

**DISEÑO MECÁNICO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO
DE MIEMBROS INFERIORES QUE EMULA LA MARCHA HUMANA.**

Michael Steven Ballesteros Muñoz

Jhonathan Andrés Martínez Orjuela

Director Prof. MSc. Jorge Aponte

Director Prof. Dr. Oscar Avilés

**UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA
BOGOTÁ D.C., 2015**

**DISEÑO MECÁNICO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO
DE MIEMBROS INFERIORES QUE EMULA LA MARCHA HUMANA.**

Michael Steven Ballesteros Muñoz

Jhonathan Andrés Martínez

**Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero en Mecatrónica**

Director Prof. MSc. Jorge Aponte

Director Prof. Dr. Oscar Avilés

**UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA
BOGOTÁ D.C., 2015**

Nota de aprobación

Trabajo de grado titulado "DISEÑO MECÁNICO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES QUE EMULA LA MARCHA HUMANA.", elaborado y presentado por el estudiante *Michael Steven Ballesteros Muñoz y Jhonathan Andrés Martínez Orjuela*, como requisito parcial para optar al título de Ingeniero en Mecatrónica, aprobado por jurado calificador.

Prof.
JURADO

Prof.
JURADO

Prof. MSc. Jorge Aponte.
DIRECTOR

Prof. Dr. Oscar Avilés.
DIRECTOR

Dedicatoria

Dedicada a Dios, nuestros padres y hermanos.

Agradecimientos

Primero, queremos darle gracias a Dios. En segundo lugar a nuestros padres que nos dieron la oportunidad de estudiar y todo el apoyo necesario para la culminación de esta importante etapa. Igualmente a nuestro compañero, Camilo Andrés Alvis Bautista que puso su confianza en nosotros para que con un trabajo conjunto se pudieran conseguir los resultados esperados de este proyecto. Agradecer a los docentes tutores del proyecto, con ellos crecimos como profesionales y como personas y hoy, en estas cortas palabras, queremos brindarles nuestra gratitud por toda la paciencia y sabiduría con la que nos guiaron en estos años. Solo nos queda por decir gracias, a todas las personas que estuvieron presentes en este camino, a las que aún están con nosotros y a aquellas que, por circunstancias de la vida, no lo están.

¡Gracias!

Índice general

1. INTRODUCCIÓN	12
1.1. Planteamiento del problema	13
1.2. Justificación	14
1.3. Delimitación	15
1.4. Objetivos	16
1.4.1. Objetivo general	16
1.4.2. Objetivos Específicos	16
1.5. Marco teórico	17
1.6. Marco Histórico	18
1.7. Marco geográfico	19
1.8. Metodología	20
1.9. Organización del Documento	21
2. EXOESQUELETOS	23
2.1. Introducción	23
2.2. Estado del arte en exoesqueletos para miembros inferiores	24
2.2.1. Características de funcionalidad	33
2.2.2. Clasificación de los exoesqueletos	35
2.2.3. Aplicaciones de los exoesqueletos robóticos	36
3. BIOMECÁNICA Y MODELADO DEL MIEMBRO INFERIOR	37
3.1. Introducción	37
3.2. Antropometría	38
3.2.1. Planos de referencia del cuerpo humano	39
3.2.2. Tablas Antropométricas	40
3.2.3. Delimitación y selección del estudio antropométrico colombiano	41
3.2.4. Muestra poblacional	41
3.2.5. Definiciones de las dimensiones utilizadas en el estudio (Ver Anexo 3)	42
3.3. Biomecánica del miembro inferior humano	43
3.3.1. Análisis de la marcha	44

3.3.1.1.	Biomecánica de la fase de apoyo de la marcha	44
3.3.1.2.	Biomecánica de la fase de oscilación	45
3.3.2.	Cinemática del miembro inferior	47
3.3.2.1.	Cinemática Directa	47
3.3.2.2.	Cinemática inversa	48
3.3.3.	Equivalente mecánico humano exoesqueleto	50
3.3.4.	Simulación de la marcha	52
3.4.	Modelado del miembro inferior	53
3.4.1.	Modelado matemático de la pierna	53
3.5.	Conclusiones del capítulo	57
4.	DISEÑO EXOESQUELETO ROBÓTICO	59
4.1.	Introducción	59
4.2.	Implementación del modelo PHVA	59
4.2.1.	Concepto	59
4.2.2.	Método de aplicación	60
4.2.3.	Variables a filtrar por el modelo	61
4.3.	Diseño conceptual del exoesqueleto	61
4.3.1.	Arquitectura general del sistema	62
4.3.2.	Bocetos	63
4.3.3.	Normatividad empleada	65
4.4.	Diseño detallado del exoesqueleto	65
4.4.1.	Diseño mecánico	65
4.4.1.1.	Diseño simplificado del exoesqueleto	65
4.4.1.2.	Determinación de torques.	68
4.4.1.3.	Cálculo de potencias	70
4.4.1.4.	Selección de actuadores	71
4.4.1.5.	Selección de materiales	75
4.4.1.6.	Diseño del modelo compuesto	88
4.4.1.7.	Ensamble	90
4.4.1.8.	Análisis por elementos finitos de los eslabones en exoesqueletos	91
4.4.2.	Diseño electrónico	94
4.4.2.1.	Diseño de electrónica de potencia para actuadores	94
4.4.2.2.	Selección de sensores y acondicionamiento	96
4.4.2.3.	Selección de fuente de voltaje (alimentación)	99
4.4.2.4.	Sistemas de seguridad	100
4.5.	Conclusiones del capítulo	103

5. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS	105
5.1. Construcción	105
5.2. Pruebas y Resultados	110
5.2.1. Validación mecánica	110
5.2.2. Validación electrónica	111
5.3. Conclusiones del capitulo	112
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	114
Bibliografía	115

Índice de figuras

1.1. Geografía	20
2.1. lokoMat P. Pro	24
2.2. Robotics Legs	25
2.3. Robotics eLEGS	26
2.4. Exoesqueleto HYPER	27
2.5. CINVESTAV	28
2.6. RoboKnee	29
2.7. Exoesqueleto Kawasaki	30
2.8. Extremidad inferior Berkeley	31
2.9. Exoesqueleto HULC	32
3.1. Planos de referencia del cuerpo humano	40
3.2. Inicio fase de apoyo	44
3.3. Inicio fase de balanceo	46
3.4. Ejes de rotación en el miembro inferior	47
3.5. Ubicación ejes de referencia - Parámetros D-H	48
3.6. Cinemática inversa	49
3.7. Equivalencia mecánica sistemática	51
3.8. Simulación de la marcha 1- Opensim	52
3.9. Simulación de la marcha 2 - Opensim	52
3.10. Esquema péndulo doble	54
4.1. Ciclo PHVA [48]	61
4.2. Descomposición funcional	62
4.3. Boceto 1	63
4.4. Boceto 2	64
4.5. Boceto 3	64
4.6. Posición final	66
4.7. Velocidad	67
4.8. Momento	67
4.9. Ángulos resultantes de la simulación	68

4.10. Gráfica del torque en la cadera, rodilla y tobillo	69
4.11. Esquema y medidas del motor	72
4.12. Especificaciones de fábrica del motor	72
4.13. Gráficas de desempeño del motor	73
4.14. Fórmula de relación	73
4.15. Características del engranaje	74
4.16. Transmisión	75
4.17. Prismas rectangulares	81
4.18. Análisis por Momento cortante	82
4.19. Exoesqueleto Diseño final	88
4.20. Ejes desalineados	89
4.21. Eslabón fémur completo	90
4.22. Ensamble 3	91
4.23. Ensamble 1	91
4.24. Selección Geometría fija	92
4.25. Elemento listo para estudio	92
4.26. Realización del estudio	93
4.27. Resultado 2 Fuerza máxima	93
4.28. Sistema de control	94
4.29. Circuito de potencia para todos los actuadores	95
4.30. Sensores	96
4.31. Tarjeta sensores	98
4.32. Instalación sensores	99
4.33. Selección fuente	100
4.34. Freno mecánico	101
4.35. Delimitación movimiento en la estructura	102
4.36. Seguridad en eslabón peroné	102
4.37. Fusible	103
5.1. Sistema de Configuración de altura - Eslabón Peroné	105
5.2. Acople Engranaje De rodilla	106
5.3. Pie y eslabón Peroné	106
5.4. Eslabón Fémur	107
5.5. Adecuación de la Estructura de soporte	107
5.6. Instalación de las piernas en la estructura	107
5.7. Cableado del exoesqueleto	108
5.8. Instalación del tablero eléctrico	108
5.9. Exoesqueleto básico terminado	108
5.10. Instalación de Carcazas, Telas y estética general del dispositivo	109
5.11. Exoesqueleto terminado vista posterior	109
5.12. Exoesqueleto terminado vista lateral	109

5.13. Soporte persona	110
5.14. Configuración de sensores	111
5.15. Prueba de motores	111
5.16. Exoesqueleto de miembros inferiores para rehabilitación	112
6.1. Partes de la pierna	120
6.2. Pélvis	121
6.3. Zona femoral	122
6.4. Cóndilos femorales y meseta tibial	123
6.5. Músculos de la rodilla	124
6.6. Componentes del pie	125
6.7. Mapa conceptual funcionalidad	126
6.8. Antropometría Colombiana - En posición de pie - población laboral - sexo masculino - 20 a 39 años	127
6.9. Antropometría Colombiana - En posición sentado - población laboral - sexo masculino - 20 a 39 años	128
6.10. Antropometría Colombiana - En posición de pie - población laboral - sexo masculino - 20 a 39 años	129
6.11. ashby	130
6.12. Tablas para la determinación de anchos de pista	131

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

Este proyecto se realiza con el interés principal de aportar tecnologías que generen beneficio puntual a las personas que, por diversas razones, han perdido la capacidad de caminar, total o parcialmente, y que se les recomiende un tratamiento de rehabilitación. Es importante destacar que este trabajo consiste únicamente en el diseño mecánico y construcción de un exoesqueleto de miembros inferiores, con estrategias de desarrollo y gestión de calidad como PHVA¹, métodos de diseño como los propuestos por Shigley en su libro DISEÑO EN INGENIERÍA MECÁNICA, así como también los métodos de elaboración de máquinas en libros como DISEÑO DE MÁQUINAS UN ENFOQUE INTEGRADO por Robert L. Norton, y TECNOLOGÍA MECÁNICA Y METROTECNIA por Bernardo Mateos Palacio y María Moro Piñeiro. Se realizarán análisis biomecánico y cinemático de la marcha, diseño conceptual, diseños detallados, fabricación de piezas, diseño eléctrico de tarjeta de potencia, selección de actuadores, de sensores, ensamble entre otros temas que a lo largo de este documento serán expuestos de manera más específica.

La característica fundamental del proyecto es el diseño mecánico, la construcción, incluyendo etapa de potencia de actuadores, selección e instalación de sensores de un exoesqueleto que consta de dos piernas, 6 articulaciones, 6 eslabones y una estructura de soporte. Todo será realizado con argumentos educativos, biomecánicos, y de diseño en ingeniería mecatrónica, que fortalecerán el objetivo final. Los autores de este documento coinciden en la necesidad que se tiene no solo en Colombia sino en todas las sociedades del mundo sobre la cobertura de tratamiento médico a personas que han perdido la facultad de locomoción por diversas razones, y que aunque con terapia podrían retomar dicha actividad, les es imposible debido a los altos costos o simplemente la escasez de tecnologías[14, 12]. Al analizar la problemática más a fondo, se evidencia que la principal causa es que en países en vía de desarrollo no se realizan inversiones por parte de los gobiernos locales en proyectos relacionados y únicamente se recurre a dispositivos contruidos en países del primer mundo que son altamente costosos y de difícil acceso para

personas de todas las clases sociales. Por esta razón se considera una necesidad el darles a los afectados una alternativa confiable y asequible, siendo esta última característica fundamental en el desarrollo inicial del exoesqueleto que se realiza en el presente trabajo.

Este proyecto inicial consta de 2 parámetros fundamentales: El diseño y la construcción. En el primero, se analizará y citará toda la documentación pertinente en aspectos importantes de antropometría, ergonomía, facilidad de implementación, sensorica, variabilidad humana, electrónica de potencia entre muchas otras, y se generarán inicialmente unos bocetos y u diseño inicial. Enseguida, se realizará el diseño formal. En la construcción se incluirán variables económicas basadas en la cotización de todos los componentes, manteniendo el equilibrio entre costo-beneficio que resultará del QFD y de la aplicación de estrategias de gestión proyectos como PHVA . Se deben emplear sistemas basados fundamentalmente en la comodidad para que sea un dispositivo ergonómico y fácil de usar.

1.1. Planteamiento del problema

En la actualidad se hace necesario emplear sistemas tecnológicos en áreas de la salud y rehabilitación para otorgarle a personas discapacitadas la oportunidad de reintegrarse laboral y socialmente a la comunidad. Aunque los gobiernos hacen esfuerzos para evitar que las personas lisiadas no se vean aisladas es imposible lograrlo de forma total a menos que ellos recuperen sus capacidades naturales.

El problema surge cuando en un país en vía de desarrollo aún no se cuenta con las herramientas suficientes para la creación de dichas tecnologías y las personas que requieren de tratamientos terapéuticos sean obligadas a pagar altos costos por la utilización de equipos importados y manejados por especialistas o sencillamente no puedan ser tratados y pierdan facultades que les corresponden naturalmente. En Colombia se hace necesario que los profesionales, investigadores, ingenieros y médicos generen una red de conocimiento e implementación tecnológica que permita el surgimiento de proyectos orientados a la rehabilitación, recuperación y tratamiento de las personas, así como su financiamiento por parte de las entidades de salud competentes.

El ente principal en el problema que se plantea es la persona afectada que ha perdido la movilidad parcial o total en las piernas. El complemento del problema surge en la poca oferta de equipos de rehabilitación de marcha disponibles. También se encuentra que en el país es muy poco el desarrollo tecnológico que se tiene en este sentido y por ende los productos que se usan deben ser importados y manejados por especialistas.

En la era de la información donde la tecnología avanza a pasos agigantados el ser humano debe darse una mirada a sí mismo y darse cuenta que no pueden existir personas que debido a una discapacidad queden relegadas social y laboralmente. Los esfuerzos deben ir encaminados a su recuperación y reintegración a una vida activa sin discriminación.

1.2. Justificación

La pierna humana cuenta con 10 huesos independientes más los 26 huesos de los que consta cada pie; también posee 15 músculos que en su conjunto forman parte fundamental para los procesos de marcha. El hecho de caminar diariamente representa una necesidad en los seres humanos, y aunque cada vez que alguien emplea el procedimiento no se detiene a entender el desarrollo evolutivo al que tuvo que recurrir la especie humana para tener esta característica, inconscientemente pone en práctica actividades de equilibrio, fuerza, apoyo y flexión en todo el cuerpo que le permiten desplazarse de un punto A a un punto B los cuales se encuentran a una distancia considerable teniendo en cuenta que una persona camina en promedio 120000 Km en toda su vida.

El proceso de marcha es algo que una persona aprende en los primeros años de su vida; en un caso normal se realiza de la siguiente forma: los dos primeros meses se realizan movimientos de marcha automáticos, y se presenta el fortalecimiento de los músculos esenciales para caminar y el crecimiento de los huesos, del tercer al séptimo mes realizan procesos de reptación o rastreo. Al décimo mes puede erguirse con ayuda. A los 12 meses desarrolla la necesidad de desplazamiento la cual suple con gateo con el torso muy cercano al suelo o intentos fallidos de caminar donde las piernas no duran erguidas el tiempo suficiente para dar el paso, pero esto ayuda al músculo a fortalecerse para finalmente a los 13 o 14 meses dar los primeros pasos y completar un ciclo de marcha entero (apoyo y balanceo). De los 5 a los 7 años ya existe una aproximación casi completa al proceso de caminar de un adulto promedio.

Debido a la importancia de caminar para el ser humano y lo complejo del procedimiento de aprendizaje de esta actividad (primeros 5 a 7 años para completar el aprendizaje) una de las principales afectaciones para la vida normal de una persona es la pérdida parcial o total de la facultad de marcha. Esta condición desafortunada trae consigo situaciones que perjudican no solo físicamente, por la pérdida de la locomoción o movilidad de las piernas, también psicológica y emocionalmente al sentirse limitados, y excluidos laboral y socialmente. Basados en lo anterior la ingeniería y la medicina concentran sus esfuerzos con el fin de encontrar una solución completa para brindarle a las personas que sufran la pérdida de la facultad de caminar. La ingeniería particularmente ha ido trabajando en dispositivos de rehabilitación como las prótesis

y los Exoesqueletos. Una prótesis es un dispositivo que reemplaza un órgano ausente. Específicamente existen prótesis de pierna para ayudar a personas que por alguna enfermedad, condición de salud o accidente haya perdido uno de los miembros inferiores. Actualmente se trabaja para que dichas prótesis sean lo más parecidas al órgano que se pretende reemplazar.

Los exoesqueletos por otro lado, son elementos mecánicos, activos o pasivos, diseñados para acoplarse a una persona promedio y que le otorga facultades de las que carece. Un exoesqueleto de miembros inferiores contempla únicamente una estructura externa que se adapta a las piernas del usuario y que bien sea pasivo (que requiere fuerza del usuario para su funcionamiento) o activo (que no requiere ninguna fuerza del usuario para su funcionamiento) representa un beneficio como el aumento de las capacidades naturales, la terapia en términos de rehabilitación de la marcha o en el caso más crítico representa la posibilidad de forma asistida después de haber perdido la facultad de caminar por completo. En el censo realizado en Colombia en 2005 [13] Se puede observar que el 6.4 % de la población del país sufre algún tipo de discapacidad. De este total de personas el 29 % sufren de discapacidad de locomoción y marcha y el 14.6 % sufren de discapacidad en brazos y manos. Aproximadamente 760.000 personas discapacitadas de miembros inferiores y 385.000 personas discapacitadas en miembros superiores. Teniendo en cuenta factores de nivel económico o salud otorgada a las personas discapacitadas aproximadamente el 25 % podrían acceder a beneficios en rehabilitación y prótesis. como se evidencia sigue habiendo un número considerable de personas excluidas de los beneficios de rehabilitación.

Por estos motivos un grupo de estudiantes² de la Universidad Militar Nueva Granada, estudiantes del programa de ingeniería en mecatrónica han formulado un proyecto de diseño y construcción de un exoesqueleto que emule la marcha humana con futuras aplicaciones terapéuticas. Con ello se pretende brindar un aporte significativo en el área de la biomecánica, mecatrónica y rehabilitación de forma que con aportes futuros el dispositivo pueda ser puesto en funcionamiento para la reintegración de más personas discapacitadas a una vida digna y normal, participando laboral y socialmente.

1.3. Delimitación

El proyecto (Diseño y construcción de un mecanismo exoesquelético de miembros inferiores) realizado en la Universidad Militar Nueva Granada en el programa de ingeniería en mecatrónica por los estudiantes Michael S. Ballesteros y Jhonathan Andrés Martínez contempla el análisis de la marcha humana, Modelado matemático de la marcha, modelado matemático de las piernas, estudio dinámico de la marcha, bocetos iniciales del dispositivo, encuestas realizadas a profesionales en áreas de medicina e ingeniería

y personas discapacitadas, implementación de métodos de fabricación de máquinas de equilibrio Costo-beneficio, diseño básico del exoesqueleto (barras) delimitación del espacio de trabajo, modelado de la marcha, estudio dinámico, cinético y cinemático, cálculo de actuadores, determinación de sensores, diseño detallado modelado CAD, fabricación de piezas, ensamble, cableado de actuadores y sensores, diseño de tarjeta de potencia, diseño de tarjeta de sensores y pruebas de cada una de las articulaciones, tanto la actuación como la medición de los sensores.

La implementación del sistema de control para el exoesqueleto, medición e interpretación de variables en interfaz y todo lo relacionado con la forma de operación, automatización e implementación electrónica hará parte de **otro** proyecto completo y complementario a este de nombre: (Diseño, implementación y puesta en funcionamiento de un sistema de control de marcha humana para un exoesqueleto de miembro inferior)³. Es decir, el presente trabajo contempla únicamente el diseño y construcción, instalación de sensórica y diseño de la electrónica de potencia del exoesqueleto.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

El objetivo general del proyecto consiste en el diseño mecánico y construcción de un dispositivo de tipo exoesquelético de miembros inferiores, con elementos físicos orientados a la emulación de la marcha humana.

1.4.2. Objetivos Específicos

1. Estudiar documentación antropométrica para definir el marco poblacional al que estará dirigido el proyecto
2. Analizar la normatividad existente en la fabricación de máquinas usadas para terapia y rehabilitación.
3. Estudiar la biomecánica y la locomoción humana para establecer qué variables son fundamentales tanto de medición (sensórica) como de actuación (actuadores).
4. Diseñar un mecanismo de exoesqueleto para su futura implementación en la emulación de marcha humana, utilizando herramientas de diseño CAD, herramientas de análisis de elementos finitos para generar una idea global del funcionamiento, selección de materiales y compra de los mismos.
5. Realizar un estudio detallado de los modelos biomecánico, cinemático y dinámico de la marcha para establecer una correcta selección de actuadores y sensores. Uti-

lizar herramientas computacionales para reducir el error en el modelo, poder hacer comparaciones y mediciones y así establecer parámetros de diseño y construcción.

6. Construir el exoesqueleto diseñado de forma secuencial y realizar el ensamble de las piernas robóticas en paralelo con el fin de obtener la mayor simetría posible. Establecer parámetros y estrategias de elaboración de piezas con base en costos, materiales y calidad.
7. Diseñar e implementar un circuito electrónico capaz de soportar las exigencias en términos de potencia del exoesqueleto, tales como variaciones de corrientes, voltajes, usando software aplicado a análisis de circuitos, para establecer criterios a tener en cuenta en la selección de sensores y actuadores.
8. Validar experimentalmente el diseño de la electrónica de potencia, con movimientos delimitados por los estudios de la marcha, el peso común de las miembros inferiores de una persona y el peso de los eslabones del mismo exoesqueleto.
9. Realizar pruebas del comportamiento mecánico del exoesqueleto y realiza la comparativa con los resultados esperados.

1.5. Marco teórico

Un dispositivo robotizado de tipo exoesquelético requiere una gran conceptualización en distintas áreas como lo son: mecánica, biomecánica, dinámica, cinemática, ergonomía, economía entre otras.

Inicialmente se debe considerar el significado general de Robot. Se define como máquina electrónica que puede ejecutar automáticamente distintas operaciones o movimientos programados previamente por el desarrollador. Estos pueden ser autónomos o semi-autónomos y actualmente existen en todas las áreas, desde la investigación, como los nano-robots, pasando por robots industriales, manipuladores, tipo scara, hasta encontrar incluso autómatas domésticos que representan un activo en familias modernas.

Existe una rama de la robótica llamada la robótica móvil. Esta rama se refiere a los autómatas a los que se les otorga la capacidad de desplazarse desde un punto A hasta un punto B, cuyo inicio y fin componen una razón y un objetivo respectivamente. Las máquinas están capacitadas para desplazarse e incluso de formas que el ser humano nunca logrará por sus propios medios. Por esta razón surge la idea de otorgarle a las personas, mayores capacidades a la hora del desplazamiento, a la vez que tecnologías por el estilo podrían incluso devolverle la capacidad de locomoción o movimiento en articulaciones a personas que por distintos motivos carezcan de ella. Son las razones por las cuales surgen los robots tipo exoesqueleto. Estos dispositivos han tenido una

gran acogida en proyectos de investigación en medicina o con propósitos militares. A estas máquinas, se les otorga distintos propósitos dependiendo del desarrollador.

