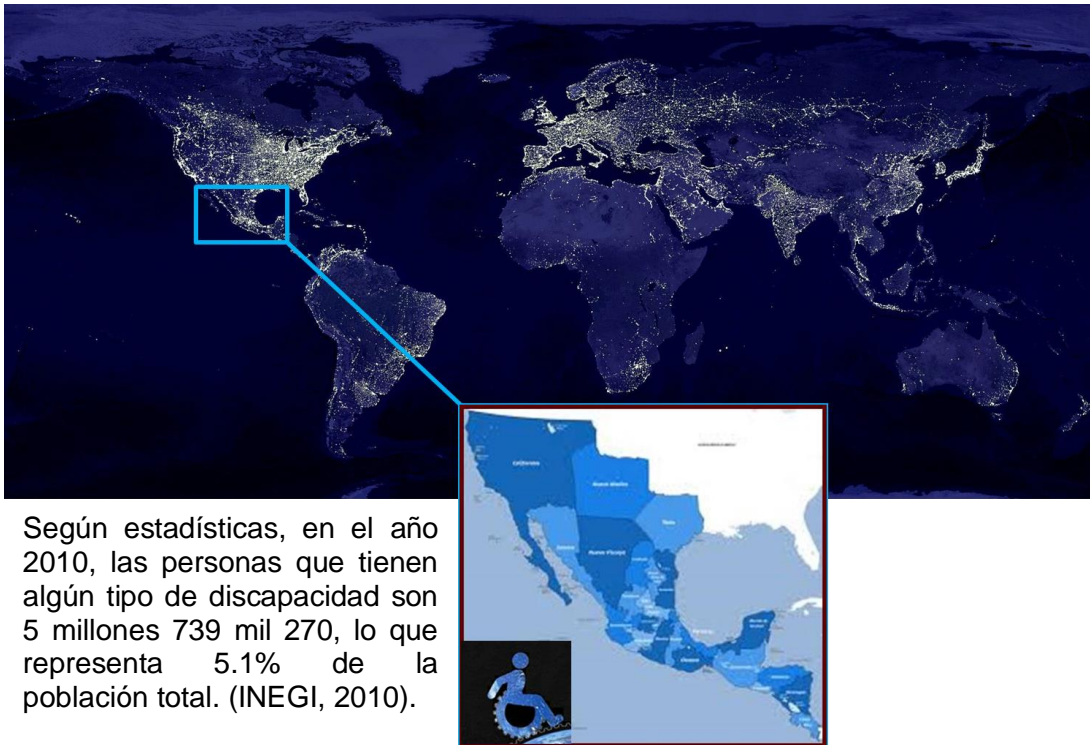
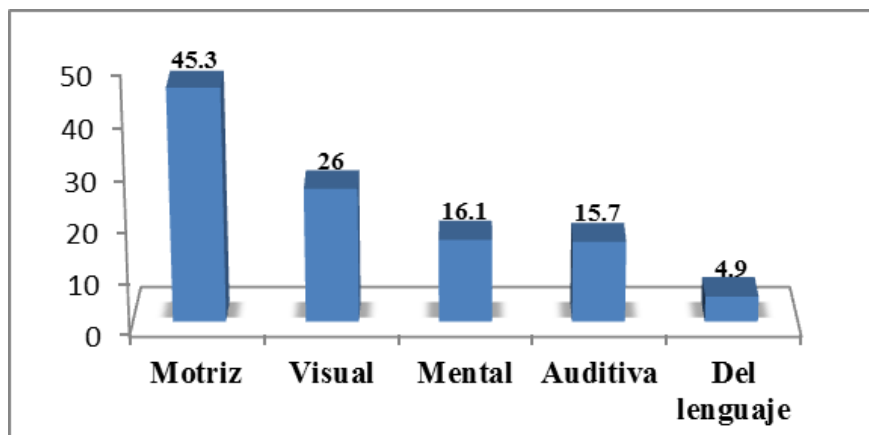


Figura 2.1: Discapacidad en México.

Fuente: Imágenes de México y el mundo

De acuerdo a la clasificación de discapacidad dada por INEGI en el año 2010, se observa que en la gráfica 2.1, la discapacidad registrada con mayor frecuencia fue la motriz con un 45.3% seguida por la discapacidad visual con un 26%, en tercer lugar le sigue la discapacidad mental con un 16.1%, en cuarto lugar le sigue la discapacidad auditiva con un 15.7% y en último lugar se encuentra la discapacidad del lenguaje con un 4.9%.



Gráfica N° 2.1: Tipos de discapacidad

Nota: La suma de los tipos de discapacidad puede ser mayor a cien debido a la población con mas de una discapacidad

Fuente: INEGI. XII CGP. Base de datos

Dentro de la discapacidad motriz agrupa las discapacidades musculo esqueléticas y las neuromotrices. Las primeras se refieren a la dificultad que enfrenta una persona para moverse, caminar, mantener algunas posturas, así como las limitaciones en habilidades manipulativas como agarrar o sostener objetos. Las neuromotrices son aquellas que dificultan la movilidad de algún segmento corporal a consecuencia de un daño neurológico, incluyendo las secuelas de traumatismos y de algunas enfermedades como la poliomielitis, las lesiones medulares y distrofia muscular (INEGI, et al., 2001).

La discapacidad visual se refiere a la disminución que sufre una persona en su agudeza o capacidad visual. Este tipo de discapacidad, incluye a las personas ciegas y a quienes tienen debilidad visual, las cuales regularmente ven sólo sombras o bultos; las deficiencias o limitaciones visuales pueden ser progresivas hasta convertirse en ceguera. La discapacidad mental se caracteriza por un funcionamiento intelectual y de comportamiento inferior al del promedio, este tipo de discapacidad generalmente coexiste junto a limitaciones de la comunicación, el autocuidado, la vida en el hogar, las habilidades sociales, la autodirección, las habilidades académicas y el trabajo, entre otras. Una persona con discapacidad mental puede tener un nivel de afectación leve, moderado, severo o profundo. Las discapacidades auditivas implican la alteración de una de las vías a través de las cuales se percibe la realidad exterior, esta perturbación varía en función de las características de la pérdida auditiva. Entre las discapacidades auditivas se encuentran la sordera o anacusia y la hipoacusia, que puede atenuarse mediante la utilización de un aparato o auxiliar auditivo. Las personas sordas no distinguen los sonidos, incluso algunos de alta intensidad, lo que les dificulta establecer un código de comunicación (INEGI, et al., 2001). Las discapacidades del lenguaje se deben regularmente a problemas físicos en las estructuras de los órganos del lenguaje (labios, paladar, nariz, etc.), y se caracterizan por sustituciones, omisiones, adiciones o distorsiones del sonido. Entre las discapacidades del lenguaje se encuentran la rinitis, la mudez, la laringotomía, el labio leporino y otros defectos o alteraciones de la articulación fonética o del habla (INEGI, et al., 2001).

Las causas que ocasionan la discapacidad motriz son originadas por enfermedad, accidentes o por edad avanzada. En la tabla 2.4 se observan el tipo de discapacidad y las causas que la originan. Las principales causas de la discapacidad motriz son: por enfermedad con un 37% y por accidentes con un 24% (INEGI, 2000).

Tabla N° 2.4: Distribución porcentual de población por tipo de discapacidad según causas de la discapacidad.

Causa de la discapacidad	Motriz	Auditiva	Del lenguaje	Visual	Mental	Otra
Total	100	100	100	100	100	100
Nacimiento	11	16.2	63.2	11.2	53.7	31.9
Enfermedad	37.4	25.6	17.4	33.1	20	39.8
Accidente	24	11.8	6.5	12.4	9.3	7.6
Edad avanzada	21.4	38.2	2.5	33.7	3.6	6.8
Otra causa	0.9	1.9	0.8	3.5	1.9	2
No. Especificado	5.3	6.3	9.6	6.1	11.5	11.9

Fuente: INEGI. XII CGP 2000 Base de datos.

Dentro de la discapacidad motriz agrupa las discapacidades musculo esqueléticas y las neuromotrices. Las primeras se refieren a la dificultad que enfrenta una persona para moverse, caminar, mantener algunas posturas, así como las limitaciones en habilidades manipulativas como agarrar o sostener objetos. Las neuromotrices son aquellas que dificultan la movilidad de algún segmento corporal a consecuencia de un daño neurológico, incluyendo las secuelas de traumatismos y de algunas enfermedades como la poliomielitis, las lesiones medulares y distrofia muscular (INEGI, et al., 2001).

La presencia de los diversos tipos de discapacidad guarda una estrecha relación con la edad. En la tabla 2.5 se observa el porcentaje de población por grupos de edad según el tipo de discapacidad (INEGI, 2000).

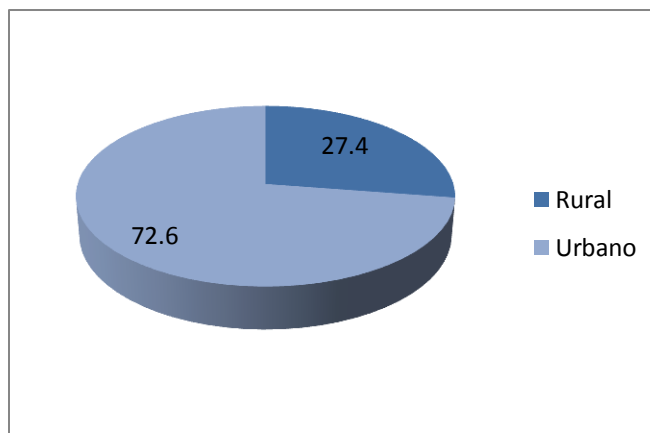
Tabla N° 2.5: Porcentaje de población por grupos de edad según tipo de discapacidad, 2000.

Grupos de edad	Motriz	Visual	Mental	Auditiva	Lenguaje
Total	45.3	26	16.1	15.7	4.9
Niños	35.1	15.1	33.9	12	10.3
Jóvenes	31.4	17.3	36.4	11.2	10.1
Adultos	43.2	28.7	15.7	12	4.7
Adultos mayores	55.1	30.5	3.7	21	1.4

Nota: La suma de los tipos de discapacidad puede ser mayor a cien debido a la población con más de una discapacidad; el porcentaje se calculó en relación al total de personas con discapacidad en cada grupo de edad.

Fuente: INEGI. XII CGP 2000 Base de datos.

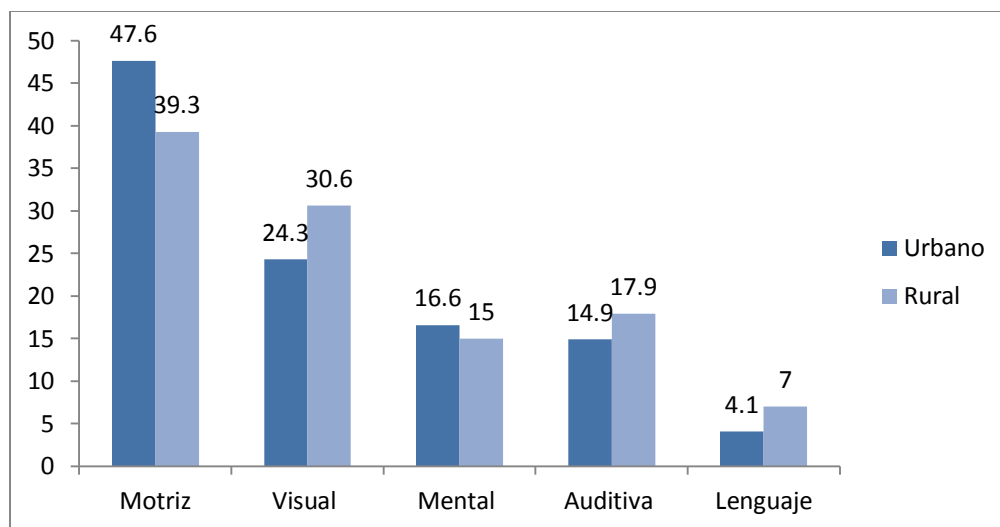
Estudios realizados por la Organización Panamericana de la Salud en el año 1992, señalan que la prevalencia de la discapacidad puede ser más alta en zonas rurales que en las zonas urbanas. Para México, de acuerdo con los resultados censales, la prevalencia de discapacidad fue ligeramente mayor en las localidades rurales (2.7%) que en las urbanas (2.2%); no obstante, el peso demográfico de la población en estos dos ámbitos influyó en la distribución de las personas con discapacidad por tipo de localidad, ubicándose 72.6% de las personas con esta condición en las localidades urbanas y 27.4% en las zonas rurales (INEGI 2000).



Gráfica N° 2.2: Distribución Porcentual de población según tipo de localidad, 2000
Fuente: INEGI XII CGP 2000. Tabulados básicos

Durante el año 2000, 72.6% de la población con discapacidad habitaba en comunidades Urbanas y 27.4% en comunidades rurales. Según la Organización Panamericana de la Salud (INEGI, et al., 2001), los estilos de vida, así como las oportunidades de acceso a programas preventivos de rehabilitación e integración social, pueden influir en la presencia de discapacidades en los ámbitos rural y urbano.

En la gráfica 2.3 se observa que en las localidades urbanas la prevalencia de la discapacidad motriz fue de 47.6% superior que en las rurales con un 39.3%, no obstante cabe considerar que en el ámbito rural este tipo de discapacidad puede exigir un mayor esfuerzo para enfrentar la cotidianidad y sobrevivir.



Gráfica N° 2.3: Porcentaje de población por tipo de discapacidad y tipo de localidad, 2000.
Fuente: INEGI. XII CGPV 2000. Tabulados básicos

2.1.4 Organizaciones y sistemas de salud para discapacitados

Existen grupos académicos e investigadores que trabajan en la idea de un modelo social de discapacidad. Los estudios sobre la discapacidad sirven de diversas ciencias sociales para tratar de comprender la vida de personas discapacitadas y sus organizaciones (King et al., 2009).

Existen organizaciones que hacen las definiciones oficiales de la discapacidad, tales como las de la Organización Mundial de la Salud, la cual se encarga de hacer las aportaciones de un modelo social, reconociendo los orígenes sociales de las percepciones sobre la deficiencia en el mundo (Abberley, 1987; Gleeson, 1999).

La OMS (2006) define a la salud como la encargada del estudio de las enfermedades en el ser humano, el bienestar físico, mental y social. Por tanto la rehabilitación médica es una de las ramas de la medicina, la cual se encarga de las enfermedades que causan discapacidad de alguna parte del cuerpo y su función principal es la de habilitar funcionalmente a personas con discapacidad.

La deficiencia en los países pobres es resultado directo de un desarrollo económico y social sesgado y basado en la explotación. La falta de financiación para organizar y distribuir servicios médicos apropiados y servicios relacionados con la discapacidad se exagera por las políticas de financiación de las instituciones financieras internacionales, tales como el Banco Mundial y el Fondo Monetario Internacional (Barnes, C. and Sheldon, A. 2010).

A pesar de que el vínculo entre discapacidad y pobreza ha sido reconocido de manera inequívoca y a nivel internacional, los intentos recientes de distintas agencias, tales como Naciones Unidas (ONU), el Banco Mundial o el Fondo Monetario Internacional (FMI) han fracasado ampliamente en su orientación al respecto a la hora de sus intentos por eliminar la pobreza. Para el acceso a tratamientos y servicios médicos depende de la liquidez de cada uno de los pacientes con discapacidad para pagar este tipo de tratamientos. Eso supone un serio problema para la mayoría de las personas con discapacidad que apenas tienen lo suficiente para sobrevivir, tanto en los países ricos como en los países pobres (Hurst y Albert, 2006).

En los países pobres, la falta de personal médico entrenado es un problema que se vive diariamente, la falta de compensación económica no permite el reentrenamiento en personas dedicadas al área de la salud (OMS, 2001a). En las naciones ricas una parte de los recursos tanto financieros como económicos son designadas a costosas innovaciones médicas que solo benefician a una minoría de la población mundial (OMS, 2001b).

La Organización Mundial de la Salud en el año 2012 propone una serie de estrategias que los gobiernos deben seguir para ayudar a la gente discapacitada a superar sus obstáculos (OMS, 2012):

- Promover el acceso a los servicios generales
- Invertir en programas específicos
- Adoptar nuevas estrategias y planes de acción nacionales
- Mejorar la educación, formación y contratación del personal
- Proporcionar una financiación adecuada
- Fortalecer la investigación

- Garantizar la participación de las personas con discapacidad en la aplicación de políticas y programas.

En México la Constitución Política y la Ley General de Educación, fortalecen la incorporación e integración social así como el desarrollo de las personas con discapacidad. En la década de los ochenta se comienza a integrar una nueva visión sustentada en los Derechos Humanos, la cual promueve el reconocimiento de la persona con discapacidad fortaleciendo la política educativa mundial y modalidades de atención, para formular programas, acuerdos, declaraciones, compromisos, que inciden directamente en el desarrollo pleno y bienestar de la población con discapacidad. (INEGI, 2000)

El 30 de mayo del 2011 se crea la Ley General para la Inclusión de las Personas con Discapacidad. A continuación se presentan algunos artículos y párrafos que tienen relevancia para este proyecto (DOF, 2011):

- En el capítulo único Disposiciones Generales en su artículo 2 párrafo IV hace hincapié en Ayudas Técnicas. Dispositivos tecnológicos y materiales que permiten habilitar, rehabilitar o compensar una o más limitaciones funcionales, motrices, sensoriales o intelectuales de las personas con discapacidad. En su párrafo XXV habla de la rehabilitación como un Proceso de duración limitada y con un objetivo definido, de orden médico, social y educativo entre otros, encaminado a facilitar que una persona con discapacidad alcance un nivel físico, mental, sensorial óptimo, que permita compensar la pérdida de una función, así como proporcionarle una mejor integración social.
- En el Capítulo I Salud y Asistencia Social en su artículo 7 promueve el derecho de las personas con discapacidad a gozar del más alto nivel posible de salud, rehabilitación y habilitación sin discriminación por motivos de discapacidad, mediante programas y servicios que serán diseñados y proporcionados, considerando criterios de calidad, especialización, género, gratuidad o precio accesible. En su párrafo IV. Describe la creación de bancos de prótesis, ortesis, ayudas técnicas y medicinas de uso restringido, que sean accesibles a la población con discapacidad.

2.2 Locomoción Humana

Latash, 1998 en Acero, 2011 define a la locomoción humana como una acción motora durante la cual la localización del cuerpo humano cambia en el espacio. La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad (Vera P. 1999).

En este concepto la acción motora es caracterizada por una autopropulsión manifestando una progresión de traslación de todo el cuerpo, producida por movimientos rotatorios coordinados de cada uno de los segmentos corporales que son articulados. Las acciones tienen orígenes en los sistemas neuromotores y musculo esqueléticos. La locomoción varía en términos de forma, estructura, velocidad y otros elementos de acuerdo al tipo de persona a la que se haga referencia. Hay varias formas de locomoción humana por ejemplo: caminar, saltar, correr, trotar, nadar, volar, rodar, arrastrarse, reptar, gatear y escalar (Acero J. 2013).

La Locomoción humana es una adquisición motriz temprana que se desarrolla durante el primer año de vida, durante el cual se desarrollan distintas formas de locomoción y como consecuencia de ello la evolución madurativa del niño. Este proceso es fluido, organizado, propio e implícito (no aprendido) que va unido a la información sensorial, a la curiosidad, a la necesidad del niño de investigar su entorno, es decir, unido a su desarrollo mental.

La locomoción humana al igual que cualquier tipo de locomoción se basa en tres principios fundamentales:

- Control automático y equilibrado de la postura corporal (actividad postural).
- Desplazamiento del centro de gravedad del tronco y enderezamiento contra la gravedad.
- Actividad muscular física: Movimientos musculares entre los segmentos de las extremidades y el órgano axial (Cabeza y columna vertebral).

La locomoción es una función extraordinariamente compleja, la cual se da desde el aprendizaje al caminar y en donde intervienen diferentes factores que sirven para realizar un análisis de la marcha normal y de ahí identificar diversas patologías de la marcha.

La marcha se define como un modo de locomoción bípedo donde se suceden los periodos de apoyo monopodal y bipodal, posibilitando el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo humano con un costo energético menor a cualquier otra forma de locomoción humana.

El hombre se desplaza por medio de sus extremidades inferiores, la marcha es el modo de locomoción en el cual el sujeto nunca deja el suelo y mantiene un equilibrio dinámico. Cuando una persona camina el cuerpo puede asimilarse a una masa sometida a traslaciones y que sufre la acción de la gravedad, inercia y aceleración. Durante este desplazamiento han de vencerse fuerzas resistencia que ocasionan un gasto de energía (Gómez R. 2005).

2.3 Marcha Normal

Es aquella que realizamos diariamente y que nos ayuda a desplazarnos de un lugar a otro. Una de las características de este tipo de marcha es que es simétrica y los patrones aplicados al ser humano varían dependiendo de las características físicas y la edad de cada persona (Inman, 1966).

La marcha humana es proceso de locomoción, en el cual el cuerpo se mantiene en forma erguida y se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas (Inman et al., 1981), es decir es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha no se deja de estar en contacto con el suelo (Lamoreux, 1971).

Las características de la marcha normal son:

- Estabilidad durante el apoyo
- Fase libre del pie durante el balanceo
- Preparación adecuada del pie para el contacto inicial
- Longitud adecuada del paso

- Energía que se utiliza al caminar (Conservación de la energía)

2.3.1 Ciclo de la marcha

Para el estudio del ciclo de la marcha es conveniente dividirlo en fases, ya que su análisis cinemático comienza por la inspección visual de cada región anatómica, mientras la persona camina.

El ciclo de la marcha es considerado como la secuencia de acontecimientos que tiene lugar desde el contacto de un talón con el suelo, hasta el siguiente talón con el suelo, también conocida como zancadas (Murray, 1964; Whittle, 1997). De otra manera, se puede decir que es el intervalo comprendido entre dos choques de talón sucesivos del mismo pie. Por conveniencia se toma como origen el contacto del pie derecho y el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo pie. Por su parte, el pie izquierdo experimentaría la misma serie de acontecimientos que el derecho, desplazados en el tiempo por medio ciclo (Perry, 1992).

El ciclo de la marcha comprende de dos fases:

1. **La fase de apoyo**, es aquella en la cual el pie de referencia está en contacto con el suelo y abarca el 60% del ciclo.
2. **La fase de oscilación o balanceo**, es aquella en la que el pie de referencia está suspendido en el aire y representa el 40% restante (ver figura 2.2).

El ciclo de marcha con sus porcentajes de duración sucede exactamente igual para el miembro contralateral, lo que revela, considerando los dos miembros inferiores, la existencia de dos periodos de apoyo bipodal o doble apoyo, que se caracterizan porque los dos pies contactan con el suelo: uno está iniciando el contacto de talón mientras que el otro, próximo a la fase de despegue, se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo. Estos periodos tienen un porcentaje de duración de alrededor de un 10%, cada uno, y, también hay durante un ciclo de marcha dos periodos de apoyo monopodal durante los cuales tan sólo un miembro inferior contacta con el suelo y sobre él recae el peso del cuerpo. En la figura 2.2 se observa el ciclo de la marcha.

Los cuatro periodos o fases en que se divide el ciclo de marcha son (Gómez, 2005):

- I. Primera fase o apoyo bipodal: Que comienza cuando el pie tomado como referencia toma contacto con el suelo por el talón, frenando la aceleración del cuerpo hacia delante y culmina con el despegue del miembro contralateral. En este momento Yamashita (1976) afirman que los dos pies están en contacto con el suelo.
- II. Apoyo monopodal del pie derecho: En el cual el peso del cuerpo recae en la extremidad tomada como referencia, mientras el miembro contralateral está oscilando o en periodo de balanceo (Gage, 1990).
- III. Segundo fase o apoyo bipodal: El pie considerado se apoya solo por el antepié en el suelo y está en situación posterior acelerando el cuerpo hacia delante, es el miembro propulsor o miembro activo dinámico. Gage (1990), lo denomina “fase de prebalanceo”
- IV. Segundo apoyo monopodal del pie izquierdo o fase oscilante: El pie que en el tiempo anterior solo se apoyaba por el ante pie en el suelo, ha despegado e inicia su periodo oscilante. Esta fase comienza con el despegue completo del pie y termina cuando el mismo pie vuelve a tocar el suelo (Macellari, 1999; Titianova, 2003).

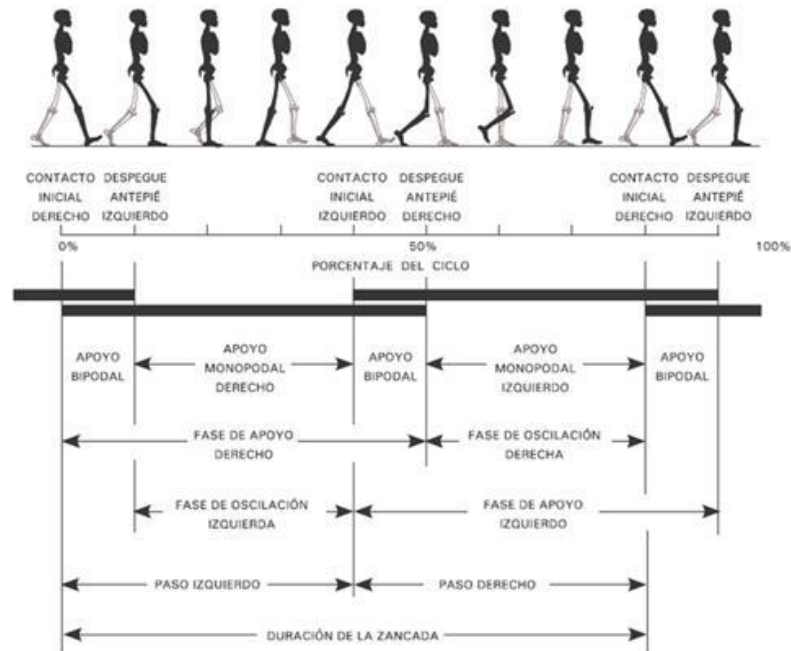


Figura 2.2: Fases de la marcha

Fuente: Gómez, 2005.

Un ciclo de la marcha está compuesto de dos pasos, los cuales forman una zancada (Gage, 1990), en donde cada pie pasa por una fase de apoyo (apoyo bipedal) y una fase de oscilación (apoyo monopodal), los cuales posibilitan el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo humano con un costo energético menor a cualquier otra forma de locomoción humana (Cámara, 2011). La distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie se denomina longitud de la zancada (Jacobs, 1972; Murray, 1967).

De otra manera se puede decir que la distancia medida en la dirección de progresión, que separa el apoyo inicial del pie derecho del apoyo inicial del pie izquierdo, se denomina longitud del paso izquierdo. Análogamente se define la longitud del paso derecho y la suma de ambas da como resultado la longitud de la zancada. El tiempo de paso izquierdo es el tiempo transcurrido en la consecución del paso izquierdo, es decir, entre el contacto inicial del pie derecho y el contacto inicial del pie izquierdo, y equivale a la suma del tiempo de oscilación izquierdo y el tiempo de doble apoyo inmediatamente anterior, que corresponde a la etapa de despegue del pie izquierdo. La separación lateral entre los apoyos de ambos pies, normalmente medida entre los

puntos medios de los talones, es la anchura del paso, anchura del apoyo o base de sustentación. Al ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión se le conoce como ángulo del paso. La diferencia entre correr y caminar es la ausencia de un período de doble apoyo (Vera P. 1999).

En la figura 2 se muestra un ejemplo de la longitud de la zancada y los apoyos sucesivos de los pies sobre el suelo en un ciclo de marcha.

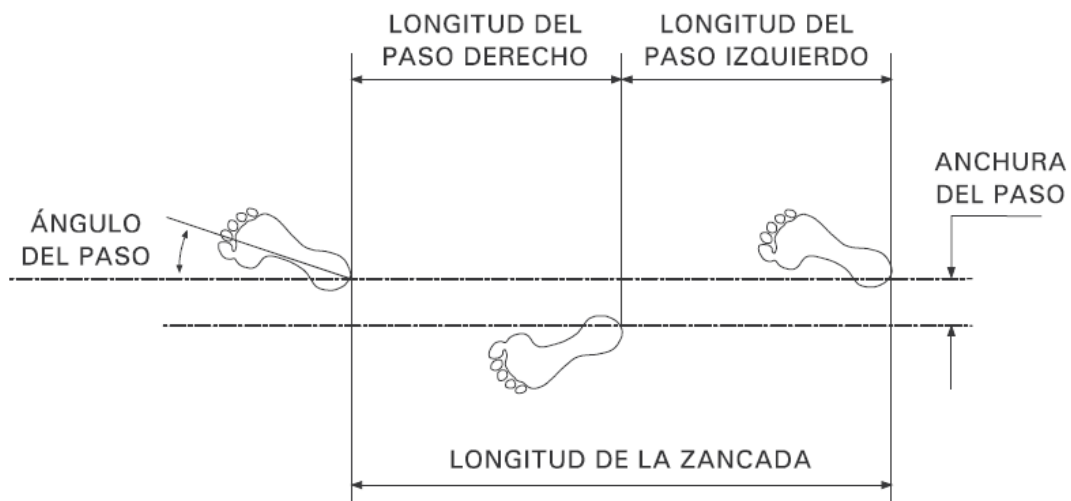
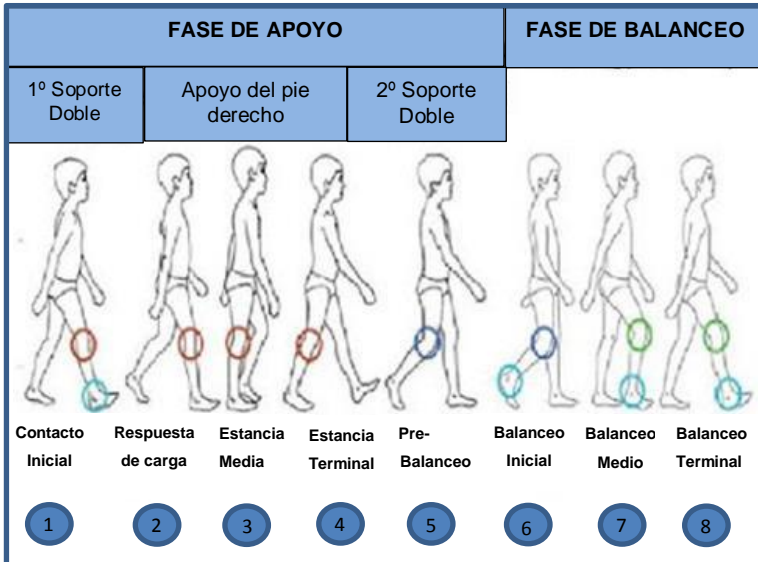


Figura 2.3: Longitud de zancada en la marcha

Fuente: Gómez, 2005.

En otros estudios realizados por Perry en el Hospital Rancho de los Amigos en California, describe 8 eventos o fases de la marcha (Torres, 2011):



1. Contacto inicial: 0%
2. Respuesta de carga: 0– 10%
3. Media estancia: 10– 30%
4. Estancia terminal: 30– 50%
5. Pre-Balanceo: 50– 60%.
6. Balanceo inicial: 60– 70%.
7. Medio Balanceo: 70– 85%.
8. Balanceo terminal: 85- 100%

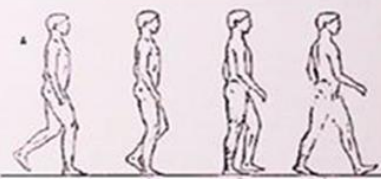
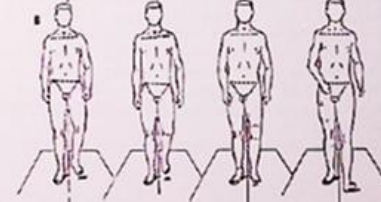
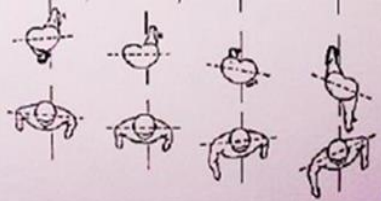
Figura 2.4: ocho fases de la marcha

Fuente: Torres, 2011

2.3.2 Planos Anatómicos de la marcha

Al estudiar la anatomía humana, podemos distinguir varios planos que constituyen una referencia espacial. Con respecto a estos planos se describirá la localización de las diferentes estructuras tales como tejidos, órganos, sistemas y la relación entre los mismos. Todas las descripciones en anatomía humana se hacen con relación a la llamada posición anatómica, posición convencional en que el cuerpo esta erecto, con la cabeza, los ojos y los dedos de los pies dirigidos hacia adelante, y con los miembros superiores extendidos a los lados, colocados de manera que las palmas de las manos miren hacia adelante. Es a partir de esta posición que el cuerpo se va a encontrar dividido anatómicamente en diferentes planos.