Varias universidades y centros de investigación centran sus esfuerzos hacia el aumento de las capacidades humanas, logrando hazañas impensables para el ser humano. Esto con propósitos militares principalmente. Otro camino bastante estudiado en el área de exoesqueletos actualmente va orientada más a la rehabilitación. Existen personas que requieren la estimulación de sus articulaciones para recuperar facultades naturales con las que ya no cuentan. Estos dispositivos son Exoesqueletos de rehabilitación.

Los exoesqueletos de rehabilitación se centran en las extremidades, y para el caso puntual de este trabajo, en las extremidades inferiores. Este dispositivo ayuda a la estimulación del proceso de marcha trabajando las articulaciones, músculos y nervios que pueden estar atrofiados en personas que llevan mucho tiempo sin efectuar dicho proceso. De allí surge la necesidad que rige el proyecto que aquí se enmarca.

1.6. Marco Histórico

Todos los seres vivos tienen y sienten la necesidad de recuperarse por las heridas o lesiones sufridas en cualquier tipo de actividad. El ser humano, a través de su historia, ha empleado muchos de sus esfuerzos en lograr que dichas afecciones no alteren su forma de vida y mucho menos terminen con ella. Es la razón por la cual, desde tiempos inmemorables, existen médicos, curanderos, centros de salud y dispositivos encargados de curar a las personas. La historia de los **exoesqueletos de rehabilitación** está ligada al desarrollo de dos áreas que actualmente han llegado a compaginar de tal manera que representan una disminución exponencial en limitaciones físicas, laborales e incluso sociales por discapacidad en los seres humanos: La medicina y la robótica. Evidentemente existe una delimitación de contenido de ambas partes, puesto que no han estado ligadas del todo y tampoco en los mismos aspectos.

Es necesario delimitar la historia de la medicina a la rehabilitación, que por sí sola abarca casi el mismo periodo de tiempo que el ser humano. La razón es simple, desde comienzos de nuestra especie, en la prehistoria, el hombre primitivo reaccionaba de manera instintiva ante lesiones o heridas, aplicándose calor o frío, frotándose, o tan solo deteniendo alguna hemorragia. Los registros más antiguos datan de 2700 a. C. en China. El *Kong Fou* es el escrito más antiguo conocido sobre ejercicio terapéutico y masaje. [?]. Otro título importante que se asocia al año 1800 a. C es *La terapéutica Vérdica hindú*, el cual hablaba de masajes y ejercicios físicos adecuados en rehabilitación[?]. Luego, como una actividad pública se consolidó en Grecia hacia el 900 a. C. Se crean templos dedicados al dios Asclepio cerca a fluyentes de agua para efectuar actividades de rehabi-

litación y recuperación. En la Roma antigua se efectuaban actividades de rehabilitación para los guerreros y se emplearon los primeros dispositivos de inmovilización, hechos de madera y principalmente elaborados con fines de recuperación de soldados para la guerra. Se usaban en las extremidades y permitían disminuir el tiempo de recuperación en fracturas.

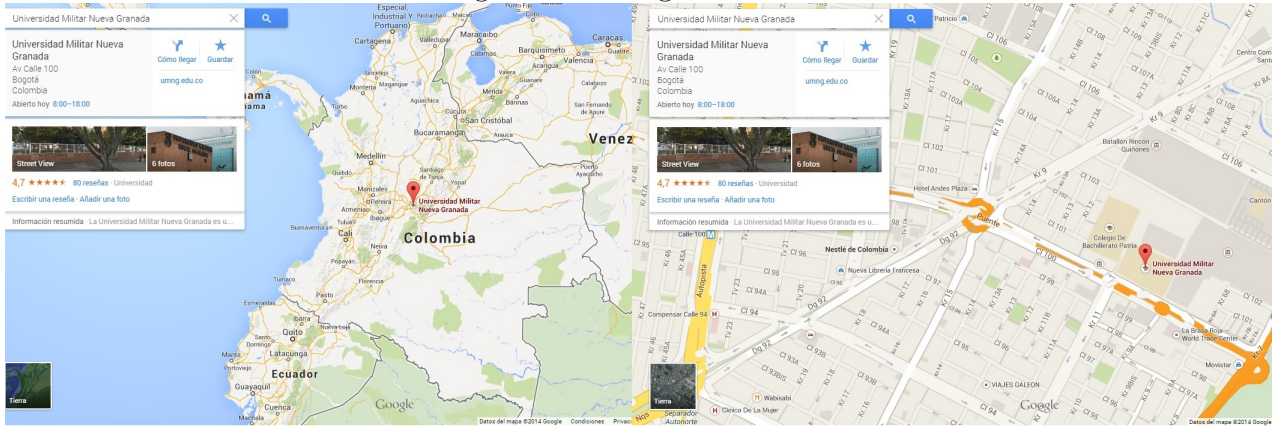
Ya en la edad media, con los monjes a cargo de la medicina, existían camas que permitían poner a las personas en posición vertical para evitar que se atrofiaran los músculos encargados de erguirse y se generalizó el uso de inmovilizadores (rústicos) en la población. En el renacimiento se empezaron a realizar los primeros estudios antropométricos y antropológicos y se escribieron libros de anatomía, los más conocidos son los de Leonardo Davinci. Con estos avances la medicina fue adoptando la rehabilitación como área de estudio.

En los últimos 3 siglos, la rehabilitación tuvo su máximo desarrollo en términos de estudios desde todos los puntos de vista generando conceptos y teoría fundamental en el futuro surgimiento de exoesqueletos. En los últimos años con el desarrollo electrónico y de la robótica, se empezaron a realizar dispositivos que involucraban ambas áreas de forma que la rehabilitación ha tomado un nuevo rumbo, con nuevos alcances y con nuevas herramientas tanto físicas como computacionales.

1.7. Marco geográfico

El área geográfica en la que será realizado el proyecto es en Colombia, en el departamento de Cundinamarca, en la ciudad de Bogotá D-C. Será diseñado y construido para ser presentado finalmente como proyecto de grado para optar por el título de ingenieros en Mecatrónica en las instalaciones de la Universidad Militar Nueva Granada Sede 100 (ver Figura 1.1). Se realizará bajo la supervisión de directores y profesores miembros de la facultad de ingeniería y del programa de ingeniería en mecatrónica de dicha institución. Será dirigida principalmente al sector académico, para que el trabajo aquí desarrollado pueda seguir siendo objeto de investigación y desarrollo.

Figura 1.1: Geografía



Fuente: Google Maps

1.8. Metodología

El proyecto se realizará bajo estrategias de desarrollo de máquinas de ingeniería establecidos. La metodología está teóricamente soportada por literatura como Diseño de máquinas de Robert Norton, el proyecto en ingeniería mecánica de Shigley, y teoría del diseño en ingeniería en general. Al ser el objetivo principal **el diseño y la construcción** de un dispositivo, la metodología inicialmente se basa en la implementación de conceptos de ingeniería en todos los aspectos que encierran estos dos aspectos. El diseño debe estar sujeto a argumentos teóricos adquiridos a partir de estudios en temas afines como antropometría, marcha humana, locomoción, extremidades inferiores y marcha humana. También incluir análisis mecánicos y dinámicos de forma tal que con herramientas computacionales se pueda conocer una aproximación del comportamiento del mecanismo antes de ser construido. Respecto a la construcción la metodología se basará en la reducción de costos, sin el sacrificio del rendimiento, así como implementación de técnicas de construcción-calidad que suministrarán valor funcional a cada uno de los componentes que hacen parte del exoesqueleto. Finalmente se realizarán reportes sobre los datos obtenidos en los estudios en todas las fases del proyecto.

El proyecto consta de 4 fases llevadas a cabo secuencialmente. La primera de ellas es el diseño. En esta fase se usará la teoría de la casa de la calidad, en la cual, a partir de los requerimientos de los clientes potenciales, se estudiará qué elementos son fundamentales y hay que darles prioridad. En estos resultados hay variables como durabilidad, resistencia, ergonomía, portabilidad, material y costo.

Ya con el estudio QFD (Despliegue en función de la calidad por sus siglas en ingles) se procede a realizar análisis previos al diseño. Estos análisis contemplan la marcha humana, la locomoción, la antropometría la estática y dinámica del cuerpo humano entre otras. En seguida se procede a realizar bocetos y lluvia de ideas de forma que se puedan tener diferentes alternativas de construcción. Enseguida se realizan el diseño final, con planos de las piezas, ensamblaje y explosionados, así como planos de piezas de forma que cuando se requiera una reparación se pueda consultar dichas herramientas y no haya inconveniente en su fabricación. La segunda fase es la de construcción. Aquí se plantea implementar un recurso cíclico de desempeño llamado PHVA (planear, hacer, verificar y actuar). Además de realizar la elaboración del dispositivo de la forma más eficiente posible, en términos económicos, el ciclo PHVA permite buscar un punto más óptimo entre el costo y el rendimiento. El 100 % de los costos serán cubiertos por los estudiantes encargados del proyecto. EL tercer punto en el proceso de desarrollo consta de la electrónica de potencia, donde se realizará un diseño con argumentos de espacio, disipación y funcionalidad. Y la última etapa del proyecto corresponde a las pruebas y realimentación, donde se realizarán las correspondientes correcciones respecto a los resultados.

1.9. Organización del Documento

El documento consta de 7 Capítulos en los que se muestra el proceso secuencial que se llevó a cabo para la construcción del exoesqueleto de miembros inferiores orientado a rehabilitación. Inicialmente está el capítulo de introducción donde se expone el problema que se desea corregir, se plantean los objetivos general y específicos y se realiza el marco referencial y la metodología del proyecto.

Con el fin de obtener información útil que aporte a la construcción del exoesqueleto se realiza un análisis del estado del arte al cual se tiene acceso en documentos como artículos publicados oficialmente en revistas conocidas, empresas importantes como Kwasaki que enfocan parte de su investigación en rehabilitación, y publicaciones realizadas en la misma universidad Militar Nueva Granada con relación a exoesqueletos de rehabilitación. Este tema corresponde al capítulo número 2.

Después de extraer conceptos importantes del estudio del estado del arte se procede a realizar un análisis formal de la biomecánica de la marcha humana; en el capítulo 3 se propone analizar la forma en que el humano realiza el proceso de caminar desde varios puntos de vista, como por ejemplo anatómicos, antropométricos, biomecánicos y dinámicos. Partiendo de ello se obtendrá un modelo compuesto que permitirá en el diseño obtener información indispensable para definir elementos propios del sistema.

En el capítulo 4 se realizará el diseño completo del exoesqueleto, se evidenciarán los cálculos necesarios para determinar materiales, actuadores, potencias entre otras variables y se mostrará el resultado final de diseño.

En los capítulos finales, 5 y 6, se realizará la construcción del prototipo y las pruebas mecánicas correspondientes. Basados en los objetivos surgirán conclusiones las cuales aportan a una futura mejora del dispositivo.

Capítulo 2

EXOESQUELETOS

2.1. Introducción

En este capítulo se realizará la contextualización del proyecto mediante la explicación del concepto básico de exoesqueleto, así como el desarrollo tecnológico que ha tenido a través de la historia en distintas partes del mundo, en Colombia y más específicamente en la Universidad Militar Nueva Granada.

Un exoesqueleto es un dispositivo capaz de otorgar facultades motoras de forma pasiva o activa, donde la primera se refiere a dispositivos que requieren energía de las personas para funcionar, y en estos casos los exoesqueletos proporcionan facultades extra a las naturales y se encuentran comúnmente en inteligencia militar y en rehabilitación.

El estudio previo que se realice para el desarrollo de un exoesqueleto generará un beneficio tanto para el diseñador o fabricante como para el usuario; el diseñador logrará una contextualización y obtendrá un conocimiento más específico del tema tratado. Esto se logra planteando un método de trabajo convergente entre estudios previos sobre esta temática y desarrollos efectuados de varios autores dedicados al trabajo de exoesqueletos. Sin duda aumenta la cantidad y calidad de información, el proceso de investigación se ve agilizado y argumentado con ideas propias, adoptadas o modificadas logrando así adquirir para el proyecto experiencia de otros desarrolladores. El usuario tendrá un dispositivo más confiable y funcional, de forma que no incurrirá en lesiones o daños colaterales producidos por el dispositivo.

Se puede apreciar con mayor claridad las fortalezas y debilidades de los estudios realizados recientemente, esto para evitar cometer los mismos errores o desgastarse realizando estudios innecesarios que ya se encuentran disponibles. Los diseñadores con esta información realizarán los bocetos y cálculos para la correcta determinación de los

materiales a emplear y los actuadores necesarios para el exoesqueleto. Esta selección además de realizarse en el campo netamente ingenieril también debe tener consideraciones económicas, tales como costo-beneficio, costo-seguridad, costo-calidad, entre otras; de esta forma se garantiza en un alto porcentaje el cumplimiento de los objetivos del proyecto de desarrollo tecnológico

2.2. Estado del arte en exoesqueletos para miembros inferiores

Antecedentes internacionales un prototipo de alta relevancia en el campo de desarrollo de exoesqueletos de rehabilitación de extremidad inferior es el LOKOMAT (ver Figura 2.1), este robot se encarga realizar una simulación y ambientación de la locomoción humana, el robot emplea un sistema acondicionamiento para cada paciente, se encarga de realizar marcha humana con el paciente logrando estimular músculos, articulaciones y nervios, este robot aumenta la capacidad de recuperación de una persona que por alguna enfermedad no puede caminar.

LokoMat. Pro

Figura 2.1: lokoMat P. Pro



Fuente: CVida - Asociación para el cuidado de la calidad de vida - Sitio WEB www.cvida.com - Noticias - Lokomat

Este Robot emplea una estructura rígida dividida en dos partes, la primera es una estructura de sostenimiento encargada de retener el peso del paciente y mantenerlo en una posición erguida mientras se realiza la terapia; la segunda estructura es el exoesqueleto, encargado de simular movimiento motriz de una persona sobre una caminadora. Esta estructura se encarga de unir el robot a la persona mediante correas de ajuste y dispositivos de fijación aptos para el humano de manera que el robot pueda fácilmente guiar el movimiento en la parte inferior de la persona, logrando la estimulación de las extremidades inferiores. La marcha realizada por el autómata se hace sobre una banda

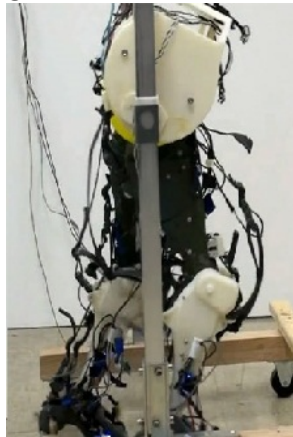
caminadora proporcionándole al paciente una superficie rígida en la cual él pueda soportar parte de su peso y así acelerar su recuperación.

Este Robot cuenta con un panel visual en el cual un Avatar interactúa con un entorno virtual aumentado los estímulos neurológicos al paciente. Se ha comprobado que este Robot genera beneficios en la población que tiene limitaciones motrices, o discapacidad. Las principales ventajas de este Robot son aumento de la autoestima del paciente y facilita las terapias de recuperación. Esto último debido a que el peso no solo está soportado por el exoesqueleto, sino que también posee un arnés que permite que el exoesqueleto realice su función sin mayor perturbación por parte del rozamiento.

La versión pediátrica de este Robot emplea terapias a edades tempranas. Las partes del equipo son más pequeñas y la interfaz estimula cerebralmente actividades más didácticas de forma que el niño puede acelerar su proceso de recuperación de forma diferente a la del adulto. El autor ha publicado información muy valiosa a tener en cuenta en la realización del proyecto que aquí se propone. Dentro de esa información se encuentran datos de diseño, y de ergonomía que fueron necesarios implementar con el objetivo de hacer de la máquina un dispositivo muy intuitivo y fácil de utilizar. También tiene 2 motores como actuadores en las articulaciones de la cadera y rodilla, y uno lineal o cilindro para el tobillo. Otro factor importante a analizar en este exoesqueleto es la adaptación de una banda transportadora que permite dar la sensación de locomoción a la persona, que junto con la interfaz mencionada, estimula cerebralmente el proceso completo de marcha humana. [23].

Robotics Legs

Figura 2.2: Robotics Legs



Fuente: A physical model of sensorimotor interactions during locomotion - Theresa J Klein and M Anthony Lewis 2012 J.

Investigadores de la universidad de Arizona, crearon un Robot prototipo el cual simula la marcha humana consiguiendo una aproximación bastante satisfactoria. Para el desarrollo de este robot emplearon arquitecturas musculares, esqueléticas y neuronales, con el fin de simular el comportamiento humano en la marcha, este prototipo ayuda a varios investigadores en el desarrollo de exoesqueletos de rehabilitación o de uso comercial.

Este prototipo emplea una red neuronal simple basada en el patrón de marcha medio centro, el cual describe una serie de impulsos alternados generando un ritmo de marcha, adicional a esto cuenta con una serie de sensores que indican proximidad, cargas, balanceo. La red neuronal que posee es de carácter adaptativo, se entrena a medida que el paciente la use, de esta forma mejora y perfecciona los movimientos que requiera hacer el paciente. [35]

eLEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System)

Figura 2.3: Robotics eLEGS



Fuente: FayerWayer - eLEGS: Exoesqueleto ligero da nuevas piernas a paraplégicos - 2010 -Sitio web: www.FayerWayer.com

El eLEGS (ver Figura 2.3) es un exoesqueleto de miembro inferior creado en 2011 en la empresa Berkeley, California, por el Dr. Homayoon Kazerooni, el cual es controlado con sensores de fuerza y movimiento. Cuenta con una interfaz basada en los gestos humanos, en la cual, observa los movimientos o gestos del usuario y determina la intención de los mismos para luego actuar acorde a ellos.[16]

Tiene un peso alrededor de 20 Kg y una velocidad máxima de caminata de 3.2Kilometros por hora. Además cuenta con una batería, la cual tiene un tiempo de trabajo

de hasta más de 6 horas y es capaz de caminar en línea recta, pasar de estar sentado a pararse y viceversa por tiempos prolongados.

Se recomienda que al momento de usar el eLEGS se utilicen muletas, ya que está diseñado para personas que se desplacen en silla de ruedas, con un requerimiento básico de estatura entre 5'2" y 6'4" y pesen máximo 110Kg.[29]

Exoesqueleto HYPER

Figura 2.4: Exoesqueleto HYPER



Fuente: Diario El País - Sociedad - El exoesqueleto español busca la rehabilitación de los paraplégicos
- Sitio Web: sociedad.elpais.com/sociedad

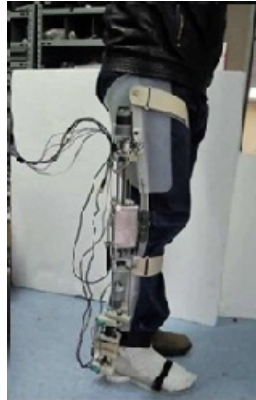
Este dispositivo exoesquelético es un proyecto de varias universidades españolas, empezó el desarrollo del proyecto en el año 2010 y finalizó en el 31 de diciembre de 2014, el exoesqueleto es probado por diferentes pacientes con paraplejia en el hospital nacional de paraplégicos de Toledo. El exoesqueleto emplea cuatro tecnologías, una de ellas es la interacción cerebro máquina: la neurobolítica, neuroprotésica y realidad virtual; esto con el fin de evidenciar en qué casos es mejor emplear alguna de estas tecnologías (ver imagen 2.4).

Este exoesqueleto está compuesto de motores eléctricos distribuido en las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera. Este dispositivo emplea sistemas de control para el movimiento de los motores eléctricos, control encargado de recibir pulso causados por las corrientes eléctricas de los músculos, o de las neuronas, las cuales influyen como segunda fuente de estímulo o accionador de actuadores. La gran ventaja que expone uno de los métodos empleados es que no requiere control por activación cerebral y esto permite a pacientes que presentan daño neurológico poder utilizar el dispositivo.

El porte principal de este dispositivo está en términos de rehabilitación. El dispositivo cuenta con análisis específicos en cuanto a cómo el ser humano genera un proceso conjunto cerebro-músculo para recuperar la facultad de caminar en personas que por diversos motivos la han perdido.

Exoesqueleto para rehabilitación CINVESTAV

Figura 2.5: CINVESTAV



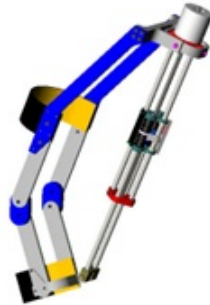
Fuente: Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad CINVESTAV

El exoesqueleto diseñado por este grupo de investigación, tiene la capacidad de aumentar la velocidad y precisión de los movimientos del usuario que lo emplee. Está diseñado para la rehabilitación de personas con discapacidad motriz o con falta de ejercicio en miembros inferiores; emplea sistemas de control en cada uno de los grados de libertad (cadera, rodilla, tobillo) (ver Figura 2.5). El exoesqueleto está construido para soportar 75 kilogramos, el dispositivo emplea barras de aluminio y polipropileno. Cuenta con 83 cm de largo, 47 cm de largo en el muslo y 36 de largo en espinilla; posee actuadores tipo motor eléctrico encargado de los movimientos para cada articulación. Los sensores son encoders encargados de la detección de la posición angular, y dos giroscopios.

El sistema empleado es un sistema de tornillos sin fin sujetos a un punto pivote, encargado de brindar movimiento articulado a cada uno de los tres grados de libertad, el tornillo tiene un paso de alta precisión lo que hace que los sensores ópticos puedan detectar y enviar la señal sensada al controlador, todo estos con su etapa de acondicionamiento de la señal previamente establecida en cada articulación. La idea de este exoesqueleto es que le pueda brindar aparte de la capacidad motriz al usuario para rehabilitar, la facultad de realizar labores de rescate, labores en trabajos de alta peligrosidad entre muchas aplicaciones industriales. [31]

The roboKnee

Figura 2.6: RoboKnee



Fuente: RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking
descargar el biptex.

Este proyecto fue desarrollado por institute for human and machine cognition, university of west florida, USA, con el único propósito de brindar capacidades motrices al usuario; esto implica que el usuario puede desarrollar una serie de labores o ejercicios en los cuales normalmente experimentaría una fatiga muscular y agotamiento mental, pero con este dispositivo esa fatiga se verá disminuida en un alto porcentaje debido a que la mayor parte del esfuerzo es realizado por los actuadores empleados en el exoesqueleto (ver imagen 2.6).[40]

Este exoesqueleto tiene eslabones metálicos fraccionados en muslo y canilla los cuales están sujetos a un dispositivo de tornillo sin fin. El efector final es un punto pivote, encargado de brindarle a usuario el movimiento articulado; posee sensores de posicionamiento del motor que mueve el tornillo. El tipo de actuador empleado para este dispositivo se concluyó que fue el correspondiente a una menor cantidad de impedancias mecánicas, las pérdidas eran mínimas y el diseño no es muy complejo.

El dispositivo se encarga del accionamiento mecánico y electrónico pero el usuario debe ser parte del control, él debe decidir cuándo levantar o mover la pierna para posicionar y dejar que el dispositivo actúe. Como el dispositivo cuenta con un actuador de acople con un tornillo sin fin tiene una desventaja y es la lentitud de respuesta o del movimiento como tal. Esto a cambio de una amplia precisión por lo que el exoesqueleto no es usado en campo abierto ni en aplicaciones industriales o militares es bastante útil en casos de rehabilitación que requiere extremo cuidado con el paciente.

Exoesqueleto Robótico de Kawasaki

Figura 2.7: Exoesqueleto Kawasaki



Fuente: Blog de rehabilitación - Tecnología Kawasaki . Sitio Web: www.rehabilitacionblog.com - 2012

La marca japonesa Kawasaki (ver Figura 2.7), reconocida por su elevado número de productos relacionados con el campo de la ingeniería, creó este dispositivo desarrollado con fines comerciales. Se trata de un exoesqueleto capaz de proporcionarle al usuario fuerza extra en sus extremidades inferiores, logrando un levantamiento de peso mayor al que normalmente una persona puede realizar. El exoesqueleto está diseñado de una manera robusta por que aún se encuentra en fases de prueba.

El dispositivo tiene cuatro motores eléctricos ubicados en las rodillas y en la cadera, es ajustable a diferentes de medidas corporales, está elaborado con aleación de titanio y carbono para lograr un alto grado de resistencia y que su peso pase por desapercibido para el usuario. Este exoesqueleto hace parte de uno de los tantos desarrollados por esta empresa. Se propuso que para el 2014 fuera lanzado como producto o herramienta con fines colaborativos. [8, 15].

Aunque la empresa inicialmente desarrolló este dispositivo con el objetivo de aumentar las capacidades humanas, es decir un complemento en términos de fuerza que permitiera realizar actividades que sin él serían imposibles de realizar, su propósito a futuro es realizar un dispositivo que pueda suplir en muchos casos la discapacidad absoluta de marcha. Se espera que para el 2020 tengan un exoesqueleto netamente diseñado para que las personas discapacitadas puedan caminar.

Exoesqueleto para Extremidad inferior Berkeley

Figura 2.8: Extremidad inferior Berkeley



Fuente: Andrew Chu Adam Zoss, H. Kazerooni - Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)

El Exoesqueleto Berkeley (BLEEX) (ver Figura 2.8) fue diseñado para el campo militar, la idea de crear un dispositivo exoesquelético es poder transportar pesos considerablemente grandes evitando sobrecargas musculares o la ayuda de vehículos, debido a que en muchos casos las condiciones del terreno no son aptas para este transporte. La función principal de este exoesqueleto es brindarle al usuario capacidad de cargar pesos que no podría alzar en situación normal, en lugares poco aptos para despliegues militares de artillería pesada, es necesario que los soldados encargados de la infantería recorran largas distancias en condiciones extremas y deben llevar consigo grandes cargas de abastecimiento alimentario y de combate; además de esto existen casos en los cuales los soldados tengan que realizar labores de rescate, emergencias médicas entre otras, por esta razón este dispositivo es uno de los más destacados en la industria militar. [3, 4]

El exoesqueleto está compuesto de actuadores hidráulicos, para casos de emergencia estos actuadores pueden ser manipulados mecánicamente con fuerza del usuario, lo que no se podría hacer si se emplean actuadores eléctricos. Este tipo de actuación hidráulica es una de las más potentes que existen debido al principio de compresibilidad de los fluidos, la mayor parte de la fuerza necesaria para desarrollar una labor es dada por el dispositivo exoesquelético, pero es necesario que se dé un impulso o movimiento inicial del usuario para iniciar el sistema de control y actuación, los actuadores tienen sensores incorporados encargados de cerrar el lazo de realimentación de la etapa de control. [21]

HULC

Figura 2.9: Exoesqueleto HULC



Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory - Sitio Web: bleex.me.berkeley.edu

El Exoesqueleto HULC (ver Figura 2.9), fue diseñado para la industria militar con el objetivo de reducir la fatiga muscular y cardiovascular del soldado. Este dispositivo emplea tecnología de alto nivel, desde la selección de materiales para su fabricación, selección de actuadores y sensores. La característica principal de este dispositivo es brindarle al soldado una capacidad de carga superior y la reducción del deterioro físico del individuo; este robot emplea actuadores de tipo hidráulico, encargados del accionamiento en cadera y rodilla visto sobre el plano sagital.

En diferentes pruebas realizadas a este modelo de exoesqueleto se pudo concluir que, este sistema proporciona al soldado la capacidad de cargar de un 5 % a 12 % de peso extra, esto implica que el soldado disminuirá su fatiga vascular y esto en misiones de alta riesgo es una variable determinante; en condiciones normales el desempeño del soldado disminuiría de una manera acelerada, pero con la implementación de este dispositivo se puede reducir esta fatiga a cerca de un 15 %, esto implica mayor resistencia y alta eficiencia en el campo de batalla; además si el exoesqueleto no es usado para cargar peso extra puede brindarle al soldado una autonomía y resistencia considerablemente mayor.

Investigación Colombiana

En la Universidad Autónoma de Bucaramanga se desarrolló en un grupo de investigación dedicado al control y mecatrónica, un dispositivo exoesquelético llamado “Diseño y Validación de un Exoesqueleto Maestro-Esclavo para Validación de Piernas”, con el propósito de comprobar la funcionalidad del dispositivo para la correcta implementación del mismo en el campo de la rehabilitación de personas afectadas en extremidad inferior[1].

En la Universidad Militar Nueva Granada, espacio que tendría la realización del

proyecto objeto de este documento, se han realizado algunas investigaciones referentes a diseño de exoesqueletos pero ninguno ha diseñado y construido el prototipo. La comparación y simulación de marcha humana son algunos objetivos planteados en estos documentos. Hay desarrollos que se han orientado a diversas aplicaciones con el objetivo principal de realizar un diseño apropiado y óptimo, buscando minimizar los posibles errores que presente la simulación de piezas y el conjunto del exoesqueleto. Algunos proyectos desarrollados sobre exoesqueletos o marcha humana en la universidad militar son:

- Implementación de la sensórica para un exoesqueleto pasivo de miembros inferiores, Iván Mendoza.
- Sistema de registro de los miembros inferiores durante la marcha, Edwin García.
- Proyectos de rehabilitación miembros superiores e inferiores desarrollados en el curso de Diseño mecatrónico, noveno semestre.

Los trabajos realizados que se aproximan a esta propuesta son desarrollados por el grupo de investigación Davinci de la facultad de ingeniería en mecatrónica. Los proyectos que allí se realizan son enfocados a la robótica militar, biomedicina orientados a aplicaciones militares, razón por la cual se decide establecer una supervisión de parte de los integrantes del grupo que pueden establecer parámetros a tener en cuenta en los proyectos basados en su experiencia. [35, 50].

Anualmente un curso de noveno semestre tiene como objetivo diseñar y construir prototipos para la rehabilitación humana, estos dispositivos son exoesqueletos de miembro superior e inferior, durante seis meses se desarrolla un curso, en el cual se deben emplear estudios médicos, estudios sociales, ambientales entre otros, esto implica un estricto planteamiento empezando desde una visión investigativa, determinando necesidades y metas, luego se trata la parte ingenieril que viene dada por el diseño, simulación, selección, fabricación del prototipo rehabilitador y una última parte del curso financiera. Cada grupo participante de este curso debe realizar la sustentación y exposición de su prototipo.

2.2.1. Características de funcionalidad

La funcionalidad de los exoesqueletos está determinada por varios factores de gran importancia y sobre los cuales es necesario hablar y definir. La funcionalidad de este tipo de robots está dada y limitada por varios aspectos generales algunos como: área de accionamiento, cantidad de grados de libertad, ciclos de trabajo.

El área de accionamiento de un exoesqueleto debe ser definido por el desarrollador quien determina si el exoesqueleto es diseñado para que se mueva realizando ciclos de

marcha sin traslado, o con traslado, generalmente los dispositivos que no poseen desplazamiento son empleados para la rehabilitación, los que si se desplazan son utilizados para aplicaciones militares o laborales, aunque actualmente esto empieza a cambiar y la movilidad se está dando en todos los campos que emplean estos dispositivos.[47].

La cantidad de grados de libertad, esta es la característica que define fundamentalmente el diseño del exoesqueleto según la cantidad de grados de libertad, se definen variables estructurales, actuadores, sensores, selección de materiales, el modo de funcionamiento activo o pasivo, rehabilitador o para incrementar características funcionales de personas, esta característica el comienzo del diseño de un exoesqueleto.

Los ciclos de trabajo influyen en la funcionalidad el dispositivo debido a que determinan con qué tipo de materiales y que actuación requiere el exoesqueleto, esto se debe a que los exoesqueletos son diseñados para diferentes aplicaciones , por ejemplo en caso de un exoesqueleto de rehabilitación el ciclo de trabajo puede ser una secuencia terapéutica repetitiva durante un tiempo no muy prolongado, debido a que el paciente debe ejercitar y luego descansar de esta forma se logra una recuperación satisfactoria, pero para el caso de la industria militar el exoesqueleto debe ser exigido a condiciones, tiempos prolongados y cargas demandantes las cuales hacen que este diseño deba ser muy robusto y los materiales seleccionados deben ser preparados para condiciones extremas.

Para el caso militar por ejemplo un exoesqueleto deberá proporcionarle al individuo un aumento de fuerza, velocidad y sus movimientos deben de alta intensidad sin lastimar el usuario, los sistemas electrónicos deben estar contruidos con una robustez y un factor de seguridad muy alto, ciclos de carga extensos, debido a las condiciones a las cuales se verán expuestos los dispositivos.

Para el caso medico el robot debe tener un diseño especialmente ajustable a la necesidad del paciente, debe brindarle al paciente la capacidad motriz necesaria y suficiente para poder realizar ejercitación terapéutica de marcha, este dispositivo debe tener actuadores de alta precisión debe estar construido con materiales adecuados para ambientes médicos, tales como materiales resistentes a sustancias, fluidos entre otros, debe ser de fácil accionar y debe ser de fácil trasporte, los movimientos que describa este dispositivo deben graduables según las etapas de evolución del paciente.

En un ámbito investigativo la importancia del exoesqueleto radica en la correcta validación de la construcción, la distribución de sensores, los tipo de accionamientos mecánicos y electrónicos, verificación experimental de diferentes situaciones simuladas que brinden una amplia recolección de información, esto para poder establecer parámetros iniciales y finales sobre los materiales, actuadores, sensores, mecanismos, estrategias

de control, ha implementar en próximos proyectos. [47].

2.2.2. Clasificación de los exoesqueletos

La clasificación de los exoesqueletos se puede realizar por diferentes factores, los más relevantes pueden ser:

- Modalidad pasiva o activa

Modalidad Activa o pasiva es una característica referente a la forma en la que se genera el primer movimiento de ruptura inercial; para que esta característica se active el exoesqueleto debe ser excitado por un impulso eléctrico muscular, neuronal o por un mínimo movimiento detectable por la sensorica quien le informa la unidad de control la intención del paciente por mover esa parte de su cuerpo, de esta manera el control envía señales de activación a los actuadores y estos proceden a generar uno o varios ciclos de marcha dependientes de la programación del robot. La modalidad activa se emplea para rehabilitación muscular en la que el paciente debe ejercitarse; también es usado en el campo militar donde basta de un impulso por ciclo de marcha para que el exoesqueleto genere movimiento. Para el caso en que el dispositivo es pasivo, el exoesqueleto empieza su movimiento sin necesidad de recibir impulsos musculares o neuronales del paciente, basta con un presionar un botón para indicarle al exoesqueleto que se quiere iniciar el ciclo de marcha y este empezara a hacerlo, este tipo de exoesqueletos de modalidad pasiva son empleados para realizar terapia repetitiva y estimulación vascular en extremidades.

- Funcionalidad móvil o estática

Clasificación por funcionalidad móvil o estática, hace referencia al diseño de exoesqueletos que están contruidos de forma que le den o no movilidad al usuario. Los estáticos son exoesqueletos desarrollados en un ambiente de rehabilitación debido a que estos generalmente tienen una estructura de apoyo para los pacientes y emplean el uso de una banda caminadora para ejercitar al paciente con el ciclo de marcha. Para el caso de los exoesqueletos móviles que son la mayoría, estos ofrecen un nivel elevado de autonomía en desplazamientos, generalmente este tipos de exoesqueletos es empleado en la industria militar y en una parte comercial, la limitante de este tipo de exoesqueletos es sin duda la duración del sistema de suministro debido a que la mayoría de estos dependen del funcionamiento de circuitos electrónicos y debido a que aún no se han implementado los avances de las baterías de alta duración podemos decir que este el factor limitante de este tipo de dispositivos.

- Por número de articulaciones

Clasificación por número de articulaciones, los exoesqueletos son definidos por su número de grados de libertad generalmente un modelo completo de miembros inferiores consta de treinta y seis (36) grados de libertad distribuidos de la siguiente manera, Diez (10) en dedos, tres (3) en la articulación del tobillo, 2 en la rodilla, 3 en la cadera, lo mismo para la otra pierna. Por este motivo se maneja un modelo simplificado de siete grados de libertad los cuales son, tres (3) para el tobillo articulación tipo esfera, uno (1) para la rodilla articulación tipo revolución, tres (3) para la cadera tipo esfera. Se puede simplificar aún más el modelo si se escogen los grados referentes a cada plano corporal, muchos estudios están basados en la selección del plano sagital por tal motivo la cantidad de grados a modelar se ve reducida a las componentes de un péndulo doble o triple dependiendo el caso de estudio.[33]

- Portabilidad.

La portabilidad es relevante en este tipo de desarrollos debido a la gran cantidad de material y componentes que tiene cada exoesqueleto, una vez definido el tipo de exoesqueleto que se quiere diseñar se debe contemplar la variable portabilidad ya sea para exoesqueletos fijos o móviles, para los exoesqueletos fijos la portabilidad se ve sujeta al espacio en donde se desea accionar el dispositivo, esta es la principal limitación existirán limitaciones diferentes que por lo general son establecidas por la persona que requiere el dispositivo. Para el caso de los exoesqueletos móviles es muy importante esta variable, debido a que la mayoría de estos deben ser cargados y accionados por el usuario, en algunos casos de rehabilitación la portabilidad no se hace tan crítica debido a que la persona se encuentra en un ambiente controlado, aunque de igual forma debe ser liviano, cómodo y de buena autonomía en todo sentido.[33]

2.2.3. Aplicaciones de los exoesqueletos robóticos

Existen varias aplicaciones a las cuales han adoptado este tipo de dispositivos exoesqueléticos, pero todas estas centradas en el mejoramiento del funcionamiento motriz estático y dinámico del usuario algunas de las aplicaciones relevantes de exoesqueletos son: [47, 33]

- Rehabilitación y entrenamiento
- Investigativa biomecánica
- Investigación neurofisiológica
- Amplificadores de potencia
- Asistencia y compensación funcional
- Dispositivos de realimentación háptica

Capítulo 3

BIOMECÁNICA Y MODELADO DEL MIEMBRO INFERIOR

3.1. Introducción

En la tarea del diseño de un artefacto vestible, más específicamente un exoesqueleto que debe adaptarse a los miembros inferiores de una persona se hace necesario determinar variables que otorguen información del sistema, de forma tal que el dispositivo mencionado se aproxime al comportamiento natural de las personas en cuanto a la marcha. Este capítulo representa un apartado fundamental en el desarrollo del proyecto, inicialmente se determina la población a la que esta dirigido el exoesqueleto en términos antropométricos así como se dan las medidas pertinentes que se deben utilizar en el diseño que se realizará y se explicará más adelante. También se establecen las edades de las personas que pueden utilizar el Exoesqueleto, así como también se mencionará la muestra poblacional colombiana que se utilizará para determinar las dimensiones de eslabones del equipo.

En rehabilitación el uso de exoesqueletos es una tecnología reciente y poco implementada. Sin embargo en la literatura ya se encuentran varias estrategias de modelado y distintas formas de diseño y de control de dispositivos de esta índole. Para la rehabilitación de la marcha por medio de un artefacto pasivo (que no requiere realimentación de fuerza por parte del usuario) y vestible es necesario estimular las funciones motoras naturales de la persona de forma lenta y constante. [7]. de esta manera se hace fundamental el estudio biomecánico.

El modelo biomecánico permite establecer qué parámetros son fundamentales en el proceso de caminar del ser humano. La marcha humana es el proceso de locomoción básico de los seres humanos y su estudio permite diseñar planes de terapia de rehabilitación o instrumentos que permitan la recuperación de personas que hayan perdido

dicha facultad; estos elementos pueden ser órtesis, prótesis o exoesqueletos. De todo el estudio del caminar humano también surgen, además de aplicaciones médicas, estudios fisiológicos, computación y simulación de aplicaciones virtuales y robóticas como robots humanoides o exoesqueletos pasivos. El análisis biomecánico permitirá delimitar los elementos necesarios para que el dispositivo exoesquelético pueda ser utilizado por una persona en términos fisionómicos y ergonómicos.[30]

Después de haber hecho el análisis antropométrico y biomecánico se procede a estudiar la marcha del ser humano matemáticamente. Se debe observar cómo se puede representar la locomoción en términos de distintas variables y así obtener un modelo. Lo anterior se realizará mediante el método de Euler-Lagrange. Este tipo de modelado establece una forma bastante útil de determinar las ecuaciones de movimiento a partir de la teoría de la conservación de la energía. De esta manera se propone un Lagrangiano que representa la diferencia entre la energía cinética y energía potencial. [44][?]. Esta representación consta de variables fundamentales tales como ángulos de rotación como θ_i , desplazamientos d_i, τ que es un vector que contiene componentes T_i de torques correspondientes a los ángulos en las articulaciones y F_i de fuerzas correspondientes a desplazamientos en articulaciones, K energía cinética del robot y P es la energía potencial.

3.2. Antropometría

El termino antropometría viene del griego Anthropos que significa hombre o humano y metrikos que significa medida o medición, es el encargado del estudio cuantitativo de las dimensiones corporales del humano. Estas mediciones se realizaban desde tiempo de la civilización egipcia, allí se aplicaba una regla o patrón fijo para la medición corporal, de esta manera tenían la posibilidad dimensionar aspectos sociales tales como hábitos de transporte, vestimentas, pinturas entre otros. La siguiente sociedad que se encargó de manipular la antropometría fue la civilización griega, definieron un patrón métrico llamado "canon romano" el cual dividía el cuerpo en ocho porciones del tamaño de la cabeza, con este método se realizaron correcciones dimensionales que luego serían aplicadas a la ciencia y arte. La siguiente persona encargada de realizar estudios de antropometría fue Leonardo da Vinci, quien plasmo una figura de un hombre circunscrita dentro de un cuadrado y circulo, esto es conocido como "el hombre de vitruvio" o "Canon de las proporciones humanas", este trabajo describe las porciones del cuerpo, realizando combinaciones de posiciones corporales todas dentro del círculo, así se hace referencia a la connotación alquimista del universo y estar también dentro de un cuadrado la connotación es terrenal, al yuxtaponer ambas formas se concluía que el hombre tenía una aspiración de trascender fronteras divinas y humanas. [9, 46]

Los estudios de antropometría científicos se desarrollaron en los años 1523 con una serie de cuatro libros dedicados a las porciones humanas, desarrollados por Alberto Dürer artista alemán del periodo del renacimiento, exponen su primer libro cinco tipos diferentes de figuras masculinas y femeninas donde todas las partes del cuerpo están expresadas en fracciones de la altura total, el segundo libro presenta nuevos modelos de personas, las mediciones de estas figuras son divididas en fracciones algebraicas, el tercer libro presenta la antropometría como aplicando principios de geometría e ingeniería y el cuarto libro presenta un complemento del primero y segundo, mostrando figuras en tercera dimensión.

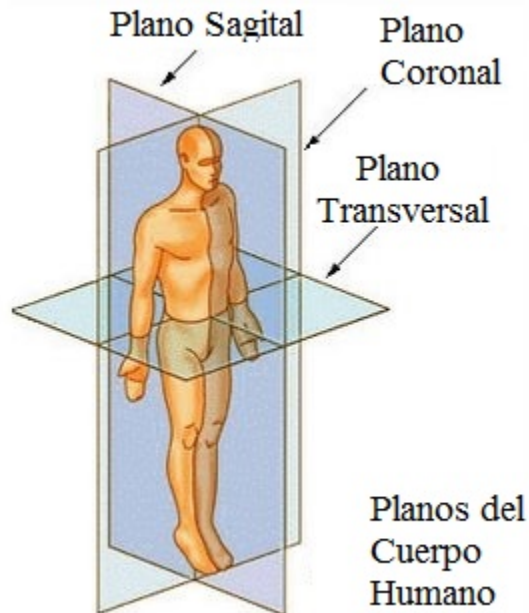
Actualmente los estudios que sean realizados de antropometría son desarrollos que parten seleccionando un tipo de sociedad por ejemplo hombres o mujeres, con identificación territorial, social y económica, de esta forma la mayoría de países cuentan con una base de datos y una estimación de la antropometría de su población. Esto se hace mediante un muestreo estadístico, se expone mediante gráficos y tabulados de todas las porciones del cuerpo. [9]

3.2.1. Planos de referencia del cuerpo humano

Son planos encargados de crear una división corporal imaginaria, empleada para facilitar el estudio antropométrico, los planos son trazados de manera que en el centro de gravedad de la persona se encuentren, así se divide el cuerpo en tres secciones, plano sagital, Frontal y horizontal (ver Figura 3.1).

- El plano sagital medio es un plano vertical trazado desde los pies hasta el vértex de manera que divide el cuerpo en dos partes o hemisferios simétricos, hemisferio izquierdo y derecho.
- Plano frontal o coronal es un plano que va desde los pies hasta el vértex de manera vertical, dividiendo el cuerpo en dos secciones, la sección anterior o ventral y la posterior o dorsal.
- El plano horizontal es perpendicular a los planos anteriores de esta manera el cuerpo es dividido en parte superior y parte inferior.

Figura 3.1: Planos de referencia del cuerpo humano



Fuente: Métodos para el estudio de la anatomía - José David Molina

Otro tipo de plano imaginario que es utilizado es el plano de Frankfurt, este plano describe un corte horizontal ubicado en la cabeza del personaje, pasa por la altura de la abertura exterior de la oreja, y la parte más baja está en la arista inferior de la órbita ocular, este plano asegura una que la medida que se realice sea con la cabeza en posición neutral, no inclinada ni declinada.[46]

3.2.2. Tablas Antropométricas

Las tablas presentadas en estos estudios fueron desarrollados principalmente en partes como Europa y Estados Unidos en los años setenta, actualmente gran cantidad de poblaciones mundiales poseen bases de datos antropométricas, esta información es tabulada y describe características de algún grupo específico, por ejemplo puede ser población laboral, militar, operativa, mujeres, niños entre otros.

Para el caso de Colombia las tablas que describen la antropometría colombiana fueron desarrolladas en un estudio de la universidad de Antioquia por las siguientes personas: Jairo Estrada Muñoz, Jesús Antonio Camacho Pérez, María Teresa Restrepo Calle, Carlos Mario Parra Mesa, basados en información generada por el Instituto De Seguros Sociales, en septiembre de 1994 y diciembre de 1995.