Hablando específicamente del estudio de la marcha, los planos anatómicos que sirven para analizar y tener parámetros relacionados con la secuencia normal al caminar son descritos en la tabla siguiente:

FIGURA	PLANO	CARACTERISTICAS
	Plano Sagital	Vista lateral que permite la observación de la inclinación pélvica y la flexo-extensión de la cadera, rodilla y tobillo.
	Plano Frontal	Vista ante posterior que permite la observación de la abducción y la aducción de la cadera, al igual que la oblicuidad pélvica.
	Plano Transversal	Vista superior o inferior que muestra la posición rotacional de las extremidades.

(a)

(b)

Figura 2.5: planos anatómicos de la marcha

Fuente:(a) Marcha normal/slideshare; (b) Gardner, 1986.

2.3.3 Parámetros de la marcha

Para una mayor descripción del ciclo de marcha pueden realizarse medidas de algunos parámetros generales descriptivos como la longitud, anchura y ángulo del paso, la cadencia y la velocidad de marcha. (Gómez, 2005).

Cada ciclo de marcha comprende dos pasos, siendo el paso la actividad entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral.

La longitud del paso corresponde a la distancia que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del pie contralateral y su anchura es la distancia entre los puntos medios de ambos talones. El ángulo del paso es el que forma el eje longitudinal del pie con la línea de dirección de la progresión.

La cadencia es el número de pasos ejecutados en la unidad de tiempo. Generalmente se mide en pasos por minuto.

$$\text{Cadencia (pasos/s)} = 2 / \text{duración zancada}$$

$$\text{Cadencia (pasos/min)} = 120 / \text{duración zancada}$$

La cadencia espontánea o libre en adultos oscila de 100 a 120 ppm.

La **velocidad de marcha** es la distancia recorrida en la unidad de tiempo y también se obtiene evidentemente multiplicando la longitud del paso por su cadencia. Se expresa en m/min. o Km/hora. La velocidad espontánea en adultos oscila de 75 a 80 m/min., es decir, de 4,5 a 4,8 Km/h. La velocidad media puede calcularse como el producto de la cadencia por longitud de la zancada, con la adecuada conversión de unidades:

$$\text{Velocidad (m/s)} = \text{longitud zancada (m)} \times \text{cadencia (pasos/min)} / 120$$

En la tabla siguiente se observan los parámetros de la marcha en personas normales, según los estudios realizados por algunos autores. Los valores de la tabla han sido medidos a la velocidad espontáneamente adoptada por cada sujeto, y constituyen un promedio para hombres y mujeres sanos de edad comprendida entre 18 y 64 años.

FUENTE (Gómez, 2005).	CADENCIA (p/min)		VELOCIDAD (m/s)		Longitud de zancada (m)	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Autores						
Murray (1964,1970)	117	117	1.53	1.3	1.57	1.33
Chao (1983)	102	108	1.2	1.1	1.42	1.22
Kadaba (1990)	112	115	1.34	1.27	1.41	1.3
Perry (1992)	111	117	1.43	1.28	1.46	1.28

Tabla N° 2. 6: Parámetros de la marcha.

Fuente: Cámara, 2011.

2.3.4 Análisis Biomecánico de la marcha.

Los músculos están formados por fibras con capacidad de contraerse y alargarse, los cuales cumplen tres funciones importantes durante la marcha:

- Frenado de los segmentos arrastrados por la energía cinética.
- Amortiguación de impactos y vibraciones.
- Aceleración de los segmentos, en escasa medida

Para la realización del análisis biomecánico, se utilizan dos ramas de la dinámica: cinética y cinemática.

La cinética se encarga de la descripción del movimiento, tales como fuerzas de reacción del suelo, fuerzas musculares y ligamentos así como momentos y potencias articulares.

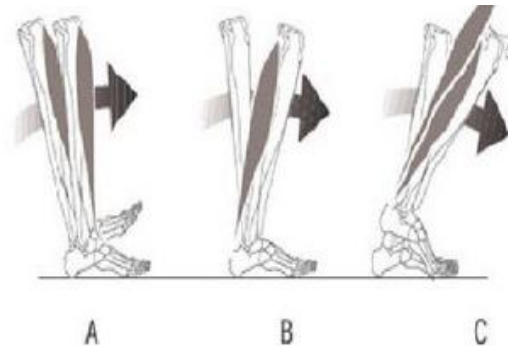
La cinemática se encarga de la descripción del movimiento, sin atender a quien lo produce; contempla desplazamientos, aceleraciones y ángulos articulares, los cuales se grafican en función del tiempo.

A continuación se realiza el análisis biomecánico en cada una de las fases (Torres 2011):

La fase de contacto inicial (CI):

El objetivo principal del cuerpo en el instante de contacto inicial (0-2% del ciclo, apoyo bipodal) es posicionar el pie correctamente al entrar en contacto con el suelo. Durante este breve intervalo (Gage, 1990; Whittle, 1991), la línea de acción de la fuerza de reacción es posterior a la articulación del tobillo, pasa por la rodilla o ligeramente por delante de ella, y es anterior a la cadera. Se produce así un momento de flexión plantar en el tobillo, de ligera o nula extensión en la rodilla y de flexión en la cadera. En correspondencia, en cada articulación se genera un momento interno que contrarresta la acción externa. Así, en el tobillo, se encuentran activos los flexores dorsales; en la rodilla, intervienen los isquiotibiales y, si se alcanza la hiperextensión, la cápsula articular posterior; en cuanto a la cadera, se produce una contracción de los extensores.

Adicionalmente, se registra actividad del cuádriceps, en preparación para la siguiente fase. En el contacto inicial comienza el primer rodillo o rodillo del talón, al producirse un movimiento de rodadura del pie hacia abajo, apoyado en el talón, y controlado, fundamentalmente, por el tibial anterior. En el plano frontal, los abductores de cadera actúan excéntricamente para contrarrestar el momento de aducción creado por la masa corporal sobre esta articulación.



La acción de los tres rodillos suaviza la trayectoria:

- A. Acción del rodillo de talón, bajo el control del tibial anterior.
- B. Acción del rodillo del tobillo, controlado por el tríceps sural
- C. Acción del rodillo del antepié, propiciado por una contracción potente del tríceps sural.

Figura 2.7: Acción de los músculos en la marcha

Fuente: Torres, 2011

Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI):

Esta fase se prolonga hasta un 10% del ciclo de marcha, en apoyo bipodal. Su propósito principal es el mantenimiento de una progresión suave, mediante el rodillo del talón, al tiempo que el descenso del cuerpo se amortigua. Esta deceleración se manifiesta claramente en la fuerza de reacción vertical, que aumenta por encima del peso del cuerpo. Durante la fase inicial del apoyo, la masa corporal se decelera mediante el control de la flexión de rodilla y de la flexión plantar del tobillo. Al final de la fase de respuesta a la carga, la flexión de rodilla alcanza unos 15° y la de tobillo unos 10°, se completa el rodillo del talón y comienza el del tobillo, y la fuerza de reacción pasa a ser anterior al tobillo. En este punto, la acción de la musculatura tibial anterior

cesa y comienzan a contraerse el tríceps sural, el tibial posterior y el peroneo lateral largo. A nivel de la rodilla se registra un importante par externo de flexión al que se opone el cuádriceps, fundamentalmente mediante los vastos y el crural, ya que la intervención del recto anterior perjudicaría a la extensión de la cadera que tiene lugar en ese momento. Conforme la fuerza de reacción pasa a ser posterior a la cadera, su acción se transforma gradualmente en extensora, con lo que cesa la actividad de los extensores de cadera al final de la fase. En el plano frontal, la transferencia del peso del cuerpo al miembro requiere la intervención de los abductores de cadera. El tensor de la fascia lata contribuye a esta acción y contrarresta simultáneamente el momento en varo en la rodilla. En el pie, la fuerza de reacción, lateral al talón, crea un momento de eversión del mismo. Con la eversión del calcáneo el astrágalo rota internamente en el plano transversal, lo que produce una rotación interna de tibia y peroné, que se transmite al fémur. Este movimiento es favorecido por los aductores, isquiotibiales mediales y fibras anteriores del glúteo mediano, y se aprovecha para tirar de la pelvis hacia adelante.

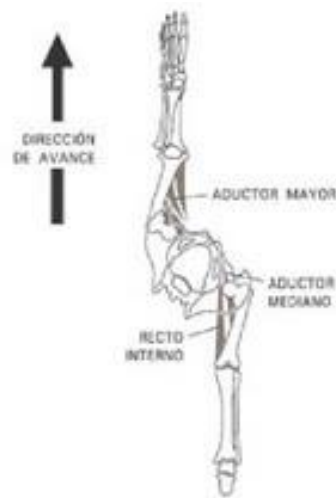


Figura 2.8: Acción de los músculos en la marcha desde el plano transversal

Fuente: Torres, 2011.

Fase media del apoyo (AM):

Esta fase transcurre entre el 10% y el 30% del ciclo de marcha y su comienzo viene marcado por el despegue de los dedos del miembro contralateral. En esta fase tiene lugar el rodillo del tobillo, o segundo rodillo, manteniendo la estabilidad de cadera y rodilla, mientras el

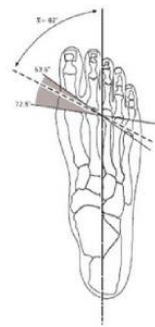
cuerpo avanza sobre un pie estacionario. Simultáneamente, el miembro opuesto comienza su fase de oscilación o balanceo y el cuerpo se encuentra en apoyo monopodal. El centro de masas alcanzado su cenit, momento en el cual su velocidad vertical es nula. En el plano sagital el momento externo a nivel de tobillo es dorsiflexor debido al desplazamiento hacia adelante de la fuerza de reacción, que pasa a ser, a su vez, anterior a la rodilla y posterior a la cadera, creando momentos extensores en ambas articulaciones. Dado que la hiperextensión está protegida por la acción ligamentosa correspondiente (ligamento iliofemoral en la cadera y cápsula posterior y cruzados en la rodilla), la actividad muscular de glúteo mayor, isquiotibiales y cuádriceps cesa. El sóleo, mediante el control de la posición de la fuerza de reacción, estabiliza las tres articulaciones.

En el plano frontal, la pelvis cae unos 5° en su extremo contralateral. La masa del cuerpo está situada excéntricamente sobre el miembro de apoyo y produce un momento externo de aducción en la cadera y en varo en la rodilla, contrarrestados por los abductores de cadera, el tensor de la fascia de lata y la banda iliotibial. A nivel de tobillo, el tibial posterior y los peroneos mantienen la estabilidad del pie. En el plano transversal continúa la rotación interna de la pierna. El muslo rota internamente hasta que se alcanza la extensión completa de la rodilla. En esta fase la pelvis alcanza su posición neutra al pasar un miembro frente al otro. También los hombros se encuentran en posición neutra, rotando en la dirección contraria a la pelvis, como mecanismo compensatorio del momento angular. Estos movimientos se deben a las fuerzas de inercia, por lo que no se requiere acción muscular.

Fase final del apoyo (AF):

Transcurre esta fase entre el 30% y el 50% del ciclo de marcha. Los objetivos fundamentales de la misma son proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada adecuada. La aceleración es consecuencia de la caída hacia adelante del centro de masas del cuerpo unida a una acción concéntrica del tríceps sural (Gage, 1990). Según Winter (1990), este par acelerador genera, en adultos normales, alrededor de un 80% u 85% de la energía necesaria para la marcha. La fase comienza cuando la proyección sobre el suelo del centro de masas adelanta al centro de presiones, de forma que el cuerpo comienza a caer hacia adelante y hacia el

lado carente de soporte. En el plano sagital, los gemelos se unen al sóleo en el control de la dorsiflexión del tobillo. El tríceps sural se contrae ahora con potencia, y el talón despegar del suelo. Esto marca el inicio del tercer rodillo, o rodillo del antepié, en el que las cabezas de los metatarsianos actúan como punto de apoyo para la rotación del miembro. En el plano del suelo, la inclinación del eje formado por las cabezas de los metatarsianos es de unos 60° con respecto al eje anteroposterior del pie. Cuando comienza la rotación sobre este eje, la inversión del retropié bloquea la articulación subastragalina. La aceleración y propulsión hacia adelante se deben a la combinación de la acción del tríceps y la caída hacia adelante del tronco. La rodilla alcanza una extensión completa y, al final de la fase, también la cadera. El miembro contralateral está ahora en la fase final de la oscilación. La fuerza de reacción permanece anterior a la rodilla y posterior a la cadera, lo que permite la estabilización pasiva de ambas articulaciones. Al final de la fase, las articulaciones metatarsofalángicas se flexionan dorsalmente unos 20° .



Orientación promedio del eje formado por las cabezas de los metatarsianos

En el plano frontal, continúa el momento externo de aducción y el equilibrio se mantiene debido a la acción de los abductores de cadera y al tensor de la fascia lata. En el plano transversal el lado suspendido de la pelvis continúa rotando hacia adelante junto con la pierna en oscilación. De este modo la pelvis, al orientarse parcialmente en dirección anteroposterior, prolonga la longitud efectiva del paso. En el miembro de sustentación, la rodilla está completamente extendida y muslo y pierna rotan externamente de forma solidaria. Puesto que el pie no rota sobre el suelo, este movimiento del miembro se reparte entre la cadera y la articulación subastragalina. A nivel de esta última dicha rotación externa provoca la supinación del retropié (inversión), elevando el arco plantar. La aponeurosis plantar, a su vez, refuerza este efecto al tensarse debido al rodillo del antepié. Así como durante las fases de contacto inicial y respuesta a la carga (CI y AI) el pie funciona como estructura absorbente de impactos, ahora se rigidiza,

asegurando un brazo adecuado de palanca para la fuerza ejercida por el tríceps sural. Además de éste, el tibial posterior, los peroneos laterales, el flexor largo de los dedos y el flexor largo del dedo gordo se encuentran activos.

Fase previa a la oscilación (OP):

El propósito principal de esta fase, que transcurre entre el 50% y el 60% del ciclo, es preparar el miembro para la oscilación. El contacto inicial (CI) del miembro opuesto marca su inicio, así como el comienzo de la fase de doble apoyo. El análisis cinemático y cinético de esta fase revela una actividad concéntrica de los flexores de la cadera, impulsando el muslo hacia adelante y produciendo también una flexión de la rodilla. Con la transferencia del peso del cuerpo sobre el miembro contralateral y el avance de la pierna de apoyo la fuerza de reacción se sitúa detrás de la rodilla. El momento externo dorsiflexor disminuye rápidamente con la reducción de la fuerza de reacción sobre el miembro de apoyo y del brazo de palanca de la misma. Como consecuencia, los flexores plantares predominan y contribuyen a la flexión de rodilla.

A cadencia libre, las fuerzas gravitacionales se equilibran con las inerciales y la rodilla flexiona en las fases de pre oscilación e inicial de la oscilación para extenderse pasivamente en la fase final de la oscilación, sin intervención muscular adicional. Sin embargo, puesto que el miembro inferior se comporta como un péndulo compuesto, la flexión sería excesiva a cadencias rápidas, de no ser por la acción del recto anterior. Una cadencia mayor se consigue mediante la aplicación de un mayor momento de flexión plantar en el tobillo y de un mayor momento flexor en la cadera. El recto anterior, dado su carácter biarticular, aumenta la fuerza de flexión de la cadera impidiendo, al mismo tiempo, una flexión excesiva de la rodilla y, consecuentemente, una elevación excesiva del talón. De modo similar, a cadencias inferiores a la normal, la flexión de rodilla ha de aumentarse pues las fuerzas de inercia son insuficientes. En este caso el sartorio, el recto interno y la porción corta del bíceps crural contribuyen a la flexión de la rodilla en las fases de preoscilación e inicial de la oscilación. Notemos que la flexión plantar del tobillo en la fase previa a la oscilación produce un alargamiento de la longitud efectiva del miembro de apoyo. Este mecanismo reduce la caída del centro de masas del cuerpo y conserva energía. A cadencia

normal se tienen, aproximadamente, 27° de flexión plantar de tobillo, 45° de flexión de rodilla y 5° de flexión de cadera en el instante de despegue del ante pie o de dedos. En el plano frontal, los abductores de cadera cesan su actividad con la transferencia rápida del peso al miembro opuesto, que reduce el momento externo de aducción. Ahora comienza a intervenir la musculatura aductora del muslo, en particular el recto interno y el aductor mayor. Debido a la posición retrasada del miembro con respecto a la pelvis, estos músculos contribuyen a la flexión del muslo.

En el plano transversal, la pelvis alcanza su máxima rotación homolateral hacia atrás al término de la fase, final del apoyo. Al iniciarse la pre oscilación comienza a rotar hacia adelante junto con el miembro, ahora retrasado. Con el avance de éste el muslo rota externamente respecto de la pelvis. Pierna y pie también rotan externamente en relación al muslo. El centro de presiones plantares se desplaza hacia la zona medial y en el momento del despegue de dedos se localiza bajo las cabezas del primer y segundo metatarsianos.

Fase inicial de la oscilación (OI):

Los objetivos básicos de esta fase (aproximadamente del 50% al 73% del ciclo) son conseguir una separación pie-suelo suficiente (seguridad) así como alcanzar la cadencia deseada. La variación de cadencia requiere un control complejo por parte del sistema nervioso central y una sincronización precisa de los músculos biarticulares, más delicada que en los músculos mono articulares. Es, entonces, comprensible la pérdida de estas capacidades en patologías neurológicas. La fase inicial de la oscilación comienza con el despegue del antepié. Ahora el pie está en el aire, no existen fuerzas de reacción y las únicas fuerzas externas actuantes sobre el miembro son el peso, la gravedad y las fuerzas de inercia. A nivel de tobillo estas fuerzas producen un momento de flexión plantar contrarrestado por el tibial anterior, que trabaja concéntricamente. Para modificar la cadencia, el cuerpo necesita un mecanismo que altere el período natural del miembro, que oscila como un péndulo compuesto. Una primera medida consiste en la modificación de dicha frecuencia natural, principalmente mediante un mayor o menor grado de flexión de la rodilla. Adicionalmente, en función del balance entre fuerzas inerciales (flexión) y gravitatorias (extensión), se genera un momento adecuado de flexión en la

rodilla. A cadencia normal la situación es prácticamente de equilibrio y no es necesaria acción muscular alguna. En marcha rápida, predomina el momento de flexión y debe ser contrarrestado por el recto anterior. A cadencia baja las fuerzas de inercia son insuficientes e intervienen el sartorio, el recto interno y la porción corta del bíceps crural. La posición retrasada del miembro, con los dedos apuntando hacia el suelo, exige unos 60° de flexión de rodilla para obtener una separación pie-suelo adecuada. En la cadera, los flexores aceleran el miembro en oscilación y contrarrestan la acción gravitatoria (extensión). A cadencia normal este momento se debe principalmente al psoasíaco. Para desarrollar una marcha más rápida interviene el recto anterior que, al mismo tiempo, se contrapone al excesivo momento externo de flexión en la rodilla. Este es un ejemplo de la acción isométrica de un músculo biarticular en marcha humana normal. La flexión de la cadera acortaría la longitud efectiva del recto anterior en, aproximadamente, la misma magnitud que la flexión de la rodilla. De este modo, el músculo trabaja en forma casi isométrica y actúa como una banda elástica que transfiere energía de la rodilla a la cadera. De forma similar actúan el bíceps crural, los gemelos, el aductor mayor del muslo y el psoasíaco, transfiriendo energía entre segmentos no adyacentes, contribuyendo así a la conservación de energía. En el plano frontal, los aductores asisten a los flexores en el avance del miembro. Se produce la caída pélvica máxima, de unos 5°. Este mecanismo, al tiempo que reduce el movimiento vertical del centro de masas, aumenta la flexión de rodilla necesaria para superar el nivel del suelo. En el plano transversal la pelvis rota hacia adelante por la acción del aductor mayor del muslo del miembro de apoyo. Muslo, pierna y pie rotan externamente.

Fase media de la oscilación (OM):

La finalidad de esta fase (entre el 73% y el 87% del ciclo) es mantener la separación entre el pie y el suelo. Al extenderse ahora la rodilla, esta distancia precisa del mantenimiento de una pelvis relativamente horizontal, suficiente flexión de cadera y dorsiflexión de tobillo adecuada. En marcha humana normal, la separación mínima, que se produce en esta fase, es de, tan sólo, 1.29±0.45 cm (Winter, 1992), con lo que el margen de error es muy estrecho. En el plano sagital, el miembro en oscilación se comporta como un péndulo compuesto, y cualquier aceleración del mismo durante la fase inicial de la oscilación debe compensarse en la fase final. La fase media es un período de transición durante el cual la actividad muscular es mínima. Al principio de la fase

media de la oscilación el muslo está relativamente vertical, pasando bajo el tronco y junto al miembro de apoyo. Al final de la fase, la cadera alcanza su flexión máxima y la posición de la pierna es prácticamente vertical, mientras continúa la extensión de rodilla. Los movimientos de cadera y rodilla se deben únicamente a fuerzas inerciales y gravitatorias. En el tobillo, la musculatura tibial anterior actúa concéntricamente reduciendo la flexión plantar. Al final de la fase se alcanza el máximo de flexión de cadera, de unos 35°, la flexión de rodilla se ha reducido a 30°, y el pie alcanza una posición cercana a la neutra. En el plano frontal, los aductores de la cadera están inactivos y el miembro inferior se mueve por inercia. En la transición entre las acciones aductora y abductora, la pelvis retorna a su posición neutra con respecto a la horizontal. Ambos miembros pasan uno junto al otro y continúa la rotación externa del muslo y de la pierna.

Fase final de la oscilación (OF):

En esta fase, que transcurre entre el 87% y el 100% del ciclo de marcha, los objetivos son desacelerar la pierna y preposicionar correctamente el pie para establecer contacto con el suelo. En el plano sagital, es necesaria una extensión completa de la rodilla y una posición neutra del pie con respecto a la pierna para realizar el contacto efectivo del talón y el comienzo del siguiente ciclo. En el plano sagital, la cadera alcanza su flexión máxima y el pie su posición neutra hacia el final de la fase anterior. Al principio de la fase final de la oscilación la rodilla presenta una flexión de unos 30° y, en el instante de contacto inicial estará casi completamente extendida. Los isquiotibiales deceleran muslo y pierna, evitando una hiperextensión de rodilla demasiado violenta. Su actividad es máxima en este período de la marcha. La cápsula posterior de la rodilla limita la hiperextensión, si ésta se produce. Los extensores de cadera, el cuádriceps y el tibial anterior se preparan para resistir el momento producido por la fuerza de reacción en el instante del contacto inicial. En el plano frontal, los abductores de cadera intervienen justo antes del contacto inicial para soportar el inminente momento de aducción. La posición del pie es crítica en este intervalo de tiempo porque un preposicionado en varo o en valgo en el instante del impacto provocaría elevados momentos de inversión o eversión, en un momento en que la musculatura necesaria para contrarrestarlos se encuentra normalmente inactiva. De hecho, este es un mecanismo habitual de producción de esguinces de tobillo. En el plano transversal, la pelvis rota anteriormente acompañando al miembro en oscilación, alcanzando su máximo en el instante

de contacto inicial. La rotación externa de muslo, pierna y pie continúa hasta iniciada la fase de apoyo.

En la Tabla se resume la descripción conjunta de los movimientos y funciones más importantes asociados a las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera durante cada una de las fases de la marcha (Torres 2011):

	FASES DE LA MARCHA	TOBILLO	RODILLA	CADERA
1	Contacto inicial o ataque del talón	Tobillo a 0° de flexión para iniciar el rodillo del talón.	Postura en extensión de la rodilla. Estabilidad en el apoyo	Postura mantenida de 30° de flexión de la cadera.
2	Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga o apoyo plantar	Primera trayectoria de flexión plantar. Progresión sobre el rodillo del talón.	Flexión de la rodilla (15°). Absorción del impacto.	Mantenimiento de la posición en los planos sagital y frontal.
3	Fase media del apoyo o media estancia o medio apoyo	Primera trayectoria de flexión dorsal. Progresión sobre el rodillo del tobillo.	Extensión de la rodilla. Estabilidad en el apoyo.	Extensión progresiva de la cadera.
4	Fase final del apoyo o despegue del talón.	Despegue del talón y mantenimiento de la dorsiflexión. Progresión sobre el rodillo del antepié.	Se completa la extensión de rodilla. Estabilidad en el apoyo. Avance del paso.	Hiperextensión de la cadera
5	Fase previa a la oscilación o despegue de los dedos.	Segunda trayectoria de flexión plantar. Inicio de la flexión de rodilla para facilitar la oscilación.	Flexión de la rodilla. Preparación para la oscilación.	Flexión de la cadera hasta su posición neutra.
6	Fase inicial de la oscilación o fase de aceleración.	Inicio de la segunda trayectoria de dorsiflexión. Asegurar una separación pie-suelo suficiente para el avance del miembro.	Flexión de rodilla. Separación pie-suelo suficiente para el avance del miembro.	Flexión de la cadera.

7	Fase media de la oscilación o medio swing	Continuación de la trayectoria de dorsiflexión. Mantener una distancia pie-suelo suficiente.	Extensión pasiva de la rodilla. Avance del miembro.	Continuación de la flexión de la cadera.
8	Fase final de la oscilación o desaceleración.	Mantenimiento del tobillo en posición neutra. Preparación para el siguiente contacto inicial.	Extensión de la rodilla. Longitud de paso adecuada. Preparación para el siguiente apoyo.	Cese de la flexión de cadera

Tabla N° 2.7: Acción de los músculos en la fase de la marcha

Fuente: Torres, 2011

2.4 Marcha patológica

La marcha patológica es la alteración de la marcha normal como consecuencia de disminución de la fuerza muscular, alteración de la coordinación entre agonistas y antagonistas, causas funcionales y combinaciones entre ellas.

La clasificación de las alteraciones de la marcha se da debido a las patologías, según su etología, zona anatómica afectadas, y la alteración de la marcha normal en cada una de sus fases, utilizando herramientas para el estudio de la marcha humana. Estas alteraciones se pueden clasificar de la siguiente manera (Prat 1993):

- Dolor
- Deformidad
- Debilidad muscular
- Control neurológico deficitario

Existen tres causas que generan las marchas patológicas (Saucedo M, A 2009):

1. **Anormalidades frecuentes:** Entre las cuales podemos encontrar el acortamiento del miembro inferior; limitación de la amplitud articular, inestabilidad articular o marcha antilógica.

2. **Déficit neurológico:** Hemiplejia, Espasticidad, ataxia, Parkinsonismo.

3. **Lesiones neurológicas periféricas:** parálisis de los extensores de cadera, glúteo medio, cuádriceps, isquiotibiales, flexores dorsales del pie o del tríceps sural.

En los últimos años, el desarrollo de técnicas biomecánicas, han contribuido al desarrollo de parámetros de las diferentes patologías relacionadas con la marcha.

2.4.1 Tipos de marchas patológicas

En la tabla 2.8 se muestran el tipo de marchas patológicas, sus características y causas de cada una de ellas.

TIPO DE MARCHA	DEFINICIÓN	CARACTERÍSTICAS		CAUSAS
Marcha Atáxica	La ataxia se define como una alteración de la coordinación de los movimientos voluntarios y el equilibrio.	Atáxia sensorial	Es potencialmente discapacitante, afecta en mayor grado las extremidades inferiores y produce una marcha basilarante	Es resultado de una lesión de los aferentes propioceptivos en cualquier nivel de su recorrido, desde los nervios periféricos.
		Atáxia cerebelosa	Cualquier tipo de alteración, ya sea estructural o no, que afecte al cerebelo, de tal modo que se vea modificada su función	Alteraciones de tipo degenerativo, las cuales podrán ser hereditarias o no. Tumores, Intoxicación, etc.
		Atáxia Espástica	Marcha basilarante de base de sustentación ancha, con las rodillas elevadas, pero con las piernas que siempre se movilizan en forma rígida	Enfermedades desmielinizantes, malformaciones vasculares, deficiencia de cianocobalamina, neoplasias.
Marcha Tambaleante	Es aquella que aparece cuando existe una paresia de los músculos de la cintura pélvica	Realización de movimientos laterales del tronco exagerados, acompañados de elevación de la cadera.		Afectación de la cadera en los adultos y las distrofias musculares en los niños.
Marcha Equina	Es aquella donde la forma de andar es caracterizada por presentar el pie caído o péndulo	Dificultad para realizar la flexión dorsal del pie (pie caído o pie péndulo) por lo que, para no arrastrarlo durante la marcha, levanta exageradamente la rodilla y al apoyar el pie lo hace tocando primero el suelo con la punta		Afectación del grupo muscular inervado por el nervio ciático popliteo externo. Es susceptible de diferentes tipos de lesión. Algunas de éstas son la compresión del nervio por una hernia de disco lumbar (por ej., L4, L5, S1), trauma en el nervio ciático, espondilolistesis, estenosis espinal, lesión en la médula espinal, fracturas óseas (piernas, vértebras), apoplejía, tumor, diabetes, laceraciones, heridas con armas de fuego o lesiones de tipo aplastamiento.
Marcha Hemiparética	Tipo de marcha que se caracteriza por la pérdida total o parcial del movimiento en la mitad del cuerpo	Las piernas están rígidas, los pies en flexión plantar y los movimientos se realizan en sentido circular. Al caminar es posible que el paciente camine lentamente, apoyando el peso del cuerpo sobre el miembro no afectado, al tiempo que el brazo afectado permanece pegado al cuerpo en semiflexión		Lesión unilateral de la vía piramidal
Marcha paraparética	Es aquella donde la extremidad inferior se mantiene en extensión durante todo el ciclo de la marcha	Sensación de rigidez y pesadez en los miembros inferiores, con dificultad para despegar los pies del suelo y camina de puntas		Lesiones medulares que afectan a ambas vías piramidales al mismo tiempo. Origen genético y esclerosis lateral amiotrófica
Marcha parkinsoniana	Es la que aparece de forma típica en los síndromes parkinsonianos avanzados	El tronco está flexionado hacia adelante, avanzando el centro de gravedad por delante de su posición habitual con ambas piernas discretamente		Síndromes parkinsonianos avanzados

Marcha de Trendelenburg	Marcha anormal asociada a la debilidad de los glúteos medianos.	Tendencia a caer hacia el lado opuesto durante la fase de apoyo al lado afectado, la cadera opuesta cae hacia abajo para evitar caerse. El paciente traslada su centro de gravedad hacia el lado afectado desplazando el tronco y la cadera en esa dirección	Mala función de los abductores, luxación congénita de cadera, fractura del cuello femoral consolidada con mala alineación. Enfermedad de perthes. Desplazamiento epifisario raquitismo
Marcha Apraxica	Es aquella donde el paciente tiene dificultad en iniciar la marcha	Los primeros síntomas, los pasos se hacen cortos como si el paciente dudara el movimiento adecuado; separa las piernas y tiene dificultad para mantener el equilibrio	Glioma del cuerpo caloso que invade los lobulos frontales, últimas fases de demencia de generaciones cerebrales, hidrocefalia.
Marcha senil	Es aquella en donde ocurren una serie de modificaciones en el que el sistema músculo-esquelético y los mecanismos nerviosos centrales y periféricos controlan el equilibrio en el envejecimiento	Pasos largos y rápidos con aumento de oscilación de los brazos, postura rígida y en flexión, pasos cortos y lentos, giros en bloque y menos oscilación de los brazos	Degeneración combinada de los lobulos frontales y ganglios vasales
Marcha antialgica	Es la alteración en el desplazamiento y apoyo de piernas y pies que debe hacer el enfermo debido al dolor que una lesión del tipo que fuere le produce si intenta caminar de forma normal	Aquella alteración en el desplazamiento o apoyo normal de las piernas y pies que debe hacer el enfermo, debido al dolor que una lesión del tipo que fuere, le produce si intenta caminar de forma normal	Dolor o alguna afección que cause molestia al intentar caminar de forma normal.

Tabla N° 2.8: Tipos de marchas patológicas

Fuente: Fuente: Neurowikia, 2011

2.5 Medicina Aplicada a la Discapacidad

La Medicina Física era definida como la especialidad médica que utilizaba los agentes y métodos físicos para el diagnóstico, tratamiento y pronóstico de las enfermedades (Pinto 1968). De este modo, la Medicina Física y la Rehabilitación tenían mucho en común, aunque la primera no abordaba aspectos sociales, laborales o psicológicos.

Durante los años cincuenta y sesenta, se entendía a la Rehabilitación en un sentido más amplio, no sólo se debía obtener la recuperación física sino que la Rehabilitación era el proceso que tiende a la reincorporación de los inválidos a la vida socioeconómica del país, en las mejores condiciones de bienestar físico, psicológico, social, vocacional y económico (Angulo 1968).

Seelman (2002) propone cuatro modelos de la discapacidad, usando ejemplos de algunos países, principalmente de Estados Unidos y Japón. El uso de estos modelos tiene consecuencias para la educación y la capacitación profesional de las personas con discapacidad, incluyendo las políticas, prácticas, investigaciones internacionales y nacionales.

Las personas que viven discapacidad en algún lugar del mundo han formado el movimiento de la discapacidad, las cuales critican al modelo médico aplicado a la discapacidad y demandan más participación al tomar las decisiones que afectan el bienestar del paciente. (Basnett, 2001).

El modelo médico en la rehabilitación se basa en la búsqueda del problema ubicado en el cuerpo del individuo con discapacidad. Las personas con discapacidad asumen el papel de pacientes, una situación de corta o larga duración dependiendo de varios factores, incluyendo la condición del individuo, las políticas relacionadas con la institución donde se rehabilitan y el apoyo de la comunidad, así como las actitudes profesionales y sociales acerca de la discapacidad. El modelo médico es la percepción biológica y médica de normalidad, la estrecha banda de conocimientos legítimos que usualmente sólo se relacionan con lo médico y la salud. Así, la discapacidad queda reducida al nivel de deficiencia. La perspectiva de la persona con una discapacidad y los factores sociales, usualmente no forman parte de la base de conocimientos del modelo médico. (Seelman, 2004).

Viendo los antecedentes, podemos observar que la discapacidad en México es un problema de salud, la cual afecta a personas de todas las edades. Según el INEGI la discapacidad se puede dividir cinco tipos de discapacidad: motriz, visual, mental, auditiva y del lenguaje (INEGI, 2000). La discapacidad que se presenta con mayor frecuencia en la sociedad es la discapacidad motriz, la cual haremos referencia y nos enfocaremos a extremidades inferiores y principalmente en pacientes con paraplejia.

En la discapacidad motriz se pueden producir limitaciones posturales, de desplazamiento o de coordinación del movimiento. Para rehabilitar a pacientes con discapacidad motriz, los especialistas en el área de la rehabilitación médica utilizan diferentes técnicas y terapias que

ayudan a mejorar el estado físico del paciente. Los investigadores del campo de la rehabilitación son llamados para que muestren evidencia de resultados, eficacia y efectividad de la tecnología de asistencia personal (Fuhrer, 2001).

Una de las terapias que utilizan los fisioterapeutas son los masajes corporales y movimientos repetitivos en diversas zonas del cuerpo donde se desea rehabilitar a personas con algún tipo de discapacidad (Newport 2006). Con el avance de la tecnología los especialistas recurren a la ingeniería biomédica, la cual se encarga de apoyar a la medicina en diferentes ramas y especialidades. En el caso de la rehabilitación médica que es la encargada de ver los síntomas y patologías de cada una de las discapacidades recurre a la ingeniería biomédica la cual por medio de la ingeniería de la rehabilitación se encarga del diseño y desarrollo de equipos terapéuticos.

La rehabilitación es un proceso limitado, cuyo objetivo es permitir que una persona con una deficiencia alcance un nivel físico, mental y social funcional adecuado. Se considera persona con discapacidad a toda aquella persona que como consecuencia de una o más deficiencias físicas, psíquicas o sensoriales; congénitas o adquiridas, previsiblemente de carácter permanente y con independencia de la causa que las hubiera originado, se vea obstaculizada en al menos un tercio su capacidad educativa, laboral o de integración social. (COMPIN 2012)

2.5.1 Discapacidad Motriz

La discapacidad motriz, es aquella en la que las personas presentan alteraciones en el aparato motor debido a problemas en el sistema nerviosos central, óseo articular, muscular y nervioso. Las personas afectadas por estas alteraciones presentan diferentes síntomas como limitaciones posturales, falta de coordinación y manipulación en sus movimientos en extremidades inferiores y superiores, desequilibrio al moverse, y limitación para desplazarse de un lugar a otro.

La discapacidad motriz en miembros inferiores limita el movimiento parcial o total de las personas que lo padecen debido a lesiones en alguna parte del cuerpo. Según la topografía corporal estas se distinguen de la siguiente manera:

- Monoplejía: Es aquella que afecta una sola extremidad.
- Hemiplejía: Afecta a los dos miembros de un mismo lado del cuerpo.
- Paraplejía: Afecta a los miembros inferiores.
- Triplejía: Afecta a tres miembros del cuerpo.

Cuando los miembros inferiores están más afectados que los miembros superiores, reciben el nombre de diplejía. En la siguiente figura se muestra los tipos de parálisis (Plejías) más comunes.

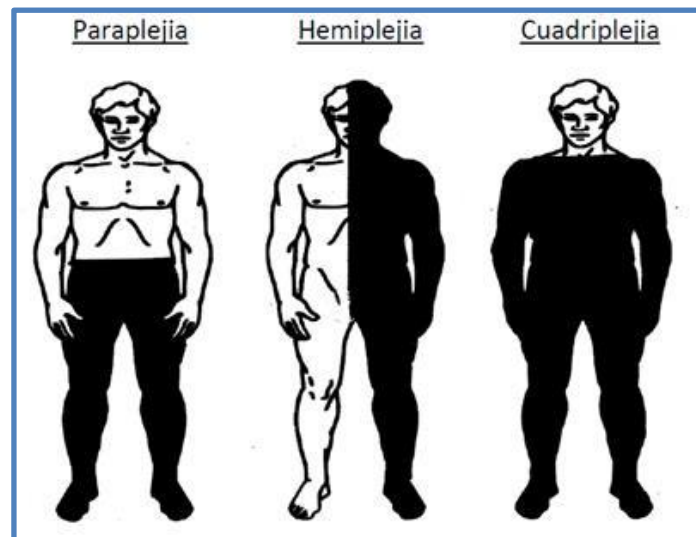


Figura Nº 2.8: Tipos de parálisis

Fuente: Principios de cuidado: envejecimiento y discapacidades físicas (2011).

2.5.2 Lesiones que causan discapacidad motriz en extremidades inferiores

La discapacidad física, también se le conoce como discapacidad neuromotora, locomotora o motriz y es una limitación o falta de control de los movimientos, de funcionalidad y de sensibilidad, que impide realizar las actividades de la vida diaria de manera independiente; generalmente, esta discapacidad se manifiesta en las extremidades; sin embargo, también se

puede expresar en todo el cuerpo acompañada de alteraciones sensoriales, lo que obliga al uso de aparatos que permiten recuperar parte de la función perdida o disminuida (CNDH 2002).

Existen diferentes tipos de lesiones que ocasionan la discapacidad, entre ellas encontramos las lesiones musculares, las cuales pueden causar debilidad, dolor e inclusive parálisis (medlineplus 2011a). Otro tipo de lesión son las neuromusculares, las cuales afectan los nervios que controlan músculos relacionados con el movimiento de los brazos y piernas (medlineplus 2011b). Otro tipo de lesión son las que se relacionan con la medula espinal, las cuales ocasionan dolor, entumecimiento, pérdida de la sensación y debilidad muscular en áreas como brazos y piernas (medlineplus 2011c). En la tabla 1 se observa el tipo de lesión, ocasionado por diferentes causas, lo que da como resultado algún tipo de discapacidad y como consecuencia de ello alteraciones relacionadas con el movimiento.

Tabla N° 2. 9 Lesiones y patologías que provocan alteraciones del movimiento

Lesiones y patologías	Causas
Lesiones Musculares	Distrofia muscular Enfermedades de los nervios Cancer Infecciones Torceduras Golpes Calambres
Lesiones Neuromusculares	Esclerosis lateral amiotrofia Esclerosis múltiple Miastenia grave Atrofia muscular espinal
Lesiones en Médula espinal	Tumores Meningitis Poliomielitis Enfermedades inflamatorias Enfermedades autoinmunes Esclerosis lateral amiotrofia Atrofia muscular espinal
Patologías Neurológicas	Tumores en el cerebro. ACV

Fuente: Medlineplus, 2011

La medula espinal actúa como el principal conducto de información entre el cerebro y el resto del cuerpo, a través de fibras nerviosas compuestas de axones. La medula espinal también

contiene circuitos neuronales que controlan los reflejos y los movimientos repetitivos como caminar, que pueden ser activados por las señales sensitivas sin la participación del cerebro.

La medula espinal está protegida por la columna vertebral y 33 huesos que la componen llamados vértebras, entre las cuales se encuentran discos de cartílago semirrígido. Entre el espacio estrecho entre estos discos se encuentran los conductos por donde salen los nervios raquídeos hacia el resto del cuerpo. Una lesión en la medula espinal se origina generalmente por un golpe repentino y traumático que causa fractura y dislocación de las vértebras en una gran variedad de formas. El daño se inicia al momento de la lesión, cuando los fragmentos de hueso se desplazan de su lugar y el material de los discos o ligamentos de magullan o rezagan el tejido de la medula espinal (NINDS 2005).

Las lesiones de la médula espinal son clasificadas como completas o incompletas según el tamaño de la porción lesionada de la médula espinal. Una lesión incompleta quiere decir que la capacidad de la médula espinal de transmitir mensajes hacia y desde el cerebro no se ha perdido completamente. Las personas con lesiones incompletas mantienen cierta función sensitiva o motora por debajo de la lesión. El segmento lesionado en la medula espinal y la gravedad de la lesión determinarán que funciones del cuerpo quedaran afectadas, provocando la falta de movimiento parcial o totalmente (NINDS 2005).

Las lesiones que causan la paraplejia son las que se llevan a cabo en la zona lumbar. En la figura siguiente se observa la medula espinal y las consecuencias fisiológicas debidas a una lesión en una zona específica, provocando algún tipo de parálisis

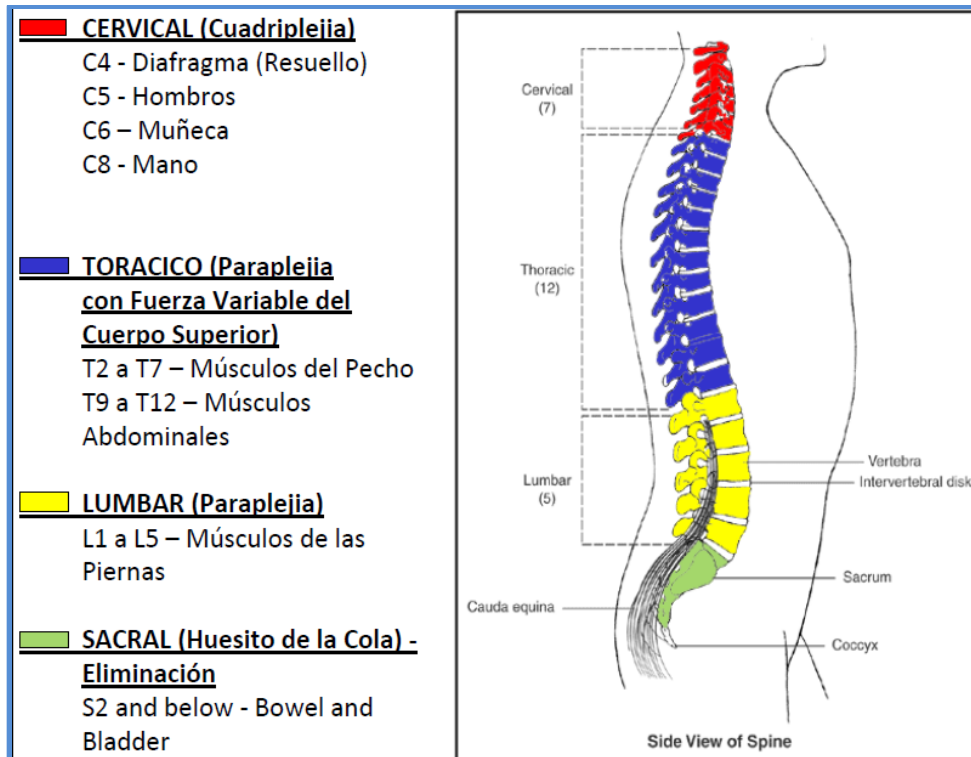


Figura 2.9: La medula espinal y las consecuencias fisiológicas debidas a una lesión
 Fuente: Principios de cuidado: envejecimiento y discapacidades físicas (2011).

2.5.3 Consecuencias de la discapacidad motriz en extremidades inferiores

Uno de los problemas que presentan las personas con discapacidad motriz es evitar el uso de los miembros dañados, este comportamiento es conocido como “no uso aprendido” Sin embargo la rehabilitación mediante el uso repetitivo de los miembros dañados estimula la plasticidad cerebral, la cual ayuda a reducir las discapacidades (NIH 2013).

La discapacidad motriz en miembros inferiores es un problema que afecta a niños, jóvenes y adultos. Este tipo de discapacidad no solo afecta el movimiento, sino que trae como consecuencia la hipotonía (falta de tonicidad muscular), debilidad muscular en las piernas, dolores, problemas en el sistema circulatorio y digestivo.

2.5.4 Terapia manual aplicable en pacientes con trastornos Neuro – Músculo - Esquelético

Los fisioterapeutas son los encargados de tratar discapacidades relacionadas con el deterioro sensorial y motor relacionado con el movimiento. Entre sus principales actividades se encuentran: Evaluar la fortaleza, la resistencia, el rango de movimiento, las anomalías de la marcha y los déficits sensoriales, así como crear programas personalizados de rehabilitación con la finalidad de ayudar al paciente a recuperar el control del funcionamiento motor (NIH 2013).

En la actualidad, los enfoques terapéuticos modernos se basan en gran medida en los principios de la repetición y la práctica masiva (Taub et., al 2002). Las técnicas de fisioterapia más populares son el método de Carr y Shepherd, los cuales están fundamentados en el reaprendizaje de habilidades motrices, que requieren un entrenamiento más activo del miembro afectado (Carr y Shepherd 1987). Se ha demostrado que existen algunas zonas del cuerpo que son más difíciles de rehabilitar que otras, un ejemplo de ello son los miembros superiores, los cuales son más difíciles de recuperarse a comparación con la de los miembros inferiores, esto se ha atribuido por la complejidad de las funciones que desarrollan éstos (Parker et., al 1986; Feys., et al 1998).

La terapia con masaje son técnicas que se utilizan para recuperar la condición física de pacientes con diversos síntomas, las cuales son causadas por patologías concretas que han sido diagnosticadas por un médico (Efisioterapia 2008).

Los procesos de Rehabilitación en que puede intervenir por medio del masaje terapéutico son (Efisioterapia 2008):

- Patologías de origen traumático.
- Enfermedades neurológicas.
- Contracturas musculares.
- Cicatrices.
- Patologías circulatorias.
- Patologías debidas a posturas incorrectas.

La fisioterapia enfatiza la práctica de movimientos repetitivos durante un periodo de tiempo, estos movimientos deben ser complejos, los cuales requieren de mucha coordinación y equilibrio. La finalidad de los programas de fisioterapia es evitar el debilitamiento o el deterioro de los músculos que no se usan (atrofia muscular) y evitar que los músculos se fijen en una posición rígida y anormal, es decir haya una contractura (NINDS 2007).

Las técnicas básicas manuales se realizan con la mano del fisioterapeuta mediante las cuales se propaga una energía mecánica entre dos medios, siendo uno de ellos el activo, es decir las manos del terapeuta físico y el otro medio pasivo, compuesto por los tejidos corporales que se trabajan (Terapia – Física 2007).

Las técnicas básicas de rehabilitación se clasifican en (Terapia – Física 2007):

- Amasamiento
- Roce
- Fricción
- Percusión
- Tachadura
- Compresión
- Vibración

2.5.5 Ejercicios de Rehabilitación

La Kinesioterapia viene de “Kines” que significa movimiento y “tesioterapia” que significa curación. La cinesiterapia es el método de tratamiento que en terapia física preponderante, se usa sola o junto a otras técnicas de tratamiento. Martínez (2000) define el estiramiento como una técnica englobada dentro de la cinesiterapia que pretende alargar, elongar estructuras musculares o tejido conjuntivo para mantener o mejorar las propiedades de extensibilidad y elasticidad del músculo. Este tipo de tratamiento va dirigido a:

- Lesiones o anomalías musculares.
- Deformidades esqueléticas, sobre todo de la columna vertebral.
- Deformaciones o lesiones articulares.
- Enfermedades orgánicas cardiovasculares, respiratorio, neurológico, etc.

Se puede aplicar en forma analítica (a una articulación), o global (a una extremidad). Las finalidades y objetivos de este tratamiento son los siguientes:

- Mantener o aumentar el tropismo y la potencia muscular, disminuyendo los efectos de la inactividad.
- Prevenir la rigidez articular
- Corregir deformidades
- Facilitar el estímulo nervioso que permita conseguir la relajación y la disminución del dolor.
- Acelerar el proceso de rehabilitación.

La cinesiterapia aplicada en periodos de inmovilización de una articulación puede ayudar a:

- ✓ Preservar la función muscular
- ✓ Prevenir la atrofia muscular
- ✓ Prevenir el estasis venenoso y linfático
- ✓ Mantener la movilidad de las articulaciones que existan por debajo y por encima de la articulación inmovilizada.

2.5.5.1 Beneficios de la rehabilitación

Los ejercicios físicos tienen un enfoque psíquico favorable que conducen a una situación física satisfactoria que ayuda a los pacientes en su recuperación. En el sistema nervioso ayuda a informar las variaciones de posición de las articulaciones y los músculos, contribuyendo a la elaboración del esquema corporal y espacial tras el desarrollo psicomotor.

Sobre el tejido muscular, la movilización pasiva de una articulación pone en estado de acortamiento o estiramiento a un grupo muscular que permite mantener:

- Los deslizamientos de los músculos entre si y sobre los huesos.
- El estiramiento de los músculos de forma pasiva puede tener una doble respuesta. Si se realiza en forma rápida o brusca, se despierta un reflejo de acortamiento, mientras que si se realiza en forma lenta, el músculo permite el estiramiento.

Las movilizaciones pasivas en una articulación, favorecen la secreción de líquido sinovial, lo que ayuda hacer más fácil el movimiento.

En el sistema circulatorio ayuda a mejorar la circulación, por medio de una acción de bomba mecánica que contribuye a facilitar el retorno venoso y linfático.

En el sistema digestivo, las movilizaciones pasivas sobre tórax y cadera ayudan a favorecer el tránsito intestinal en pacientes con paraplejia, debido a que permanecen estáticos durante largos periodos de tiempo. Las movilizaciones pasivas ayudan a mejorar la elasticidad en la piel.

2.5.6 Tratamientos alternativos

- **Estimulación eléctrica terapéutica (subumbral)**, también llamada estimulación eléctrica neuromuscular (NES), esta técnica consiste en pequeñas pulsaciones de electricidad a los nervios motores, para estimular la contracción en grupos musculares escogidos. Muchos estudios han demostrado que este tratamiento parece aumentar el rango de movimiento y la fuerza muscular.
- La **estimulación eléctrica con umbral**, este tratamiento consiste en la aplicación de estimulación eléctrica a una intensidad demasiado baja para estimular la contracción muscular, es una terapia controvertida. Los estudios no han podido demostrar su eficacia o mejoría significativa alguna con su uso.

- **La estimulación eléctrica funcional (FES)**, es utilizada como tratamiento en personas con discapacidad motriz en miembros inferiores como consecuencia de un accidente cerebro vascular. Este tratamiento consiste en pasar una corriente eléctrica a través de electrodos a los músculos afectados, generando contracciones musculares (Robbins et al., 2006). Combinando esta técnica con sistemas de reentrenamiento de la marcha se genera mejores resultados y se agiliza el proceso de rehabilitación (Bogataj 2002).

2.6 Tecnologías utilizadas en la rehabilitación de la marcha

Con la aplicación de diversas áreas de la ingeniería aplicadas a la rehabilitación física es posible contribuir con nuevos sistemas de rehabilitación que ayuden a mejorar el estado físico del paciente, a partir de nuevos diseños, mecanismos y materiales que sean accesibles en precio y el beneficio sea bueno para contribuir en el desempeño de pacientes con alguna discapacidad física en extremidades inferiores y superiores.

Los sistemas de rehabilitación de la marcha ayudan a mejorar la condición física de pacientes con discapacidad motriz en extremidades inferiores, por medio de movimientos activos o pasivos, dependiendo el grado de discapacidad que presente. La rehabilitación de la marcha como tratamiento en forma repetitiva, generalmente es utilizada en pacientes con lesiones graves de medula espinal y daño cerebral, causando hemiplejia, paraplejia, cuadriplejia (Freivogel et al., 2008).

El objetivo fundamental para este tipo de rehabilitación es la enseñanza de la acción al andar, el fortalecimiento de los músculos, y el aumento de la resistencia (Kubo et al., 2011).

Actualmente existen tecnologías basadas en dispositivos y mecanismos que se utilizan en la construcción de sistemas de rehabilitación, cuya finalidad es realizar tareas repetitivas, dependiendo la condición física del paciente. Este tipo de sistemas realizan funciones que el fisioterapeuta no puede realizar, debido al esfuerzo que se realiza al ejercitar al paciente por medio de ejercicios repetitivos y más cuando se trata de rehabilitar los miembros inferiores. Con

este tipo de sistemas el fisioterapeuta solo se dedicara a la supervisión de los movimientos realizados por la máquina. Se ha demostrado que la combinación de la terapia convencional con la terapia robótica genera mejores resultados que la terapia convencional sola en pacientes con afectaciones graves (Morone et al., 2011).

Entre las tecnologías utilizadas en la rehabilitación de la marcha encontramos:

- Sistemas mecánicos
- Sistemas electromecánicos.
- Sistemas Robotizados.

2.6.1 Sistemas mecánicos

Los sistemas mecánicos empleados en la rehabilitación física son aquellos que están constituidos por componentes, dispositivos, mecanismos o elementos que tienen como función específica transformar o transmitir el movimiento desde las fuentes que lo generan a una parte del cuerpo, dependiendo de la función que el sistema realice.

Este tipo de sistemas se caracterizan por presentar elementos o piezas sólidos, con el fin de realizar movimientos por acción o efecto de una fuerza. En ocasiones, pueden asociarse con sistemas eléctricos y producir movimiento a partir de un motor accionado por la energía eléctrica.

Los sistemas mecánicos aplicados a la rehabilitación física, tienen como objetivo generar un movimiento con una intensidad y dirección por medio de mecanismos y dispositivos básicos, generando movimientos de tipo circular (movimiento de rotación) o lineal (movimiento de translación).

2.6.1.1 Aparatos Ortopédicos utilizados en la marcha

Los aparatos ortopédicos son aquellos que son diseñados especialmente para el tratamiento de discapacidades en algunas zonas del cuerpo, generalmente son utilizados en las extremidades, tanto superiores como inferiores. Estos aparatos se utilizan en el tratamiento, rehabilitación y prevención a los pacientes frente a lesiones y enfermedades que afecten al sistema músculo-esquelético. Su principal función es la de corregir malformaciones, reparar tejidos, sustituir funciones, y ayudar a la movilidad del cuerpo.

Los ortopedistas, son los médicos encargados de designar el tipo de aparato ortopédico que requiere cada paciente. En sus comienzos, los ortopedistas sólo se dedicaban a utilizar los aparatos ortopédicos en niños que nacían con malformaciones de la columna o las extremidades, sin embargo hoy en día existen muchas enfermedades patológicas que afectan a niños, jóvenes y adultos.

Los aparatos ortopédicos se utilizan en recién nacidos con malformaciones, niños con problemas de desarrollo, atletas que sufren por el desgaste, ancianos que presentan artritis, y todas los pacientes que sufren de múltiples enfermedades o accidentes que requieren algún tratamiento específico en pies, manos, hombros, caderas, rodillas, tobillos, etc.

Actualmente las tecnologías aplicada a tratamientos de rehabilitación han desarrollado miembros de reemplazo asistidos por pequeños motores eléctricos, cuyos mecanismos se activan directamente por los impulsos nerviosos del paciente o por los músculos que quedan presentes en las extremidades perdidas; un claro ejemplo son las manos robóticas, las cuales son iguales a las extremidades naturales, ya que son del mismo tamaño y forma, además de estar recubiertas de materiales que imitan a la piel humana. El único problema en este tipo de tecnologías es su elevado costo.

Entre los aparatos ortopédicos más utilizados en la marcha se encuentran:

- Bastones
- Andaderas

- Órtesis
- Prótesis

En la actualidad hay un número de dispositivos que ayuda a los individuos a pararse erguidos y caminar, como soporte postural o sistemas para sentarse, andadores de apertura delantera, bastones cuadrúpedos (bastones metálicos muy livianos con cuatro patas), y postes de marcha. Los sillones de ruedas eléctricos permiten que los adultos y niños más gravemente dañados se muevan exitosamente.

Después de una lesión de la medula espinal, se recomienda a los pacientes utilizar algunos mecanismos que les ayudarán a mejorar su condición durante y después de la rehabilitación (Curt et al., 2008). Para la realización de la marcha se utilizan algunos dispositivos o ayudas como: bastones, barras paralelas, ortesis para miembros inferiores, Dispositivos de elevación, caminadoras y sistemas de peso corporal, andaderas, sistemas electromecánicos, Sistemas robotizados.

2.6.1.2 Andaderas

El uso de ayudas como los batones y andaderas, sirven para evitar caídas y apoyo al caminar, son utilizados por gente mayor y personas con lesiones medulares que han perdido la fuerza al caminar y la falta de equilibrio (Brotherton et al., 2007).

Las personas que padecen de espasticidad y balanceo a la hora de caminar, han mejorado con la ayuda de entrenadores de la marcha y terapia física. Este tipo de sistemas se utiliza comúnmente en niños con parálisis cerebral. En la figura siguiente se observa una niña utilizando un entrenador de la marcha.



Figura 2.10: Andaderas en rehabilitación de la marcha

Fuente: Principios de Cuidado: Envejecimiento y Discapacidades Físicas (2011).

2.6.1.3 Ortesis

Las ortesis son dispositivos ortopédicos, que se aplican a una parte del cuerpo, para prevenir o corregir una deformidad, o bien para facilitar su función. Los beneficios de las ortesis para la bipedestación y la marcha en el lesionado medular han sido debatidos por expertos en el área de la rehabilitación llegando a constatar el abandono de estos dispositivos por la alta rehabilitación recibida. La clave del éxito es la elección de la ortesis para la persona adecuada (Arroyo et al., 1998).

Las ortesis se utilizan para inmovilizar un segmento corporal; Prevenir deformidades; Controlar, facilitar o restringir el movimiento en una dirección determinada; Mejorar la función. Se clasifican de acuerdo al segmento o zona del cuerpo a tratar. En la tabla siguiente se muestra la clasificación de las ortesis y el tipo de función que realizan.

Tabla N° 2.10: Tipos de Ortesis

ORTEISIS	Miembro Superior	Ortesis Estáticas: Proporcionan reposo, protección, soporte y corrección	Ortesis para la mano reumática Ortesis para la mano parálítica Ortesis para el codo Ortesis para el hombro
		Ortesis Dinámica: Permiten la movilidad articular y facilitan la función de los músculos débiles o paralizados, mediante fuerzas y presiones específicas, a través de poleas, palancas y articulaciones móviles a las que puede irse añadiendo grados de movilidad y fuerzas externas.	Ortesis para la mano reumática Ortesis para la mano parálítica Ortesis para el codo
	COLUMNA	Ortesis Cervical	Ortesis Para inmovilizaciones de columna cervical en: Estabilización pos quirúrgica Fracturas o luxaciones Hernias discales agudas Esguinces cervicales Osteopatías en la columna vertebral
		Ortesis Dorsales y Cervicales	Correctoras: Evitan la evolución de las desviaciones vertebrales (corsé de Milwaukee y corsé de Boston)
			Inmovilizadoras: Se aplican para limitar la movilidad de la columna vertebral, con el fin de aliviar el dolor y descargar determinados segmentos vertebrales (fajas y corsés rígidos y semirrígidos)
	Miembro Inferior	Ortesis Estáticas	Estabilizadoras: Permiten controlar un

			segmento o todo un miembro al estabilizar las articulaciones.
			Protectoras: Descarga de un miembro o alineación del miembro lesionado.
		Ortesis Dinámicas	Correctoras: Corregir una deformidad (corrigen la deformidad mientras se llevan puestas. Al quitarlas el segmento vuelve a su posición inicial)
			Funcionales: Posen un elemento contráctil activo, elástico, muelle o resorte, dispositivos hidráulicos y eléctricos, con el fin de realizar una función en un segmento de un miembro paralizado o parético

Fuente: El ergonomista

Uno de los problemas que se presentan con mayor causa en países orientales es la parálisis cerebral en niños, la cual causa trastornos motores cuyos síntomas son espasticidad, debilidad muscular, equilibrio, lo cual ocasiona limitaciones en la movilidad. (DeMoor 2009).

Las ortesis más comunes de miembros inferiores son (Moreira, 2004):

- FO foot orthosis (Ortesis del pie)
- KO knee orthosis (Ortesis de la rodilla)
- HO hip orthosis (Ortesis de la cadera)
- AFO ankle-foot orthosis (Ortesis de tobillo y pie)
- DAFO dimamic-ankle-foot-orthosis (Ortesis dinámica de tobillo y pie)
- KAFO knee-ankle-foot orthosis (Ortesis de rodilla-tobillo-pie)
- HKAFO hip-knee-ankle-foot orthosis (Ortesis de cadera-rodilla-tobillo-pie)

Características de las ortesis

Para que el paciente pueda desarrollar un buen equilibrio durante la marcha, es necesario que las ortesis tengan características adecuadas que permitan lograr el movimiento deseado como:

- Dar un apoyo adecuado a las extremidades inferiores que permitan un desplazamiento adecuado sobre la superficie.
- Ser livianas para que el gasto energético no sea elevado.
- Sean fáciles de poner y sacar para el paciente.
- Ser seguras durante su uso.

Existen una variedad de ortesis utilizadas en miembros inferiores, las cuales pueden ser utilizadas dependiendo de la zona que se desea corregir, proteger, estabilizar o volverla funcional. En las figuras siguientes se observan algunos de los tipos de ortesis utilizadas en la rehabilitación física (Boada et al., 2001).

Este tipo de ortesis está hecho a base de espuma de alta densidad y su objetivo es mantener la pierna a 90° con respecto a la cama.

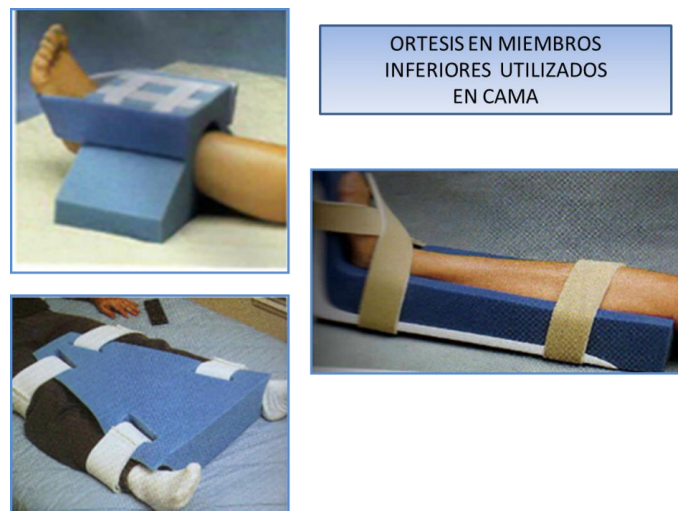


Figura 2.11: Ortesis usados en cama

Fuente:

Este tipo de ortesis son utilizadas en: Fracturas de tibia; Fracturas de astrágalo; Fracturas de calcáneo; Osteocondritis; Necrosis de astrágalo; Necrosis a nivel del pie.