El análisis se realiza con la finalidad de obtener una base de datos de las características corporales de la población colombiana, con finalidades de que sean empleadas para estudios y análisis relacionados con el campo de la salud. Esta información se adjunta como anexo al documento debido a su extensión. [9, 46].

Ver Anexo 3

3.2.3. Delimitación y selección del estudio antropométrico colombiano

La antropometría es esencial implementarla por personas desarrolladoras de estudios médicos, industriales e ingenieriles, en el campo de la antropología estos estudios se facilitan al establecer patrones de comparación entre comunidades antiguas y actuales, en el campo deportivo los entrenadores utilizan estos estudios para adaptar y proponer series de ejercicios, los cuales harán que el deportista logre un estereotipo corporal y se le facilite el desarrollo de la actividad física normal o competitiva, los nutricionistas emplean estos estudios para brindarle al paciente un modelo físico del cuerpo saludable que experimenta condiciones normales, de lo contrario podrán comparar y detectar si existente algún tipo de anomalía de masa muscular o grasa, así realizar el respectivo tratamiento, los forenses emplean estos estudios principalmente para determinar o identificar causales o situaciones de investigación.

En el campo industrial los diseñadores son los encargados de innovar objetos de uso cotidiano, los cuales deberán ofrecer facilidad de manejo e interacción apropiada con las personas. Para el caso de Latinoamérica los estudios antropométricos no son muy frecuentes y los que se han realizado datan de un periodo no mayor a 20 años y se han actualizado desde hace 10 años, los datos que serán utilizados para el desarrollo de este proyecto son limitados por una serie de variables, que representan características dimensionales de la población colombiana, este estudio se delimita a un grupo de personas hombres y mujeres adultas, de todos los estratos sociales, personas civiles o militares que estén entre 20 y 60 años de edad que presenten un amplio sector de la población laboral colombiana.[46]

3.2.4. Muestra poblacional

La muestra poblacional del estudio implementado para el desarrollo de este trabajo es de 2100 trabajadores colombianos, hombres y mujeres en edades entre los 20 y los 59 años de edad.

La población objeto de esto fue en totalidad trabajadores que al momento de este estudio se encontraban vinculados a empresas con programas activos de salud ocupacional y afiliadas al ISS. De esta manera la muestra está distribuida en todo el país

seccionada en 4 zonas para que cada parte del país tenga una muestra representativa en este estudio.

- **Zona 1 Norte – Caribe**, comprende los departamentos de Córdoba, Sucre, Bolívar, Atlántico, Magdalena, César, Guajira Y San Andrés y providencia.
- **Zona 2 Sur-Occidental**, comprende los departamentos de Antioquia, Choco, Risaralda, Quindío, Valle, Cauca y Nariño.
- **Zona 3 Centro-Oriental**, comprende los departamentos de Tolima, Huila, Caldas, Cundinamarca, Boyacá, Santander y Norte de Santander.
- **Zona 4 Orinoquia-Amazonas**, comprende os departamentos de Meta, Caquetá, Casanare, Putumayo, Guaviare, Vichada, Amazonas, Arauca y Guainía.

Para este estudio el número mínimo de cada combinación es de 200 individuos, en este caso el tamaño de la muestra seria de 1600, lo que corresponde a un nivel de confiabilidad del 95 % y un error de 0.025 en la estimación de la proporción de un indicador poblacional antropométrico-nutricional básico, para efectos de seguridad, el tamaño de la muestra se amplía 2100 sujetos. Combinando criterios de sexo y edad. [46]

3.2.5. Definiciones de las dimensiones utilizadas en el estudio (Ver Anexo 3)

1. **Masa corporal (peso) (1)**. Es la suma cuantitativa de todos los componentes corporales que conforman el cuerpo humano.
2. **Estatura (talla) (2)**. distancia vertical desde el piso al vértex.
3. **Altura cadera de pie (cresta iliaca) (10)**. Es la distancia vertical desde el piso al borde superior de la cresta iliaca a nivel de la línea axilar media estando el sujeto en posición estándar erecta.
4. **Altura del muslo (16)**. Esla distancia vertical medida desde el borde del asiento y la parte superior del muslo en su unión con el abdomen.
5. **Altura de la rodilla (17)**. Distancia vertical medida desde el piso hasta el borde superior de la rótula en unión con el musculo cuádriceps.
6. **Anchura de las caderas (29)**. Es la mayor distancia horizontal medida a nivel de la cadera.
7. **Perímetro rodilla media (58)**. Es el mayor perímetro medido en la región de la rodilla estando la persona de pie.

8. **Perímetro Pierna media (59)**. Mayor perímetro sobre el tercio proximal de la pierna.
9. **Perímetro supra maleolar (tobillo) (60)**. Menor perímetro del tercio distal de pierna.

[9]

3.3. Biomecánica del miembro inferior humano

La biomecánica es una disciplina científica que realiza el estudio del movimiento o la actividad en nuestro cuerpo en distintas condiciones, realizando diferentes actividades. [37, 27]. Más específicamente estudia la cinemática y la mecánica de los seres vivos con sistemas cerrados de tejidos y cuerpos. [19]

Esta área científica estudia las estructuras mecánicas y de movimiento en los seres vivos, principalmente la del ser humano.

La biomecánica surge a partir de la unificación de conceptos de otras áreas como la medicina, la física y la mecánica. otras de forma más específica como la ingeniería, anatomía, la fisiología entre otras. [25].

La biomecánica se puede clasificar en las siguientes áreas:

Biomecánica Médica	Este tipo de biomecánica evalúa las patologías que aquejan al cuerpo humano y de esta manera generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o reducirlas.
Biomecánica Deportiva	Analiza la práctica deportiva para mejorar su rendimiento, desarrollar técnicas de entrenamiento y diseñar complementos, materiales, y equipamiento de altas prestaciones
Biomecánica ocupacional	Estudia la relación mecánica que el cuerpo sostiene con los elementos que interactúa en diversos ámbitos (trabajo, casa, conducción de autos, manejo de herramientas) para adaptarlos a las necesidades y capacidades. En este ámbito se relaciona con otra disciplina como la ergonomía física.

Cuadro I: Clasificación de la biomecánica

Centro de valoración biomecánica - www.centrodevaloracion.com - Artículo biomecánica de la marcha

Partiendo de la tabla anterior, surgen sub-campos como: Kinesiología⁴, rehabilitación, ergonomía, fisioterapia y biomecánica forense. [19, 37, 27]

Ya con el concepto de biomecánica se puede definir qué área de la biomecánica se utilizará en este trabajo para la determinación de parámetros y variables fundamentales previas al diseño del exoesqueleto.

La marcha humana establece la forma de locomoción general por naturaleza de la especie. El ser humano, y particularmente los miembros inferiores hacen parte de un sistema cerrado compuesto por tejidos, músculos, tendones, huesos y articulaciones. El exoesqueleto que se realizará tiene como objetivo general la elaboración de un dispositivo que sea capaz de emular la marcha humana con fines de rehabilitación. Por estas razones el área de la biomecánica que se estudiará es la **biomecánica médica**, y el sub-campo de la **Rehabilitación**. [37, 27, 25, 34]

3.3.1. Análisis de la marcha

El proceso de marcha consta de dos subprocesos: fase de apoyo y fase de balanceo. En cada uno de ellos las distintas partes del cuerpo accionan y se comportan de forma distinta. esa descripción se hace fundamental puesto que mecánicamente se dificulta emular todos los componentes de la pierna humana como los músculos, tendones, terminaciones nerviosas entre otras. Este análisis permite evaluar hasta qué punto el exoesqueleto reemplazará el proceso de marcha natural del ser humano y de qué forma se puede conseguir una aproximación satisfactoria en términos de rehabilitación. [30, 25, 54]

3.3.1.1. Biomecánica de la fase de apoyo de la marcha

La fase de apoyo inicia cuando el talón hace contacto y ocurre hasta que los dedos despegan del suelo. La fase de apoyo corresponde a la mitad del proceso de marcha del ser humano (ver Figura 3.2).

Figura 3.2: Inicio fase de apoyo



Fuente: Dreamstime - Sitio Web: es.dreamstime.com - Imágen libre

Una característica particular de la fase de apoyo es la división en dos etapas del contacto del metatarsiano del pie de la punta de los dedos, constituye un periodo de

doble apoyo, esto no ocurre en la carrera. Fase de apoyo en los componentes del miembro inferior son:

Columna vertebral y pelvis.

La pelvis junto con el coxis o la parte final de la columna vertebral rotan respecto a la vertical en el plano sagital, hacia el lado del apoyo, mientras que el resto de la columna vertebral gira en el sentido contrario.

Cadera.

En la cadera se produce un movimiento de reducción de la rotación externa, después de una inclinación interna. Una de las funciones importantes de la cadera en el proceso de marcha es evitar la aducción del muslo y que la pelvis caiga hacia el otro lado, operación que facilita el equilibrio. Los músculos que se emplean en la fase de apoyo son los glúteos menor, medio y mayor (contracción). en la parte final de la fase los glúteos mayor y medio se relajan.

Rodilla.

La rodilla en esta fase presenta una leve flexión en el contacto por la inercia, seguida por la extensión hasta que el talón despegar al momento de dar inicio al impulso. La flexión baja la trayectoria vertical del centro de gravedad del cuerpo. Los cuádriceps se contraen ligeramente seguido de una relajación progresiva. Cuando la pierna está estirada, presenta una contracción en los extensores. Los isquiotibiales se activan al final de la fase de apoyo.

Tobillo y pie.

En el tobillo se presenta una ligera flexión planar seguida de una flexión dorsal en el pie. los músculos involucrados son el tibial anterior en la primera fase de apoyo, y el extensor largo de los dedos y del primer dedo que alcanza la contracción máxima aproximadamente en el momento de cambio entre la fase de impulso y apoyo.

3.3.1.2. Biomecánica de la fase de oscilación

Esta fase es inversa a la analizada anteriormente. comienza con el despegue de los dedos y termina con el contacto del talón (ver Figura 3.3).

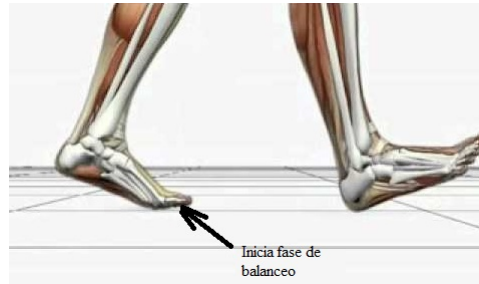


Figura 3.3: Inicio fase de balanceo

Fuente: Dreamstime - Sitio Web: es.dreamstime.com - Imágen libre

Columna y pelvis.

Se presenta una rotación de la pelvis en sentido contrario a la pierna que se apoya y a la columna. Este movimiento permite dar un paso largo (o está dentro de los parámetros de marcha generales) y evita que el centro de gravedad se incline peligrosamente hacia un lado, ayudando así a generar el equilibrio. Los músculos empleados son: Semi-espinales, Oblicuos abdominales. El psoas y el cuadro lumbar mantienen la pelvis del lado de la extremidad en balanceo.

Cadera.

En la cadera se presenta una flexión, una rotación externa debido al movimiento explicado en el punto anterior, abducción de los músculos de la cadera al inicio de la fase. Los músculos involucrados en este movimiento son: sartorio, tensor de la fascia lata, pectíneo, psoas ilíaco, recto femoral y la cabeza corta del biceps femoral que se contrae precozmente al inicio de la fase de balanceo. Los glúteos mayor y medio se contraen ligeramente al final de la fase de balanceo facilitando el equilibrio al mantener en centro de gravedad sin desviarse críticamente.

Rodilla.

La rodilla presenta un movimiento de flexión en la primera mitad del balanceo, y de extensión en la otra mitad. por lo que los músculos en esta fase tienen dos momentos en el que realizan procesos opuestos. Los extensores del cuádriceps se contraen ligeramente al final de la fase, así como el sartorio y los isquiotibiales que aumentan su actividad en la marcha rápida.

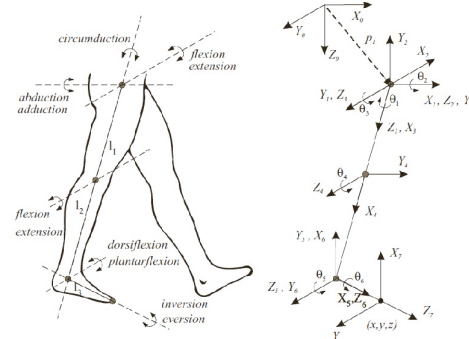
Tobillo y pie.

Se presenta una dorsiflexión, o flexión dorsal, es decir que se reduce el ángulo entre el pie y la pierna, trabajando el tibial anterior, extensor de los dedos que se contraen al principio de la fase de balanceo y que se ha ido reduciendo a medida que se acerca a la mitad del movimiento. Los flexores están normalmente relajados para la amortiguación del próximo contacto del talón con el piso.

3.3.2. Cinemática del miembro inferior

Se realizará un modelo simplificado equivalente a la pierna humana, de forma que se pueda realizar el estudio de la cinemática directa con el fin de determinar la posición y orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia. Posteriormente se realizará la cinemática inversa de forma que se obtendrá la configuración que debe tener el exoesqueleto para una posición y orientación del extremo conocidas (ver Figura 3.4). En otras palabras, al llevar la pierna a un conjunto simplificado de barras, donde las variables del sistema se reducen a longitudes y ángulos, se puede obtener la configuración del exoesqueleto para alcanzar una posición y orientación determinadas. Cabe aclarar que aunque el miembro inferior, y el exoesqueleto comparten características dinámicas, no poseen el mismo análisis cinemático final, por lo que quedará indicado en términos de las variables para su utilización más adelante.

Figura 3.4: Ejes de rotación en el miembro inferior

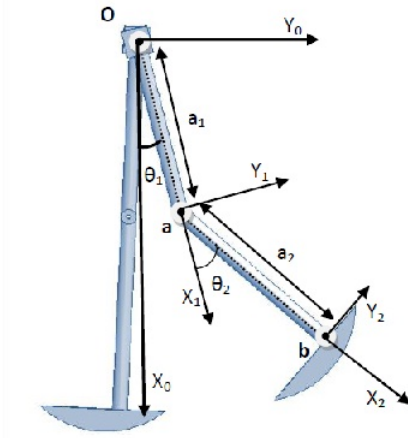


Fuente: Werable Robots Biomechatronic exoskeletons Pg. 68

3.3.2.1. Cinemática Directa

El método de Denavit Hartenberg es un método secuencial de representación de geometría espacial de los elementos de una cadena cinemática y más específicamente de un robot, respecto a un sistema de referencia fijo[51]. El método expresa la geometría de una articulación respecto a otra, teniendo en cuenta el eslabón que las une (longitud) (ver Figura 3.5). Resulta una matriz de transformación de articulación a articulación y la multiplicación de las matrices genera la matriz de transformación final donde se representará la localización espacial del robot respecto al sistema de coordenadas de su base. [38, 51, 32]

Figura 3.5: Ubicación ejes de referencia - Parámetros D-H



Tomado de: Construcción de un Robot Bípodo Basado en Caminado Dinámico - Cesar Humberto Guzmán Valdivia

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	θ_1	0	L_1	0
2	θ_2	0	L_2	0
3	$\theta_3 + \frac{\pi}{2}$	0	L_3	0

Cuadro II: Parámetros D-H

Se obtiene la matriz de transformación total y de esta forma se ha completado el proceso de cinemática directa. En la última columna de la matriz de transformación se obtienen las ecuaciones Px y Py. [51]

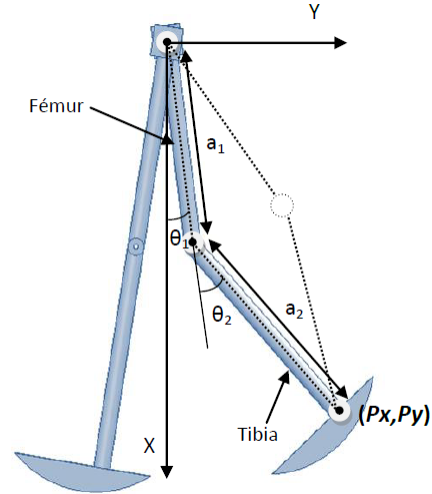
$$Px = L_2 C_1^2 + L_1 C_1 - L_3 C_3 (C_1 S_2 + C_2 S_1) - L_3 S_3 (C_1 C_2 - S_1 S_2) - L_2 S_1 S_2 \quad (3.3.1)$$

$$Py = L_1 S_1 + L_3 C_3 (C_1 C_2 - S_1 S_2) - L_3 S_3 (C_1 S_2 + C_2 S_1) + L_2 C_1 S_1 + L_2 C_1 S_2 \quad (3.3.2)$$

3.3.2.2. Cinemática inversa

Con la cinemática inversa se pueden determinar los ángulos que deben adoptar las diferentes articulaciones para que en efector final, en este caso la punta del pie, llegue a una posición concreta (ver Figura 3.6). Basados en las ecuaciones de Px y Py, dadas las longitudes del femur y de la tibia, la cinemática inversa solo se definirá a partir del vector posición del punto final del efector (Px,Py).

Figura 3.6: Cinemática inversa



Tomado de: Construcción de un Robot Bípodo Basado en Caminado Dinámico - Cesar Humberto Guzmán Valdivia

Al ser un problema de 3 matrices de transformación, se propone la resolución del problema cinemático inverso a partir de la matriz de transformación homogénea. En principio es posible tratar de obtener el modelo cinemático inverso de un robot a partir del conocimiento de su modelo directo; esto quiere decir que conocidas las relaciones que expresan el valor de la posición y orientación del extremo del robot en función de sus coordenadas articulares, obtener por manipulación de aquellas relaciones inversas[6].

Sin embargo en la realidad no es tan fácil esta tarea haciéndose en muchas ocasiones tan compleja que obliga a desecharla. En este caso la dependencia entre los ángulos es bastante compleja si se piensa en el miembro inferior como un robot manipulador donde el efector final es la punta del pie. Sin embargo el modelo se simplifica eliminando el pie y dejando el estudio únicamente con dos eslabones. El pie no representa un cambio mayor en el resultado del espacio de trabajo si es eliminado, pero si facilita el estudio cinemático que bajo estas condiciones se realiza de la siguiente forma:

Como únicamente se tienen en cuenta las matrices A_1 y A_2 se tiene la siguiente matriz de transformación y las ecuaciones resultantes de P_x y P_y .

$$T_2^0 = A_1^0 A_2^1 \quad (3.3.3)$$

$$T_2^0 = \begin{bmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 & a_1 C_1 + a_2 C_{12} \\ S_{12} & C_{12} & 0 & a_1 S_1 + a_2 S_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3.4)$$

Las ecuaciones resultantes son:

$$P_x = a_1 C_1 + a_2 C_{12} \quad (3.3.5)$$

$$P_y = a_1 S_1 + a_2 S_{12} \quad (3.3.6)$$

Aplicando estrategias matemáticas para la determinación del ángulo a partir de las variables de posición que se tienen de cinemática directa se obtiene la siguiente:

$$\theta_1 = \text{Arcsen}\left(\frac{P_y(a_1 + a_2 C_2) - P_x(a_2 S_2)}{(a_2 S_2)^2 + (a_1 + a_2 C_2)^2}\right) \quad (3.3.7)$$

Con estas dos ecuaciones concluye el análisis cinemático inverso de la marcha. Son las expresiones que relacionan los ángulos con las constantes del sistema y la posición requerida. [38, 51, 32, 6]

$$\theta_1 = \text{Arcsen}\left(\frac{P_y(a_1 + a_2 C_2) - P_x(a_2 S_2)}{(a_2 S_2)^2 + (a_1 + a_2 C_2)^2}\right) \quad (3.3.8)$$

$$\theta_2 = \text{Arcos}\left(\frac{P_x^2 + P_y^2 - a_1^2 - a_2^2}{2a_1 a_2}\right) \quad (3.3.9)$$

3.3.3. Equivalente mecánico humano exoesqueleto

Al realizar el ejercicio anterior se puede evidenciar la similitud que tendrá en comportamiento el exoesqueleto respecto a la marcha natural humana. Pero el análisis únicamente tiene en cuenta ángulos y longitudes, por lo que es necesario hacer una equivalencia física de los elementos que están presentes en la pierna (estudiados en la sección 3.3.1) con los que se emplearán en el exoesqueleto. [38, 51, 32] Esta equivalencia permite generar una relación mental de cómo el exoesqueleto será análogo a la pierna del ser humano (ver Figura 3.7).

También se deben generar los planos de referencia en los que z será siempre el eje de giro de la articulación, de esta forma se puede realizar un dispositivo simplificado que permita establecer la estructuración que se debe realizar y puede dar ideas de cómo se puede conseguir el objetivo de hacer el exoesqueleto lo más similar posible a la pierna humana.

La equivalencia mecánica humano - exoesqueleto es la siguiente:

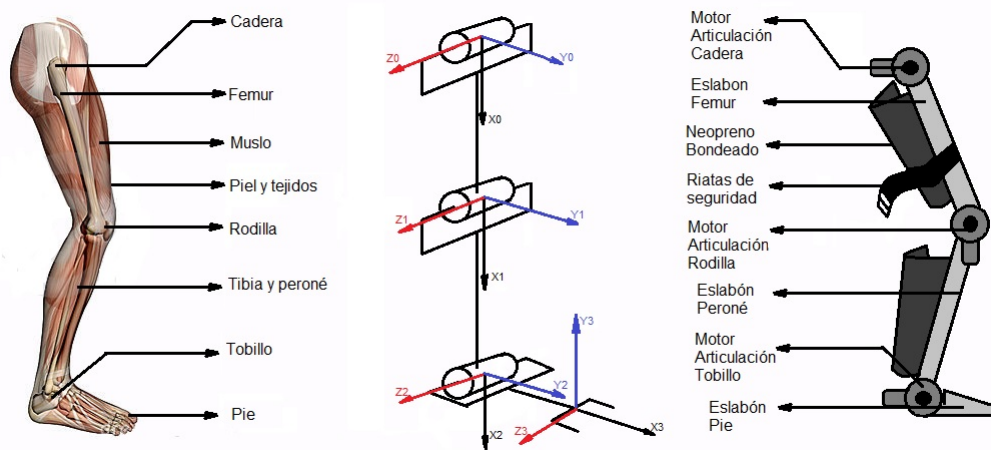


Figura 3.7: Equivalencia mecánica sistemática

Como se puede apreciar, un exoesqueleto no se limita a tener la facultad de ser vestible, si no que además emula en muchos aspectos la pierna del ser humano. En la Figura 3.16 se puede apreciar la cadera inicialmente de una pierna promedio del ser humano, luego basados en el plano de referencia y el eje de rotación se aplica una equivalencia donde se plantea la necesidad de generar una articulación en el exoesqueleto, y se hace indispensable que esta estructura esté actuada en este punto, pues es un punto activo y es necesario en el proceso de marcha.

Enseguida se tiene el Fémur, que al igual que el peroné, son los eslabones que unen las articulaciones, por lo que se deben tener en cuenta sus longitudes, tal como se hizo en la sección 3.3.2.1 en la cinemática del exoesqueleto. Después del análisis de si equivalente de referencia se propone un eslabón rígido, capaz de soportar los pesos que soportan los órganos originales.