Figura 2.12: Ortesis utilizadas en fracturas

Fuente:

Este tipo de ortesis evitan el desplazamiento de los pies sobre plantillas y ayudan a la corrección del eje del pie. Proporcionan una corrección y realineación del miembro inferior.



Figura 2.13: Ortesis utilizadas en la luxación congénita de cadera

Fuente:

Este tipo de ortesis ayudan a mejorar la postura al caminar. En la primera figura la articulación puede ser con tope a 90° tanto para la flexión como la extensión del pie.



Figura 2.14: Ortesis utilizadas para caminar

Fuente:

Este tipo de ortesis se utilizan en la medicina del deporte donde ayudan a las personas que tienen lesiones de rodilla a tener una mejor estabilidad mecánica de la rodilla con cargas pequeñas.

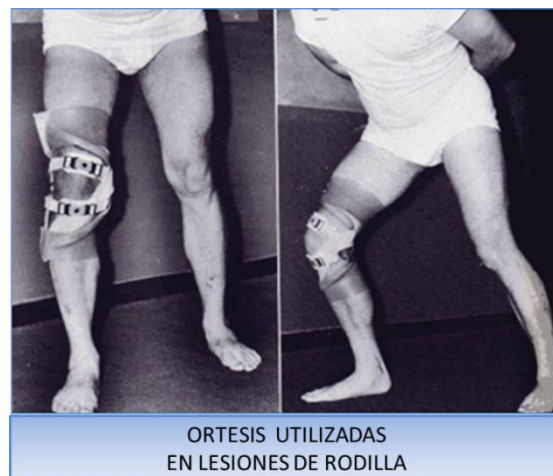


Figura 2.15: Ortesis utilizadas en lesiones de rodilla

Fuente:

Este tipo de ortesis controlan la inestabilidad ligamentosa de la articulación de la rodilla y se utilizan después de una cirugía de los ligamentos de la rodilla.



Figura 2.16: Ortesis utilizadas después de una operación de ligamentos

Fuente:

La función de este tipo de ortesis, es la de estabilizar y alinear las articulaciones del miembro inferior durante la bipedestación y la marcha. También se descarga total o parcialmente un segmento o una articulación del miembro inferior.



Figura 2.17: Ortesis utilizadas para alinear las articulaciones del miembro inferior

Fuente:

Ortesis de marcha que estabiliza y alinea las articulaciones del miembro inferior durante la bipedestación.



Figura 2.18: Ortesis utilizadas para alinear las articulaciones del miembro inferior

Fuente:

Las ortesis avanzadas de la marcha restablecen la capacidad de bipedestación y de marcha reciproca en lesiones medulares.



Figura 2.19: Ortesis Avanzadas para la marcha

Fuente:

Uso de ortesis en diferentes patologías

El uso de ortesis en diferentes patologías relacionadas con la marcha, ayudan a mejorar la postura, el balanceo y equilibrio al caminar.

La mayoría de casos con parálisis cerebral presenta problemas de reducción de la velocidad y aumento de la energía al caminar ocasionando desviaciones en la marcha (van den Hecke 2007). Este tipo de problemas a menudo es corregido mediante el uso de una ortesis de tobillo – pie para compensar la pérdida de la función (Bartonek 2007) o contrarrestar el exceso de función (Rogozinski 2009).

La ortesis de reacción del piso tiene como objetivo mejorar el movimiento de la marcha, dependiendo de las dificultades que se tengan, es decir, normalizar los parámetros cinéticos y cinemáticos en un periodo de tiempo (Brehm 2008 y Desloovere 2006).

Para que el diseño y la evaluación de una prótesis en extremidades inferiores sean eficientes, se deben tomar en cuenta los grados de rigidez del tobillo en diversos aspectos de la marcha. (Kerkum et al., 2013) hace referencia del estudio de la rigidez en el tobillo de cada paciente en diferentes aspectos de la marcha, afirmando que existe una rigidez óptima para cada paciente.

Una de las patologías es la esclerosis múltiple, la cual requiere de tratamiento y usos de ortesis que les ayuden a coordinar el movimiento al momento de caminar, esta anomalía generalmente es causada por trastornos como: debilidad visual, vestibular y somato sensorial pérdida; hipertonía y disfunción del cerebelo (Thoumie y Mevellec 2002).

Existen pruebas de que utilizando una ortesis de pie dinámico se pueden mejorar algunos parámetros de la marcha como la velocidad, balanceo, una mejor postura a través del uso de estos dispositivos. Los pacientes con esclerosis múltiple han dado resultados favorables del entrenamiento recibido durante cuatro semanas después de usar este tipo de ortesis.

Una aplicación de las ortesis en las extremidades inferiores del pie en niños con síndrome de Down, es el proporcionar una ayuda para mejorar la marcha funcional, estos dispositivos externos estabilizan la articulación, manteniendo así el calcáneo vertical que mejora la alineación ósea del pie y tobillo (Looper y Ulrich 2010).

Las neuropatías sensoriales y motoras afectan el movimiento y estabilidad en piernas y en brazos, generalmente esta patología es más frecuente en la movilidad de los miembros inferiores. Para rehabilitar este padecimiento, se utiliza una ortesis de tobillo-pie, con la finalidad de reducir la caída del pie en la fase de impulsión, mejorar el equilibrio y la alineación durante la fase de apoyo y acomodar la deformidad del pie. Según estudios realizados con respecto a la velocidad de la marcha en personas que padecen neuropatías sensoriales y motoras, estas se ven beneficiadas utilizando una ortesis, ya que incrementan la velocidad al caminar. Otro factor importante para el uso de las ortesis es el material con el cual fueron hechas. Una comparación entre las ortesis hechas con propileno y otras con silicona, han demostrado que las son fabricadas con propileno aumentan más la velocidad y son preferidas por este tipo de pacientes (Phillips, M. 2011).

2.6.2 Sistemas electromecánicos.

Son dispositivos que combinan partes eléctricas y mecánicas para realizar un movimiento deseado y rehabilitar a pacientes con algún tipo de discapacidad motriz. Los mecanismos en este tipo de sistemas están compuestos por un conjunto de elementos que cumplen una función para lograr un fin específico cuando son accionados por medio de sensores, botoneras. El diseño de algunos sistemas de rehabilitación se compone de mecanismos que permiten producir, transmitir, regular, o modificar movimientos.

2.6.2.1 Movilizador de extremidades inferiores

Este tipo de sistemas es utilizado en fisioterapia con la finalidad de realizar movimientos en las extremidades inferiores afectadas por una lesión o accidente. Su función principal es generar el movimiento pasivo en las articulaciones de la rodilla, fortalecer los músculos por lesiones traumáticas o neurológicas. En la figura siguiente se muestra un movilizador de pierna.



Figura 2.20: Movilizador de extremidades inferiores

Fuente: Medical Premium

2.6.2.2 Entrenamiento de la marcha sobre caminadora

El accidente cerebrovascular es la principal causa de discapacidad y minusvalía. Aproximadamente el 90% de las personas que padecen este síntoma, sufren de déficits motores persistentes que conducen a la discapacidad, es decir, alteraciones en las extremidades superiores e inferiores así como el deterioro de la capacidad al caminar. Para ayudar a personas con este síntoma se recurre al entrenamiento de la marcha a través de una caminadora y un arnés donde el paciente es suspendido con la finalidad de recobrar el equilibrio y fortalecer las piernas al realizar el ejercicio sin sufrir alguna caída. Durante este proceso de la marcha, un terapeuta mueve las piernas del paciente siguiendo la acción de caminar (Hesse, S. 2008).

La rehabilitación por medio de marcha en pacientes con parálisis cerebral se ha llevado a cabo con éxito, usando una caminadora y un sistema de soporte de peso corporal durante un periodo de tiempo, lo cual ha dado como resultado, el aprendizaje en la forma de caminar para el

sistema nervioso central (Schindl et al., 2000). Este tipo de tratamiento permite la práctica repetitiva de ciclos de marcha compleja, ya que trata dos aspectos importantes como son especificidad y la repetición (Barbeau et al., 1987; Visintin et al 1998).

El uso de la caminadora fue uno de los primeros tratamientos de uso repetitivo en pacientes con paraplejia. El movimiento que el paciente realiza en la caminadora, intensifica los movimientos, los cuales pueden ser cíclicos dependiendo del tiempo que requiera realizar la marcha y la velocidad que el fisioterapeuta sugiera. En este proceso se requiere dos o tres terapeutas, uno ayuda al paciente a controlar el pie paretico y la pierna durante la fase de balanceo de la marcha y evita la hiperextensión de la rodilla, y controla la simetría de pasos. Un segundo terapeuta se para atrás del y lo ayuda a cambiar la postura del otro pie para apoyarse y promover el movimiento de cadera y la extensión del tronco, aplicando una presión firme con el dedo pulgar en la parte posterior de la pelvis o una mano plana sobre el pecho (Hesse. 2008). Las velocidades sugeridas por expertos en la rehabilitación física son de aproximadamente 0.25 m / segundo y un apoyo del peso corporal de no más de 30% inicialmente recomendada en pacientes no ambulatorios. Durante la terapia, velocidad de la caminadora debe ser aumentado y el apoyo del peso corporal se debe ir reduciendo tan pronto como sea posible.

En la figura siguiente se observa a una persona sujeta por medio de un arnés y se encuentra encima de una caminadora para realizar su tratamiento de rehabilitación.



Figura 2.21: Rehabilitación de la marcha utilizando una caminadora y un sistema de peso corporal

Fuente: Inman, 1981

En otro estudio, los científicos pensaban que los movimientos producidos por un generador central de pautas en la médula espinal, probablemente no serían útiles para restablecer adecuadamente la acción de caminar sin la regulación del cerebro. Sin embargo, las investigaciones actuales están demostrando que las redes pueden ser reeducadas después de una lesión de la médula espinal para restablecer una movilidad limitada en las piernas. Usando una técnica llamada respuesta sensitiva por pautas, los investigadores están tratando de reeducar a las redes de los CPG (Generadores Centrales de Pautas) en la médula espinal lesionada de los pacientes, mediante programas especiales que descomponen los movimientos del caminar en sus características básicas y fuerzan a los miembros paralizados a repetirlos una y otra vez (NINDS 2005).

2.6.2.3 Entrenador de la marcha

El entrenador de la marcha es un sistema creado en Berlín, el cual está basado en el movimiento de dos placas metálicas que realizan el movimiento de la marcha, mientras el paciente está asegurado por medio de un arnés que ayudan a simular la postura y balanceo de la marcha de un 40 a 60%. El sistema de transmisión que utiliza es un sistema de engranajes planetarios que

mueven un mecanismo con la finalidad de generar la marcha y ayudar al paciente a rehabilitarse, la longitud de cadencia es de 28 a 48 cm y se puede ajustar al tamaño de las personas. Los primeros estudios realizados en pacientes con accidente cerebro vascular durante cuatro semanas demostraron una mejoría. En la figura 2.22 se observa un paciente con ictus utilizando este sistema de rehabilitación a base de pedales móviles que realizan la rehabilitación de la marcha (Hesse, 2006).



(a)

(b)

Figura 2.22: Rehabilitación de la marcha utilizando el entrenador de la marcha
Fuente: (a) Schmidt., et al 2007; (b) Hesse S, Schmidt H. D. y Werner C. (2006).

2.6.3 Sistemas Robóticos

La robótica es una ciencia que se encarga de diseñar y construir aparatos y sistemas capaces de realizar tareas propias de un ser humano. (RoboticSpot 2011). Esta tecnología se dedica al diseño, construcción, operación, manufactura y aplicación de los robots.

La robótica aplicada a la rehabilitación se configura en tres fases (Toth y Ermolaev 2006):

- I. Programación y demostración de los ejercicios que realiza el robot en presencia del paciente.
- II. Realización de un programa terapéutico personalizado para la realización de ejercicios, dependiendo de las necesidades que requiera el paciente.
- III. Realización de tareas repetitivas por parte del robot que ha sido programado con una velocidad determinada durante un periodo de tiempo.

Los robots pueden realizar muchos movimientos tridimensionales, son precisos, potentes y obedientes, además de que pueden ejecutar muchas de las tareas repetitivas que hasta ahora han tenido que hacer los fisioterapeutas. La idea de utilizar robots para ayudar a los fisioterapeutas en el tratamiento de miembros lesionados, se ha convertido en una herramienta que contribuye al progreso de la rehabilitación basado en una fisioterapia inteligente (Toth y Ermolaev 2006).

2.6.3.1 Ortesis de la marcha impulsada

Existen otras formas de rehabilitación con tecnologías más avanzadas que van desde movilizadores repetitivos para el movimiento de tensión / Flexión de las piernas. Otros sistemas son las ortesis de la marcha, cuyo funcionamiento es correr sobre una cinta al estar suspendido por medio de un arnés y realizar movimientos de extensión y flexión de las articulaciones de la rodilla y cadera, los cuales van conectados a unos dispositivos mecánicos que generan movimiento a través de motores (Colombo et al., 2000).

Lokomat es una ortesis de marcha impulsada, la cual simula y reproduce la marcha fisiológica del individuo a través de un algoritmo de control (Jezernik 2004). Las adaptaciones del Lokomat se acoplan a las extremidades inferiores de cada paciente con ayuda mecánica, reproduciendo un patrón de marcha normalizado en el que el tronco queda suspendido de manera controlada, además de monitorizar y medir todos los parámetros de la marcha en cada paciente (Colombo 2001).

En la figura 2.23 se observa la rehabilitación de la marcha, utilizando Lokomat.



Figura 2.23: Rehabilitación de la marcha utilizando el sistema Lokomat

Fuente: Celeste, 2013.

- Con Lokomat las personas tienen acceso a un programa de recuperación de la marcha sin tener la necesidad de tener la estabilidad del tronco, es por eso, que los beneficios se verán con más rapidez.
- Con este tipo de tecnología, los movimientos se realizan con mayor precisión, los planos de tratamientos son más homogéneos y es posible diseñar programas con diferentes grados de complejidad para cada uno de los chicos.
- Lokomat ofrece la posibilidad de activar patrones de movimiento de forma más rápida, para lograr que el niño se ponga de pie velozmente, y luego la marcha se trabaja durante todo el periodo de rehabilitación.

En la figura siguiente se muestra Lokomat en la rehabilitación de niños y adultos.



Figura 2.24: Lokomat en niños y adultos

Fuente: Celeste, 2013

En México, el sistema Lokomat es utilizado para el entrenamiento repetitivo de patrones de marcha y movimientos neuromusculares. El único centro de rehabilitación que cuenta con este sistema es el Centro de Rehabilitación Infantil Teletón, ubicado en el estado de México para la rehabilitación de niños con discapacidad neuromusculoesquelética

2.6.3.2 Movimiento de la marcha a través de pedales móviles programables.

Otros tipos de sistemas de rehabilitación se basan en el concepto de pedales móviles que realizan el movimiento de la marcha a través de un dispositivo electromecánico programable. Su funcionamiento no es complicado y las personas que lo utilizan se encuentran suspendidas en el aire por medio de un sistema de peso corporal, los pies del paciente se apoyan en dos placas alimentadas por baterías reproduciendo el modo de andar de las personas.

Diversos ejercicios emulan la forma de caminar, subir escaleras, montar en bicicleta, etc., todo es controlado por un software inteligente que obliga a que los músculos del enfermo trabajen con una finalidad exclusiva, donde el cerebro retoma los movimientos que se realizaban antes de la lesión producida en las zonas del cerebro donde se controla la motricidad (Schmid et al., 2007).

Este Dispositivo de rehabilitación de marcha robotizada se le conoce como Haptic Walker, el primer dispositivo de rehabilitación que permite al paciente formar trayectorias de marchas arbitrarias y situaciones de la vida diaria al andar. Esta máquina fue construida por grupos de EU y Japón. A diferencia de otros tratamientos, este no se limita con el uso de una ortesis y una caminadora para el aprendizaje al caminar.

En la figura 2.25 se muestra el sistema robotizado Haptic Walker, cuya función es la de rehabilitar las extremidades inferiores de pacientes con problemas Neurológicos.



Figura 2.25: Rehabilitación de la marcha utilizando el sistema Haptic Walker

Fuente: Schmidt., et al 2007.

2.6.3.3 Exoesqueletos utilizados en extremidades inferiores

Los exoesqueletos son estructuras diseñadas para los miembros inferiores que son la parte del cuerpo donde se concentra todo el peso humano. Los exoesqueletos son utilizados para solucionar problemas causados por patologías o lesiones, también buscan mejorar las capacidades físicas normales de las personas.

Chávez (2010). Define a un exoesqueleto, como una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano, que sirve como apoyo y se usa para asistir los movimientos y aumentar las capacidades del cuerpo humano.

En 1960 se diseñaron los primeros exoesqueletos con fines militares y accionados hidráulicamente. En la actualidad estos exoesqueletos se pueden utilizar de la siguiente manera:

- Exoesqueletos para mejorar la fuerza y habilidad.
- Exoesqueletos para rehabilitación.
- Exoesqueletos y Electromiografía.

La creación de exoesqueletos, requiere de una variedad de conocimientos en diversas ramas de la ingeniería, como son los sistemas mecánicos, electrónicos, informáticos y la aplicación de materiales que ayuden al desarrollo de estos sistemas. En la figura 2.26 se muestra los diferentes conocimientos aplicados a los exoesqueletos.

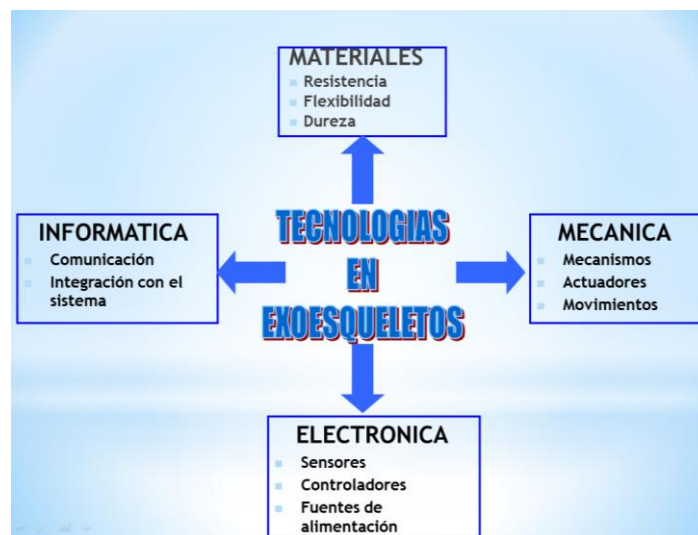


Figura 2.26: Tecnologías en exoesqueletos

Fuente: El autor, 2013

Exoesqueletos para mejorar la fuerza y habilidad.

Este tipo de exoesqueletos fueron diseñados con fines militares, rescatistas, y personal de emergencia y primeros auxilios, como son los rescatistas y bomberos que requieren sus capacidades físicas y mejorar su rendimiento ante una situación de peligro. Un ejemplo de este tipo de exoesqueleto es el denominado “BLEEX”, el cual se encarga de aumentar la fuerza del piloto al cargar objetos pesados. En este sistema se sensan todas las variables externas como la fuerza de reacción del suelo por medio de sensores on – off, la velocidad angular, la aceleración angular y los ángulos de las articulaciones que son medidos con acelerómetros y encoders en los motores (Kazerooni 2005).

Las características técnicas son las siguientes (Herr, 2009):

- El exoesqueleto se acciona a través de cilindros hidráulicos bidireccionales en forma lineal y son montados en una configuración triangular con una junta rotativa, resultando en un momento efectivo del brazo que varía con el ángulo articular. BLEEX consume 1143 Watts de potencia hidráulica durante el nivel de suelo caminar, así como 200 Watts de energía eléctrica para electrónica y control. BLEEX fue diseñado en su alta potencia (relación de la potencia del actuador de peso).
- El sistema de control utiliza la información de ocho encoders lineales y dieciséis acelerómetros y potenciómetros para determinar el ángulo, velocidad angular, y aceleraciones angulares propias de cada una de las ocho articulaciones accionadas, un pie interruptor, sensor de carga y la distribución por pie para determinar contacto con el suelo y la distribución de la fuerza entre los pies

El objetivo principal del proyecto BLEEX es desarrollar las tecnologías fundamentales asociadas al diseño y control de exoesqueletos energéticamente autónomo para extremidades inferiores, que aumentan la fuerza y la resistencia durante la locomoción (Kazerooni 2005). En la figura 2.27 se muestra el exoesqueleto BLEEX y otros exoesqueletos con las mismas características utilizados en funciones militares y de rescate.



(a)



(b)

Figura 2.27: Exoesqueletos utilizados en funciones militares y de rescate

Fuente: (a) Herr, 2009.

Exoesqueletos para la rehabilitación.

Los exoesqueletos para la rehabilitación, se utilizan en personas que han sufrido algún accidente o que presentan alguna alteración en sus movimientos y utilizan un mecanismo que se enfoca en determinar la correcta alineación de los puntos de la estructura con la del cuerpo, teniendo en cuenta la anatomía del ser humano (Chávez et al., 2010). Este tipo de sistemas están diseñados para entrenar a pacientes con accidentes cerebro-vascular, que sufren de hiperextensión de la rodilla en la fase de apoyo de la marcha y de flexión reducida de la rodilla durante la fase de balanceo (Weinberg 2007).

El uso de los exoesqueletos en personas parapléjicas, ayudan a realizar funciones como levantarse, caminar y subir escaleras. En la figura 2.28 se observa a un paciente parapléjico utilizando un exoesqueleto Rewalk, el cual puede ser muy útil en la aplicación de la robótica para mejorar la calidad de vida y la movilidad muchas personas.

Rewalk consta de un dispositivo fijado con unas cintas a las piernas del usuario y con un arnés a la cintura y los hombros para poder sujetar su peso. La batería recargable se transporta en una mochila, ofreciendo hasta tres horas y media de autonomía.



Figura 2.28: Exoesqueleto Rewalk es utilizado en la rehabilitación de la marcha

Fuente: Portal discapacidadonline.com

El exoesqueleto Rewalk, desarrollado por la empresa israelí Argo Medical Technologies, está pensado para que los pacientes puedan recuperar autonomía y movilidad, ya que al permitir una postura vertical ayuda a los usuarios de sillas de rueda a aliviar inconvenientes como los problemas urinarios, respiratorios, cardiovasculares y digestivos.

El aparato funciona con un motor eléctrico con batería recargable que, mediante una serie de sensores y motores, permiten a los pacientes desplazarse en forma vertical y subir las escaleras. El exoesqueleto Rewalk ha sido presentado a los representantes de hospitales y centros de rehabilitación en España.

Exoesqueleto y estimulación eléctrica

El uso de señales electromiográficas como parte del sistema de control en este tipo de exoesqueletos, hacen la diferencia con respecto a otros sistemas, debido a que a partir de una

señal emitida por el cuerpo de la persona hacia el exoesqueleto, este realiza algún movimiento deseado (Chávez et al., 2010).

Un ejemplo de ello es el conocido como HAL (Hybrid Assitive Limb), el cual es un armazón metálico controlado mediante sensores biométricos que detectan las señales nerviosas que el cerebro envía a los músculos, ofreciendo una mayor movilidad, aumentando la velocidad y la fuerza de las extremidades (Herr, 2009). HAL está diseñado para ayudar a las personas que no tienen movilidad en las extremidades debido a diversas causas como la degeneración de los músculos debido a una parálisis cerebral o por lesiones de la columna. Este sistema, ejecuta un comportamiento de marcha, es decir, se basa en las señales biológicas electromiográficas para identificar la intencionalidad de la persona y poder realizar el movimiento deseado.

HAL-5 está construido de un níquel y molibdeno; duraluminio. La estructura de metal se sujeta al cuerpo y apoya al usuario al exterior, sus motores eléctricos actúan como los músculos de la demanda para proporcionar potencia de la asistencia a los miembros del usuario. El peso total del dispositivo es de 21 Kg y la persona que lo controla puede levantar hasta 40 kg sin la ayuda de ninguna persona (Herr, 2009). El exoesqueleto es alimentado de por una batería que tiene casi tres horas de funcionamiento continuo (Caldwell et al., 2007).

En la figura 2.29 se muestra al exoesqueleto HAL, que ayuda a pacientes con hemiplejia a caminar y realizar cualquier movimiento.



Figura 2.29: Exoesqueleto HAL.

Fuente: Herr, 2009.

2.6.4 Ventajas y Desventajas del uso de tecnologías en el área de rehabilitación

- Los tratamientos de rehabilitación fundamentados en dispositivos mecánicos permiten efectuar mediciones objetivas útiles y fiables del rendimiento de los pacientes, estas mediciones pueden ser analizadas fácilmente por los fisioterapeutas.
- Se ha comprobado que para mejorar la condición física de pacientes con discapacidad motriz, se utilizan tecnologías fundamentadas en la realización de tareas repetitivas durante largos periodo de tiempo.
- La creación de nuevas tecnologías aplicadas a la fisioterapia, ayudan a los especialistas a tener herramientas que les ayuden agilizar los procesos de rehabilitación en cada uno de los pacientes.
- Uno de los problemas que existen en los sistemas de rehabilitación son los altos costos que implican al adquirirlos y por ello, la mayoría de los centros de salud en México no cuenta con tecnologías modernas de rehabilitación.

2.7 Ingeniería Biomédica y Tecnologías de Manufactura en la rehabilitación física

Dadas las necesidades que existen en el mundo con respecto a la discapacidad se han creado diversas áreas de la ingeniería enfocadas a la rehabilitación médica. Heinz Wolf, en 1970 menciona que la bioingeniería consiste en la aplicación de las técnicas y las ideas de la ingeniería a la biología, concretamente a la biología humana. Una de sus áreas, que se refiere especialmente a la medicina, puede llamarse con mayor precisión ingeniería biomédica. (Ferrero 2012)

De una forma más detallada, Bronzino aclara que la ingeniería biomédica es la aplicación de los principios eléctricos, mecánicos, químicos, ópticos y otros, para entender, modificar, o controlar sistemas biológicos, así como el diseño y la manufactura de productos, que puedan monitorear funciones fisiológicas y asistir en el diagnóstico y tratamiento de los pacientes. Al respecto menciona que la disciplina de la ingeniería biomédica contempla (Valentinuzzi en Mompin 1998):

- Biomecánica: estudio de la estática y de la mecánica de los fluidos asociados con los sistemas fisiológicos.
- Biomateriales: diseño y desarrollo de materiales bioimplantables.
- Biosensores: detección de eventos biológicos y su conversión a señales eléctricas.
- Modelamiento fisiológico, simulación y control: utiliza la simulación por computador para desarrollar y entender las relaciones fisiológicas.
- Instrumentación biomédica: monitoreo y medición de eventos fisiológicos, lo que involucra el desarrollo de biosensores.
- Análisis médico y biológico: detecta, clasifica y analiza señales bioeléctricas.
- Ingeniería de la rehabilitación: diseño y desarrollo de equipos terapéuticos y de rehabilitación y de sus procedimientos.
- Equipos protésicos y órganos artificiales: diseño y desarrollo de equipos para reemplazar o mejorar funciones corporales.

- Informática médica: estadísticas de pacientes, interpretación de resultados y asistencia clínica en la toma de decisiones, incluyendo sistemas expertos y redes neurales.
- Imágenes médicas: provee muestras gráficas de detalles anatómicos y funciones fisiológicas.
- Biotecnología: crea o modifica materiales biológicos para fines benéficos e incluye la ingeniería de tejidos.
- Ingeniería clínica: diseño y desarrollo de centros clínicos, equipos, sistemas y procedimientos.
- Campos electromagnéticos y efectos en los tejidos biológicos: estudia los efectos de los campos electromagnéticos en los tejidos biológicos.

De manera general y teniendo en cuenta las anteriores definiciones, se puede decir que la bioingeniería busca la aplicación de los conocimientos de la ingeniería y de las ciencias exactas en las que se basa, a la biología para beneficio del hombre. Cuando estas aplicaciones se orientan al campo de la medicina se habla entonces de ingeniería biomédica.

La ingeniería biomédica es un campo sinérgico en donde muchas ramas de la ingeniería tienen una aplicación en la mejora de la salud del ser humano, es decir por medio de la creación de nuevos productos y equipos médicos; investigaciones científicas aplicadas a la medicina; nuevas curas en el aspecto biológico del ser humano, etc.

La ingeniería Biomédica como parte de la ingeniería de rehabilitación hace hincapié en el desarrollo de nuevos productos, con la finalidad de mejorar las condiciones de pacientes que padecen algún tipo de discapacidad física.

Con el desarrollo de nuevas tecnologías, es posible crear nuevos sistemas de rehabilitación que ayuden a personas con alguna discapacidad a recibir una terapia adecuada y con ello mejorar su condición física por medio de tecnologías modernas.

Las tecnologías de manufactura que van desde el diseño hasta la construcción de los productos aplicados a la discapacidad motriz en las extremidades inferiores, ayudan a la creación de nuevos equipos con la finalidad de mejorar la calidad de vida de los pacientes con alguna patología relacionadas con el movimiento de sus piernas.

Los sistemas de rehabilitación agilizan el proceso de recuperación en el paciente y al mismo tiempo ayudan a los especialistas a tener herramientas de trabajo que les ayuden a simplificar su tareas y a diagnosticar correctamente el tipo de patología que padece una persona con discapacidad.

El diseño y construcción de nuevos productos de rehabilitación, requieren de normas que estandaricen cada uno de los procesos de su fabricación, con la finalidad de garantizar una alta calidad en el producto final y con ello satisfacer las necesidades de cada paciente.

2.8 Ingeniería de la rehabilitación

La “ingeniería de la rehabilitación es la aplicación de la ciencia y la tecnología para disminuir las limitaciones de individuos con discapacidad (Reswick 1993). Esta rama de la ingeniería se concibe como el diseño y la elaboración de elementos o instrumentos que tienen el propósito de posibilitar a la persona con discapacidad, especialmente con deficiencia motora, una mayor independencia, ser más productiva así como facilitar su integración a la sociedad. Su trabajo se realiza sobre lesiones neurológicas o músculo esqueléticas, por lo general en la construcción de ortesis y prótesis.

En algunos casos, la ingeniería de la rehabilitación se identifica como una subdivisión de la bioingeniería (Huggins 2012) y en otros como parte de la ingeniería biomédica (Bronzino 2011). La ingeniería de rehabilitación es concebida como interdisciplinaria; en tanto que en su estudio confluyen profesionales como médicos, enfermeros, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales, biólogos, ingenieros de diversas especialidades, físicos o químicos (Universidad de Sao Paulo)

La ingeniería de la rehabilitación es la encargada de asistir a pacientes con lesiones neurológicas o músculos esqueléticos mediante el diseño, la construcción de diversos instrumentos mecánicos, electrónicos o robotizados con la finalidad de agilizar los procedimientos de la terapia física en pacientes que han sufrido alguna lesión y como consecuencia de ello padecen alguna discapacidad. En la actualidad han acontecido grandes avances en las ciencias biomédicas y en las ciencias tecnológicas así como en sus usos clínicos, que ayudan a la mejora del paciente, salvan vidas y prolongan el período de vida de individuos con discapacidad (NIDRR 1999).

La ingeniería de rehabilitación tiene un papel fundamental en la atención de las necesidades de la población con discapacidad. Esta ingeniería, aporta soluciones tecnológicas que les permite a las personas con discapacidad tener una mejor integración a su medio familiar y social, promoviendo a la vez su inserción en actividades productivas que les den independencia y reconocimiento.

En los casos de discapacidad motriz severos, la rehabilitación física normalmente no es suficiente para lograr los objetivos deseados, por lo cual resulta indispensable utilizar ayudas tecnológicas que compensen la discapacidad y permitan igualar las oportunidades de este sector con el resto de la población.

2.9 Tecnologías de manufactura aplicadas a los sistemas de rehabilitación.

Las tecnologías de manufactura son aquellas que se utilizan para la fabricación de un producto o durante el proceso de su fabricación con la finalidad de cumplir con los estándares de calidad requeridos.

La manufactura es el proceso de coordinación de personal, herramientas y maquinaria para convertir materias primas en productos útiles para la sociedad. En los principios de la manufactura, los productos se fabricaban, principalmente, sobre bases individuales y su calidad dependía de la habilidad del operario.

La manufactura moderna es una actividad industrial que requiere recursos tales como elemento humano, materiales, máquinas, herramientas y capital. Para una producción eficiente, económica y competitiva todos los recursos se deben organizar, coordinar y controlar con cuidado. En la siguiente figura se observan los elementos que intervienen directamente en los procesos de manufactura.

La conversión de materiales en productos para los consumidores, incluyen cuatro etapas o pasos básicos en la manufactura:

1. Investigación y desarrollo del producto (Diseño del producto).
2. Planeación y herramental para producción.
3. Manufactura o producción.
4. Comercialización.

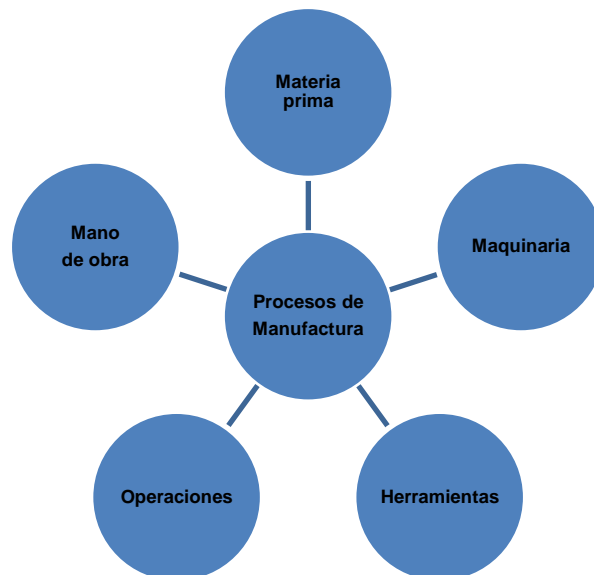


Figura 2.30: Procesos de Manufactura

Fuente: El autor, 2013.

Las tecnologías de Manufactura aplicadas a la rehabilitación física, generan productos de alta calidad basados en el diseño, procesos de manufactura y normas para la fabricación de equipos médicos y sistemas de rehabilitación.

El alto grado de avance de la tecnología computacional y de informática en los últimos años ha permitido la creación de nuevos conceptos y metodologías para la realización de los procesos de manufactura. La característica tecnológica de esta nueva revolución industrial es la posibilidad de la automatización de los equipos y maquinaria en las industrias, así como la integración de sus operaciones. Con lo anterior, se puede mejorar sustancialmente la productividad y la eficiencia de sus procesos, lo que beneficia la calidad de los productos y sus costos de fabricación. (Shukor, 2009).

El objetivo de las tecnologías de manufactura es crear un producto de alta calidad mediante la innovación, la mejora en los diseños, la automatización de procesos de manufactura y la evaluación en cada uno de las operaciones correspondientes.

Para el desarrollo de tecnologías en manufactura aplicadas a la rehabilitación es necesario contar con personas que tengan conocimientos en diversas áreas para el desarrollo y construcción de aparatos e instrumentos de rehabilitación medica que ayuden a la recuperación física del paciente.

En la actualidad existen diversos sistemas de manufactura que se emplean para diversos procesos según lo requiera las necesidades del producto que se desea producir. Tradicionalmente, una de las actividades es la de diseño y fabricación, las cuales se han llevado a cabo de forma secuencial y no simultánea, lo que lleva a consumir iteraciones ineficientes y tiempo entre el diseño y las fases de fabricación.

Un Sistema Flexible de Manufactura consiste en un conjunto de procesos y sistemas diseñados para la transformación de un material en productos que generen un valor agregado permitiendo el análisis tanto de fabricación y aspectos funcionales como la tolerancia, acabado de superficie, dimensión, estrategias de mecanizado relacionado con las propiedades del material

y las especificaciones geométricas. Para ello, permite la aplicación de las tecnologías de diseño, procesos de manufactura y planeación.

Con el fin de agilizar estas iteraciones, los sistemas integrados de manufactura se han desarrollado para permitir la evaluación de los aspectos de fabricación durante la fase de diseño. Para ello, el diseñador necesita tener acceso al conocimiento y la información sobre el entorno de fabricación que facilita la toma de decisiones en diferentes actividades del proceso para la realización de un producto.

2.9.1 Herramientas de diseño

La globalización e integración de la economía mundial ha provocado un gran cambio en los sistemas de diseño, fabricación y organización de la producción, cuyas principales innovaciones se resumen en el paradigma organizativo denominado Ingeniería Concurrente. (Shunk, 1993). En la figura 2.31, la ingeniería concurrente tiene como objetivo incrementar la competitividad, mediante el aumento de calidad y la reducción de costo y tiempo. Con ello se introduce un enfoque de diseño y fabricación orientados a un proyecto, pasando de la fabricación por proceso a la fabricación por producto y al mismo tiempo se toma en forma conjunta todo el ciclo de vida del producto (concepción, diseño, prototipo, producción, comercialización, utilización).

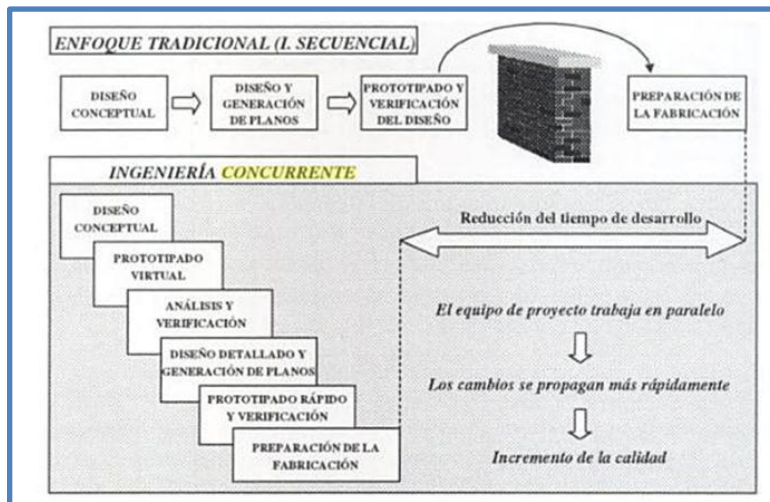


Figura 2.31: Diferencias entre la ingeniería secuencial y la ingeniería concurrente.
Fuente: Fundamentals of modern manufacturing, materials, processes, and Systems.

Gupta et al. (1997) puso de relieve que un sistema flexible de manufactura es una de las herramientas modernas que se han desarrollado para cumplir con el propósito del diseño. Con ello se puede generar una herramienta que es capaz de evaluar los aspectos de fabricación en la etapa de diseño, la cual se hace cada vez más difícil de ignorar en el desarrollo del ciclo de vida del proceso.

Rao (1994) define la fabricación como la capacidad de reproducir un producto con un mínimo de desperdicio, de tal manera que satisfaga los requisitos de uso previsto. Con el desarrollo de herramientas CAD, CAM y la introducción de la ingeniería concurrente en concepto de desarrollo de productos, la fabricación se ha convertido en un elemento clave de este tipo de sistemas cuyo objetivo principal de los esfuerzos actuales en este campo es el desarrollo de una herramienta para el diseño asistido por computadora para la fabricación de piezas que puede ser utilizado durante las etapas tempranas de diseño para mejorar la calidad del producto desde el punto de vista de fabricación. (Gupta y Nau 1995).

2.9.2 Procesos de manufactura.

Según Grover (1997) los procesos de manufactura se pueden dividir en dos tipos:

1. Operaciones de proceso: Es la transformación del material en un producto, utilizando energía para alterar la forma y las propiedades físicas. Las formas de energía incluyen la mecánica, térmica, eléctrica o química, las cuales son aplicadas de forma controlada mediante maquinaria y su herramental en sus diferentes operaciones del proceso. Se distinguen tres categorías:
 - Operaciones de Formado: Fundición y moldeado; Procesado de partículas; Procesos de deformación; Procesos de remoción del material.
 - Operaciones para mejorar propiedades: Tratamientos térmicos; Sinterizado de polvos.
 - Operaciones de procesado de superficies: Limpieza; tratamientos de superficie; procesos de recubrimientos.

2. Operaciones de ensamble: Une dos o más componentes para crear una nueva entidad. Se distinguen en 3 categorías:

- Procesos de unión permanente: Soldadura térmica; Soldadura fuerte; Soldadura blanda; Pegado con adhesivos.
- Ensamble mecánico: Tornillos; Pernos; Tuercas; Sujetadores roscados
- Remachado: Ajustes a presión; Encajes de expansión

En la siguiente 2.32 se observan la clasificación de los procesos de manufactura.

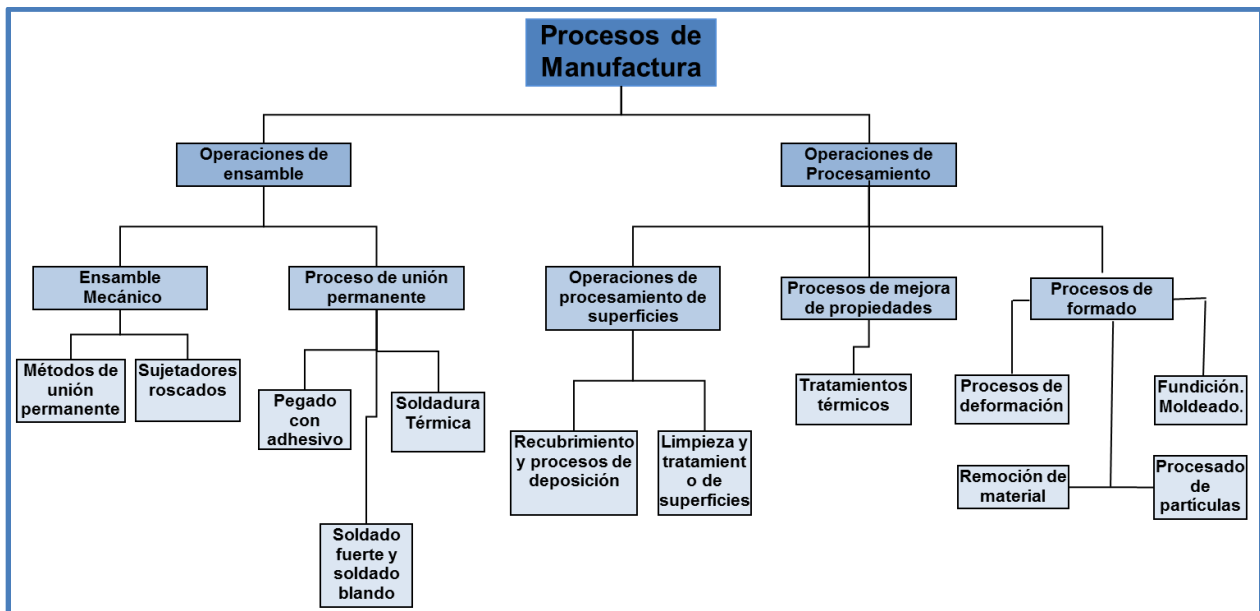


Figura 2.32: Clasificación de los procesos de Manufactura

Fuente: Grover, 1997.

La manufactura desde el punto de vista tecnológico lo podemos definir como la aplicación de procesos físicos y químicos que alteran la geometría, las propiedades, o el aspecto de un determinado material para elaborar partes o productos terminados. Los procesos para realizar la manufactura involucran una combinación de máquinas – herramientas, energía, trabajo manual. La manufactura se realiza como una sucesión de operaciones.

Desde el punto de vista económico la manufactura es la transformación de materiales, a través de operaciones o procesos de ensamble generando un valor agregado al material original y convirtiéndolo en un producto. (Grover 1997). En la figura 2.33 podemos observar dos maneras de definir la manufactura.

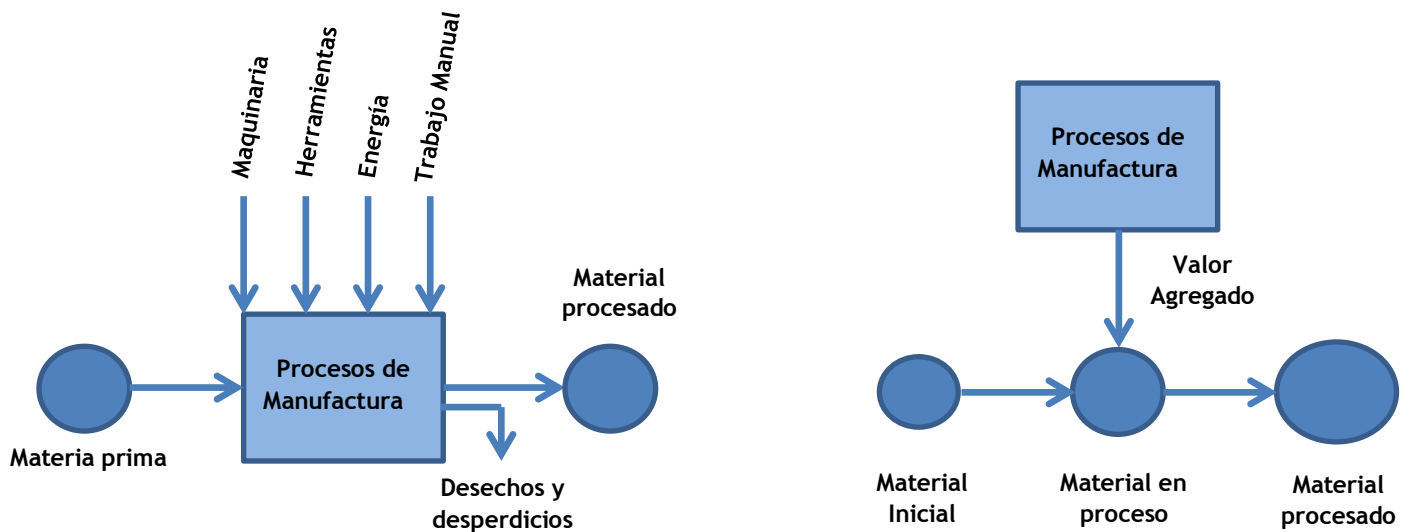


Figura 2.33: Dos maneras de definir manufactura: (a) como un proceso técnico y (b) como un proceso económico.

Fuente: Fundamentals of modern manufacturing, materials, processes, and Systems

2.9.3 Sistemas automatizados en la manufactura

Otro punto importante en los sistemas integrados de manufactura es la parte del control de procesos, donde la herramienta utilizada en estos sistemas son los controladores lógicos programables (PLC's) los cuales tienen un sistema a base de microprocesador que es usado para controlar procesos y máquinas en una infinidad de líneas industriales. Entre sus principales funciones se encuentran el encendido y apagado de las máquinas. Esto significa que pueden detener y arrancar motores eléctricos o energizar solenoides o mandos de control de válvulas de potencia hidráulica. En el control de procesos significa que pueden controlar variables como temperatura, usando termostatos como interruptores, tiempos de mecanizado, control de mecanismos y actuadores para su producción. (Balcells and Romeral, 1997).

Las aplicaciones de los PLC's se han diversificado mucho. Algunas de ellas se muestran a continuación:

- Control de robots
- Líneas de transferencia automatizadas
- Control ambiental dentro de edificios
- Máquinas de carga y descarga de desechos
- Máquinas ensambladoras
- Pesado
- Transportación de material

La definición, conceptos, ventajas de los sistemas integrados de manufactura y su estado actual de desarrollo y la aplicabilidad en el entorno industrial se pueden enfocar a diversos procesos que ayuden a mejorar la calidad de un producto según la rama a la que este enfocada la industria. Las cuestiones claves y las tecnologías relacionadas con el diseño y construcción de un producto como las metodologías aplicadas en los mecanismos de entrada de datos, las técnicas de fabricación para el razonamiento y los formatos de los productos generados son analizadas para obtener una calidad del producto. Por otra parte, la aplicabilidad de un Sistema flexible de Manufactura a diversos procesos de fabricación y aspectos tales como los índices de fabricabilidad y flexibilidad pueden ser analizados y producidos a través de esta tecnología. (Grover 1997).

2.10 Sistemas de calidad aplicados a los sistemas de rehabilitación

La calidad se suele definir como el cumplimiento de los requisitos, ya sea que estos sean explícitos o implícitos, para la satisfacción de un cliente. Para definir la calidad se hace mención de algunos autores y maestros de la calidad.

- La calidad es la adecuación para el uso satisfaciendo las necesidades del cliente (J.Juran).

- La calidad es desarrollar, diseñar, manufacturar y mantener un producto de calidad que sea el más económico, útil y siempre satisfactorio para el consumidor (Kaoru Ishikawa).
- La calidad es una serie de cuestionamientos hacia una mejora continua (Edwards Deming).

La calidad de un producto se define como la totalidad de las propiedades y características que inciden sobre la capacidad en el producto para satisfacer una necesidad.

La calidad del producto también es considerada como uno de los aspectos más importantes de las operaciones de manufactura, tomando en cuenta la actual economía y competencias globales

La calidad de vida del ser humano depende del desarrollo del país donde se viva y al mismo tiempo este se preocupe por sus habitantes. Este concepto hace referencia al bienestar de las personas, satisfaciendo sus necesidades psicológicas, sociales y ecológicas (Guildenberg 1978).

Las normas son patrones que se deben seguir. La finalidad de una norma es definir las características que deben poseer un objeto y los productos que han de tener una compatibilidad para ser usados a nivel internacional (Sans 1998).

La ISO (International Standardization Organization) es la entidad internacional encargada de favorecer la normalización en el mundo. La finalidad principal de las normas ISO es orientar, coordinar, simplificar y unificar los usos para conseguir menores costos y efectividad (Sans 1998). Desde el punto de vista económico reduce costos, tiempo y trabajo, así como criterios de eficacia y de capacidad de respuesta a los cambios. Por eso, las normas que presentemos, del campo de la información y documentación, son de gran utilidad porque dan respuesta al reto de las nuevas tecnologías.

La importancia de la calidad, confiabilidad y seguridad de los productos en una economía global se reconoce internacionalmente con el establecimiento de las normas ISO 9000.

Según la norma ISO 9999, las ayudas técnicas se clasifican de la siguiente manera Aguirre (2008):

- Ayudas para tratamiento médico personalizado: Ayudas destinadas a mejorar, controlar o mantener la condición médica de una persona; se excluyen ayudas usadas exclusivamente por profesionales sanitarios.
- Ayudas para el entrenamiento/aprendizaje de capacidades. Ayudas destinadas a mejorar las capacidades físicas, mentales y habilidades sociales.
- Ortesis y prótesis.
- Ayudas para el cuidado y la protección personales.
- Ayudas para la movilidad personal.

CAPÍTULO 3
METODOLOGÍA
DE LA
INVESTIGACIÓN

III Metodología de la investigación

La metodología de investigación sugerida para el desarrollo del presente trabajo consiste en las siguientes etapas teniendo presentes aspectos de diseño y fabricación para el desarrollo de nuevas propuestas para sistemas de rehabilitación:

- Identificación de objetivos, alcances y restricciones.
- Desarrollo de la metodología basada en tecnologías aplicables a la discapacidad y su relación con la ingeniería biomédica.
- Propuesta de diseño de un sistema de rehabilitación de la marcha activa cuya aplicación y desarrollo sea aplicable a pacientes con problemas de discapacidad motriz en miembros inferiores (paraplejía, hemiplejía, tetraplejía).
- Construcción del sistema de rehabilitación de la marcha, utilizando diferentes tecnologías modernas sustentadas en conocimientos técnicos, científicos, tecnológicos y médicos
- Validación y aplicabilidad de la propuesta de un sistema de rehabilitación en marcha para pacientes con lesiones medulares y patologías relacionadas con el movimiento en extremidades inferiores.
- Aportaciones médicas y Tecnológicas para el desarrollo de nuevos sistemas de rehabilitación de la marcha basados en las investigaciones llevadas a cabo en este proyecto.
- Evaluación del funcionamiento del sistema de rehabilitación de la marcha activa en personas sanas.

- Creación de un sistema de la marcha para agilizar procesos de rehabilitación en extremidades inferiores, utilizando tecnologías de manufactura con la finalidad de reducir los costos de su fabricación.
- La creación de nuevas tecnologías Biomédicas hechas en México, que puedan generar un impacto socioeconómico grande, ya que la población con problemas de discapacidad aumenta con el paso de los años.

3.1 Ingeniería Biomédica en el desarrollo del prototipo de la marcha

La ingeniería biomédica es un campo donde se trabaja en conjunto con diferentes áreas de la medicina y la ingeniería para dar una solución mediante conocimientos científicos, tecnológicos y médicos para solucionar algún problema relacionado con el área de la salud y con ello beneficiar al ser humano.

En este proyecto de investigación denominado Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitación activa para pacientes con alteraciones de la marcha, se realizaron diversas investigaciones en las áreas que participan en el desarrollo de este prototipo con la finalidad de interactuar en conjunto y obtener resultados positivos para la fabricación de este sistema de rehabilitación.

En la figura 3.1 se muestra a la ingeniería biomédica como un campo sinérgico con otras áreas para la realización de esta investigación.

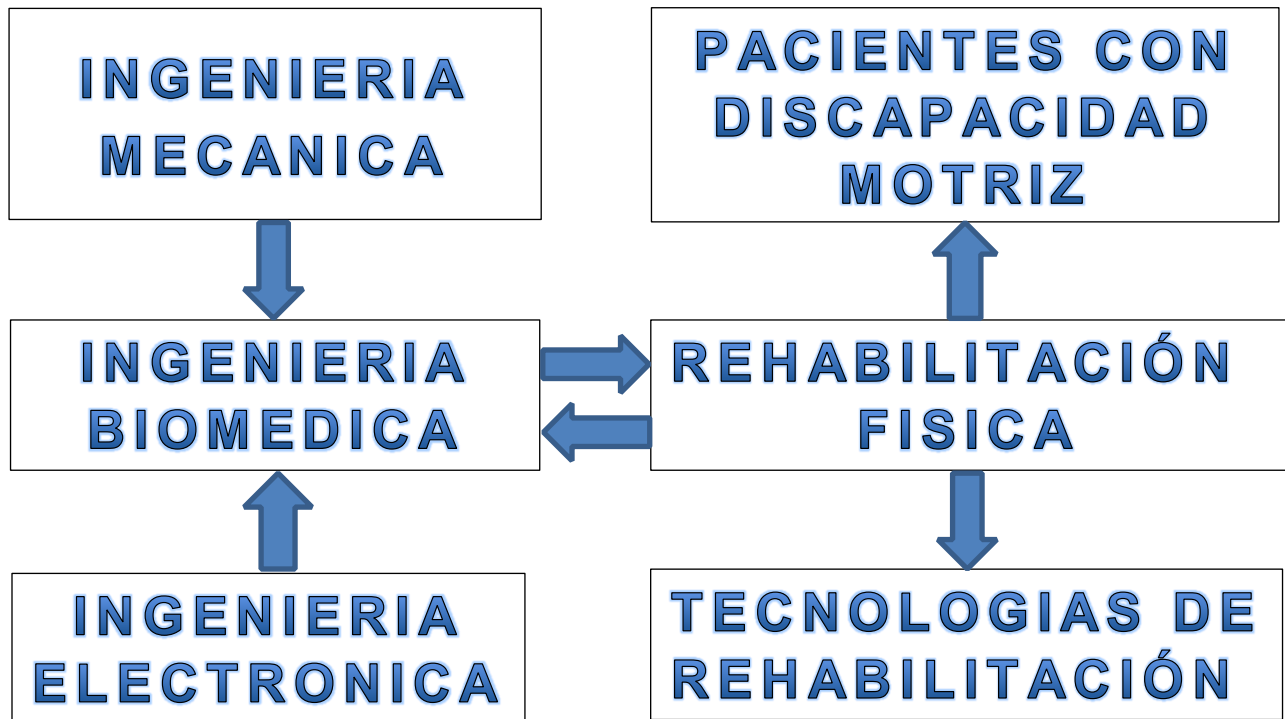


Figura 3.1: Ingeniería Biomédica como campo sinérgico

Fuente: El autor, 2013.

Como parte de la formación en ingeniería biomédica, se realizó una investigación acerca de los problemas que existen en la sociedad y dar una solución al tema elegido utilizando diversas tecnologías para la solución a un problema específico en las diferentes ramas de la medicina.

El área de la rehabilitación física es donde se pretende dar una solución a los problemas causados por la discapacidad motriz en extremidades inferiores, ya que al realizar la investigación se tomaron en cuenta los datos estadísticos por parte de la Organización Mundial de la Salud (OMS) y el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) así como los problemas socioeconómicos que sufren las personas con este padecimiento debido a que no pueden valerse por sí mismas y no tienen acceso a los servicios de salud para recibir atención médica.

Al ver las estadísticas y los problemas que sufren este tipo de personas con este tipo de discapacidad, se tomó la decisión de realizar un proyecto para beneficiar a personas que padecen discapacidad motriz en extremidades inferiores y crear un sistema que ayude a la rehabilitación física de pacientes con este tipo de discapacidad.

Al ver los padecimientos que sufren los pacientes con discapacidad motriz en extremidades inferiores por la falta de movimiento, se pretende dar una solución que ayude a mejorar la condición física de cada paciente mediante la rehabilitación física por medio de un sistema de rehabilitación de la marcha que ayude a mejorar la hipotonía muscular, atrofia en los músculos y el debilitamiento en los miembros lesionados.

Para la solución de problemas por falta de movilidad en las extremidades inferiores de pacientes con lesiones medulares y enfermedades que afectan la motricidad, se trabajó bajo el asesoramiento de médicos especialistas en las áreas de rehabilitación física con la finalidad de no cometer errores y beneficiar a personas que necesitan rehabilitación a través de tecnologías de asistencia personal.

En la fase de diseño y construcción del sistema se trabajó con asesoría de técnicos especialistas en procesos de manufactura, ingenieros mecánicos y electrónicos con la finalidad de desarrollar un prototipo ergonómico, económico, seguro y de alta calidad.

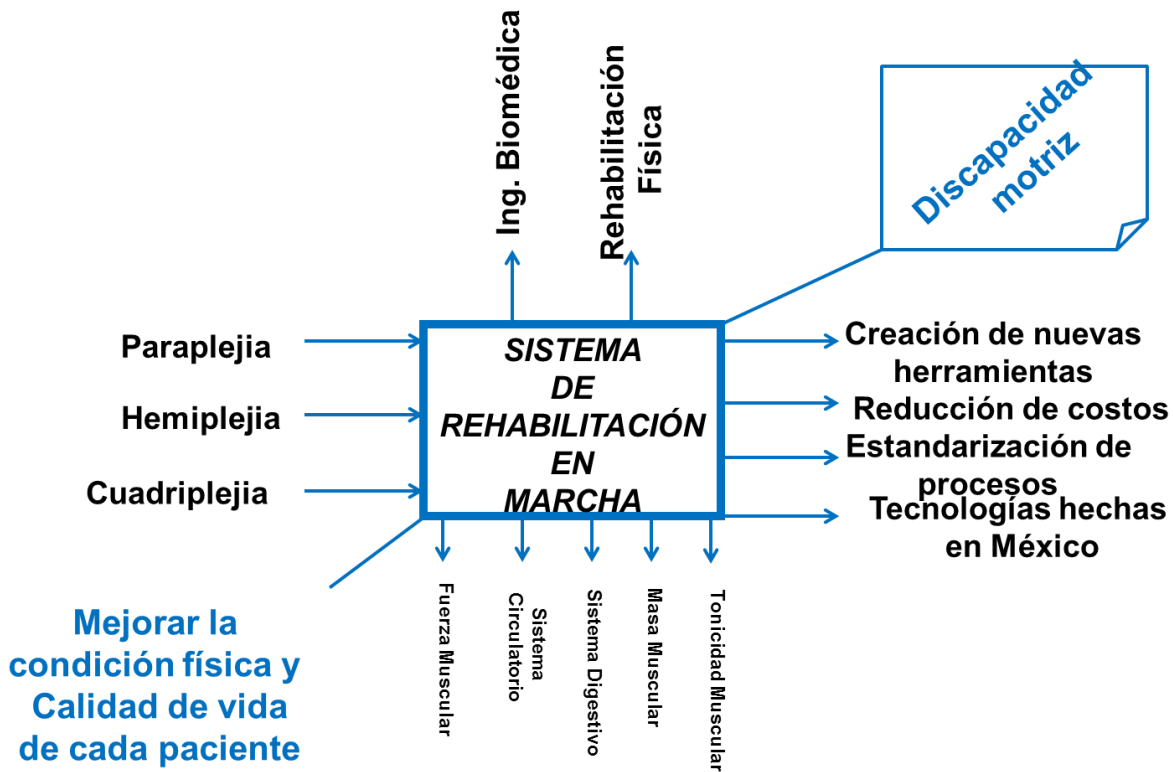


Figura 3.2: Sistema de rehabilitación de la marcha

Fuente: El autor, 2013.

3.2 Tipos de rehabilitación en las extremidades inferiores

Basados en la investigación, podemos decir que la discapacidad motriz en miembros inferiores se debe por causas como enfermedades patológicas y lesiones musculares, las cuales afectan la vida de personas diariamente.

Desde el punto de vista médico, se pueden utilizar tecnologías de rehabilitación, terapias físicas tradicionales o la combinación de ambas para mejorar la condición física del paciente con problemas de discapacidad motriz.

El funcionamiento del sistema de rehabilitación activa en marcha tiene como finalidad el fortalecimiento muscular y el aumento de la resistencia durante la terapia física, utilizando

diferentes tecnologías modernas para automatizar tareas repetitivas y con ello agilizar el proceso de rehabilitación así como ayudar a fisioterapeutas a tener un mejor control en cada paciente, sin tener que realizar grandes esfuerzos durante la rehabilitación de pacientes que carecen de movilidad parcial o total en sus miembros inferiores.

En la figura 3.3, se observan las causas de la discapacidad motriz en extremidades inferiores y el tipo de rehabilitación utilizada así como los resultados que se obtienen después de rehabilitar a las personas con este tipo de discapacidad.

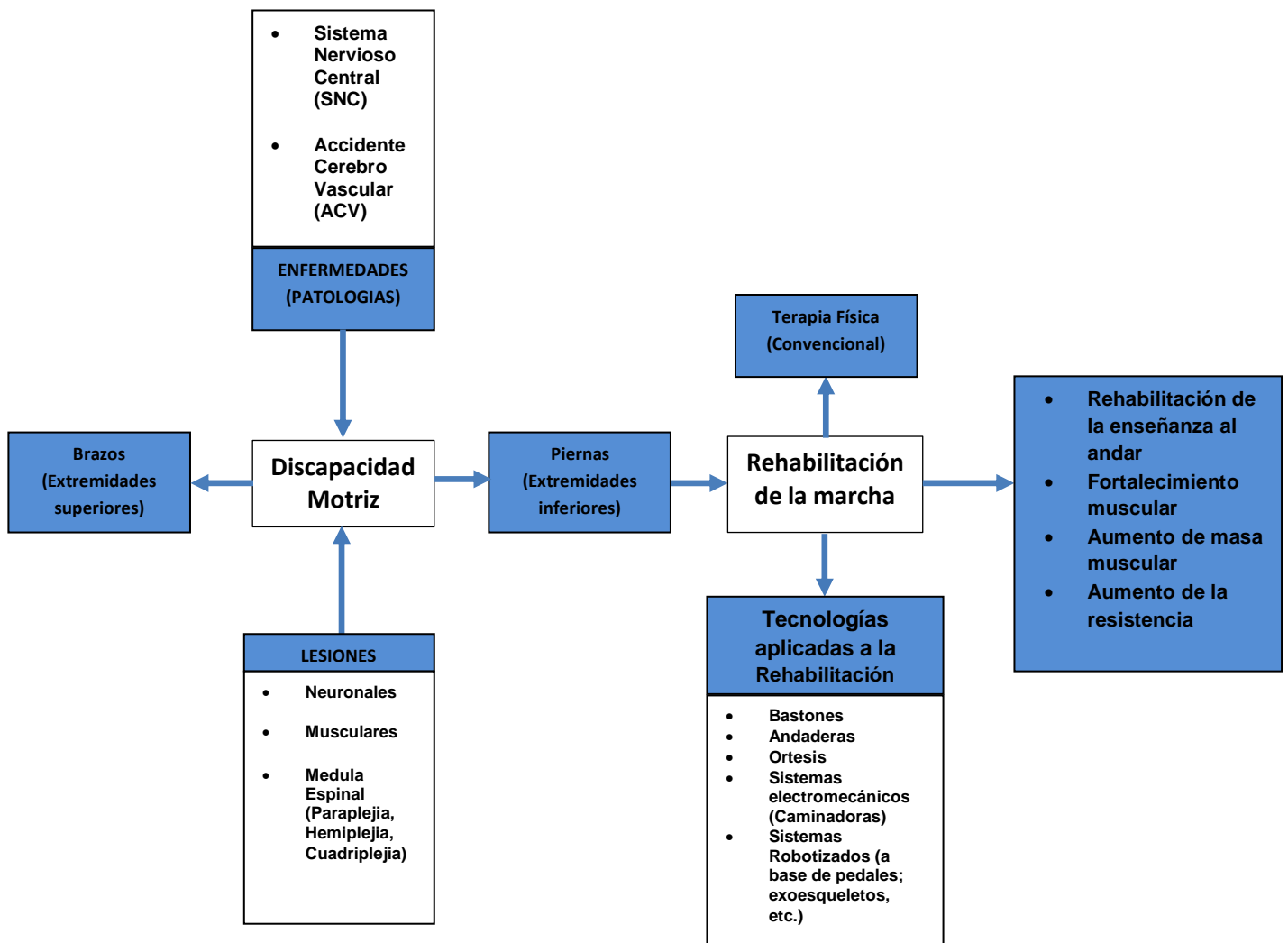


Figura 3.3: Causas de la discapacidad motriz en extremidades inferiores y la rehabilitación de la marcha

Fuente: El autor, 2013.