La piel, los tejidos y los músculos se ven representados como los elementos que se encargan de mantener todo el sistema en un solo ser, por lo que en el exoesqueleto será análogo a las telas de neopreno bondeado (material comúnmente utilizado en la fabricación de elementos de contacto directo con el usuario) y a las riatas de seguridad.

La rodilla y el tobillo, al igual que la cadera, representan articulaciones, por lo que se hace necesario la implementación de ejes rotativos en estos dos puntos, como lo muestra el diagrama central (de referencia). Estos dos puntos no solamente deben representar ejes, también deben ser activos o actuados. La selección de materiales y actuadores que se plantean en este esquema inicial son parte integral del capítulo 5.

3.3.4. Simulación de la marcha

Basado en la información se procede a simular la marcha en un software especializado en la digitalización de condiciones naturales llamado **OpenSim**. Es un software libre multiplataforma que permite la simulación en 3D (ver Figuras 3.8 y 3.9). Se usa comúnmente para la creación de ambientes virtuales con comportamientos bastante aproximados a la realidad y permite al usuario la configuración del mundo que ha creado de una manera fácil e intuitiva. La simulación de marcha se obtiene a partir del análisis biomecánico realizado en este mismo capítulo. La simulación realizada ofrece variables necesarias como ángulos, velocidades, torques entre otras.

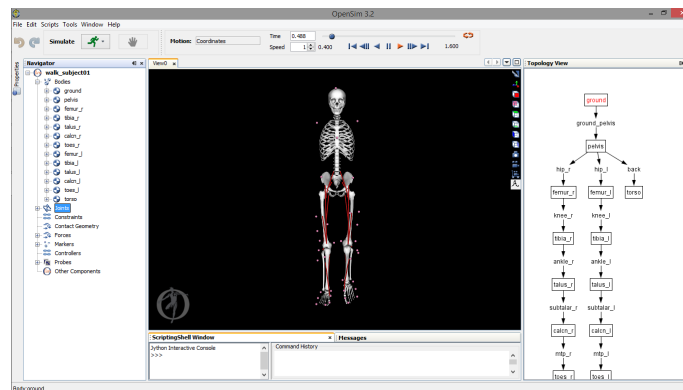


Figura 3.8: Simulación de la marcha 1- Opensim

Fuente: OpenSim - Simulación del proceso de Marcha humana

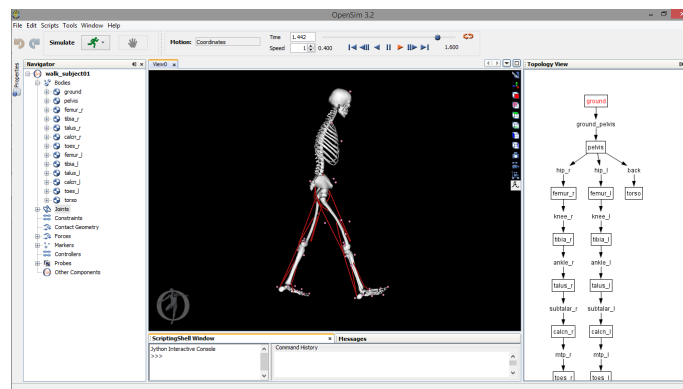


Figura 3.9: Simulación de la marcha 2 - Opensim

Fuente: OpenSim - Simulación del proceso de Marcha humana

Las variables que sean necesarias en el desarrollo del proyecto serán mostradas a partir de esta simulación. Se observa en las imágenes que las condiciones de marcha

son bastante aproximadas a una marcha de una persona promedio. En esta simulación se incluyen por aparte cada uno de los huesos importantes dentro de la marcha, las constantes que deben tener como longitud, distancia recorrida entre otras y enseguida el comportamiento que tienen los músculos que aunque no se ubican, se hacen analógicos a los hilos rojos que se aprecian, puesto que estos generan las fuerzas para la realización correcta del movimiento.

3.4. Modelado del miembro inferior

3.4.1. Modelado matemático de la pierna

El modelado del movimiento independiente de la pierna se realizará con base en la formulación Euler-Lagrange. Este método es adecuado para la derivación de ecuaciones del sistema, conociendo las energías potencial y cinética. El modelo otorga una idea más clara de la acción de la energía en el sistema a la hora de presentarse el movimiento. [36, 44]. Las ecuaciones a utilizar son:

Ecuación Euler - Lagrange

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}}\right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} = \tau_{in} \quad (3.4.1)$$

El lagrangiano:

$$Lagrangiano = Energia_{Cinética} - Energia_{Potencial} \quad (3.4.2)$$

$$L(\theta, \dot{\theta}) = K(\theta, \dot{\theta}) - U(\theta) \quad (3.4.3)$$

Energía cinética:

$$K(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}mv^2 \quad (3.4.4)$$

Energía Potencial:

$$U(\theta) = mgh \quad (3.4.5)$$

Como se puede evidenciar, el sistema planteado no conserva la energía por lo que hay que tener en cuenta la energía disipada. El miembro inferior puede ser comparado con un sistema de liberación de energía con fricciones viscosas, razón por la cual se puede emplear la función de disipación de **Rayleigh**:

$$D = \frac{1}{2}B_T\ddot{\theta}^2 \quad (3.4.6)$$

La ecuación de Euler - Lagrange queda expresada como:

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}}\right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\theta}} = \tau_{in} \quad (3.4.7)$$

Antes del modelado se tiene en cuenta el esquema del péndulo doble donde se aprecia la ubicación de los ejes y centros de masa (ver Figura 3.10). También la tabla muestra las relaciones que hay que tener en cuenta para el modelo.

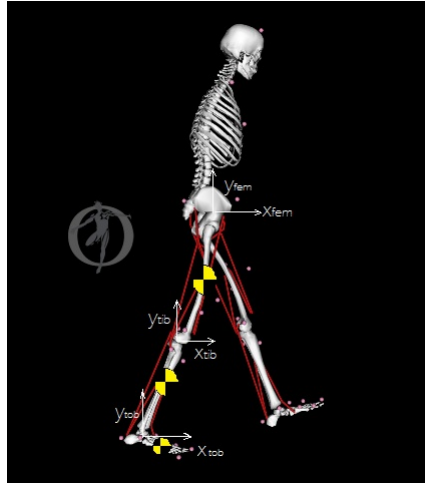


Figura 3.10: Esquema péndulo doble

Fuente: OpenSim - Simulación del proceso de Marcha humana

Relación	Equivalencia
y	$l \sin(\theta)$
z	$l \cos(\theta)$
\dot{y}	$\dot{\theta} l \cos(\theta)$
\dot{z}	$-\dot{\theta} l \sin(\theta)$

Cuadro III: Relaciones del Modelo

Análisis de la energía cinética:

$$k = \frac{1}{2}mv^2 \quad (3.4.8)$$

como:

$$v^2 = \dot{y}^2 + \dot{z}^2 \quad (3.4.9)$$

Entonces:

$$k = \frac{1}{2}m(\dot{y}^2 + \dot{z}^2) \quad (3.4.10)$$

$$k = \frac{1}{2}m(\dot{\theta}^2 l^2 \cos^2(\theta) + \dot{\theta}^2 l^2 \sin^2(\theta)) \quad (3.4.11)$$

Se sabe que $\cos^2(\theta) + \sin^2(\theta) = 1$, entonces la energía cinética queda expresada como:

$$k = \frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 \quad (3.4.12)$$

Análisis de la energía Potencial

$$U = mgh \quad (3.4.13)$$

como:

$$h = l - l \cos(\theta) \quad (3.4.14)$$

entonces:

$$U = mgl(1 - \cos(\theta)) \quad (3.4.15)$$

Análisis del Lagrangiano

$$L(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 - mgl(1 - \cos(\theta)) \quad (3.4.16)$$

Ecuación Euler - Lagrange

En la ecuación de Euler Lagrange se debe realizar el remplazo de cada una de las energías.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} + \frac{\partial D}{\partial \theta} = \tau_{in} \quad (3.4.17)$$

Luego se deriva parcialmente el Lagrangiano respecto a $\dot{\theta}$

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} \left(\frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 - mgl(1 - \cos(\theta)) \right) \quad (3.4.18)$$

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} \left(\frac{1}{2}m\dot{\theta}^2 l^2 \right) = ml^2 \dot{\theta} \quad (3.4.19)$$

A este resultado ahora se le aplica la derivada en función del tiempo y se obtiene:

$$\frac{d}{dt} (ml^2 \dot{\theta}) = ml^2 \ddot{\theta} \quad (3.4.20)$$

Ahora se deriva el Lagrangiano parcialmente con respecto a θ .

$$\frac{\partial}{\partial \theta} \left(\frac{1}{2} m \dot{\theta}^2 l^2 - mgl(1 - \cos(\theta)) \right) \quad (3.4.21)$$

$$\frac{\partial}{\partial \theta} (mgl \cos(\theta)) = -mgl \sin(\theta) \quad (3.4.22)$$

Finalmente se deriva parcialmente la función D o la de disipación por fricción viscosa (Rayleigh) respecto a $\dot{\theta}$.

$$\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} \left(\frac{1}{2} B_T \dot{\theta}^2 \right) = B_T \dot{\theta} \quad (3.4.23)$$

Dando como resultado final la ecuación de torque que se expresa de la siguiente forma:

$$ml^2 \ddot{\theta} + \eta V \dot{\theta} + mgl \sin(\theta) = \tau_{in} \quad (3.4.24)$$

Como el objetivo del modelado realizado es la obtención de la fuerza, se realiza la siguiente relación:

$$\tau = M(\theta) \ddot{\theta} + H(\dot{\theta}) + G(\theta) + F(\theta, \dot{\theta}) \quad (3.4.25)$$

Donde θ es la variable independiente, $M(\theta)$ representa la componente inercial del sistema, $H(\dot{\theta})$ es el parámetro de viscosidad, $G(\theta)$ representa el coeficiente elástico y $F(\theta, \dot{\theta})$ es el torque generado por el músculo opuesto al que genera el movimiento y que se opone a la dicha actividad. Finalmente la ecuación del **torque** queda expresada de la siguiente forma[36]:

$$\tau = ml^2 \ddot{\theta} + \eta V \dot{\theta} + mgl \sin(\theta) + \left(\left(-\frac{K_m^2}{B_1} \left[e^{-\frac{2k_m \theta}{B_1}} \right] \right) d \sin(\theta) \right) d \cos(\theta) \quad (3.4.26)$$

Donde m es la masa de la pierna, l es la distancia desde el punto de giro hasta el centro de gravedad del cuerpo, η es la viscosidad dinámica que existe en el punto de giro de la rodilla, V es el volumen del líquido sinovial⁵, g es la gravedad, k_m es la rigidez del músculo opuesto al movimiento, B_1 es la viscosidad del músculo opuesto al movimiento, d es la distancia entre el punto de inserción o donde se une el músculo opuesto al movimiento hasta la articulación o punto de giro.

La ecuación de la fuerza ejercida por cada uno de los grupos musculares se dispuso de la siguiente forma:

$$\tau = F d_f \sin(\psi) \quad (3.4.27)$$

donde τ es el torque generado por el músculo en cuestión, F es la fuerza necesaria para generar el movimiento, d_f Distancia que existe entre el centro instantáneo de giro

y el punto en donde se aplica la fuerza, ψ es el ángulo entre la línea de acción de la fuerza y la distancia al centro instantáneo de giro.

Como ya se conoce por el desarrollo anterior la equivalencia de τ se procede a despejar la fuerza de la ecuación anterior:

$$F = \frac{ml^2\ddot{\theta} + \eta V\dot{\theta} + mgl \sin(\theta) + \left(-\frac{K_m^2}{B_1} \left[e^{-\frac{2k_m\theta}{B_1}}\right]\right) d \sin(\theta)}{d_f \sin(\psi)} \cos(\theta) \quad (3.4.28)$$

Con esta ecuación se puede estimar la fuerza requerida para mover el miembro inferior y es la fuerza mínima que deben ejercer los actuadores para que el exoesqueleto sea completamente autónomo (pasivo). Este modelo permite establecer parámetros de diseño como selección de materiales, selección de sensores y principalmente la selección de actuadores que generen estas condiciones.

3.5. Conclusiones del capítulo

Este capítulo es la base teórica del proyecto; enmarca todos los datos que se requieren para el diseño de un exoesqueleto robótico que tiene como objetivo general emular la marcha humana. Inicialmente se delimitó la población para la que estará diseñado el artefacto vestible. Es evidente que la elaboración de un equipo que puede ser usado por un usuario no puede estar dirigido a cualquier persona que desee usarlo; es necesario establecer un rango en variables como edad, peso y estatura y de esta manera abarcar el grupo con mayor número de personas posible. Basados en esta premisa, se realizó una delimitación y selección del grupo de estudio, y luego una selección de las variables a tener en cuenta para el desarrollo del proyecto.

Posteriormente se realizó el estudio biomecánico de la marcha. Se evidencia que el proceso de caminar en el ser humano es bastante complejo y tiene muchas consideraciones no únicamente físicas, sino biomecánicas, cerebrales entre otras. Se pudo observar en este análisis que la marcha posee dos procesos completamente diferentes entre sí, y diferentes no solo conceptualmente sino que también fisiológicamente. Los movimientos de cada una de las extremidades, músculos y huesos cambian por completo en el momento que cambian de fase de balanceo a fase de apoyo y viceversa. También se pudo observar que aunque hay órganos músculos y huesos que aparentemente no tienen mucha importancia en el proceso de marcha, resultan ser bastante importantes para el desarrollo de esta actividad, como es el caso puntual de la cadera, el coxis, la pelvis, entre otros.

El estudio cinemático se realiza con el objetivo de determinar las posiciones geométricas en un plano de coordenadas donde se estudia el movimiento de la pierna

partiendo de los ángulos en las articulaciones. Esto es lo que la cinemática directa respecta. En la cinemática inversa se establece que partiendo de la posición en el eje de coordenadas mencionado determinar los ángulos que resultan y así obtener el análisis completo. Con la cinemática terminada, se procede a realizar el equivalente mecánico Humano-Exoesqueleto que establece qué dispositivos artificiales serán análogos a las partes naturales del ser humano. Finalmente se utilizan herramientas computacionales con el fin de simular la marcha teniendo en cuenta todos los comportamientos de eslabones, músculos, huesos y tendones analizados previamente dando por terminado el capítulo correspondiente a la biomecánica y modelo de la marcha.

Capítulo 4

DISEÑO EXOESQUELETO ROBÓTICO

4.1. Introducción

El capítulo 5 enmarca el paso más significativo en la consecución del objetivo final de construcción de exoesqueleto de miembros inferiores: El diseño general y detallado del robot. Se conceptualizará inicialmente todas las variables que se tendrán en cuenta y a partir de esta base se podrán identificar en el exoesqueleto, determinarlas y aplicarlas según el caso. Inicialmente se hará un diseño conceptual, donde se parte del significado de (Exoesqueleto) únicamente para el diseño. En esta primera fase se realizaran bocetos que ayuden a identificar parámetros que deban ser tenidos en cuenta, como portabilidad, fuente de energía y localización de elementos básicos.

A partir del diseño conceptual, se deduce una arquitectura general del sistema. En esta etapa se harán mapas de procesos que determinarán la forma de trabajar y cómo se llevara acabo el proyecto y qué secuencia se realizará.

4.2. Implementación del modelo PHVA

4.2.1. Concepto

El ciclo PHVA es una herramienta de la mejora continua, presentada por Deming a partir del año 1950. Consta de 4 pasos: Planificar (plan), Hacer (do), Verificar (Check) y Actuar (Act). Es comúnmente utilizada en un sistema de gestión de calidad, de forma que al aplicarla en objetivos de calidad y en procesos la probabilidad de éxito es mayor. Aunque es usada en procesos de producción, también es implementada en la fabricación de nuevas tecnologías, donde la verificación permite corregir variables que no se hayan tenido en cuenta en la fase de diseño, de forma que encierra en su mayoría

las posibilidades de fallo reduciéndolas al máximo. [48]

4.2.2. Método de aplicación

¿Qué es planificar ?

Planear es establecer lo que se va a hacer. Para este proceso se pueden plantear 7 preguntas:

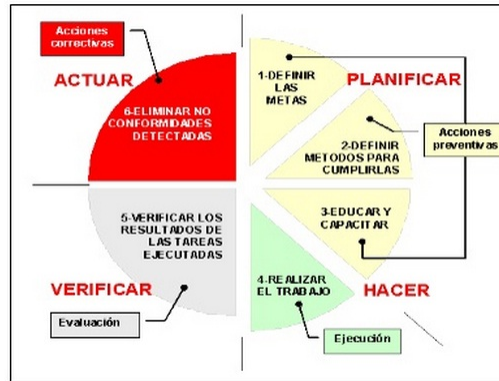
- ¿Qué es lo que se va a hacer?
- ¿Por qué se va a hacer?
- ¿Cómo se va a hacer?
- ¿Cuándo se va a hacer? ¿Cuándo empieza? ¿Cuándo termina?
- ¿Dónde se va a hacer?
- ¿Cuánto costará?

Enseguida de la planeación se realiza la **ejecución** que no es más que llevar a cabo lo planeado. Se recomienda establecer sistemas de control en el proceso de ejecución, con el fin de prevenir fallos. Estos sistemas de control permiten hacer mejorías en el mismo proceso, que aportan a la calidad final del producto (ver Figura 4.1).

La **verificación** es comprobar lo que se hace y se puede clasificar en los siguientes ciclos:

- Ciclo de mantenimiento: Si lo que se hace corresponde a lo planeado se estabiliza el proceso. Se estandariza la capacitación, los métodos, mecanismos de operación.
- Ciclo de corrección: Se emplea cuando los resultados no salen según lo planeado. existen dos tipos de acciones: corrección directa: corregir el error directamente. Acción correctiva: hacer que el error no vuelva a ocurrir.
- Ciclo de mantenimiento: Pasado un determinado tiempo se estudia de qué forma se puede mejorar el proceso.

Figura 4.1: Ciclo PHVA [48]



Fuente: Ciclo PHVA Planear, hacer, verificar y actuar - Blog-top Imágen del ciclo PHVA. www.blog-top.com

4.2.3. Variables a filtrar por el modelo

Las variables que serán filtradas por el ciclo PHVA en este proyecto son:

- **Fabricación:** Se plantea utilizar el ciclo en la fabricación del exoesqueleto de forma que en el proceso se haga un plan previo, una mejora continua, una verificación y un proceso de corrección, y así obtener el mejor resultado posible.
- **Selección de materiales complementarios:** Establecer qué material se comporta mejor no únicamente de la estructura si no también en la parte de telas y elementos complementarios, puesto que estos no tienen un proceso de selección técnico.
- **Ergonomía:** Se utilizará el ciclo en esta variable de forma que se hace un plan para que el exoesqueleto sea ergonómico, se ejecuta, y basado en las pruebas se toman medidas de corrección.

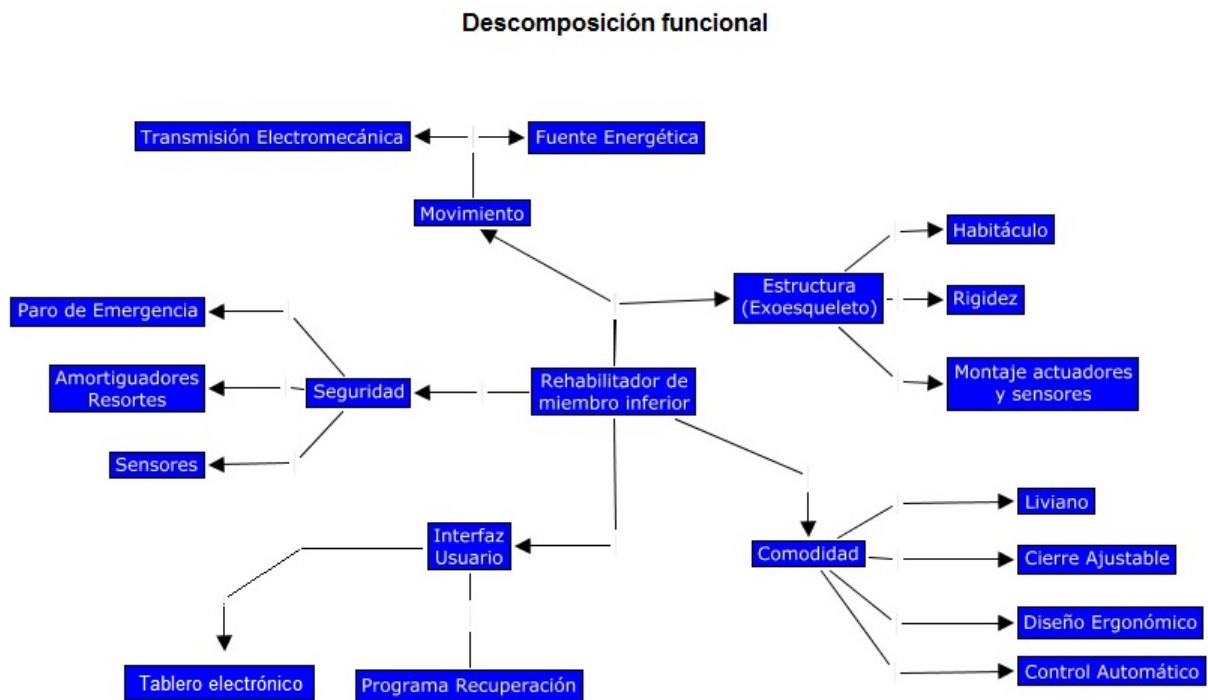
4.3. Diseño conceptual del exoesqueleto

Se plantea la realización de un diseño conceptual el cual, como su nombre lo indica, surge del concepto de exoesqueleto. Exoesqueleto: del griego $\epsilon\xi\omega$, Exo (Exterior) y $\sigmaκελετός$, skeleton (Esqueleto) es el esqueleto externo on que recubre, protege y soporta la extremidad[39]. Cuando se habla de un exoesqueleto robótico se refiere a un androide desarrollado para que pueda ser vestido por un humano, y otorgarle capacidades de las que carece. Bien sean exoesqueletos de rehabilitación o de aumento de capacidades físicas naturales. Basado en lo anterior se procede al desarrollo de una arquitectura general del sistema, bocetos y la descripción de la normatividad a implementar.

4.3.1. Arquitectura general del sistema

Para determinar la arquitectura general del sistema se realizó el siguiente diagrama que contiene los aspectos generales más importantes del exoesqueleto. Este diagrama sirve para definir las actividades que se deben llevar a cabo en el desarrollo del proyecto (ver Figura 4.2). También permite visualizar con qué ventajas se cuenta en el proyecto, es decir, qué aporta el exoesqueleto que otros dispositivos no.

Figura 4.2: Descomposición funcional



Fuente: Cmaps (R)

- En la primera parte, el desarrollo del proyecto implica tener en cuenta una interfaz y un control, un tablero de fácil acceso y un sistema de definición del tipo de rehabilitación.
- De igual forma, se considera muy importante el escenario de la seguridad para el usuario, permitiendo darle al prototipo un valor agregado con un paro de emergencia físico, seguridad con el diseño mecánico (fusibles y paros mecánicos) y seguridad a partir del programa desarrollado en el área de control, como también amortiguadores y sensores que permitan la correcta medición del dispositivo.