El principal propósito de este trabajo de investigación es fundamentar una propuesta para un sistema de rehabilitación en marcha, basado en diferentes disciplinas, cuya finalidad es la de mostrar cómo la ingeniería biomédica apoyada en tecnologías de manufactura y sistemas de calidad pueden aplicarse a la solución de problemas de rehabilitación médica logrando agilizar procesos de rehabilitación por medio de sistemas y equipo médico.

3.3 Disciplinas que contribuyen al diseño y construcción del prototipo de la marcha

En la figura 3.4 se observa la integración de cuatro disciplinas que contribuyen a la propuesta de diseño y construcción del sistema, con la finalidad de mejorar la calidad de vida del paciente.

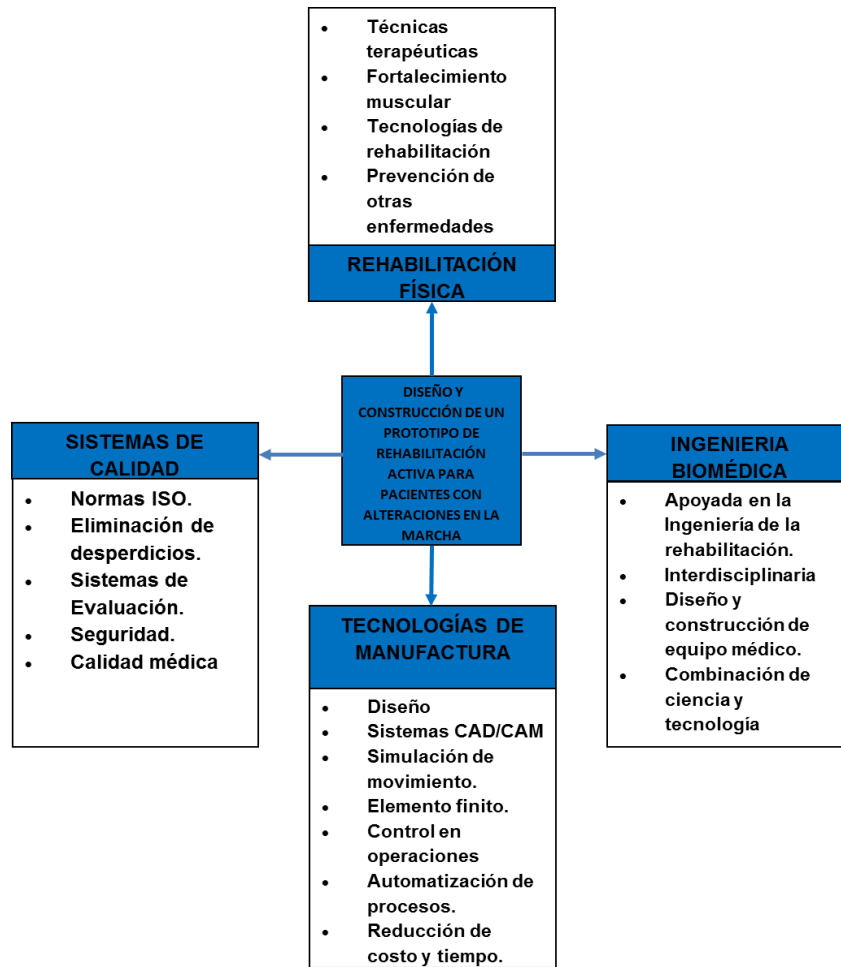


Figura 3.4: Disciplinas que contribuyen al diseño y construcción del prototipo de la marcha

Fuente: El autor, 2013.

Con el diseño y construcción de un sistema de rehabilitación en marcha para pacientes parapléjicos, se busca la realización de un prototipo que esté basado en diferentes tecnologías de manufactura, dispositivos mecánicos, sistemas electrónicos e informáticos que permitan la creación de nuevos productos de asistencia personal con el objetivo de ayudar a mejorar la condición física del paciente y con ello ver si es factible para todo tipo de pacientes que sufren esta discapacidad.

3.4 Áreas que contribuyen al desarrollo del prototipo de la marcha

El funcionamiento del sistema de rehabilitación de la marcha está basado en tres áreas fundamentales: Mecánica, Electrónica y Programación. A continuación se muestra la siguiente figura, la cual indica el desarrollo e investigación de cada área tecnológica de la que está compuesta este sistema de rehabilitación

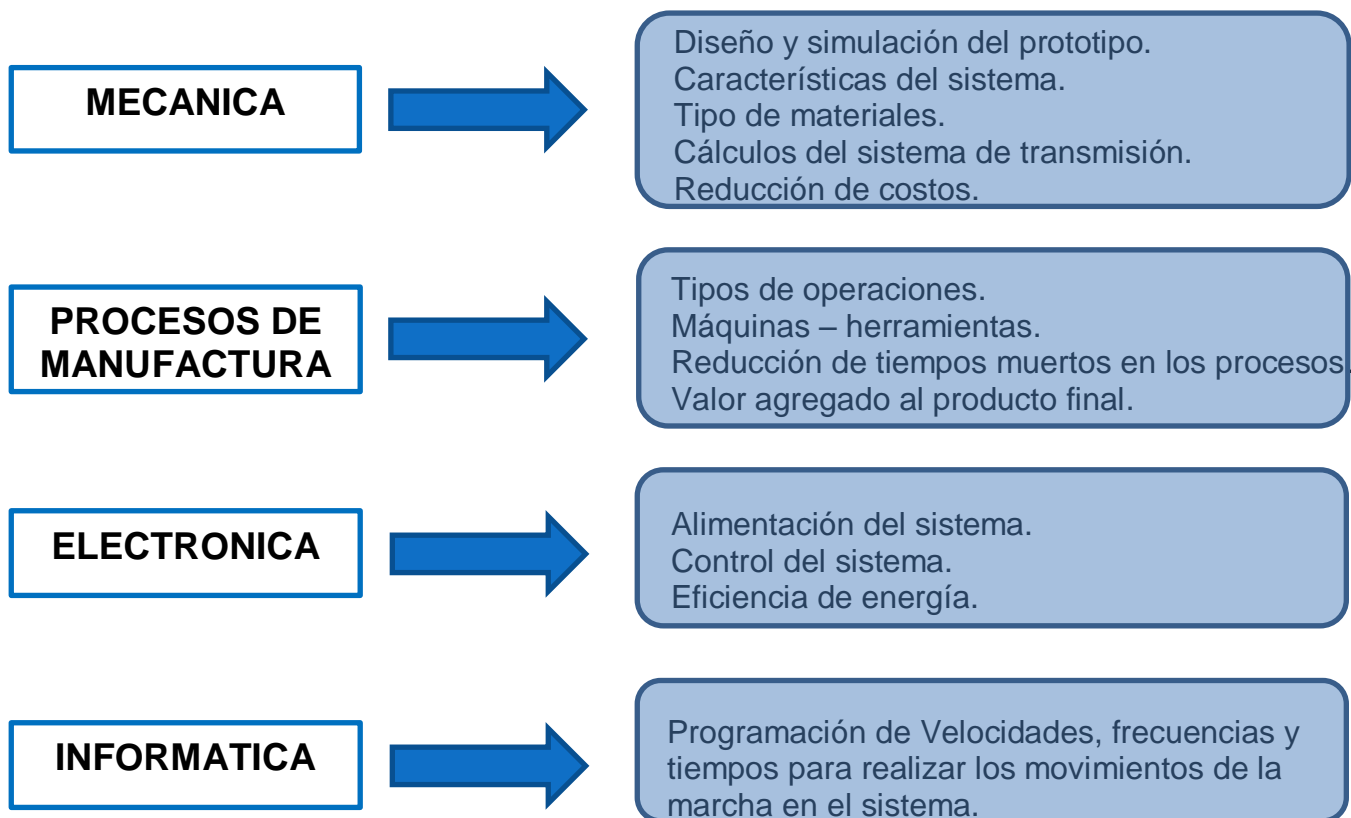


Figura 3.5: Desarrollo tecnológico del prototipo de la marcha

Fuente: El autor, 2013.

3.4.1 Mecánica

La mecánica es una rama de la física que estudia el movimiento y equilibrio de los cuerpos, así como las fuerzas que lo producen (Isaac Newton).

Con las tecnologías actuales, se pueden realizar estudios de factibilidad, diseño, análisis de materiales relacionados con la parte mecánica y ver si un proyecto de investigación es viable o no.

En la actualidad existen infinidad de softwares que nos permiten realizar tareas complejas y simplificarlas. En la parte mecánica, este tipo de tecnología ayuda a ver el comportamiento físico de los productos llevados a cabo, evita desperdicios y errores humanos. Entre las herramientas de diseño destacan las siguientes:

- CAD (Computer Aided Design): Aplicación de la computadora hacia los productos, diseño de componentes, análisis, y otras aplicaciones, para incrementar la eficiencia del diseño.
- CAE (Computer Aided Engineering): Uso de la computadora en la realización de aplicaciones de ingeniería, incluyendo análisis, simulación y otros cálculos.
- CAM (Computer Aided Manufacturing): Aplicación de la computadora hacia la manufactura de productos, diseño de procesos, programas de control de máquinas, y otras aplicaciones para aumentar la calidad.

3.4.1.1 Diseño Mecánico

En ingeniería, el diseño mecánico es el resultado de una serie de investigaciones que ayudan proporcionar una o varias soluciones para definir eficazmente un producto, de tal forma que satisfaga los requisitos y restricciones establecidas por alguna norma.

El diseño mecánico crea soluciones eficaces como:

- La modelación de los componentes físicos de cada producto
- Análisis de elemento finito
- Análisis del movimiento
- Evitar colisiones durante el proceso de construcción
- Evita desperdicios por causas de material sobrante
- Ayuda a mejorar la planeación para la elaboración del producto
- Ayuda a cumplir con las normas de calidad establecidas.

Para la elaboración del sistema se realizó el diseño mecánico de cada uno de los componentes del sistema de rehabilitación de la marcha en el programa solidworks, con la finalidad de observar su estructura y funcionalidad, además de poder hacer correcciones debido a problemas que van surgiendo durante el proceso y con ello evitar costos excesivos en la construcción del sistema.

En la figura siguiente se observa la simulación de los componentes físicos de la estructura del sistema, así como el proceso de soldadura en cada una de las uniones y su tamaño.

En la siguiente figura se observa la estructura del sistema y el proceso de soldadura llevado a cabo por medio de la simulación en el programa de diseño solidworks.

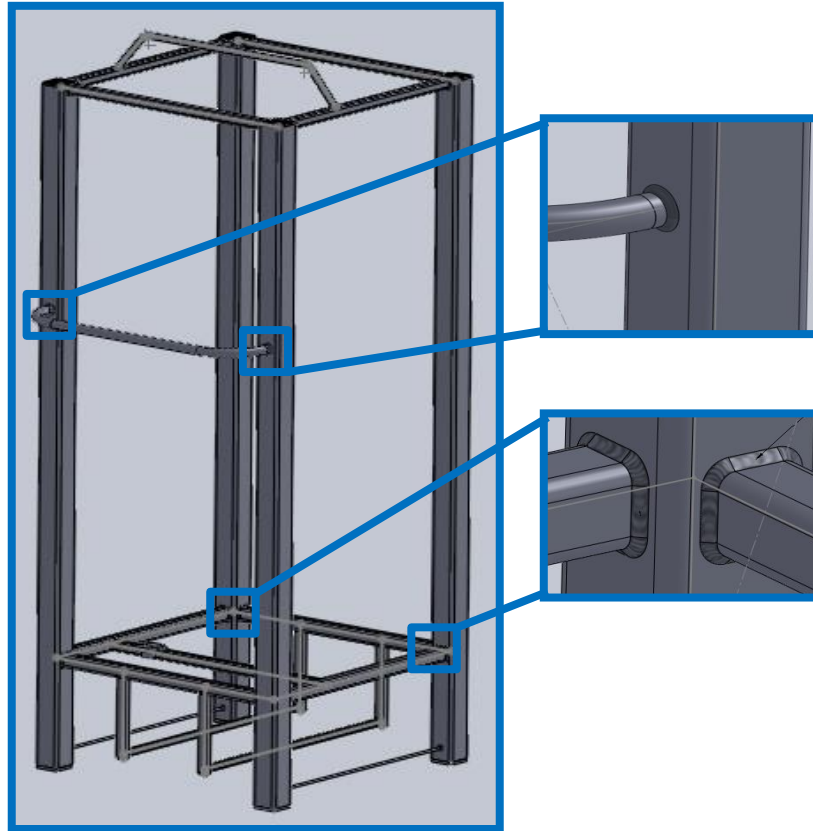


Figura 3.6: Diseño mecánico del prototipo de la marcha
Fuente: El autor, 2013. (Elaboración con Solidworks 2010)

3.4.1.2 Características del prototipo

El diseño mecánico de este sistema está basado en un dispositivo que genera la marcha a través de unos pedales que suben y bajan, generando la marcha activa en el sistema. El movimiento realizado en el sistema, es por medio de una transmisión por corona y sinfín, en sentido horario y anti horario.

El movimiento es generado por un motor a pasos, en su eje esta acoplado el tornillo sinfín, el cual le transmitirá la potencia a la corona que se encuentra ajustada a una flecha y está a la vez se encuentra unida a un dispositivo mecánico donde van a los pedales, los cuales irán sobre una plataforma que se encuentra en la estructura del sistema.

En la parte superior del sistema ira un sistema de peso corporal, en donde el paciente quedara suspendido en el aire y sus pies serán colocados en los pedales, de manera tal que pueda realizar los movimientos de extensión y flexión de las piernas en tres alturas diferentes con respecto a la plataforma del sistema, además de variar la velocidad según lo requiere el fisioterapeuta encargado de la rehabilitación de cada paciente con discapacidad motriz en extremidades inferiores.

Las dimensiones generales del prototipo del sistema de rehabilitación son de 88 cm de ancho por 88 cm de largo y 220 cm de altura. Aproximadamente el sistema pesa 90 kg.

En la figura siguiente se muestra la estructura del sistema y el mecanismo donde van ir los pedales, así como los planos de la estructura.

Este diseño nos muestra la apariencia física de cada componente y la forma en que van unidos unos con otros, además de verificar si el equipo cumple con los objetivos deseados sin necesidad de fabricarlo y con ello obtener la calidad deseada.

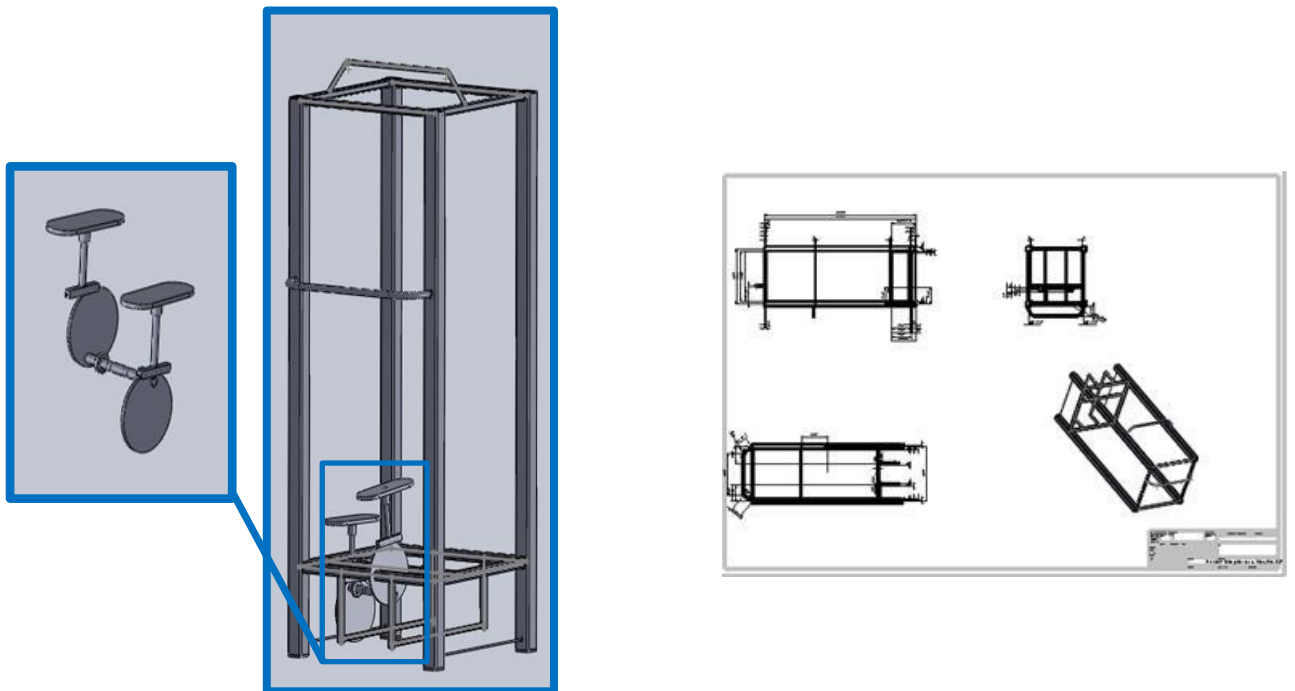


Figura 3.7: Diseño mecánico del prototipo de la marcha

Fuente: El autor, 2013. (Elaboración con Solidworks 2010)

3.4.1.3 Sistema de transmisión corona - sinfín

En ingeniería mecánica se denomina tornillo sinfín a una disposición que transmite el movimiento entre ejes que están en ángulo recto. Cada vez que el tornillo sin fin da una vuelta completa, el engranaje (corona) avanza un número de diente igual al número de entradas del sinfín. En la figura 3.8 se muestra el diseño del sinfín y corona, el cual va a generar la transmisión en el sistema de la marcha.

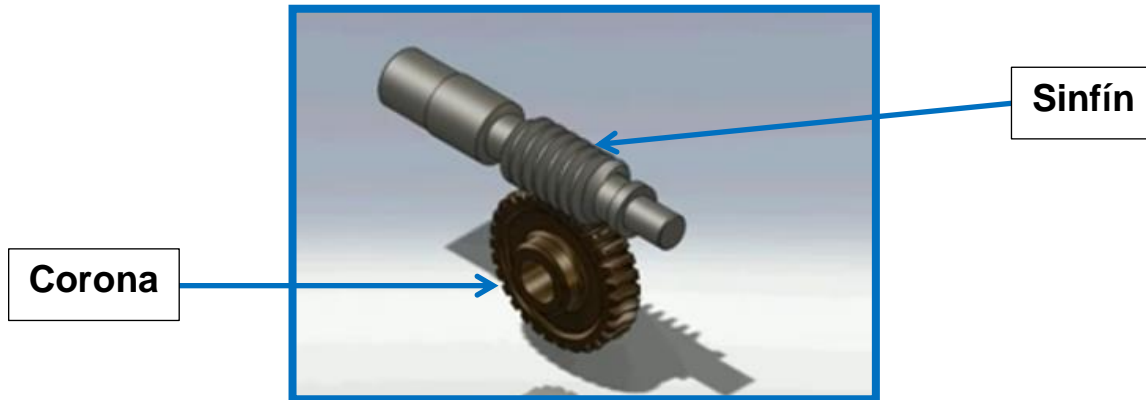


Figura 3.8: Sistema de transmisión del prototipo de la marcha
Fuente: El autor, 2013. (Elaboración con Solidworks 2010)

El tornillo sin fin puede ser un mecanismo irreversible o no, dependiendo del ángulo de la hélice. Con el tornillo sin fin y rueda dentada (corona) podemos transmitir fuerza y movimiento entre ejes perpendiculares. La velocidad de giro del eje conducido depende del número de entradas del tornillo y del número de dientes de la rueda.

El sistema de transmisión funciona de la siguiente manera:

“Si el tornillo es de una sola entrada, cada vez que éste dé una vuelta, se moverá un diente de la corona”

La expresión por la que se rige este mecanismo es similar a la indicada anteriormente para las ruedas dentadas, teniendo en cuenta el número de entradas del tornillo como elemento motor en este sistema.

En la figura siguiente se muestra la transmisión de corona – sinfín, en la cual el tornillo sin fin va unido al eje del motor y la corona se encuentra ajustada a la flecha para generar el movimiento de la marcha.

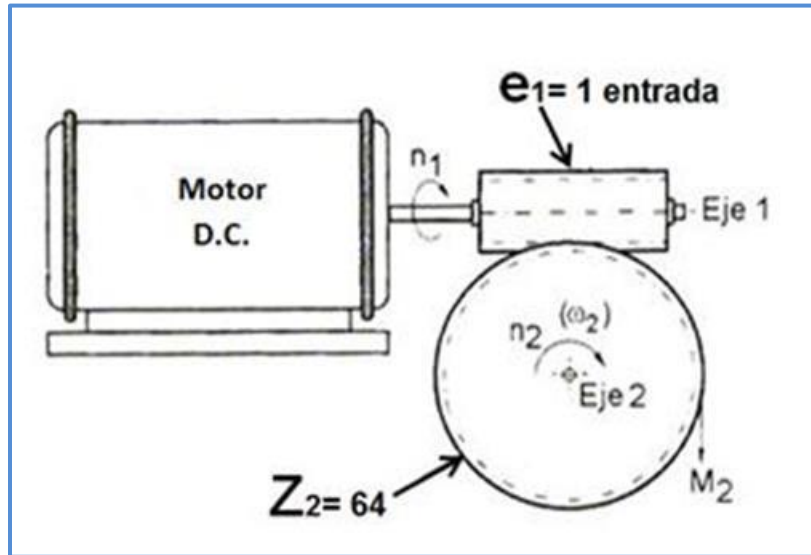


Figura 3.9: Sistema de transmisión del prototipo de la marcha

Para desarrollar el cálculo del sistema utilizaremos la siguiente formula:

$$n_1 \cdot e_1 = n_2 \cdot Z_2$$

Dónde:

- n_1 = número de vueltas del eje del motor.
- e_1 = número de entradas del tornillo sinfín.
- Z_2 = número de dientes de la Corona.
- n_2 = número de vueltas del eje de la flecha.

Hay que tener en cuenta que e_1 es mucho menor que z la relación de transmisión siempre será menor por lo que actuará como un reductor de velocidad.

Una vez que tenemos nuestros datos procedemos hacer nuestra relación de transmisión, la cual se obtiene de la siguiente manera:

$$i = \frac{1}{n_2}$$

Donde i = relación de transmisión

Sustituyendo valores obtenemos que la relación de transmisión es:

$$i = \frac{1}{46}$$

$n_1 = 250 \text{ rpm}$

$n_2 = \text{rpm de la corona}$ y es la velocidad del eje de salida, la cual se obtiene de la siguiente manera:

$$i = \frac{n_2}{n_1}$$

Despejando n_2 obtenemos:

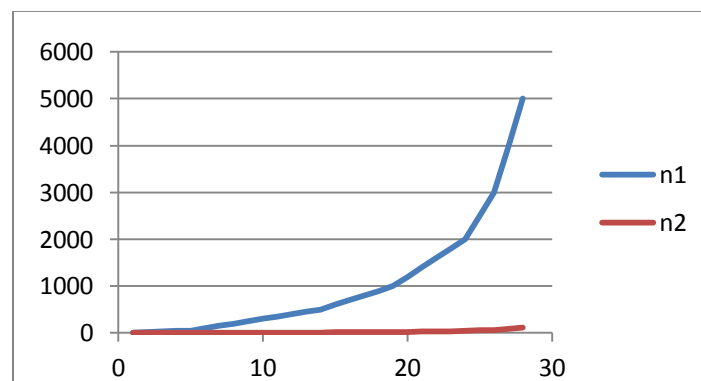
$$n_2 = i n_1$$

Sustituyendo valores tenemos:

$$n_2 = \frac{1}{46} * 250 \text{ rpm}$$

$$n_2 = 5.43 \text{ rpm}$$

Nota: n_1 se obtiene de las velocidades que nosotros deseamos, ya que el motor a pasos lo permite. En la gráfica siguiente se observa el comportamiento de las rpm del motor y las rpm de la flecha.



Gráfica N° 3.1: Comportamiento del motor (rpm)

Fuente: El autor, 2013.

3.4.1.4 Materiales empleados en la construcción del prototipo

Los materiales son el elemento principal para la fabricación de productos. Desde el punto de vista de la ingeniería, un material es un elemento o compuesto químico que tiene propiedades útiles como:

- Mecánicas
- Eléctricas
- Ópticas
- Térmicas
- Magnéticas

Para la realización del diseño de cada una de las partes que componen el prototipo, se determinó utilizar materiales que redujeran el costo del valor del producto terminado y cumplieran con la función de realizar la marcha.

Se analizaron el tipo de materiales de acuerdo a sus características físicas, al tipo de proceso de manufactura y a las tareas que van a realizar una vez convertidos en mecanismos para el sistema.

En la tabla siguiente se muestran los materiales empleados para la construcción del sistema.

Tabla N° 3.1: Materiales empleados en el sistema mecánico

COMPONENTES DEL SISTEMA	MATERIAL
Estructura metálica	PTR (Acero estructural)
Flecha	Colled Rolled (material pulido 1045)
Platos	Placa comercial (Acero estructural)
Corona	Bronce sae-64
Sinfin	Colled Rolled (material pulido 1045)
Chumaceras	Soporte(hierro) y Acero inoxidable
Guías de pedales	Colled Rolled (material pulido 1045)
Pedales	Placa antiderrapante
Resortes	Acero inoxidable
Plataforma	Lamina galvanizada de acero
Guardas de seguridad	Lamina galvanizada de acero
Tornillería	Acero inoxidable
Recubrimiento para tubo	Hule Espuma
Base de motor	Placa comercial (Acero estructural)

Fuente: El autor, 2013.

3.4.2 Procesos de Manufactura utilizados en la fabricación de prototipo

Los procesos de manufactura son un conjunto de actividades organizadas, programadas de acuerdo a una planeación previa para transformar la materia prima en productos u objetos que le sirvan a la humanidad para satisfacer una necesidad.

La aplicación de los procesos de manufactura son muy importantes desde el punto de vista económico, ya que gran parte del costo, se deberá a ellos. Esto generará un valor agregado al producto final.

En la tabla siguiente se muestra la clasificación de los procesos de manufactura para la fabricación de diferentes productos y sistemas de rehabilitación.

Tabla N° 3.2: Procesos de Manufactura

Procesos que cambian la forma del material	<ul style="list-style-type: none">• Metalurgia extractiva• Fundición• Formado en frio y caliente• Metalurgia de polvos• Moldeo de plástico
Procesos por desprendimiento de viruta (Uso de maquinaria)	<ul style="list-style-type: none">• Maquinado convencional• Maquinado especial (Computarizado)
Procesos que cambian la superficie	<ul style="list-style-type: none">• Desprendimiento de viruta• Pulido• Recubrimiento
Procesos para el ensamblado de materiales	<ul style="list-style-type: none">• Uniones permanentes• Uniones temporales
Procesos que mejoran las propiedades físicas	<ul style="list-style-type: none">• Tratamientos térmicos

Fuente: El autor, 2013.

Aplicando los diferentes procesos de manufactura a las tecnologías de rehabilitación, el precio y valor agregado se incrementan en los sistemas de rehabilitación, debido a que las

empresas que se dedican a la manufactura en ese ramo son pocas, debido a la inversión que se requiere, así como tener gente preparada con conocimientos técnicos, tecnológicos y científicos para el desarrollo de nuevos productos que beneficien a la sociedad que sufre problemas de discapacidad.

Al ver las necesidades de la población con problemas de discapacidad motriz en extremidades inferiores y los problemas que sufren a diario, se optó por desarrollar un prototipo de la marcha activa, que ayude a mejorar la calidad de vida de las personas que padecen este problema.

Uno de los principales objetivos de este proyecto de investigación fue proponer que se realizara un prototipo con tecnologías de manufactura, los cuales fueran accesibles en precio para la población que padece algún problema relacionado con la motricidad en miembros inferiores.

Otro punto importante que se tomó en cuenta es que el prototipo fuera ergonómico y seguro, para que los pacientes al ser rehabilitados en este sistema, se sientan seguros de que no tendrán algún accidente y psicológicamente esto sea beneficioso para cada paciente que desee rehabilitarse.

Desde el punto de vista técnico y tecnológico se busca tener una buena calidad en el producto final, tomando en cuenta aspectos como el tipo de procesos llevados a cabo y las operaciones que se realizan en un periodo de tiempo específico así como el tipo de máquinas – herramientas utilizadas para la construcción de cada uno de los componentes del sistema de rehabilitación.

Los procesos de manufactura más utilizados en la construcción del sistema son:

- Operaciones de formado (Remoción de material).
- Operaciones de ensamble (Unión permanente).
- Ensamblados Mecánicos (Unión de piezas por medio de pernos, tornillos, etc.).
- Remachado (Ajustes a presión).

En la figura 3.10 se muestra el prototipo en sus diferentes etapas de construcción y pruebas de funcionamiento.

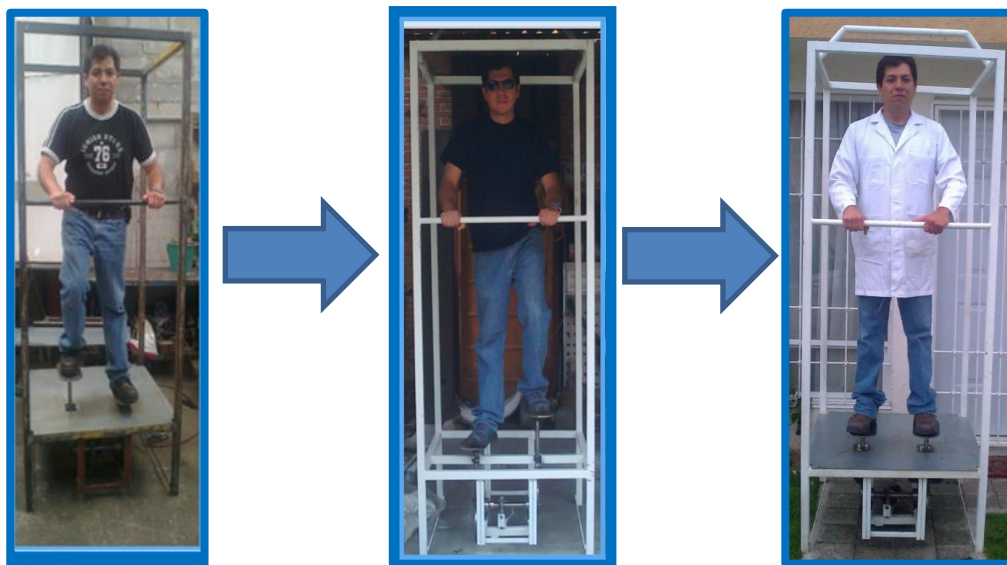


Figura 3.10: Construcción del prototipo de la marcha

Fuente: El autor, 2013.

3.4.3 Costos del sistema mecánico

En la tabla siguiente se muestra los costos de cada componente en el sistema y el costo total de la parte mecánica del prototipo.