- Para el movimiento del exoesqueleto se tiene que contar con un movimiento fiable con una buena transmisión electromecánica contando que para el estudio se ha de considerar una selección de actuadores y un diseño mecánico que conllevaba a la correcta selección de fuente de energía.
- Se ha determinado también que la estructura del exoesqueleto en su diseño tiene que ser tanto rígida como diseñada para acoplar todos los sensores y demás elementos que conformaran todo el sistema mecatrónico.
- Por último se determinó que para el usuario es primordial el peso del sistema , y la comodidad que puede llegar a sentir con el dispositivo acoplado en su extremidad , por lo cual se implementa el sistema relativamente liviano , con un cierre en neopreno y riatas que se pueden ajustar , su diseño ergonómicamente adecuado.

4.3.2. Bocetos

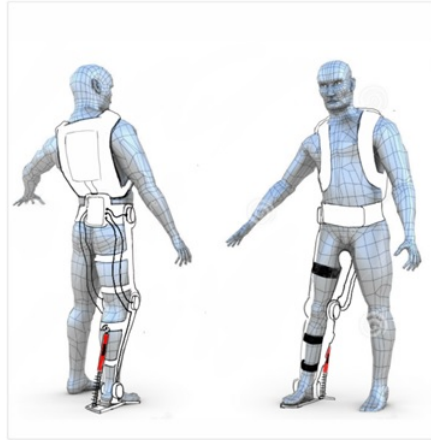
El exoesqueleto tiene como objetivo emular la marcha humana⁶, por lo que se plantean unas ideas iniciales basados en la experiencia (ver Figura 4.3), estado del arte y variables determinadas en los capítulos anteriores.

Figura 4.3: Boceto 1



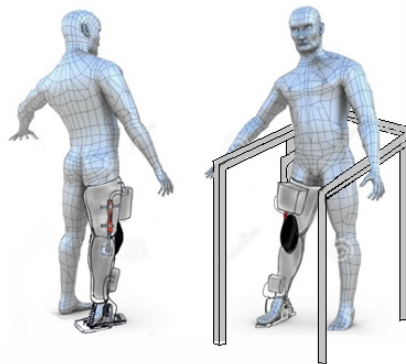
Inicialmente se plantea la posibilidad de hacer un dispositivo portable, donde la alimentación y los circuitos se encuentran en un morral fácil de cargar en la parte de atrás. Los actuadores son rotacionales (motores) y hay un amortiguador en la parte del talón que evita que las personas tengan un choque brusco en cada paso. La estructura como se puede apreciar (ver Figura 4.4) debe ser ligera y fácil de usar.

Figura 4.4: Boceto 2



Con el fin de hacer el exoesqueleto lo más completo posible se observa la posibilidad de obtener un tercer eje en la cadera. Esto equivaldría a un consumo mucho mayor, no únicamente por el hecho de agregar una articulación a cada pierna, si no también porque la cadera es la articulación que más requiere potencia para funcionar, puesto que necesita levantar más peso. Por esta razón aunque se propone la alimentación y el control igual al boceto 1, por un morral trasero para cargar, se propone en paralelo utilizar una estructura y hacer que el exoesqueleto esté fijo y realice el trabajo sobre una caminadora (ver Figura 4.5). De esta forma se eliminaría el morral y la alimentación y el control estarían fijos en un tablero adjunto a la estructura mencionada.

Figura 4.5: Boceto 3



En este tercer boceto se puede apreciar el exoesqueleto fijo en una estructura metálica que soporta el dispositivo y que se puede ubicar fácilmente encima de una caminadora. En este caso el actuador se dispuso lineal en la rodilla y rotacional en la

cadera. EL consumo de potencia se verá solucionado con la fijación del exoesqueleto y una alimentación de corriente alterna común de 120 V.

4.3.3. Normatividad empleada

Reglamentos comprendidos de leyes, sobre cuestiones técnicas específicas, de obligado cumplimiento por el proyectista: RSM: Reglamento de seguridad en Maquinas. Directivas 98/37/EC RBT: Reglamento Electrónico para baja tensión. La normatividad son documentos técnicos expedidos por un organismo de normalización, en el que se precisa un conjunto de condiciones que debe cumplir un material, producto o procedimiento: ISO: International Standards Organization

4.4. Diseño detallado del exoesqueleto

En el diseño detallado del exoesqueleto se explicará el proceso de creación de piezas, desde los planos hasta la fabricación, la razón por la que se utilizan y de qué forma aportan para el funcionamiento global del exoesqueleto. En los Anexos se encuentran los planos de cada una de las piezas con su respectiva referencia, y ubicación en el conjunto. También hay un plano de conjunto donde se localiza cada pieza y un plano explosionado que muestra la forma en que está ensamblado el dispositivo.

Se iniciará con un diseño simplificado del exoesqueleto, donde se harán análisis por software a un sistema de barras básico donde se podrán obtener datos necesarios del comportamiento del exoesqueleto. Enseguida se hará el cálculo de potencias basados en los torques del sistema; de esta forma se podrá seleccionar el actuador a utilizar

4.4.1. Diseño mecánico

4.4.1.1. Diseño simplificado del exoesqueleto

El diseño simplificado es una herramienta que se emplea para facilitar el estudio y simulación del prototipo de esta manera se logra fragmentar el estudio y determinar las variables fundamentales del mismo.

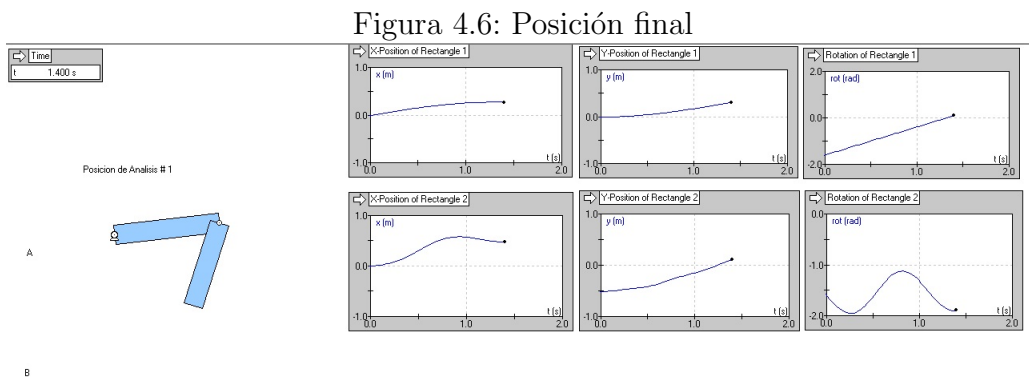
Para el diseño simplificado de la investigación se establecieron parámetros iniciales los cuales están determinados por el estudio de la antropometría, de este estudio parte el análisis detallado al establecer las dimensiones con las cuales se desea modelar la personas y posteriormente el prototipo del exoesqueleto, estas variables son: estatura, peso, tamaños de las piernas, tamaño y masas de secciones que componen las piernas, volúmenes, tipo de población a la cual pertenece el estudio. Una vez establecidos estos parámetros se realiza una búsqueda encaminada a establecer parámetros actuados

tales como posiciones, velocidades, aceleración, momentos, con la finalidad de tener un direccionamiento sobre los cálculos y simulaciones que realizaremos.

El proceso del diseño simplificado empieza con la graficación del equivalente mecánico de las piernas para este caso, las piernas pueden ser vistas en el plano sagital como dos eslabones de forma rectangular, unidos por pasadores cada uno de estos ubicados en las respectivas articulaciones. Se estableció un método de trabajo el cual implica realizar una serie de simulaciones con las variables y contantes inmersas en el estudio para que de esta forma se estimen y se generen aproximaciones de las condiciones de trabajo del prototipo planteado.

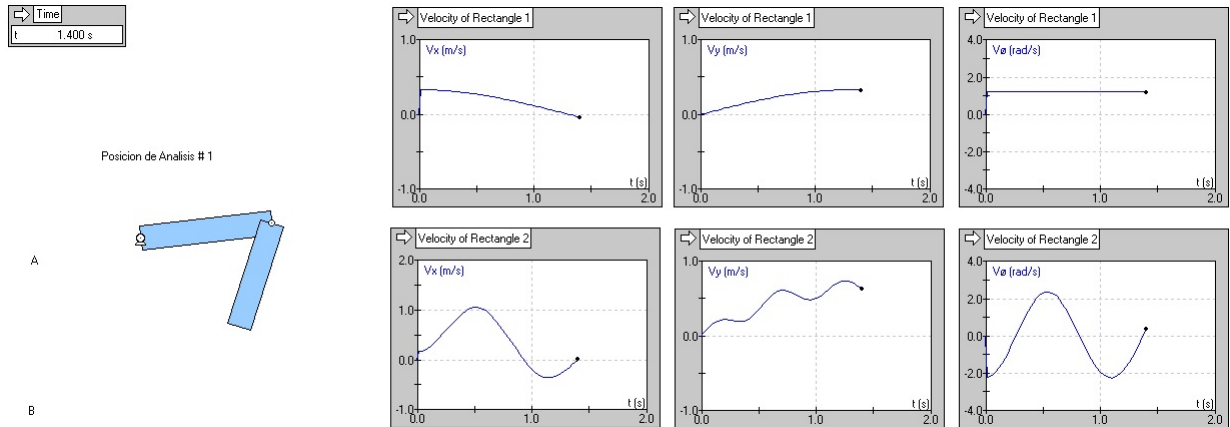
La primer estimación que se realizo fue para determinar las posiciones en ejes X, Y y rotacional de cada uno de los eslabones que componen la pierna, se estable una posición inicial para la cual la pierna se encuentra en posición vertical y mediante el estudio de biomecánica de la marcha se determinó la velocidad en el eje de rotación de la cadera que para nuestro análisis la velocidad angular para el estudio es de 1,202 rad/s, de esta forma el análisis se realiza para un instante de tiempo desde 0 hasta 1,2 o 2 segundos, este valor hace referencia al tiempo que tarda la fase de balanceo de una persona promedio.

La posición final en cada uno de los ejes del plano incluyendo la rotación que realiza el eslabón uno y el eslabón dos, se evidencian en la siguiente simulación (ver Figura 4.6), donde se estima el comportamiento que tendrán las barras en posición lineal y angular respecto al tiempo, así establecer cuáles son los ángulos y desplazamientos críticos, para esa posición predefinida.



La siguiente imagen simula y gráfica las velocidades en cada uno de los ejes del plano respecto a tiempo para cada uno de los eslabones (ver Figura 4.7), de esta forma se confirma que para la velocidad rotacional de la cadera la trayectoria de la gráfica es constante dado que es la velocidad estimada en el estudio de biomecánica.

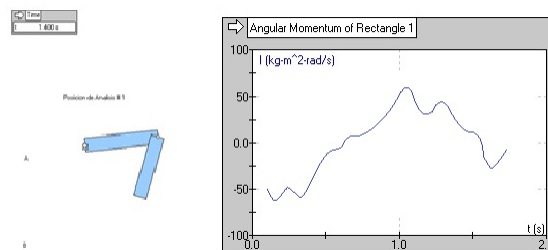
Figura 4.7: Velocidad



Elaborado con: Workingmodel 2D [®]

Como resultante de este análisis simulado obtenemos una gráfica de momento de la cual establecemos parámetros para el siguiente estudio de torque implementado para la selección de actuadores (ver Figura 4.8).

Figura 4.8: Momento



Elaborado con: Workingmodel 2D [®]

De este estudio concluimos que los momentos que debemos utilizar para la selección de actuadores está en un rango de 40 a 60 Nm, para la rotación de la cadera en el punto crítico, se selecciona la cadera debido a que es el punto de rotación de que debe soportar las mayores cargas, de esta forma los actuadores que se seleccionaran pueden estar cobijados bajo este estudio, según lo observado y analizado del estudio de la marcha, los momentos de las rodillas y los tobillos este último exceptuando el instante

en que se apoya todo el peso sobre este, demuestran que el momento más crítico en la cadera.

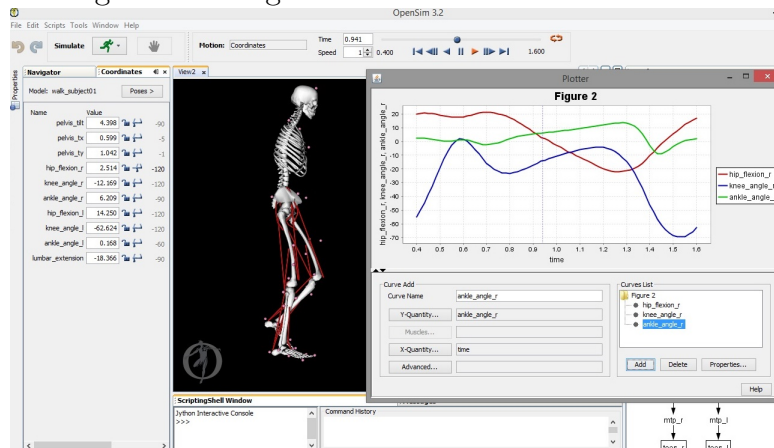
4.4.1.2. Determinación de torques.

En el Capítulo 3, en la sección 3.4.1 se realizó el modelo matemático de la marcha enfocado principalmente a la determinación del torque. El resultado de este análisis fue la siguiente expresión:

$$\tau = ml^2\ddot{\theta} + \eta V\dot{\theta} + mgl \sin(\theta) + \left(\left(-\frac{K_m^2}{B_1} \left[e^{-\frac{2k_m\theta}{B_1}} \right] \right) d \sin(\theta) \right) d \cos(\theta) \quad (4.4.1)$$

Basados en esta expresión, se realiza un despeje de constantes, para un ángulo de cadera θ de marcha normal determinado en la cinemática directa de la sección 3.3.4 con la simulación. El resultado es el siguiente:

Figura 4.9: Ángulos resultantes de la simulación



Elaborado con: Open Sim® - Simulación de Marcha

Como se puede apreciar en la Figura 4.9, el ángulo en la articulación de la cadera tiene un recorrido de 40 grados aproximadamente. En la simulación se aprecia que la posición vertical de la pierna se considera cero, por lo que la gráfica de esta variable de la cadera está desde -20° a 20° . Con la ecuación mencionada del torque donde las variables corresponden a: m , masa del eslabón, l es la distancia del centro de gravedad al punto de giro, η es la viscosidad dinámica generada en la articulación por el líquido sinovial, g la gravedad, K_m Rigidez del músculo opuesto al movimiento B_1 Viscosidad del músculo opuesto y d es la distancia desde el punto de inserción del músculo opuesto hasta el punto de giro, se obtiene el siguiente resultado:

$$\tau_{cadera} = 63,954Nm \quad (4.4.2)$$

con un ángulo de:

$$\theta_{cadera} = 20^{\circ} \quad (4.4.3)$$

En la rodilla se aplica el mismo procedimiento, con la misma fórmula que nos involucra igualmente músculos opuestos, viscosidad, masas y gravedad. El resultado es:

$$\tau_{Rodilla} = 31.59Nm \quad (4.4.4)$$

$$\theta_{Rodilla} = 70^{\circ} \quad (4.4.5)$$

Finalmente el resultado en el tobillo es:

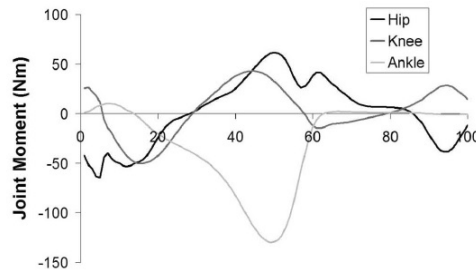
$$\tau_{Tobillo} = 19.53Nm \quad (4.4.6)$$

$$\theta_{Tobillo} = 10^{\circ} \quad (4.4.7)$$

El ángulo del tobillo es muy aproximado a 0, puesto que se determina en el momento exacto que recibe todo el peso de la persona en la fase de apoyo. Es en este momento que el tobillo tiene el máximo torque.

Comparando el resultado del modelo con los resultados obtenidos en estudios de torque de la marcha humana (ver Figuras 4.10), se puede observar una aproximación bastante satisfactoria que da certeza de la información. Sin embargo en el tobillo la diferencia es bastante considerable puesto que en los estudios que se realizaron en los artículos citados se tuvo en cuenta el peso de la persona, mientras que en el modelo aquí presentado únicamente se tiene en cuenta la masa del eslabón resultando así únicamente la fuerza necesaria para mover pie al aire.

Figura 4.10: Gráfica del torque en la cadera, rodilla y tobillo



Fuente: Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses : Challenges and State of the Art - Aaron ;, Dollar

Como se observa en la figura anterior de un artículo consultado [2, 55], el torque tiene un comportamiento bastante similar en el estudio realizado: El modelo planteado por Euler-Lagrange o energías, otorga una aproximación bastante satisfactoria en la información requerida en cuanto al comportamiento del sistema. Si se trabajan con las derivadas de las posición es angulares, se podría incluso obtener el modelo en términos de la velocidad si esta fuera la variable fundamental en alguna circunstancia como por ejemplo el control del robot. Esto sumado al número de consideraciones como el músculo que se opone al movimiento y la viscosidad relativa de las articulaciones hacen que el método sea mucho más efectivo.

En términos de torque también se puede evidenciar que varía mucho de persona a persona, partiendo del hecho de que la variabilidad del peso es bastante evidente en todos los países del mundo. Por esta razón el exoesqueleto objeto de este proyecto propone soportar el peso unicamente del eslabón, de tal forma que no soportará el peso de la persona en su totalidad.

4.4.1.3. Cálculo de potencias

La potencia en términos del par motor está dada por:

$$P = \tau \cdot \omega \quad (4.4.8)$$

Donde ω es la velocidad angular del eje del motor. Como la velocidad obtenida de la marcha está en revoluciones por minuto, la expresión con la conversión de unidades queda expresada de la siguiente forma[24]:

$$P = \frac{\tau \cdot n}{\frac{60}{2\pi}} \quad (4.4.9)$$

Solucionando se obtiene:

$$P = \frac{\tau \cdot n}{9.55} \quad (4.4.10)$$

En esta expresión, P es la potencia del motor en watts, τ es el torque del motor en N.m y n son las revoluciones por minuto del giro del motor.

En el estudio y análisis de la marcha se determinó que la velocidad de la cadera (articulación con mayor esfuerzo si se elimina el torque requerido en el tobillo en la fase de apoyo) es: 11.47 revoluciones por minuto. entonces reemplazando con los datos obtenidos en la sección 5.3.1.3 se tiene:

$$P = \frac{(63.954Nm)(11.47\frac{rev}{min})}{9.55} \quad (4.4.11)$$

$$P = 76.81w \quad (4.4.12)$$

La potencia requerida en la cadera es de 76.81 w.

En la rodilla será de:

$$P = \frac{(31.59Nm)(19.37\frac{rev}{min})}{9.55} \quad (4.4.13)$$

$$P = 64.07w \quad (4.4.14)$$

La potencia del tobillo requerida para mover el pie al aire es de:

$$P = \left(\frac{(19.53Nm)(5\frac{rev}{min})}{9.55}\right) \quad (4.4.15)$$

$$P = 10.22w \quad (4.4.16)$$

4.4.1.4. Selección de actuadores

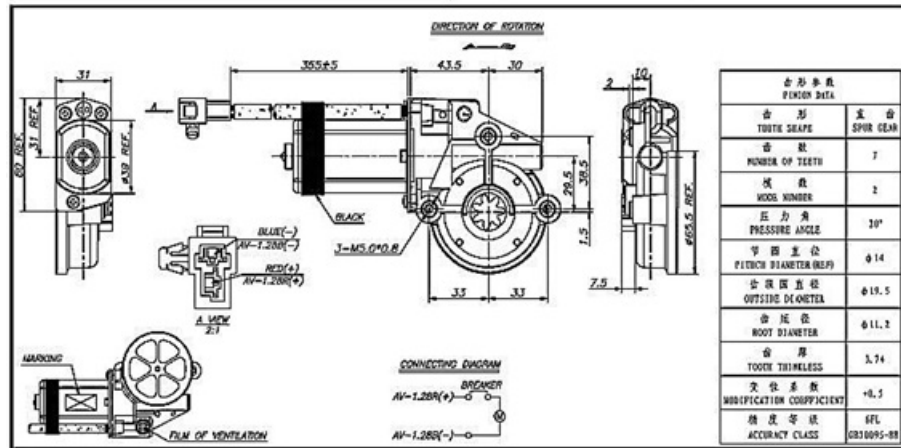
Para la selección de actuadores, se dispone con dos constantes determinadas previamente: la potencia y el torque. Y se contempla también la necesidad de ergonomía, facilidad de instalación y durabilidad.

Potencia: 10.22w

Torque en la cadera: 63.954 Nm

El actuador seleccionado es el que se muestra en la figura 4.11, el cual permite manejar, la tensión de alimentación y el consumo de corriente, al disponer de un engranaje como salida de movimiento con torque de hasta 20 Nm (ver Figuras 4.12 y 4.13), para no exigir constantemente el motor se decidió diseñar la relación de engranajes en una zona promedio para el motor, esta zona ofrece un torque de salida de 6,2 Nm a una corriente de 7,5 Amperios, lo que hace necesario una configuración de amplificación mínima de 1:10 (ver imagen 4.14), como factor de seguridad empleamos 1.2 por este motivo la amplificación diseñada e implementada es 1:12.