Tabla N° 3.3: Costos del sistema mecánico

COMPONENTES DEL SISTEMA	MATERIAL	PRECIO	PROCESO DE MANUFACTURA	PRECIO
estructura metalica	PTR (Acero estructural)	\$800.00	Soldadura	\$1,200.00
Flecha	Colled Rolled (material pulido 1045)	\$100.00	Cuñeros, Baleros	\$350.00
Platos	Placa comercial (Acero estructural)	\$400.00	Barreno, Cuñero, Machueleado	\$400.00
Corona	Bronce sae-64	\$3,500.00		
Sinfin	Colled Rolled (material pulido 1045)			
Chumaceras	Soporte(hierro) y Acero inoxidable	\$700.00		
Guías de pedales	Colled Rolled (material pulido 1045)	\$100.00		
Pedales	Placa antiderrapante	\$1,200.00	Soldadura, Fresado	\$300.00
Resortes	Acero inoxidable	\$100.00		
Plataforma	Lamina galvanizada de acero	\$800.00		
Guardas de seguridad	Lamina galvanizada de acero	\$1,500.00		
Tornilleria	Acero inoxidable	\$100.00		
Recubrimiento para tubo	Hule Espuma	\$35.00		
Base de motor	Placa comercial (Acero estructural)	\$200.00	Barrenos, soldadura	\$1,000.00
Ajustes			Ensambles de todo el sistema	\$2,000.00
Total		\$9,535.00		\$5,250.00
Total	\$14,785.00			

Fuente: El autor, 2013.

3.4.4 Electrónica

La electrónica es una rama de la física que estudia y emplea sistemas basados en la conducción y el control de electrones que se encuentran cargados eléctricamente.

Un sistema electrónico es un conjunto de circuitos que interactúan entre sí para obtener un resultado. Una forma de entender los sistemas electrónicos consiste en dividirlos de la siguiente manera:

- Entradas (sensores, botoneras)
- Circuitos de procesamiento de señales. (tarjetas electrónicas)
- Salidas (actuadores mecánicos; actuadores eléctricos, etc.)

En la figura siguiente se muestra los sistemas electrónicos y sus tres etapas: La primera (transductor), la segunda (circuito procesador) y la tercera (circuito actuador).



Figura 3.11: Sistema electrónico del prototipo de la marcha

Fuente: Wikipedia – Sistemas electrónicos

La aplicación de la electrónica en el sistema de rehabilitación en marcha es una parte importante, ya que controla el funcionamiento de todo el sistema de rehabilitación, esto incluye desde el encendido y apagado del equipo hasta el control de los movimientos deseados mediante la utilización de un tablero de control.

3.4.4.1 Alimentación del sistema

Para la alimentación del sistema se pretende utilizar dos fuentes de voltaje de corriente directa.

- Una fuente de 12 VCD servirá para alimentar la tarjeta del sistema de control.
- Una fuente de 48 VCD servirá alimentar al motor.

En la figura siguiente se muestra una fuente de 12 VCD que alimentara a la tarjeta del sistema.

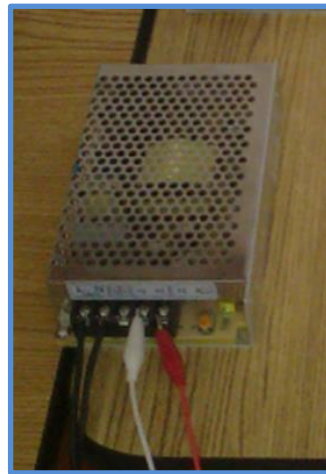


Figura 3.12: Fuente de alimentación

Fuente: El autor, 2013.

3.4.4.2 Sistema de control

La tarjeta electrónica, como su nombre lo dice es una tarjeta donde se conectan todos los dispositivos electrónicos (ensamble) con la finalidad de conducir la corriente eléctrica a través de diferentes caminos de cobre (pistas). Los componentes electrónicos van unidos a la tarjeta por medio de la unión de soldadura.

En la figura siguiente se muestra la tarjeta electrónica que controla el sistema.



Figura 3.13: Tarjeta electrónica

Fuente: El autor, 2013.

Otro elemento es el controlador del motor, el cual se encarga de mandarle las señales para que gire en una dirección y a ciertos grados. Además de que controla el amperaje de salida y las protecciones del motor. En la figura siguiente se muestra el controlador del motor.



Figura 3.14: Controlador del motor

Fuente: El autor, 2013.

3.4.4.3 Motor a pasos

Los motores a pasos, son muy utilizados para el desarrollo de mecanismos que requieren de una alta precisión. Este tipo de motores poseen cualidades especiales por el hecho de poderlos

mover desde un paso hasta una secuencia interminable de pasos dependiendo de la cantidad de pulsos que se les aplique. Este paso puede ir desde pequeños movimientos de 1.8° hasta 360° .

Este tipo de motores pueden moverse según la secuencia que se les indique a través de un micro controlador.

En la figura 3.15 se muestra el motor utilizado en el prototipo.

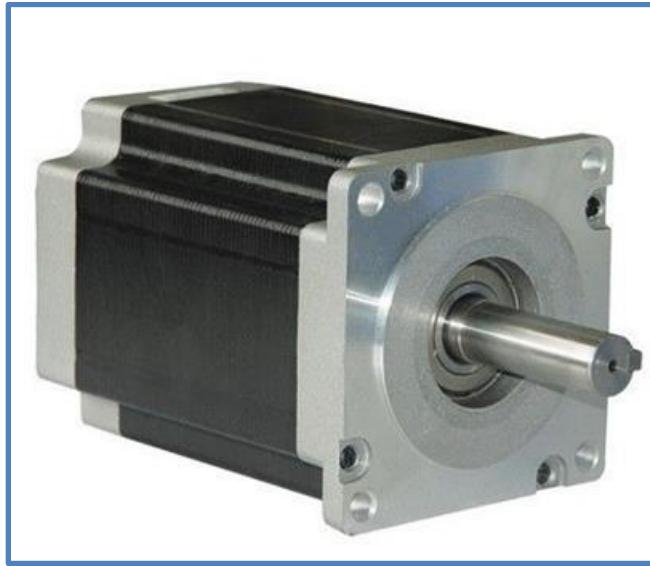


Figura 3.15: Motor a pasos

Fuente: El autor, 2013.

Las características de este motor a pasos ofrece una gran calidad, ya que está diseñado para ofrecer el par más alto posible y reducir al mínimo las vibraciones y el ruido audible. En la siguiente figura se observa las dimensiones características del motor.

Al analizar las características de este motor a pasos, se tomó la decisión de que cumplía con las necesidades para acoplarse a la transmisión del sistema. Su alto torque y velocidad son lo que ayudara al sistema a cumplir con los requerimientos de fuerza y graduación de velocidad de acuerdo a las necesidades de cada paciente.

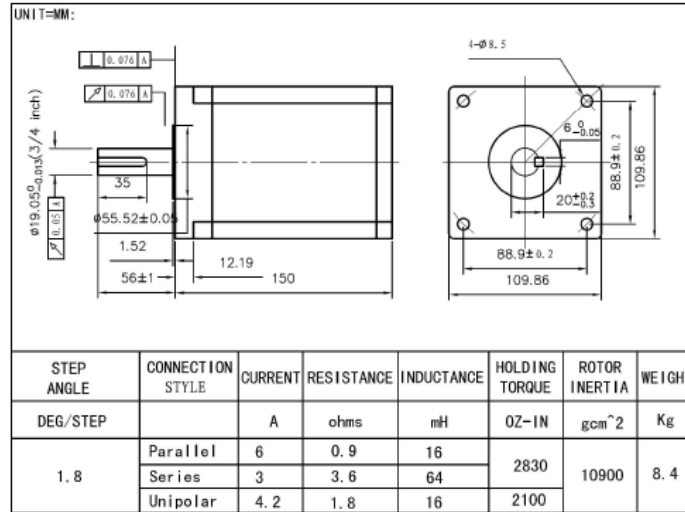


Figura 3.16: Diagrama del Motor a pasos

El motor consta de 8 cables estándar, los cuales se pueden conectar en todas las configuraciones posibles: series, unipolar, o en paralelo. Otra de las configuraciones, es que también se puede personalizar los parámetros como la tensión, la corriente y la velocidad máxima de funcionamiento. En la figura siguiente se observa el diagrama del motor y sus configuraciones.

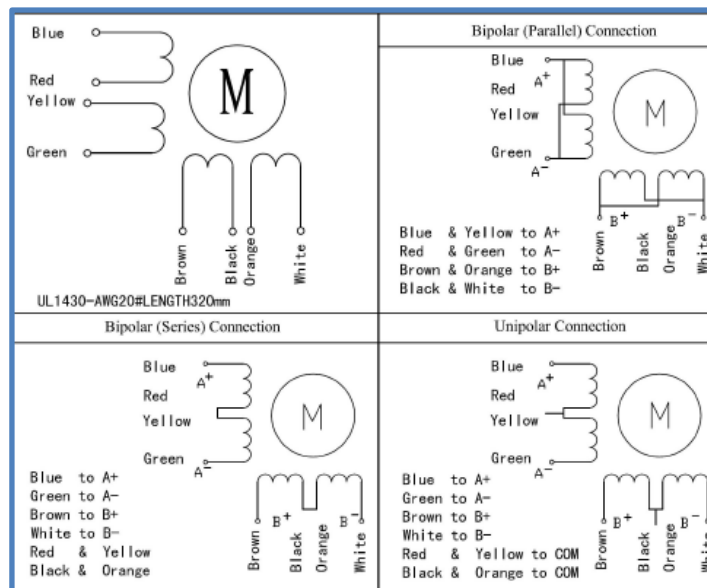
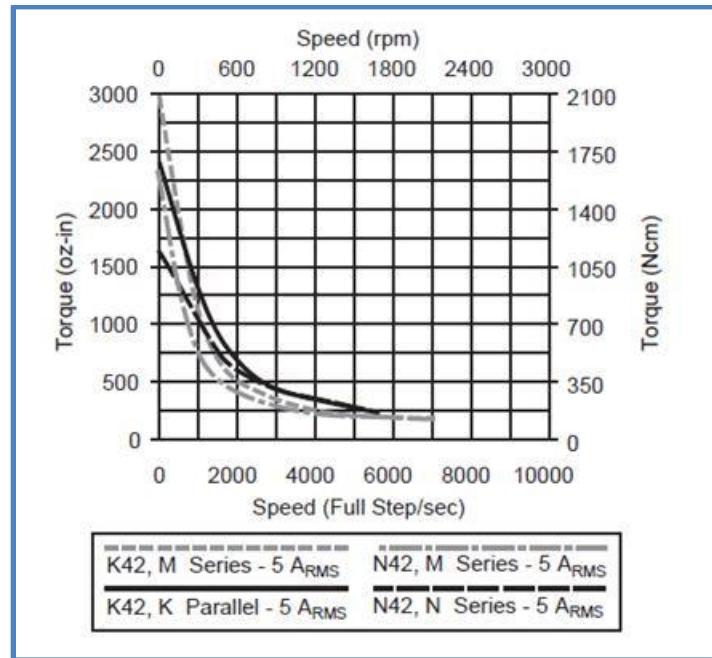


Figura 3.17: Diagrama de conexiones del Motor a pasos

En la gráfica siguiente se observa el comportamiento del motor (torque – velocidad).



Gráfica N° 3.2: Torque – velocidad del motor a pasos

Cálculos del motor

Uno de los principales componentes en el sistema de la rehabilitación de la marcha es el motor, ya que es el que dará la fuerza necesaria para realizar los movimientos de tensión y flexión en las personas con paraplejía y otros padecimientos.

Para determinar el peso máximo que puede soportar el sistema y funcionar correctamente se realizan los siguientes cálculos:

$$\text{Torque del motor} = 2830 \text{ oz} - \text{in} = 19.58 \text{ N-m}$$

El torque está definido como:

$$\tau = F * d$$

Donde τ = torque

F= fuerza

$d =$ distancia (esta es tomada del radio del sinfín que transmite el movimiento a los pedales del sistema) = 18mm = 0.018m

Sustituyendo valores en la formula anterior tenemos:

$$19.58 Nm = F * 0.018m$$

Despejando tenemos:

$$F = \frac{19.58 Nm}{0.018 m}$$

$$F = 1110.32 N$$

Para saber cuál es el peso máximo que aguantaría el sistema se recurre a la siguiente formula:

$$F = mg$$

Despejando tenemos:

$$m = F/g$$

Sustituyendo valores:

$$m = \frac{1110.32 Kg \cdot m/seg^2}{9.81 m/seg^2}$$

$$m = 113 Kg$$

Con ello se comprueba que el sistema puede soportar el peso de una persona de más de 100 Kg.

3.4.5 Informática

La tecnología computacional es una herramienta que integra todas las tecnologías para el desarrollo de nuevos productos o tareas. Esta tecnología computacional incluye todo el rango de hardware y de software con la finalidad de integrar todas las tareas o procesos en un orden requerido.

Aplicando la tecnología computacional al sistema de rehabilitación de la marcha, se requiere realizar una integración entre los componentes electrónicos, el motor y la computadora para la programación del motor, el cual transmitirá el movimiento deseado al sistema.

En la siguiente figura se observa la pantalla que controlara el giro del motor y las rpm que sean necesarios para el funcionamiento del dispositivo.

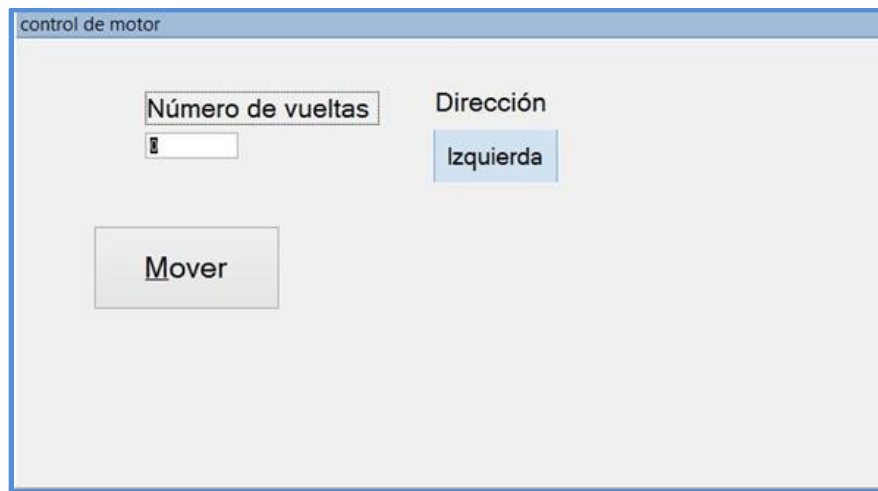


Figura 3.18: Pantalla del programa de control del prototipo

Fuente: El autor, 2013.

3.4.6 Funcionamiento e integración del sistema de control

El funcionamiento del sistema de control sirve para alimentar al sistema correctamente y está compuesto por:

- Una fuente de voltaje de corriente directa de 12 volts
- Una fuente de voltaje de corriente directa de 48 volts
- Una tarjeta electrónica
- Un controlador
- Motor a pasos

En la figura siguiente se muestran los componentes electrónicos que serán integrados al sistema de rehabilitación de la marcha.



Figura 3.19: Motor a pasos y componentes del sistema de control

Fuente: El autor, 2013.

La integración de los componentes del sistema de control tiene como objetivo alimentar de energía al sistema de forma eficiente y evitar desperdicios de energía durante el trayecto de la corriente eléctrica.

En el sistema de control, la fuente de corriente directa alimenta a la tarjeta de control, la cual se encarga de distribuir la corriente y enviarla hacia el controlador. Al mismo tiempo la tarjeta tiene unas salidas para cuatro botoneras, las cuales controlan el movimiento de los pedales y las alturas a las que se realizan la marcha.

La tarjeta electrónica también interactúa con el controlador del motor, al cual le envía las señales o pulsos para que este funcione de acuerdo a las indicaciones del movimiento deseado que se programe desde la computadora, es decir que las instrucciones programadas desde la computadora son enviadas a la tarjeta de control por medio de un cable USB y está a la vez le envía los pulsos necesarios al controlador del motor para que este manipule al motor y lo haga girar en un sentido u otro, durante un tiempo establecido.

La fuente de voltaje de 48 volts, únicamente sirve para alimentar al motor de pasos.

Las botoneras sirven para controlar el sistema de la marcha y sus movimientos. Una vez que queda programada la tarjeta electrónica, ya no es necesario tener el sistema de la marcha conectado a una computadora, ya que quedan configurados los movimientos de la marcha en la tarjeta y la botoneras son las encargadas de hacer funcionar el sistema. En estas botoneras también existe una botonera para detener el sistema inmediatamente, en caso de que el paciente se sienta mal con la rehabilitación o si el fisioterapeuta observa algo anormal durante la terapia.

En la figura siguiente se observan los componentes del sistema de control y su interacción entre ellos.

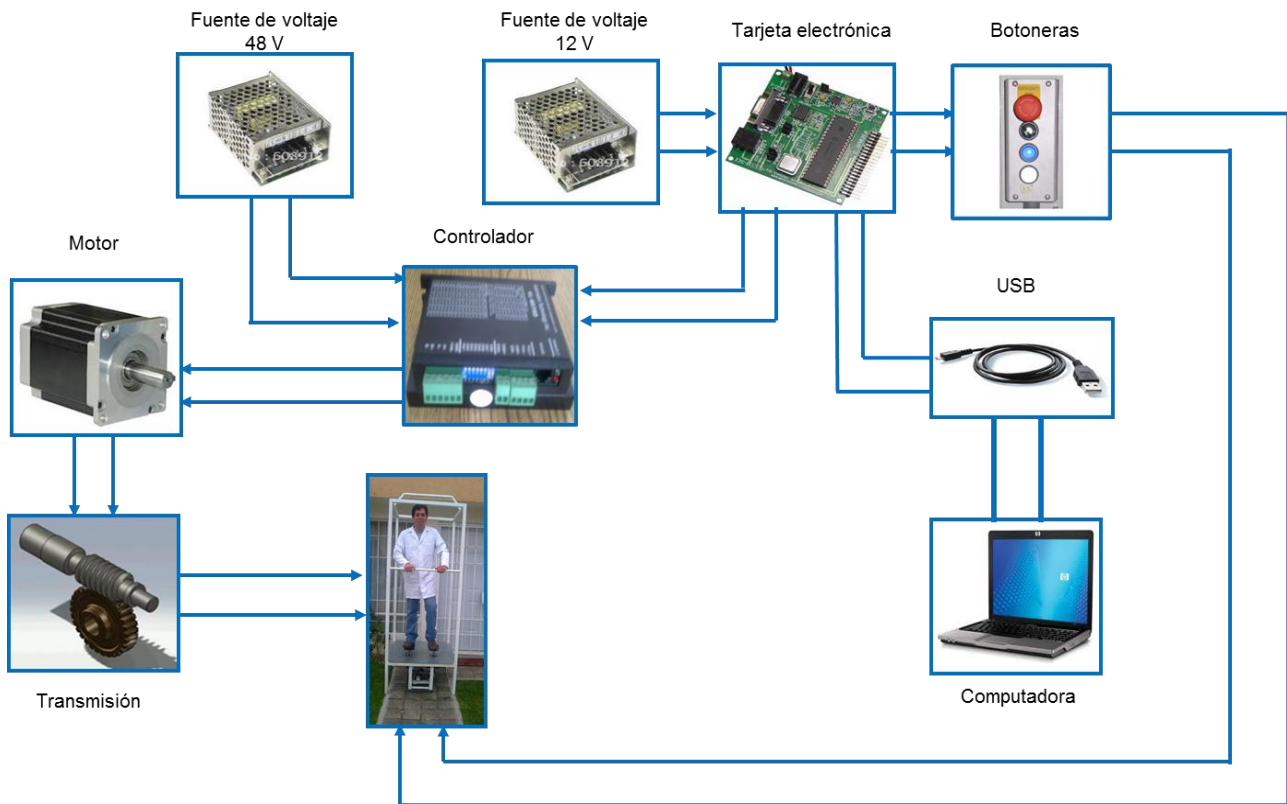


Figura 3.20: Interacción de los componentes del prototipo de la marcha

Fuente: El autor, 2013.

3.4.7 Costos de los componentes electrónicos e integración del sistema de control.

En la tabla 3.4 se muestran los costos de cada componente en el sistema y el costo total de la parte mecánica del prototipo.

Tabla N° 3.4: Costos del sistema electrónico del prototipo

COMPONENTES DEL SISTEMA	COSTOS
Fuente de voltaje 12 VCD	\$800
Fuente de voltaje 48 VCD	\$800
Tarjeta de control	\$10,000
Motor a pasos	\$3,627
Controlador del motor	\$1,560
Gastos de envío	\$1,613
Programación e integración del sistema	\$20,000
Total	\$38,400.00

Fuente: El autor, 2013.

El costo total del prototipo de rehabilitación de la marcha sale en **53,185.00**. Estos precios fueron realizados por medio de una cotización, tomando los precios más económicos para la realización de cada uno de los componentes y su integración entre cada uno de ellos.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

IV RESULTADOS

Una vez diseñado y construido el prototipo, se comprobó su funcionamiento. La realización de pruebas en el prototipo de la marcha requiere de dos fases para garantizar el funcionamiento y seguridad del sistema. Estas fases han sido cubiertas:

Fase 1: Realización de pruebas con motor de 12VCD y 5A, utilizándolo para realizar las primeras pruebas del movimiento de la marcha en el prototipo construido. En esta fase, el motor solo se utilizó para ver el funcionamiento del dispositivo y su transmisión.

Fase 2: Realización de pruebas con motor de 127 VCA y 15A, 1hp utilizándolo para realizar el movimiento de la marcha en personas sanas en el prototipo construido, en el cual la marcha se llevó acabo electromecánicamente.

Se sugiere una tercera fase, para continuar con el seguimiento y adaptación a este prototipo de un sistema controlado por medio de programación para realizar los movimientos a diferentes alturas y calibrar el sistema de acuerdo a las necesidades del paciente. Esta fase se describe a continuación:

Fase 3: Realización de pruebas con motor nema 42 (90 VCD y 9 A). El prototipo de la marcha será controlado con dispositivos electrónicos y sistemas informáticos que permitan controlar el giro del motor y el tiempo requerido para la rehabilitación de pacientes con problemas de la marcha. Con ello se pretende configurar los movimientos de la marcha a través de una computadora y la integración entre cada uno de los elementos electrónicos del prototipo. En esta fase se requerirá el apoyo de un fisioterapeuta para la calibración del ciclo de la marcha en diferentes tipos de padecimientos en extremidades inferiores.

El prototipo de la marcha fue probado en ocho personas de diferentes sexos y edades, con su aprobación. Estas personas son sanas y no presentan ninguna dificultad física al caminar. Después de utilizar el prototipo de la marcha, estas personas no presentaron ninguna alteración y expresaron que se sentían bien.

Un punto importante fue la seguridad de cada una de las personas, las cuales utilizaron un sistema de peso corporal (sistema de seguridad en alturas) que ayuda a mantener el equilibrio en el sistema y al mismo tiempo se evita que las personas se vayan a caer. Además de utilizar velcro en los pies, los cuales van sujetos a los pedales de material antiderrapante.

En la figura 4.1 se muestra el tipo de arnés utilizado en el prototipo de la marcha, el cual cuenta con cinco regulaciones, dos argollas laterales de sujeción, soporte lumbar ergonómico y banda superior desmontable.



Figura 4.1: Sistema de seguridad

Este sistema de seguridad es utilizado en diversos sistemas de rehabilitación de la marcha. En la figura 4.2 se muestra a una de las personas con el sistema de seguridad utilizado en el prototipo de la marcha



Figura 4.2: Sistema de seguridad utilizado en el prototipo de la marcha

En la figura 4.3 se muestra a uno de los participantes utilizando el prototipo de rehabilitación de la marcha y un sistema de peso corporal que va unido al pecho para realizar la fase de balanceo durante el trayecto de la marcha.



Figura 4.3: Prototipo de la marcha utilizado por una persona de la tercera edad

En la figura 4.4 se observa la realización de la marcha en el plano frontal y en los planos sagitales derecho e izquierdo.



Figura 4.4 Plano Frontal y Planos sagital derecho e izquierdo

En la tabla 4.1 se muestran los resultados obtenidos en personas sanas que utilizaron el sistema de rehabilitación de la marcha.

RESULTADOS EN EL PROTOTIPO DE LA MARCHA					
No.	Sexo	Edad	Peso	Sufre alguna alteración de la marcha	Observaciones
1	H	16 años	60 kg	No	
2	M	35 años	51kg	No	
3	H	56 años	55 kg	No	
4	M	38 años	53 kg	No	
5	H	32 años	58 kg	No	
6	M	72 años	45 kg	No	
7	H	85 años	52 kg	No	
8	M	31 años	48 kg	No	

Tabla N° 4.1 Resultados obtenidos en el prototipo de la marcha.

Para saber si el sistema es factible en precio, se investigó el precio de otros sistemas de rehabilitación de la marcha existentes en diferentes países del mundo. En la tabla 4.2 se observa el precio, el lugar de origen de los diferentes sistemas de rehabilitación de la marcha.

Sistema de rehabilitación	Fabricante	Nombre del inventor	Precio	Fuente
Exoesqueleto o Activelink	Panasonic		De 223,000 a 122,000 dólares	www.fayerwayer.com/2010/10/poweloader-light-panasonic-empieza-a-vender-versiones-ligeras-de-su-exoesqueleto-macnico/
Exoesqueleto o Rex	Rex Bionics		150,000 dólares	http://www.ojocientifico.com/2010/07/17/el-exoesqueleto-rex-una-solucion-para-personas-discapacitadas
Exoesqueleto o Rewalk	Berkeley Bionics	Kazerooni	100,000 dólares	Http://es.engadget.com/tag/exoesqueleto/

Lokomat	Hocoma	Gery Colombo	290,000 Euros	http://www.roboticspot.com/robots.php?id=58
Haptic Walker		Henning Schmidt	300,000 Euros	http://www.xatakaciencia.com/tecnologia/haptic-walker-robot-para-la-recuperacion-de-enfermos-que-han-sufrido-una-apoplejia

Tabla N° 4.2 Precios de los diferentes sistemas de a marcha.

Observando los precios de los sistemas de rehabilitación de la marcha fabricados en el extranjero son muy costosos y de alta tecnología ya que estos países cuentan con la solvencia económica para este tipo de proyectos. En México existen muy pocos sistemas de rehabilitación de la marcha que son traídos del extranjero y por lo tanto no se puede atender a toda la población que requiere de tratamientos de rehabilitación.

El prototipo fue elaborado con sistemas básicos que garantizan el funcionamiento de la marcha, el cual puede ser una alternativa para que más personas tengan acceso a una rehabilitación para mejorar sus movimientos en las extremidades inferiores.

Desde el punto de vista económico, este prototipo puede ayudar a nuevas líneas de investigación que permitan la utilización de materiales básicos y tecnologías a bajo costo que realicen las mismas funciones que los sistemas elaborados en países desarrollados. Por lo tanto, el diseño y la construcción del prototipo de rehabilitación de la marcha realizado en esta investigación puede resultar factible, ya que el precio de su fabricación resulta ser muy accesible y puede ser atractivo para centros de rehabilitación en México.

4.1 Ventajas y desventajas del prototipo de la marcha

- Una de las ventajas del sistema de rehabilitación es que es seguro, ergonómico y económico con respecto a otros sistemas de rehabilitación.

- La aplicación de conocimientos científicos y tecnológicos en el área de rehabilitación, demuestra que la ingeniería biomédica es eficaz en el desarrollo de nuevos productos enfocados a mejorar la salud de las personas con discapacidad motriz.
- El sistema es fácil de usar y va dirigido a pacientes con lesiones medulares y patologías relacionadas con la marcha.
- Las sesiones de entrenamiento son más largas e intensivas, en comparación con la rehabilitación a base de masajes terapéuticos.
- Se requiere de tiempo para la búsqueda de materiales que sean accesibles en costo.
- Es difícil encontrar empresas dedicadas a la construcción de algunos materiales empleados en este prototipo
- No hubo apoyo económico por parte de instituciones públicas y privadas.

4.2 Discusiones

La calidad de vida de pacientes con discapacidad motriz en extremidades inferiores es compleja, debido a la severidad de la lesión o patología que padezca, el nivel de independencia, los recursos con los que cuenta, la aceptación de su discapacidad y las actividades para la promoción de la salud por parte del gobierno y organizaciones dedicadas a la salud.

El área de la Ingeniería Biomédica como apoyo a la medicina en sus diversas ramas, es un área donde diferentes disciplinas interactúan unas con otras, dando como resultado la creación de nuevos productos y la elaboración de nuevas metodologías que benefician al ser humano.

El área de la rehabilitación médica es un área de oportunidad para la ingeniería biomédica, donde los profesionales en este campo del conocimiento encuentran la oportunidad de desarrollo

profesional y al mismo tiempo buscan contribuir con la sociedad, utilizando técnicas y conocimientos que les permitan desarrollar nuevas tecnologías e investigaciones dedicadas al mejoramiento de la discapacidad motriz.

Con el desarrollo tecnológico aplicado a sistemas de rehabilitación, el médico especialista en esta área, agilizará los procesos de rehabilitación en cada persona con discapacidad motriz y con ello ahorrará tiempo y tendrá la oportunidad de atender a otros pacientes.

Las tecnologías empleadas en tratamientos de rehabilitación física han demostrado ser eficaces, el único inconveniente para rehabilitar a un paciente con discapacidad motriz, es el alto costo por el uso de sistemas de rehabilitación traídos de países con mayor avance tecnológico.

En la actualidad, las tecnologías de manufactura se han modernizado para bien del ser humano, aunque aplicadas al desarrollo de productos médicos hace falta mayor innovación para su funcionamiento y reducción de costos, los cuales podrían ser desarrollados por universidades y centros de investigación para beneficiar a personas que necesitan rehabilitación física.

Con la fabricación de un prototipo de rehabilitación activa en pacientes con alteraciones de la marcha se pretende mejorar la condición física del paciente mediante la coordinación del movimiento en sus miembros inferiores afectados; el mejoramiento de la tonicidad muscular y la reducción de dolores en algunas zonas del cuerpo; al mismo tiempo se evitan enfermedades secundarias por falta de rehabilitación.

El área de la ingeniería Biomédica es un campo donde científicos, médicos, e ingenieros trabajan conjuntamente en las áreas relacionadas con la salud, para la creación de nuevos equipos modernos a partir de tecnologías que van desde el diseño mecánico por computadora, procesos de manufactura y evaluación por parte de los sistemas de calidad.

En la figura 4.5 se muestra como la ingeniería biomédica a través de sus elementos sinérgicos crean un impacto en la sociedad, beneficiando a pacientes con discapacidad motriz.

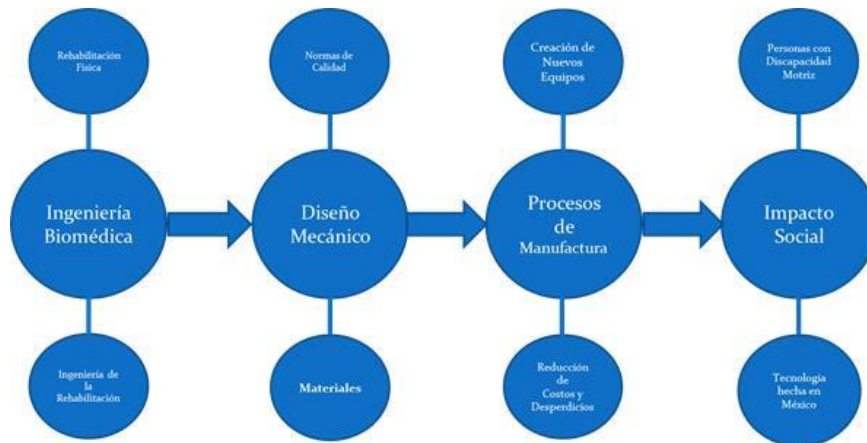


Figura 4.5: La ingeniería Biomédica y su impacto en la sociedad

Fuente: El autor, 2013.

Es conveniente que el gobierno y las organizaciones de salud dedicadas a la discapacidad en el mundo implementen un plan emergente, donde se apoye a estudiantes e investigadores a trabajar conjuntamente en el desarrollo de nuevas tecnologías, aplicadas a personas que lo requieran. Esto podría beneficiar a la gente con discapacidad motriz para que pueda realizar diferentes actividades y contribuir a su economía.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

V. CONCLUSIONES

Con la creación del prototipo de rehabilitación de la marcha, se contribuye con la sociedad, ayudando, ayudando a personas de bajos recursos, para que tengan la oportunidad de recibir tratamientos de rehabilitación

Con la creación del prototipo de la marcha se puede mejorar la condición física de los pacientes con discapacidad motriz en extremidades inferiores.