Figura 4.11: Esquema y medidas del motor



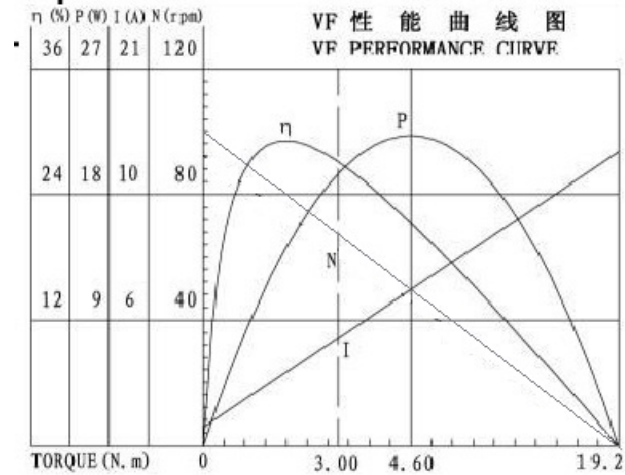
Fuente: Micca auto import & export - Guangdong, China 2011. Sitio Web: www.miccaauto.com

Figura 4.12: Especificaciones de fábrica del motor

1. 空载电流 (No Load Current): 2A Max.
2. 空载转速 (No Load Speed): 105 ± 15 RPM
3. 负载力矩 (On Load): 6,2 N.m
4. 负载电流 (Current At 6,2 N.m Load): 7.5A Max.
5. 负载转速 (Speed At 6,2 N.m Load): 70 ± 15 RPM
6. 堵转电流 (Stall Current): 25A Max.
7. 堵转力矩 (Stall Torque): $8.82_{1.96}^{2.45}$ N.m
8. 噪音 (Motor Noise: When Measured From 15 cm Away): 65 dB(A) Max.
9. 耐久测试 (Durability Test At 6,2 N.m Load): ≥ 15,000 cycles

Fuente: Micca auto import & export - Guangdong, China 2011. Sitio Web: www.miccaauto.com

Figura 4.13: Gráficas de desempeño del motor



Fuente: Micca auto import & export - Guangdong, China 2011. Sitio Web: www.miccaauto.com

Figura 4.14: Fórmula de relación

$$Z_m \cdot N_m = Z_s \cdot N_s$$

Número de dientes del engranaje motor \rightarrow Z_m
 Velocidad del engranaje motor (en rpm) \rightarrow N_m
 Número de dientes del engranaje de salida \rightarrow Z_s
 Velocidad del engranaje de salida (en rpm) \rightarrow N_s

Fuente: Blog de apoyo para la asignatura de 1ºESO - Diseño mecánico - 02/02/2012 Sitio - Web: www.tecnofulio.com/1eso/2012/02/02/calculo-de-la-velocidad-en-engranajes

El motor satisface todos los requerimientos en cuanto a potencia y torque que requiere la articulación de la cadera. Como el actuador es de bajo coste, se decide por razones estéticas y de facilidad de implementación que los actuadores en todas las articulaciones tendrá este mismo actuador.

$$z_m = 8 \tag{4.4.17}$$

Como la relación necesaria es de 1:12 el número de dientes será:

$$Z_s = (8 * 12) = 96 \tag{4.4.18}$$

$$N_m = 105rpm \tag{4.4.19}$$

$$N_s = ? \quad (4.4.20)$$

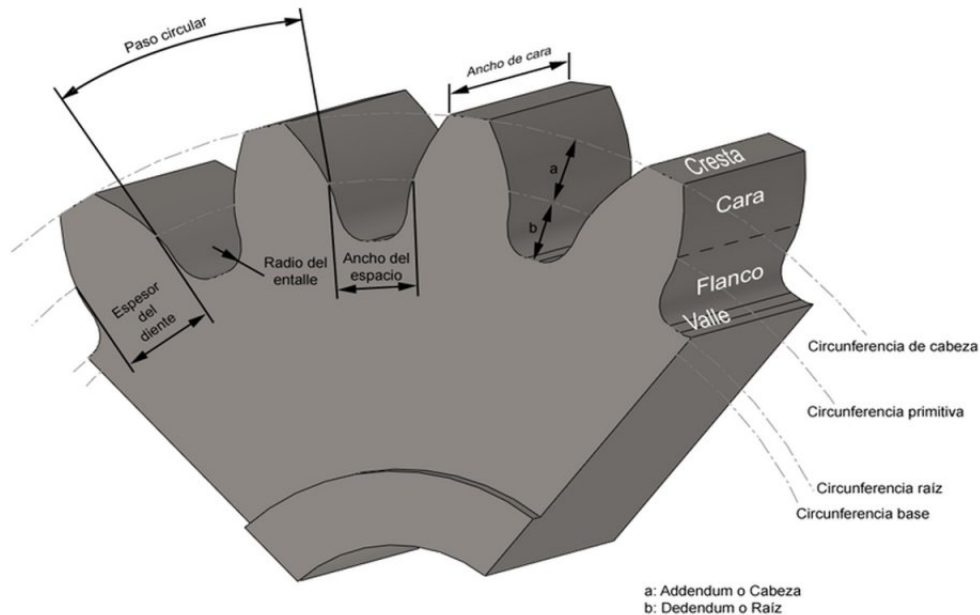
De la anterior ecuación podemos despejar la velocidad de giro del engranaje conducido o de salida y relacionarla con la velocidad que nos entregó el modelo biomecánico de la marcha para la articulación de la cadera.

$$N_s = \frac{2_m \cdot N_m}{Z_s} = \frac{8 \cdot 105}{96} = 8.75rpm \quad (4.4.21)$$

Según lo estimado con la velocidad de la cadera es de 11,47 rpm par un humano promedio, tenemos una diferencia de 2,72 rpm, las cuales son manejables debido a que el motor tiene una tolerancia de +- 15 rpm y el desarrollo del exoesqueleto está enfocado en facés de emulación y rehabilitación por lo cual la velocidad puede ser menor (ver Figura 4.15).

La fabricación de estos engranajes fue establecida con unos parámetros iniciales como el modulo, paso circular, altura del diente y ancho de la cara, estos parámetros fueron tomados del engranaje del motor.

Figura 4.15: Características del engranaje



Fuente: Representación de las partes de un engranaje - Izantux - 2009

Modulo = 2

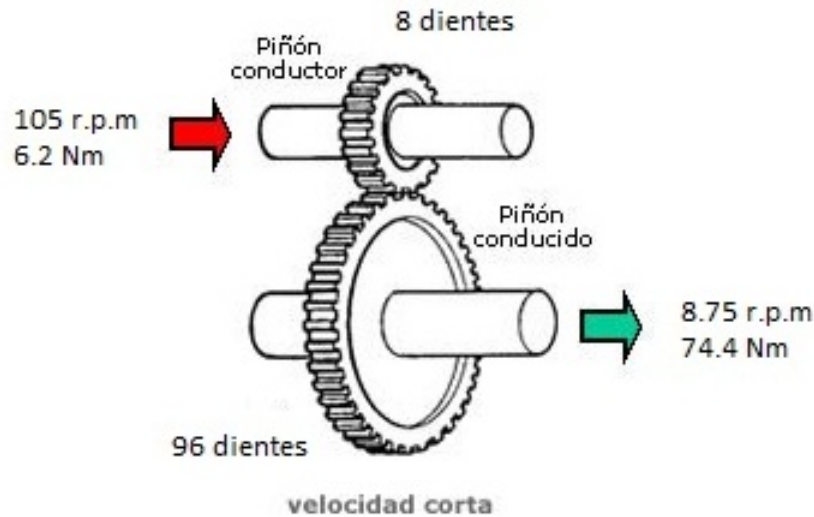
Paso circular = 6,2 mm

Altura del diente = 4,6 mm

Ancho de la cara según costos

Estos valores son aproximados, la relación se muestra en la siguiente figura 4.16, para observar en detalle remitirse a anexo planos de piezas, piñones cadera, rodilla, tobillo.

Figura 4.16: Transmisión



Fuente: www.aficionadosalamecanica.net - Blog ingeniería Mecánica

4.4.1.5. Selección de materiales

La selección de materiales es uno de los puntos importantes en el desarrollo de un proyecto mecatrónico, debido a que de esta selección depende el funcionamiento, la ergonomía y la portabilidad del prototipo. La importancia de una buena selección de materiales influye en las causales de fallas de mecanismos, ya sea que la selección realizada no fue correcta o que el materiales presento diferentes características físico químicas por defectos de fábrica entre otras causales, en un estudio de la universidad de Ibagué muestran un tabla (ver cuadro 4.1) en la que se relacionan los principales hechos que afectan el funcionamiento o desarrollo de un proyecto de como el que se desarrolla en este documento. Los materiales deben pasar por un proceso de selección sobre el cual se plantean diferentes métodos y criterios de selección ya sean netamente matemáticos, gráficos, experimentales, por comportamiento, por costo entre otros. Para el caso del trabajo desarrollado en este documento emplearemos un método de selección el cual hace una combinación de los criterios mencionados anteriormente para lograr optimizar la selección y poder establecer materiales que cumplan con características y a su vez tengan presentes variables tipo costo y tipo existencias.

Causas de fallas determinadas en varias investigaciones	
Origen	%
Selección incorrecta de materiales	38
Defectos de fabricación	15
Tratamiento térmico incorrecto	15
Fallas de diseño	11
Condiciones imprevistas de operación	8
Control inadecuado de las condiciones de trabajo	6
Inapropiada inspección o control de calidad	3
Cambio equivocado de materiales	2

Cuadro I: Causas de fallas

Fuente: Materiales 2 . Selección de materiales - Sitio Web: es.slideshare.net/jorgeflano/materiales-ii-seleccin-de-materialessemana-5sesin-2

Los métodos de selección pueden ser varios dentro de los más desatacados se encuentran el método de selección tradicional el cual se basa en la experiencia del ingeniero, el ingeniero realiza la selección del material según su criterio los conocimientos sobre una implementación similar que muestre un funcionamiento óptimo. El método tiene gran acogida cuando se realiza como un primer acercamiento a una selección de materiales, en muchos casos contribuye con el direccionamiento del material para el proyecto, pero no se puede emplear este método únicamente como seleccionador, debido a que se emplea en un escenario poco realista aumentando las probabilidades de falla.

Un segundo método de selección es el método netamente gráfico se basa en la implementación de mapas de materias los cuales son aplicados en la etapa de selección conceptual esto se realiza verificando características calculadas para la selección del materia, se realiza la búsqueda en estos mapas encontrando familias de materiales acordes a las necesidades, en estos mapas se pueden relacionar características como módulos de Young respecto a densidad, resistencia respecto a densidad, conductividad térmica, costos entre otros. Un tercer método de selección está basado en la búsqueda de bases de datos, esta información es evidente gracias a estudios investigativos de proveedores de materiales, quienes basados en sus desarrollos y ensayos pueden dar un concepto bastante confiable.

La selección de materiales se pueden agrupar en dos grandes grupos uno es criterios de propiedades y el otro es proceso de fabricación o montaje, estos criterios se aplican en cuatro principales formas. Una de estas formas es el método SI/NO, es un método de selección del material de forma cualitativa, empieza con un proceso de verificación de características físicas y luego se observa si los procesos de obtención del material son acordes a lo que se busca, por ejemplo se plantean características tales como si el

material es o no traslucido, si es metal o no, si es de fácil manejo o no, y se evalúa de la misma manera si el material puede ser obtenido por métodos de fundición o no.

El segundo factor es el rango, los materiales pueden presentar alguna propiedad que es válida en un rango establecido por el diseñador es decir que no es un mecanismo totalmente restrictivo debido a que existen materiales los cuales presenten características similares y pueden pertenecer a los rangos establecidos de esta manera se amplía el campo de selección, de igual manera los procesos de obtención pueden ser diferentes pero enfocados a la obtención del material en cuestión.

El tercer método es cuando los materiales presentan características similares a las de otros materiales de esta forma necesitamos comparar material por material y determinar el intervalo común entre estos, así establecer cuál de ellos tiene mayor número de características según lo diseñado.

El cuarto método es el de combinación de criterios el cual indica que se establecen índices de funcionalidad y utilización gráficamente, estos índices se establecen con las características del material y el tipo de obtención del mismo, logrando identificar gráficamente cual material presenta las mejores distintivos para la aplicación que se busca.

Con estos métodos se establece un rumbo sobre como determinar o tener una noción de la selección del material en búsqueda, una vez analizados estos criterios la siguiente etapa es la selección sistemática del material con ayuda de los métodos de Ashby, los cuales pueden ser universos, árboles o gráficas, para la selección que se realizó en este trabajo de grado se empleó la metodología de gráficos de Ashby que relacionan características como resistencia frente a densidad y costos.[18, 45].

Proceso de selección de materiales

- Diseño Inicial y definición general

Para el proyecto de desarrollo y construcción de un exoesqueleto de miembro inferior se especifican tres grupos en los cuales albergan los diferentes tipos de material que deben ser empleados. El primer grupo contiene los mecanismos y piezas mecánicas que se emplearan aquí se encuentran los eslabones estructurales, deslizantes para configuración de alturas, refuerzos, bujes de ajuste, transmisión de potencia, acoples de actuadores, acoples estructurales y estructura soporte. El segundo grupo contiene los elementos de ergonomía, elementos de acople humano máquina. El tercer grupo contiene los elementos de rodadura de alta fricción la protección y presentación estética del robot.

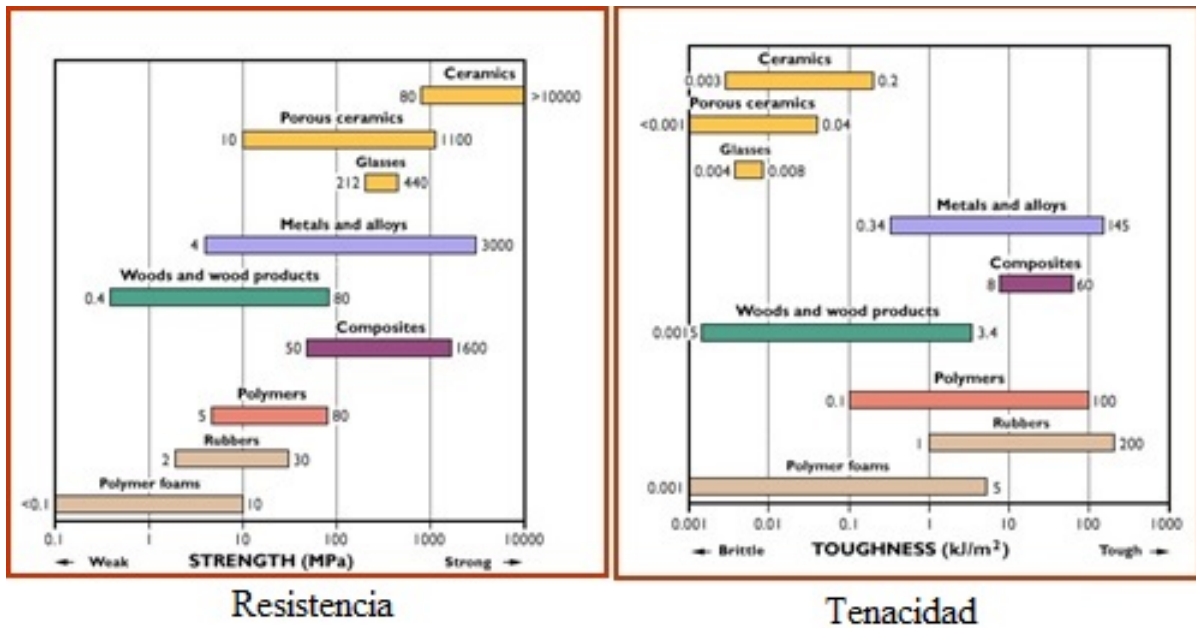
- Definición de especificaciones

1. Se requiere de un material de alta resistencia
2. Con propiedades de baja corrosión

3. El material debe ser de densidades medias y bajas
 4. Debe ser de fácil mantenimiento
 5. La manipulación debe ser apta para procesos de mecanizado de complejidad baja o normal
 6. El costo debe ser bajo
- Definir el principio de funcionamiento y componentes
1. El funcionamiento de los eslabones está basado en el principio de manivela , la cual emplea un movimiento rotacional inducido por un actuador el cual hace girar la barra, a continuación de este eslabón se conecta el siguiente formando una cadena cinemática de eslabones articulados de esta forma se logra obtener el equivalente mecánico de fémur, tibia y pie.
 2. El funcionamiento de los deslizantes es brindar la capacidad a los eslabones de ser ajustables manera sea configurable para diferentes longitudes, estos ajusten se realizan para el eslabón tibial.
 3. Los refuerzos estructurales son estáticos el principio es el de una barra anclada en dos puntos de esta forma redistribuye las cargas que afecten la articulación de unión entre eslabones de la cadera y la rodilla.
 4. El principio de funcionamiento de los bujes de ajuste es brindar un espaciamento entre los eslabones y el mecanismo de sujeción de los sensores de cadera y rodilla.
 5. El principio empleado para la transmisión de potencia es relación de amplificación de torque directa entre engranajes.
 6. La estructura principal será la encargada de soportar todo el peso estático y dinámico del prototipo.
 7. Los elementos de ergonomía serán los encargados de sujetar firmemente el usuario al exoesqueleto, en muslos, pantorrilla, canilla y pie.
 8. Los rodamientos funcionan bajo el principio de rodadura y para este caso deben ser de un material de alta fricción, de esta manera el deslizante tendrá definidas los toques de longitudes que puede ser adaptado.
 9. Las carcasas deben brindar seguridad para omitir el contacto entre el sujeto y el exoesqueleto esta seguridad debe estar en las articulaciones, en el campo estético deben estar ocultando en gran porcentaje los eslabones femoral y tibial.

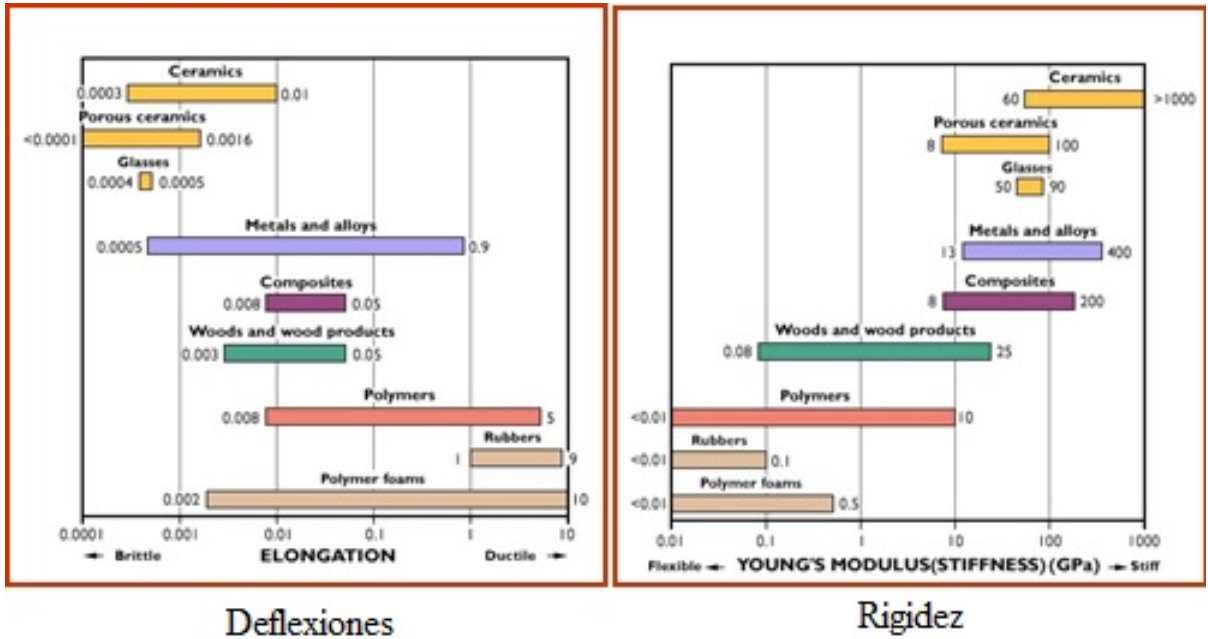
Análisis detallado de Materiales

El punto de partida de un análisis detallado de materiales inicia con una comprensión y evaluación de diferentes características que presentan diferentes materiales, las siguiente gráficas ilustraran mejor que características son mejores en unos u otros materiales.



Cuadro II: Gráficas de Resistencia y tenacidad

Fuente: Ashby M, (1999) Materials Selection in Mechanical Design, 2^o Edition, Butterworth-Heinemann, Oxford.



Cuadro III: Gráficas de Deflexión y rigidez

Fuente Ashby M, (1999) Materials Selection in Mechanical Design, 2^o Edition, Butterworth-Heinemann, Oxford.

Metodología de Michael Ashby

La metodología de Ashby propone una búsqueda de valores para las condiciones extremas a las que será sometido el material, la selección de materiales consisten en optimizar la función de rendimiento estructural, la función está compuesta por tres elementos, el primero es un parámetro funcional que hace referencia a la fuerza de sometimiento del cuerpo, el segundo elemento es el parámetro geométrico, en el cual se define las proporciones del cuerpo y un tercer elemento que hace referencia a las propiedades mecánicas del material.

$$P = \left[\left(\begin{array}{c} \text{Funcional} \\ \text{Requeriments, } F \end{array} \right) \left(\begin{array}{c} \text{Geometric} \\ \text{Parameters, } G \end{array} \right) \left(\begin{array}{c} \text{Material} \\ \text{Properties, } M \end{array} \right) \right] \quad (4.4.22)$$

$$P = f(F, G, M) \quad (4.4.23)$$

y expresado como parámetros separables:

$$P = f_1(F) \cdot f_2(G) \cdot f_3(M) \quad (4.4.24)$$

La separación de términos implica que la selección puede realizarse maximizando o minimizando el término que el desarrollador considere, para el caso de este exoesqueleto

el parámetro a optimizar son las propiedades del material. El primer análisis se realiza para identificar un grupo de materiales apto para la implementación de los eslabones se inicia desde la forma del perfil que se desea implementar (ver Figura 4.17). [53, 45]

Figura 4.17: Prismas rectangulares

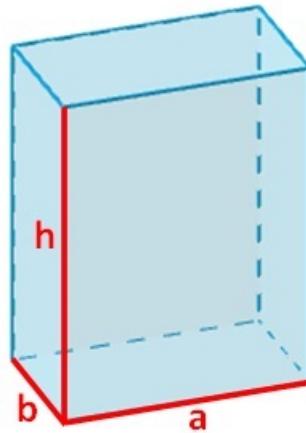


Imagen tomada de Diseño en ingeniería mecánica. Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett

Se tiene entonces:

$$m = a \cdot b \cdot c \cdot \rho \quad (4.4.25)$$

$$m = a \cdot (b \cdot c) \rho \quad (4.4.26)$$

$$\frac{F}{A} = \sigma_{m\acute{a}x} \quad (4.4.27)$$

Despejando el área de las dos ecuaciones anteriores resultantes y reemplazando se obtiene:

$$m = \frac{F}{\sigma_{m\acute{a}x}} \cdot (a \cdot \rho) \quad (4.4.28)$$

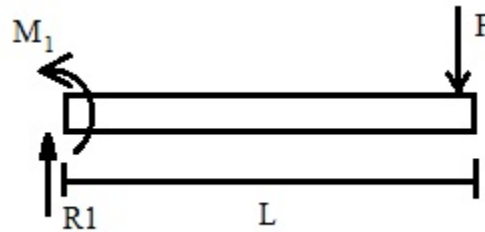
$$m = (F) \cdot (C) \left(\frac{\rho}{\sigma_{m\acute{a}x}} \right) \quad (4.4.29)$$

$$m = (F)(L) \frac{1}{\left(\frac{\sigma_{m\acute{a}x}}{\rho} \right)} \quad (4.4.30)$$

La búsqueda se centra en la barra encontrar la barra más liviana que soporta F, sin fallar y con el valor más alto de resistencia específica (ver Figura 4.18). Establecemos

las barras de análisis como una barra que tiene un momento y una reacción en el apoyo inicial en la posición (0,0), con una fuerza ubicada en el extremo de la barra de magnitud igual al peso de la pierna de una persona por el factor de seguridad por la aceleración.

Figura 4.18: Análisis por Momento cortante



Fuente: Propia elaboración de los autores

$$L = 0.55\text{m}$$

$$\text{Factor de seguridad: } 1.5$$

$$\text{Masa persona: } 85\text{Kg}$$

$$\text{Porcentaje Femoral: } 10.1\% = 8.58\text{ Kg}$$

$$\text{Porcentaje Tibial: } 5.9\% = 5.015\text{Kg}$$

$$F = m \cdot a = (m_{Femoral} \cdot F_{Seguridad}) \cdot g \quad (4.4.31)$$

$$F = m \cdot a = (8.58\text{Kg} \cdot 1.5) \cdot (9.8 \frac{m}{s^2}) \quad (4.4.32)$$

$$F = 206.1\text{N} \quad (4.4.33)$$

$$M_1 = F \cdot L = (206.1\text{N})(0.55) = 113.4 \quad (4.4.34)$$

$$I = \frac{1}{12} b \cdot h^3 = \frac{1}{12} (0.55 \times 0.04^3) = 2.933 \times 10^6 \quad (4.4.35)$$

$$e = 0.004 \quad (4.4.36)$$

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{M}{I_B} = \frac{113.4}{2.933 \times 10^6} = 38.66\text{Mpa} \quad (4.4.37)$$

Consultar Anexo 4

Los resultados del método de Ashby son los siguientes: Los materiales que pueden ser implementados para la construcción de los eslabones, son materiales de las familias

de los aceros, aluminios aleados, algunas cerámicos de alta densidad y aleaciones de zinc, una vez determinadas las familias principales de materiales se inicial la buscan de los materiales más relevantes y comunes dentro de cada categorización que cumplan con los requerimientos mínimos para la aplicación, evaluando propiedades mecánicas, procesos de mecanizado, costos y accesibilidad.