Una de las ventajas de esta investigación, es la de diseñar y construir un prototipo de la marcha, utilizando tecnologías de manufactura aplicadas al área de la rehabilitación médica, contribuyendo a la mejora de nuevos productos, instrumentos y equipos médicos.

La fabricación del prototipo de rehabilitación activa en pacientes con alteraciones de la marcha, es factible, ya que comparándolo con otras tecnologías provenientes del extranjero, cumple con el objetivo principal de ayudar a personas con discapacidad motriz y los costos para el desarrollo y construcción son muy bajos.

La creación de este prototipo puede generar un crecimiento tecnológico, ya que existen pocos profesionistas dedicados a crear nuevos sistemas y productos médicos, lo cual resulta una oportunidad de crecimiento para los Ingenieros Biomédicos.

Este prototipo se construyó con la finalidad de ser utilizado para la restauración del movimiento al caminar, realizar movimientos repetitivos para mejorar la fuerza de los miembros afectados, así como el aumento de la tonicidad muscular y la masa muscular de cada paciente.

La ingeniería Biomédica a través de la ingeniería de rehabilitación busca la mejoría en pacientes con alguna discapacidad, por medio de tratamientos basados en tecnologías de la rehabilitación.

5.1 Futuras líneas de investigación

Con la construcción del prototipo de rehabilitación activa en pacientes con alteraciones de la marcha se podrán analizar diferentes tipos de patologías relacionadas con el movimiento al caminar.

Se pueden realizar estudios biomecánicos de la marcha en pacientes parapléjicos, hemipléjicos, cuadripléjicos, con la finalidad de generar nuevos patrones de la marcha para cada padecimiento.

Con este prototipo se pueden realizar estudios de goniometría que ayuden al desarrollo de nuevos equipo especializados en diferentes enfermedades patológicas relacionadas con la alteración de la marcha.

La creación de nuevos dispositivos controlados con tecnologías modernas para la rehabilitación de extremidades inferiores, ayudará a la innovación de productos aplicados al área de la salud.

Referencias Bibliográficas

Abad, J.; Ramos, M.C. y Sánchez, N. “Técnicas de Movilización” En: Tratado de Enfermería en Cuidados Críticos Pediátricos y Neonatales. Disponible en:

<http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion1/capitulo7/capitulo7.htm> [Consultado el 02 de febrero del 2012].

Abberley, P. (1987): “The Concept of Oppression and the Development of a Social Theory of Disability”. *Disability, Handicap and Society*, 2 (1); pp. 5-19.

Acero J. A. Locomoción Humana (Translación Humana). Instituto de Investigaciones & Soluciones Biomecánicas. Disponible en: <http://g-se.com/es/biomecanica/wiki/locomocion-humana>. [Consultado el 28 Febrero, 2013].

Ada L, Dorsch S, Canning CG. Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review. *Aust J Physiother* 2006;52:241–8.

Aguado, A. L. (1993). Historia de las Deficiencias. Colección Tesis y Praxis. Escuela Libre Editorial, Fundación ONCE. Madrid, España.

Aguirre, H. G. (2008). Sistema ISO 9000 o evaluación de la calidad de la atención médica. *Medigraphic*. Volumen 76, No. 2, Marzo-Abril 2008.

Alvarado R., Maríanela (1998). Construcción de una pedagogía para la integración. Serie: Integración Normalizada en la Formación para el Trabajo: un proceso de inclusión social de la Organización Internacional del Trabajo. Montevideo, Uruguay. Disponible en:

http://www.ilo.org/public/spanish/region/ampro/cinterfor/publ/integra/1/pdf/int_1.pdf
02/12/2003. [Consultado: 10 de noviembre de 2012].

Álvarez, J.; Bustamante, M. E.; López P. A. y Fernández, F. (1960). Historia de la salubridad y de la asistencia en México. Tomo II. SSA. México.

Amate, A. Vázquez. Evolución del concepto de discapacidad. Discapacidad, Lo que todos demos saber. Organización Panamericana De la Salud, Publicación Científica y Técnica N° 616: 3-7.

Angulo, P. La Medicina Física en Rehabilitación. Rev Iberoam Rehabilitación Méd 1968;IV:15-8. (13)

Angulo, P. El servicio social en la Rehabilitación del inválido. Rev Iberoam Rehabilitación Méd 1968; IV:40-4.

Arroyo, M. O.; Martín, E.; Alacaráz, M. A.; Pascual, F. (1998). Standing and walking orthoses in spinal injuries. Rehabilitación (Madr). 1998;32:437-51.- vol.32 No.6. En <http://www.Elsevier.es/es/revistas/rehabilitacion-120/ortesis-bipedestacion-marcha-lesion-medular-13004878-ortesis-bipedestacion-marcha-lesion-madular-1998>.

Aubrey B. y Demand M. (2013). Gait Trainers for Cerebral Palsy. Live healthy. Chron. En: <http://livehealthy.chron.com/gait-trainers-cerebral-palsy-1086.html>

Balcells J. y Romeral, J.L. (1997). Autómatas programables. Marcombo, S. A. ISBN: 84-267-1089-1

Bartonek A, Eriksson M, Gutierrez-Farewik E.M. (2007) Effects of carbon fibre spring orthoses on gait in ambulatory children with motor disorders and plantarflexor weakness. Dev Med Child Neurol. 49:615–620

Barton, L. (1995). “Sociología y Discapacidad: algunos temas nuevos”. En: Discapacidad y sociedad. Trad. Roc Filella, Ed. Fundación Paideia-Morata. SL. Traductor Addison Wesley Longman. Madrid, España.

Basil C, Soro-Camats E, Rosell, C. (1998). Sistemas de signos y ayudas técnicas para la comunicación aumentativa y la escritura. Principios teóricos y aplicaciones. Barcelona: Masson.

Barbeau H, Wainberg M, Finch L. (1987). Description and application of a system for locomotor rehabilitation. *Medical Biology of Engineering and Computing*. 25:341–344.

Barnes, C. y Mercer, G. (2005). *The Social Model of Disability – Europe and the Majority World*. Leeds, The Disability Press.

Basnett, I. (2001). Health Care Professionals and Their Attitudes toward Decisions Affecting Disabled People. In G. L. Albrecht, K. D. Seelman & M. Bury (Eds.), *Handbook of disability studies* (pp. 450-467). Thousand Oaks, Calif.: Sage Publications.

Bogataj U, Gros N, Kljajic M, Acimovic-Janezic R. Enhanced rehabilitation of gait after stroke: a case report of a therapeutic approach using multichannel functional electrical stimulation. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 2002, 5:221-232

Boada et al. (2001). Guía descriptiva de ortoprotesis. Tomo II. Ortesis de miembro superior y de miembro inferior. Consejo Interterritorial del sistema nacional de salud. Disponible en: <http://www.msssi.gob.es/profesionales/prestacionesSanitarias/CarteraDeServicios/ContenidoCS/6PrestacionOrtoprotesica/docs/GuiaDescriptivaOrtoprotesisTomo2.pdf> [Consultado el 8 Marzo del 2013].

Bowling A. (2001). Measuring disease, a review of disease- specific quality of life measurement scales. Pág. 6-13.

Brehm M. A, Harlaar J, Schwartz M. Effect of ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in children with cerebral palsy. *J Rehabil Med* 2008, 40:529–534.

Brotherton, S.S, Krause, J.S. y Nietert, P.J. (2007). Falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 45(1), 37-40

Bronzino J. y Enderle, J. (2011). Introduction to Biomedical Engineering. (Third Edition). Elsevier.

Caldwell D. G, Tsagarakis N. G, Kousidou S, Costa N. y Sarakoglou I. (2007). "Soft" Exoskeletons for Upper and Lower Body Rehabilitation Design, Control and Testing. International Journal of Humanoid Robotics Vol. 4, No. 3; pp. 549–573. World Scientific Publishing Company

Cámara, J. (2011). Gait analysis: phases and spatio-temporal variables. Unilibre Cali. Vol.7 No. 1.

Carr J. H y Shepherd R. B. (1987). A Motor Relearning Programme for Stroke. 2nd ed. Oxford: Butterworth Heinemann.

Centro de Innovación y Tecnología (CIT). (2012). Universidad Politécnica de Catalunya. Disponible en: http://cit.upc.edu/es/tecnologias/tecnologia/18/tecnologias_medicas. [Consultado: 10 de noviembre de 2012].

Celeste, N. (2013). Lokomat. Disponible en: http://kinetecno.blogspot.mx/2013/04/lokomat_30.html [Consultado: 15 de Abril de 2013].

Chávez et al. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. Publicado en Revista Ingeniería Biomédica. ISSN 1909-9762, Vol. 4, No. 7, pp. 63-73.

Charlton, J. I. (1998). Othing about us without us: Disability Oppression and Empowerment. Berkeley, University of California Press.

Chao, E.Y, Laughman, R. K, Schneider, E. y Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*. No. 16; pp. 219-233.

Comisión Nacional de Derechos Humanos (CNDH 2002). El derecho al trabajo de las personas con discapacidad: Convenio 159 de la Organización Internacional del Trabajo (OIT) sobre la Readaptación Profesional y el Empleo (Personas Inválidas), 1993. Comisión Nacional de los Derechos Humanos y Comisión de Atención a Grupos Vulnerables de la Cámara de Diputados LVIII Legislatura. México.

Crespo, E. (2008). Guía para el análisis del impacto de las tecnologías de la información y la comunicación en el desarrollo humano. Universidad politécnica de Madrid. Disponible en: http://oa.upm.es/1045/1/PFC_ENRIQUE_CRESPO_MOLERA.pdf [Consultado el 05 Marzo del 2011].

Curt, A, Van Hedel, H.J, Klaus, D. y Dietz, V. (2008). Recovery from a spinal cord injury: significance of compensation, neural plasticity, and repair. *J Neurotrauma*, 25(6), pp. 677-685

DeMoor JMH, Meihuizen-De Regt MJ: Kinderrevalidatie. Assen: Koninklijke Van Gorcum BV; 2009.

Colombo G, Joerg M, Schreier R. y Dietz V. (2000). Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, no. 6, pp. 693–700.

Colombo G, Wirz M. y Dietz V. (2001). Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients, *Spinal Cord* vol. 39, pp. 252–255.

COMPIN (Comisión de medicina preventiva e invalidez). Disponible en:

http://salunet.minsal.gov.cl/portal/page?_pageid=1101,5508835&_dad=portal&_schema=PORTAL [Consultado: 30 de octubre de 2012]

Derechos humanos de las personas con discapacidad física. Comisión Nacional de los Derechos Humanos y Comisión de Atención a Grupos Vulnerables de la Cámara de Diputados LVIII Legislatura y Libre Acceso, A.C. México. (2002b).

Desloovere K, Molenaers G, Van Gestel L, Huenaerts C, van Campenhout A, Callewaert B, Van de Walle P, Seyler J: How can push-off be preserved during use of an ankle foot orthosis in children with hemiplegia? A prospective controlled study. *Gait Posture* 2006, 24:142–151.

DOF (Diario Oficial de la Federación 2011). Ley General para la Inclusión de las Personas con Discapacidad. Disponible en:
http://dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5191516&fecha=30/05/2011 [Consultado: 22 de Octubre de 2012].

Efisioterapia (2008). Portal de artículos, foros, enlaces, clínicas, libros de fisioterapia, información y servicios para fisioterapeutas. Disponible en:
<http://www.efisioterapia.net/articulos/masaje-terapia> [Consultado: 20 de julio del 2012].

El ergonomista. Concepto y tipo de ortesis. Fisioterapia. Disponible en:
<http://www.elergonomista.com/fisioterapia/pf10.html> [Consultado: 8 de Abril del 2013].

Ferrero, G. J. ¿Qué es la Bioingeniería? Disponible en la página de Internet URL:
www.fac.org.ar/fiuner/bioing/quees.htm [Consultado: 2 de noviembre de 2012].

Feys H. M, De Weert W. J, Selz B. E, Cox Steck G. A, Spichiger R, Vereeck L, et al. Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke: A single-blind, randomised, controlled multicenter trial. *Stroke*. 1998;29:785-92.

Freivogel et al. (2008). Gait training with the newly developed 'LokoHelp'-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study. *Brain Injury*, pp. 625–632.

Fuentes, M. L. (1998). *La asistencia social en México. Historia y perspectivas*. Ediciones del Milenio. México, D.F.

Fuhrer, M. J. (2001). Assistive Technology Outcomes Research: Challenges Met and Yet Unmet. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80 (7), pp.523-535.

Gage, J. R. An overview of normal walking. En: *Instr. Course Lect. No. 39* (1990); pp. 291-303.
Macellari, V.; Giacomozzi, C. y Saggini, R. Spatial-temporal Parameters of Gait: Reference Data and a Statistical Method for Normality Assessment. En: *Gait and Posture*. No. 10 (1999); pp. 171-181.

Gardner, Gray, O'rahilly. *Anatomia de Gardner*. (1986). Editorial Interamericana, S.A de C.V. ISBN 968-25-1386-3.

Ghai, A. (2001). Marginalisation and disability: experiences from the Third World. En M. Priestley (ed.): *Disability and the Life Course*. Cambridge, Cambridge University Press; pp. 26-37.

Gleeson, B. J. (1999). *Geographies of Disability*. Londres, Routledge.

Gómez, R. y Sapiña F. (2005). Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera. Tesis doctoral. Universidad de Valencia departamento de medicina, Disponible en: www.tdx.cat/bitstream/10803/10023/1/gomez.pdf [Consultado: 11 de marzo del 2013].

Grover, M. P. (1997). *Fundamentals of modern manufacturing, materials, processes, and Systems*. (1a.Edition). Pearson, Prentice hall. ISBN: 0-13-3121B2-8.

Guilidenberg, C. (1978). Desarrollo y Calidad de vida. Revista argentina de relaciones internacionales No. 12. CEINAR. Buenos Aires.

Gupta, S. K. y Nau, D. S. (1995). Systematic approach to analyzing the manufacturability of machined parts. CAD, 27 (5), 322–345.

Gupta, S. K, Regli, W. C, Das, D. y Nau, S. (1997). Automated manufacturability analysis: A survey. Research in Engineering Design, 9 (3), 168–190.

Herr, H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2009, 6:21 doi:10.1186/1743-0003-6-21. Disponible en: <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/21> [Consultado: 07 de Mayo del 2012].

Hesse S, Schmidt H. D. y Werner C. (2006). Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in Berlin. Journal of Rehabilitation Research & Development. Vol. 43, No. 5, pp. 671–678.

Hesse, S. (2008). Treadmill training with partial body weight support after stroke: A review. NeuroRehabilitation 23 (2008) 55–65.

Hollis M. (1998). Manipulation and their effects en massage for therapists. Oxford: Blackwell Science. pp: 10-30.

Huggins, J. Programa de ingeniería de la U. De Michigan, USA, Research Área. Disponible en la página URL: http://www-personal.engin.umich.edu/~janeh/re_links.html. [Consultado: 22 de octubre de 2012].

Hurst, R. y Albert, B. (2006). The Social Model of Disability: human rights and development cooperation”. En B. Albert (ed.): In or Out of the Mainstream? Lessons from research on disability and development cooperation. Leeds, The Disability Press; pp. 24-39.

INEGI. (1997). Los Hogares en México. INEGI. México, Aguascalientes.

INEGI (2000). XII Censo General de Población y Vivienda. Tabulados de la muestra censal, Cuestionario Ampliado. INEGI. México, Aguascalientes.

INEGI (2000). Clasificación del tipo de discapacidad.

INEGI, SSA, DIF, SEP-DF, APAC, CONFE (2001). Presencia del Tema de Discapacidad en la Información Estadística. Marco Teórico-Metodológico. INEGI. México, Aguascalientes

INEGI. (2002). Directorio Nacional de Asociaciones para Personas con Discapacidad. México, Aguascalientes.

INEGI. (2004). Las personas con discapacidad en México: una visión censal.

INEGI. (2010). Censo de población y vivienda. Disponible en:

<http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P> [Consultado: 8 de mayo del 2013].

Inman, V. T. Human Locomotion. En: Canadian Medical Association Journal No. 94 (1966); pp. 1047-1053. Merrifield HH. Female gait patterns in shoes with different heel heights. Ergonomics 1971; 14(3):411-417.

Inman V. T, Ralston H. J, Todd F. (1981). Human walking. Williams and Wilkins, Baltimore, USA.

Institutos Nacionales de la Salud y Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU. MEDLINE PLUS. Enfermedades musculares. Disponible en:

<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/muscleorders.html> [Consultado: 15 de Enero del 2013].

Institutos Nacionales de la Salud y Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU. MEDLINE PLUS. Enfermedades Neuromusculares. Disponible en:

<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/neuromusculardisorders.html> [Consultado: 15 de Enero del 2013].

Institutos Nacionales de la Salud y Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU. MEDLINE PLUS. Enfermedades musculares. Disponible en:

<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/spinalcorddiseases.html> [Consultado: 15 de Enero del 2013].

Imagina 2008. Factores que afectan la movilidad. Disponible en: <http://www.imagina.org/archivos/biomecanica.htm#Medidas> [Consultado: 20 de octubre de 2012].

Jacobs, N. J. (1972). Analysis of the vertical component of force. En: *Journal of Biomechanics* No. 5 p. 11-34.

Jezernik S, Colombo G. y Morari M. (2004). Automatic gait pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4- DOF robotic orthosis,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 20, no. 3, pp. 574–582.

Kadaba, M. P, Ramakrishnan, H. K. y Wooten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. En: *Journal of Orthopedics Research*. No. 8, pp. 383-392.

Katsui, H. (2006). Human Rights and Disabled People in the South. En Teittinen, A. (ed.): *Vammaisten Ihmisoikeuksista Etäiä*. Helsinki, Vliopistopaino; pp. 86-119. Disponible en: <http://www.disability-archive.leeds.ac.uk/>. [Consultado: 20 de noviembre de 2011].

Kieser Training. Terapia médica de fortalecimiento muscular activa en lugar de pasiva Disponible en: <http://www.kieser-training.es/es/terapia-medica/> [Consultado: 02 de Febrero del 2013].

King et al., (2009). Revista Española sobre discapacidad intelectual. Vol. 40 (3) No. 231, pp. 5-29.

Krebs H. I, Ferraro M, Buerger S. P, Newbery M. J, Makiyama A, Sandmann M, et al. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MITManus. J Neuroengineering Rehabil. 2004; 1:5.

Kubo, et al. (2011). Gait Rehabilitation Device in Central Nervous System Disease. Hindawi Publishing Corporation Journal of Robotics, Article ID 348207.

Lamoreux, L. A. (1971). Kinematic measurements in walking. En: Bulletin Prosthetic Research. pp. 3-84.

Latash, M. (1998). Neurophysiological basis of human movement. Human Kinetics Publishers, Champaign, ILL. pp. 172-173. EN <http://g-se.com/es/biomecanica/wiki/locomocion-humana>

Looper J. y Ulrich D. A. (2010). Effect of Treadmill Training and Supramalleolar Orthosis Use on MotorSkill Development in Infants With Down Syndrome: A Randomized Clinical Trial Phys Ther. 2010;90:382–390.]

Marmól, I. (2007). Cuidados de fisioterapia en la Enfermedad de Alzheimer" En Asociación de familiares de enfermos de Alzheimer de Badajoz. Disponible en:

<http://www.badajoz.org/afaex/docuweb/fisioterapia.pdf> [Revisado el 07 de diciembre del 2012].

Martínez, E. (2000). Estiramientos y autoestiramientos. Artículos interesantes y guía selecta de Arturo Soria. Disponible en:

<http://www.arturosoria.com/fisioterapia/art/autoestira.asp> [Revisado el 7 de julio del 2013].

Martínez, M. y Ríos, A. (2006). Technology in Rehabilitation: A conceptual Approach. Revista Ciencias de la Salud. Bogotá (Colombia), vol. 4, No. 002.

Moreira N. M. (2004). Tesis: Fabricación de dispositivos ortopédicos de marcha Ortesis larga tipo KAFO, prótesis PTB exoesqueletal. Universidad Don Bosco. Soyapango, el Salvador, Centro América. Disponible en:

http://rd.udb.edu.sv:8080/jspui/bitstream/123456789/99/1/48370_tesis.pdf [Revisado el 03 de Julio 2013].

Morone G, Bragoni M, Iosa M, De Angelis D, Venturiero V, Coiro P, Pratesi L, Paolucci S. (2011). Who may benefit from robotic-assisted gait training? A randomized clinical trial in patients with subacute stroke.

Murray M. P, Drought B. y Kory, R. C. (1964). Walking Patterns of Normal Men. En: The Journal of Bone and Joint Surgery. No. 46, pp. 335-360.

Murray, M.P. (1967). Gait as a total pattern of movement. En: American Journal of Physical Medicine. No. 46, pp. 290-333.

Murray M. P, Kory R. C. y Sepic S. B. (1970). Walking patterns of normal women. En: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. pp. 637-650.

Neurowikia. (2011). Rehabilitación de la marcha. El portal de contenidos en neurología. Disponible en: <http://www.neurowikia.es/content/rehabilitacion-de-la-marcha>. [Revisado el 01 de Julio del 2013].

Neurowikia. (2011). Marcha Patológica. Portal de contenidos en Neurología. Disponible en: <http://www.neurowikia.es/content/tipos-de-marcha-patologica>. [Revisado el 01 de Julio del 2013].

Newport, R. (2006). Ventajas de la rehabilitación asistida mediante robot en la recuperación de las funciones motriz y visuoespacial en pacientes en fase de recuperación de un accidente

cerebrovascular. School of Psychology, University of Nottingham, University Park, Nottingham, NG7 2RD, UK. *Rev Esp Geriatr Gerontol.* 2006; 41(Supl 2):66-73.

NIDRR. (1999). National Institute on Disability and Rehabilitation Research. Long-Range Plan. Washington, D.C.: National Institute on Disability and Rehabilitation Research, U.S. Department of Education.

NIH. (2013). Post-Stroke Rehabilitation. National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Department of health and human service USA. Disponible en:
<http://stroke.nih.gov/materials/rehabilitation.htm> [Revisado el 5 de Julio del 2013].

NINDS. (2005). Spinal Cord Injury: Hope Through Research. National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Disponible en:
http://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/lesion_de_la_medula_espinal.htm [Revisado el 22 de Mayo del 2013].

NINDS. (2007). Cerebral Palsy: Hope Through Research. National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Disponible en:
http://www.ninds.nih.gov/disorders/cerebral_palsy/detail_cerebral_palsy.htm [Revisado el 18 de Enero del 2013].

ONU. (1990). Compendio de Datos sobre los Impedidos. Serie Y No. 4, New York.

ONU. (1990). Reporte del Grupo de Expertos sobre el desarrollo Estadístico sobre Personas con Discapacidad. (ESA/STAT /AC18/7), citado en el Documento de Compendio de Datos sobre los Impedidos. Serie Y No. 4, Nueva York.

ONU. (1996). Principios y Recomendaciones para los Censos de Población y Vivienda.

OnSalus (2013). La salud en línea. Marcha de Trendelenburg. Disponible en:

<http://www.onsalus.com/diccionario/marcha-de-trendelenburg/18971>. [Consultado: 30 de Julio del 2013].

OMS. (1980). Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías. Madrid.

OMS. (2001a). International Classification of Functioning, Disability and Health. Ginebra, World Health Organization.

OMS. (2001b). Rethinking Care from the Perspective of Disabled People. Ginebra, World Health Organizations Disability and Rehabilitation Team. Disponible en: <http://www.disability-archive.leeds.ac.uk/>.

OMS. (2006). Constitución de la Organización Mundial de la Salud. Documentos básicos, suplemento de la 45ª edición, pp.1-18. Disponible en: www.who.int/governance/eb/who_constitution_sp.pdf [Consultado: 05 de Agosto del 2012].

OMS. (2011). Informe Mundial sobre la discapacidad. Disponible en: http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/index.html. [Consultado: 8 de octubre del 2012].

OMS. (2012). 10 datos sobre la discapacidad. Disponible en: www.who.int/features/factfiles/disability/facts/es/index9.html [Consultado: 8 de Octubre del 2012].

Pak S. y Patten C. Strengthening to promote functional recovery poststroke: an evidence-based review. *Top Stroke Rehabil* 2008; 15:177–99.

Parker V. M, Wade D. T. y Langton-Hewer R. Loss of arm function after stroke: Measurement, frequency, and recovery. *Int Rehabil Med*. 1986;8:69-73.

Perry J. (1992). Gait analysis. Normal and pathological function. New York: Slack Incorporated.

Phillips M. F, Robertson Z, Killen B. y White B. (2011). A pilot study of a crossover trial with randomized use of ankle foot orthoses for people with Charcot–Marie–Tooth disease. sagepub.co.uk/journalsPermissions.nav DOI: 10.1177/0269215511426802

Prat, J. Biomecánica de la marcha humana patológica. En: Sánchez-Lacuesta J et al. (eds): Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica, 1993; 115-191.

Principios de Cuidado: Envejecimiento y Discapacidades Físicas. (2011). Capítulo 2: Discapacidades y condiciones físicas: el cerebro y el sistema nervioso Disponible En: http://www.azdirectcare.org/uploads/APD_5_SP_rough_draft_Transfers.pdf [Consultado: 23 de Septiembre del 2012].

Principios de Cuidado: Envejecimiento y Discapacidades Físicas. (2011). Capítulo 5: Transferencias y posicionar Disponible En: http://www.azdirectcare.org/uploads/APD_5_SP_rough_draft_Transfers.pdf [Consultado: 23 de Septiembre del 2012].

Ramdharry G. M, Marsden J. F, Day B. L. y Thompson A.J. (2006). De-stabilizing and training effects of foot orthoses in multiple sclerosis. Multiple Sclerosis 2006; 12: 219- 226.

Rao, S. K. (1994). The development of fuzzy cognitive map for manufacturability analysis based on part features. MS thesis. Texas A&M University-Kingsville.

Reswick, J. (March 1993). What is rehabilitation engineering? In: Robinson, C.J What is rehabilitation Engineering? IEEE Transactions on rehabilitation engineering, Vol I, No. 1

Robbins S. M, Houghton P. E, Woodbury M. G. y Brown J L. The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2006, 87:853-859

RoboticSpot. (2011). Portal de robótica de artifact consulting. Disponible en: www.roboticspot.com/robotica.php. [Consultado: 07 de Julio del 2013].

Rocha, A. (2001). Nadie es ombligo en la tierra. Ayac xictli in tlaltícpac. Discapacidad en el México antiguo, Cultura náhuatl. Teletón, Editorial Miguel Ángel Porrúa. México.

Rogozinski B. M, Davids J. R, Davis R. B III, Jameson G. G. y Blackhurst D. W. The efficacy of the floor-reaction ankle-foot orthosis in children with cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am* 2009, 91:2440–2447.

Ruiz, A. F. (2008). Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor. Tesis Doctoral. Universidad Carlos III de Madrid.

Sans, M. C. (1998). Las normas ISO. *Revista Bibliográfica de Geografía y Ciencias Sociales*. Universidad de Barcelona [ISSN 1138-9796]. N° 129. Disponible en: <http://www.ub.edu/geocrit/b3w-129.htm> [Revisado el 06 de Agosto del 2012].

Saucedo M.A. Valoración de la Marcha Humana. Universidad Nacional Autónoma de México. Disponible en: www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/1511. [Consultado: 02 Agosto del 2013].

Schindl M. R, Forstner C, Kern H, y Hesse S. (2000). Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 81, No. 3, pp. 301–306.

Schmid H, Werner C, Bernhardt R, Hesse S. y Krüger J. (2007). Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 4:2 doi:10.1186/1743-0003-4-2.

Secretaría de Salud. (1982). Encuesta Nacional de Inválidos. Informe Preliminar. SSA. México. – (2003) Análisis de la Problemática de la Salud Mental en México. Disponible en: <http://www.ssa.gob.mx> 14/07/2003. [Consultado: 10 de Julio del 2013].

Seelman, K. D. (2002). Disability Studies and the Disciplines: Bridges and Chasms. Paper presented at the Invest in Disability Week, Ann Arbor, Michigan.

Seelman, C. (2004). Tendencias en la Rehabilitación y en la Discapacidad: Transición desde un Modelo Médico a un Modelo de Integración. *Disability World*. Vol. 22.

Shukor, S. A. y Axinte, D.A. (2009). Manufacturability analysis system: issues and future trends. *International Journal of Production Research*. Vol. 47, No. 5, 369–1390.

Shunk, D. L. (1993) Simplification, Approaches and tools (Overview and methodologies), Dearbon, SME Blue Book series SME.

Soberón G, Kumate J. y Laguna, J. (1998). Problemas y programas de salud. Tomo II. Edición conmemorativa del 40 aniversario de la Organización Mundial de la Salud y del décimo de la Declaración de Alma-Ata. SSA, INSP, CN y FCE. México.

Soto, J. M. (2009). Ingeniería biomédica. Historia en construcción. En *Revista Ingeniería Biomédica*. ISSN 1909–9762, vol. 3, No. 5, pp. 28-30.

Tarallo y Alza (2013). Marcha Normal. Disponible en: www.Slideshare.net/angelalza1/marcha-normal-9068318 [Consultado: el 12 de junio del 2013].

Taub E, Uswatte G. y Elbert T. New treatments in neurorehabilitation founded on basic research. *Nature Reviews Neuroscience* 2002; 3:228–236.

Terapia – Física (2007). Técnicas de masaje. Disponible en <http://www.terapia-fisica.com/tecnicas-de-masaje.html#introduccion> [Consultado: el 6 de julio del 2013].

Terapia-fisica 2013. “Marcha” Disponible en: <http://www.terapia-fisica.com/rehabilitacion-de-la-marcha.html> Revisado el 02-04-2013)

Thoumie, P y Mevellec, E. Relation between walking speed and muscle strength is affected by somatosensory loss in multiple sclerosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2002; 73: 313_/15.

Titianova E. B, Pitkänen K, Pääkkönen A, Sivenius J. y Tarkka, I. M. (2003). Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. En: *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. No. 82, pp. 778-786.

Toth, A. y Ermolaev, I. (2006). Robots para los pacientes ¿Es posible que los robots y los humanos cooperen para mejorar los programas de fisioterapia? *Revista ABB* 3/2006. Disponible en: [http://library.abb.com/GLOBAL/SCOT/scot271.nsf/VerityDisplay/A1FF4FBCA2B87BF2C12571DC003B24CF/\\$File/21-24%203M644_SPA72dpi.pdf](http://library.abb.com/GLOBAL/SCOT/scot271.nsf/VerityDisplay/A1FF4FBCA2B87BF2C12571DC003B24CF/$File/21-24%203M644_SPA72dpi.pdf) [Consultado el: 05 de Junio del 2013].

UNESCO. (1996). *Learning the Treasure Within: Report of the Delors Committee on Education for the 21st Century*. Paris, UNESCO.

Universidad de Sao Paulo (Brasil). Presentación del programa de postgrado en ingeniería de la rehabilitación. Disponible en la página URL: [www. Usp.br](http://www.Usp.br). [Consultado el: 12 de Octubre del 2012].

Valentinuzzi, M. E. (1998). Objetivos de la bioingeniería. En: Mompin P. J. *Introducción a la Bioingeniería*. España: Boixareu editors.

Van den Hecke A, Malghem C, Renders A, Detrembleur C, Palumbo S, Lejeune T. M. Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2007, 27:643–647.

Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N. y Mayo N. E. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke* 1998; 29:1122–1128.

Volpe B. T, Krebs H. I, Hogan N, Edelstein L, Diels C. M. y Aisen M. L. A novel approach to stroke rehabilitation: Robot aided sensory motor stimulation. *Neurology*. 2000;54:1938-44

Weinberg B, Nikitczuk J, Patel S, Patriitti B, Mavroidis C, Bonato P. y Canavan P. (2007). Design, control and human testing of an active knee rehabilitation orthotic device. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, Roma, Italia.*

Whittle, M.W. (1997). Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. En: *Human Movement Science*. No. 16; pp. 347-355.

Yamashita, T. y Katoh, R. (1976). Moving patterns of point of application of vertical resultant force during level walking. En: *Journal of Biomechanics*. No. 9; pp. 93-99.

Zemper E. D, Tate D. G, Roller S, Forchheimer M. Assessment of a Holistic Wellness program for persons with spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehab* 2003; 82: 957-968.