Para la preselección de los materiales empleamos el método de selección tradicional, en cual determinamos y analizamos diferentes mecanismos que realizan un movimiento similar bajo unas condiciones física de trabajo equivalentes a las que son empleadas en el proyecto, priorizamos para la selección la seguridad, el costo y la existencias de materiales, como requisitos que exige el dispositivo es la formación de eslabones lo más rígido posible, la implementación de transmisión dentada como aumento de torque para motores DC de fácil adquisición. Los primeros materiales que vamos a seleccionar a continuación serán para la parte de eslabonamiento, mecanismos, transmisiones, refuerzos y acoples. pre seleccionamos los siguientes materiales:

- Aluminio puro
- Aluminio aleado
- Acero 1045
- Acero 1020
- Acero inoxidable
- Bronce latón
- Lámina galvanizada

Para la selección de materiales ergonomía y estética se proponen los siguientes materiales:

- Teflón
- Fibra de vidrio
- Fibra de carbono
- Acrílico
- Textiles

Tablas de propiedades mecánicas de los materiales pre-seleccionados.

Los materiales que se muestran en las siguientes tablas son materiales seleccionados del proceso anterior referente a Ashby.

Material	densidad	esfuerzo de fluencia	Maquinabilidad	resistencia a la tracción (Mpa)	Limite elástico (Gpa)	Límite de elongación	Dureza
aluminio puro	2,7			115	55	25%	10HB
Aluminio aleado	2,7			207	110	12%	15HB
Acero 1020	7,87	205	72%	400	220	25%	111HB
Acero 1045	7,87	330	57%	570	310	16%	170-190HB
Acero inox	7,87	241	45%	481	176	30%	201HB
Bronce Latón	8,8			18	76		60HB
Lámina Galvanizada	7,87	230	55%	310	210	20%	105HB

Cuadro IV: Propiedades mecánicas de los materiales del primer grupo de selección.

Material	Densidad	Resistencia a la torsión	Resistencia a la flexión	Resistencia a la compresión	Limite elástico	Límite de elongación	Dureza
Teflón	2,2	1600		70	7500		59 Shore D
Fibra de Carbono	1,75	3500					
Fibra de vidrio	1,9	220	350		230	1,50%	
Acrílico	1,19	562-573	840-1300	773-1330	27500	80-100 Rockwell	

Cuadro V: Propiedades mecánicas de los materiales de segundo grupo

Se realiza una comparación de características mecánicas entre los materiales pre-seleccionados, posteriormente se realiza una tabulación ponderando los criterios de evaluación con (1) relevante (0) menos relevante y la calificación cuantitativa se realiza con un rango numérico de (1) no cumple con el criterio (5) cumple con el criterio, la ponderación realizada ayuda a la selección del material en las diferentes aplicaciones que se desean emplear, este método de tabulación y ponderación es basado en un estudio de selección de materiales para un exoesqueleto de miembros inferior realizado por la universidad militar nueva granada.[18, 45, 53].

Tabla de ponderación de los materiales

Ponderación para selección del primer grupo:

Criterio de Selección	Ponderación	aluminio puro	Aluminio aleado	Acero 1020	Acero 1045	Acero inox	Bronce Latón	Lámina Galvanizada
Esfuerzos mecánicos	1	3	4	5	5	5	4	5
Esfuerzo a la fatiga	1	2	3	4	5	4	3	3
Toxicidad	0	4	5	3	3	4	4	4
Peso	1	5	5	3	3	3	4	4
Reciclabilidad	1	5	4	4	4	3	4	2
Costo	1	3	4	5	5	4	4	5
Disponibilidad del material	1	4	5	5	5	5	5	5
Total Ponderación		22	25	26	27	24	24	24

Cuadro VI: Ponderación para la selección del primer grupo

Ponderación para selección del segundo grupo:

Criterio de Selección	Ponderación	Teflón	Fibra de Carbono	Fibra de vidrio	Acrílico
Esfuerzos mecánicos	1	3	5	3	3
Esfuerzo a la fatiga	1	3	5	4	3
Toxicidad	0	2	3	2	3
Peso	1	4	5	4	5
Reciclabilidad	1	3	4	4	4
Costo	1	4	1	4	3
Disponibilidad del material	1	4	1	5	5
Total Ponderación		21	21	24	23

Cuadro VII: Ponderación para la selección del segundo grupo

Justificación y selección de materiales

La selección de materiales realizada empleó tres procesos, el primer proceso fue una selección de aproximación la cual está basada en el estado del arte e investigación en la cual se observaron los diferentes tipos de material empleados para la construcción e implementación de mecanismos, eslabonamientos y ergonomía. Luego la selección se enfocó en una parte más detallada implementando la metodología Ashby, por medio de procesos matemáticos y análisis de gráficas se logró establecer conjuntos o familias de materiales para las diferentes aplicaciones del exoesqueleto, de esta manera se tabuló un grupo de materiales los cuales finalmente fueron evaluados y ponderados, de esta forma se empleó el tercer método y así la selección de materiales fue lo más precisa posible.

El proceso de selección de materiales arrojó los siguientes resultados:

- **Eslabones**

Material para los eslabones elegido fue el Acero 1045, según la ponderación arrojada es apto para esta implementación dado que sus propiedades mecánicas son superiores a la de otros materiales evaluados aunque, el aluminio aleado podía desempeñar la labor, no fue seleccionado debido a que la implementación de sistemas de engranajes debe realizarse en hacer e ir acoplada a los eslabones de forma soldada, se hace imposible soldar aceros con aluminio y para el caso del Acero 1020 también fue una posibilidad, pero fue descartada dado la ponderación de resistencia de esfuerzos.

- **Uniones estructurales**

El material elegido como uniones estructurales entre los eslabones, fue el aluminio aleado AISI 6061, con forma de platina espesor de tres milímetros (0,003) ancho de una pulgada (1') el largo dependiente de la unión estructural donde esta acoplado. Se eligió por que el funcionamiento al que es sometido es estático, como un refuerzo estructural, para esto era necesario que el material soportara esfuerzos de tensión y fuera liviano.

- **Estructura Soporte**

Para la selección del material de la estructura identificamos dos posibles candidatos, el primero de ellos era el Acero 1020 y el segundo el Acero inox 304, la elección fue inox 304, tubo cuadrado de pulgada y media, con acabado brillante, debido a que necesitamos de una estructura liviana, con alta resistencia, la cual tenía como factor definitivo de selección el nivel de oxidación, dado que el paciente se encontrara en constante esfuerzo físico terapéutico, implica tener una estructura con una capa superficial protectora que evite la oxidación debido a los ambientes de humedad, para el caso de Acero 1020 se puede lograr con una capa de pintura, pero decidimos no hacerlo de esta forma y se prefirió por encima del costo, un acero que no oxidara y evitar futuros inconvenientes, como levantamiento de pinturas por desgastes debidos a contactos entre fluidos y humedades presentes en terapias de rehabilitación.

- **Transmisión dentada**

El material elegido para realizar la transmisión de amplificación de torque está diseñada para que trabaje piñones, el material seleccionado fue Acero 1045, dado a su alta resistencia y sus características de compatibilidad con los eslabones, y su similitud con el material del piñón del actuador, de esta forma el acoplamiento de los piñones se realizó de forma soldada con electrodo.

- **Lámina de ajuste**

La selección de un material para una pieza soporte flexible y altamente resistente en la cual se pueda apoyar y dar ajuste en el muslo, fue la implementación de una lámina de acero flexible la cual contiene todas las características del acero pero con un nivel de flexibilidad alto, el material elegido para esta aplicación es ASIS C1010, más conocida como lámina galvanizada, esta lamina permite un buen acople y dado su espesor de un (1)mm, la ductilidad es buena, lo suficiente para recubrir el 60% de la circunferencia del muslo, formado un mecanismo de ajuste con unas correas.

■ Soportes de sensores

La selección del material en cargado de los soportes de los sensores fue Acero 1020 con recubrimiento, se escogió este material debido a que es de fácil acceso en forma de platinas angulares las cuales prestan un elevado número de posibilidades de acople, el material es de fácil manejo mecánico y adaptable a cualquier situación.

■ Bujes estáticos

El material seleccionado para mecanizar bujes de espaciamiento de (10) mm de agujero deslizante, fue el Bronce Latón SAE 64, se escogió este envés del Aluminio aleado, por recomendaciones de aplicabilidad, debido a que fue altamente citado en catálogos de aplicación de varillas metálicas, aunque las propiedades mecánicas son similares a las del aluminio en este tipo de aplicaciones de Buje separador estático.

■ Rodamientos de alta fricción

La selección del el material que permitiera desplazar los deslizantes de forma vertical controlada de manera que permitiera ajustar la altura del eslabón tibial, fue el teflón, se mecanizaron rodamiento en teflón los cuales generan alta fricción entre el deslizante y el eslabón de esta manera el ajuste de alturas se realiza preciso y se fija con tornillo pasante, el rodamiento tiene un radio de diez (10) mm.

■ Protectores y carcasas

La selección del material para la parte protectora y estética del exoesqueleto se realizó entre Acrílico, fibra de vidrio y fibra de carbono, obteniendo como resultado ponderado la implementación de fibra de vidrio, debido a que la fibra de vidrio necesita de moldes para dar forma a este material y dado que el exoesqueleto es un desarrollo de un prototipo, no se cuenta con moldes para realizar las carcasas, por este motivo se escogió el acrílico debido a que se pueden manejar las propiedades de ductilidad con aumento de temperatura, de esta forma láminas de acrílico pueden ser transformadas en carcasas y piezas protectoras.

■ Recubrimientos y sistema de fijación

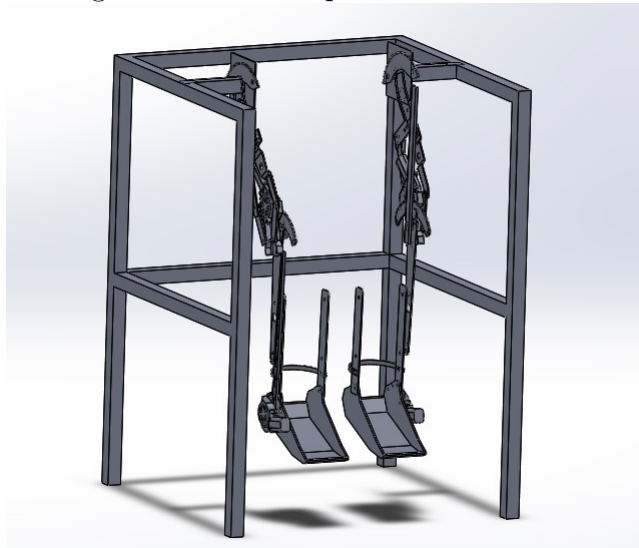
Los materiales empleados para cubrir y acoplar el cuerpo del paciente con el exoesqueleto son materiales textiles, los cuales forman un recubrimiento sobre la piernas dividido en dos segmentos femoral y tibial, emplea unas correas de ajuste las cuales fijan el cuerpo a exoesqueleto de una forma cómoda y ergonómica.

4.4.1.6. Diseño del modelo compuesto

El diseño compuesto contiene un número bastante extenso de piezas por lo que en esta sección se hará énfasis en las piezas más relevantes como los soportes de los motores, los eslabones y la estructura de soporte.

El diseño final del exoesqueleto, es el que se observa en la Figura 4.19:

Figura 4.19: Exoesqueleto Diseño final



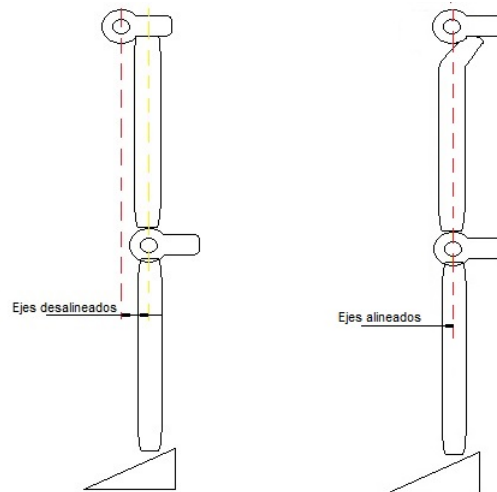
Elaborado con: Solidworks ®

Como se puede observar, el exoesqueleto cuenta con los dos miembros inferiores, que están sujetos a una estructura que permite la configuración de la altura desde 20 cm hasta 40cm por medio de tornillos de nivelación. El exoesqueleto cuenta con 6 motores, ubicados en cada una de las articulaciones (Cadera rodilla y tobillo de piernas izquierda y derecha). Un eslabón variable en longitud con un sistema de eslabón complementario y un sistema de rodamientos y fijación, correspondiente al peroné. Cada articulación cuenta con una amplificación de fuerza (ventaja mecánica sacrificando velocidad) aproximadamente de 1-10. También cuenta con un eslabón estructurado correspondiente al fémur. Este eslabón permite el soporte del exoesqueleto, recibe el torque mayor que proviene de la articulación de la cadera y ejecuta el torque en la rodilla; por esta razón es necesario que tenga una configuración bastante confiable en términos mecánicos y en su comportamiento en un prolongado tiempo de uso.

Como se mencionó, una de las piezas más importantes en el conjunto es el primer eslabón de las extremidades inferiores: El fémur. Este eslabón tuvo un proceso de análisis y se decidió que su forma era una de las variables adecuadas en las que se podía emplear el ciclo PHVA. Primero se planeó la forma del eslabón completamente vertical; sin

embargo en el momento de instalar el actuador no se podía mantener el centro de masa del cuerpo en el centro geométrico o al menos lo más cercano a él. Por esta razón se rediseñó como se observa en la siguiente figura. También al realizarlo de esta forma los ejes de las articulaciones quedaron alineados.

Figura 4.20: Ejes desalineados

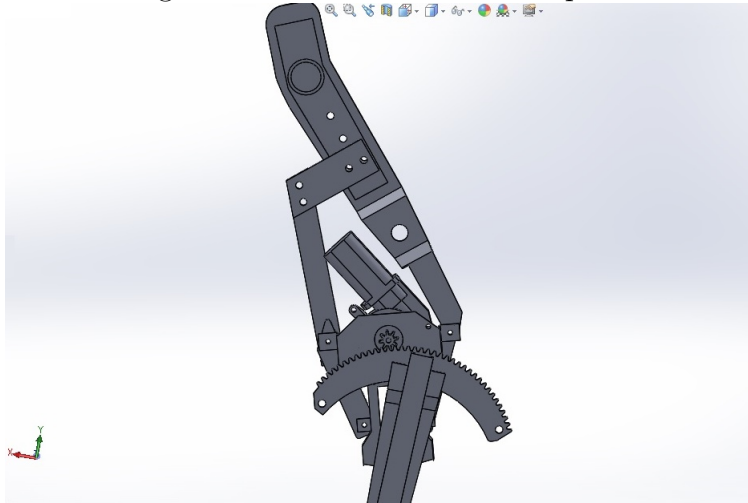


Fuente: Propia elaboración de los autores

El eslabón tiene una angulación en su extremo superior de forma que se puede corregir este problema (ver Figura 4.20). La alineación de los ejes es fundamental puesto que el exoesqueleto puede llegar a lesionar al usuario si esta condición no se cumple. El eslabón también tiene perforaciones de fijación con tornillo y en el extremo inferior está la forma de fijación al soporte de motor de la rodilla. Esta alineación de los ejes permite también establecer parámetros previos de construcción en los eslabones de forma tal que al momento del ensamble se tenga en cuenta la dimensión de los mismos, de los motores y los sistemas de acople como tornillos, tuercas entre otros.

Después de probar en simulación el eslabón se puede apreciar que el esfuerzo por flexión que sufre es bastante grande poniendo en riesgo su forma y a la vez el funcionamiento del exoesqueleto. Es necesario redistribuir la fuerza en el soporte del motor de la rodilla de forma que el esfuerzo se vea minimizado (ver imagen 4.21). Se utilizaron complementos para la estructura de este mismo eslabón. El conjunto quedó conformado de la siguiente manera:

Figura 4.21: Eslabón fémur completo



Elaborado con: Soliworks ®

En este caso ya no hay únicamente un punto de apoyo sobre el soporte del motor inferior, si no que hay dos, distribuidos uniformemente. Se corrigió al problema presentado implementando estrategias de diseño sin incurrir en gastos de fabricación ni de pruebas físicas. Esto se basó en el principio del ciclo PHVA que indica que se pueden crear estrategias para mejorar la eficiencia del proceso y reducir costos utilizando herramientas computacionales robustas como Solidworks, software en el que se hizo el diseño y el análisis finito del dispositivo. Bajo este mismo principio se fueron realizando todos los componentes del robot.

4.4.1.7. Ensamble

El ensamble se obtiene con la opción de relación que ofrece el software Solidworks ®. El ensamble permite apreciar que las dimensiones son correctas, que la forma de instalación es adecuada, que no existen choques inesperados, y que se puede proceder a la fase de fabricación.

En la siguiente imagen se puede observar que el exoesqueleto estará elevado sobre el piso, de forma que se puede ubicar fácilmente encima de una banda caminadora. También existe la posibilidad de alzar al usuario por medio de un arnés y que las piernas hagan el trabajo de marcha sin rozamiento ni perturbación en el piso (ver Figura 4.22 y 4.23). En el ensamble se aprecia que los piñones son fundamentales en el movimiento y determinantes para que los actuadores no fueran tan grandes y se pudieran acoplar sin afectar en ningún momento la ergonomía.

Figura 4.22: Ensamble 3



Elaborado con: Soliworks ®

Figura 4.23: Ensamble 1



Elaborado con: Soliworks ®

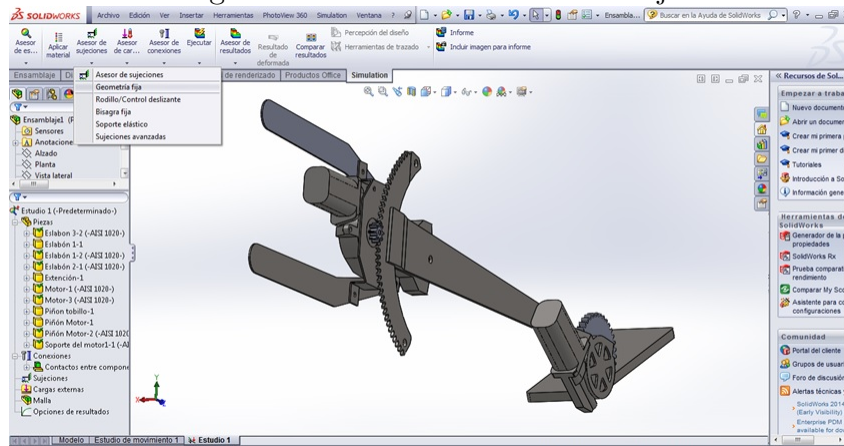
4.4.1.8. Análisis por elementos finitos de los eslabones en exoesqueletos

El análisis de elementos finitos se realiza computacionalmente de forma que permite establecer los puntos en los que se presentará mayor esfuerzo y en caso de deformaciones considerables o incluso peligro de fractura, se procede a realizar un cambio o una mejora (realizado basado en el ciclo PHVA). Este análisis depende del tipo de material, de la estructura interna del mismo, y de la forma que posee y de cómo se distribuye la fuerza

en el elemento. Por lo tanto se hace necesario seleccionar inicialmente la norma que rige el análisis. El estudio se realizará en solidWorks software que arroja resultados bastante confiables (ver Figura 4.24).

Se selecciona la geometría fija del elemento al cual se le quiere realizar el estudio como se muestra a continuación.

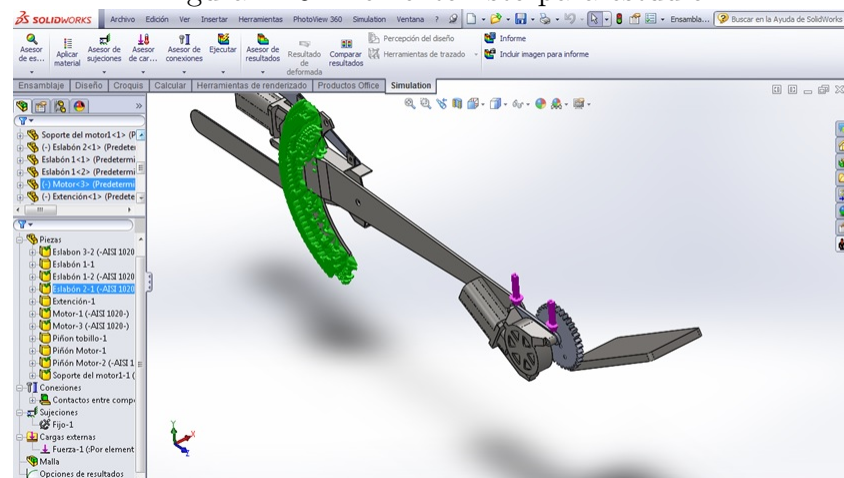
Figura 4.24: Selección Geometría fija



Elaborado con: Soliworks ®

Posteriormente se selecciona el área del elemento que se presume fija y la ubicación y magnitud de la fuerza aplicada como se muestra en la Figura 4.25.

Figura 4.25: Elemento listo para estudio

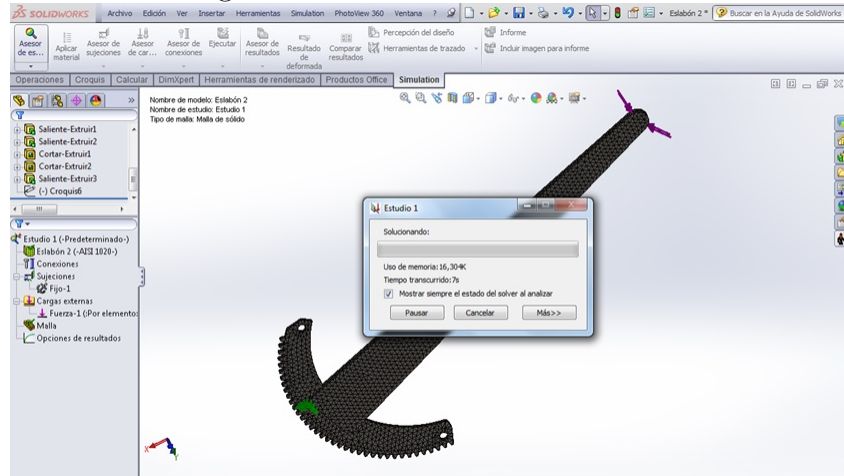


Elaborado con: Soliworks ®

Se procede a realizar el estudio. El software se toma un tiempo que no supera los 30

segundos para determinar el resultado (ver Figura 4.26). Cabe aclarar que previamente se debe seleccionar el material del cual está hecho el elemento.

Figura 4.26: Realización del estudio

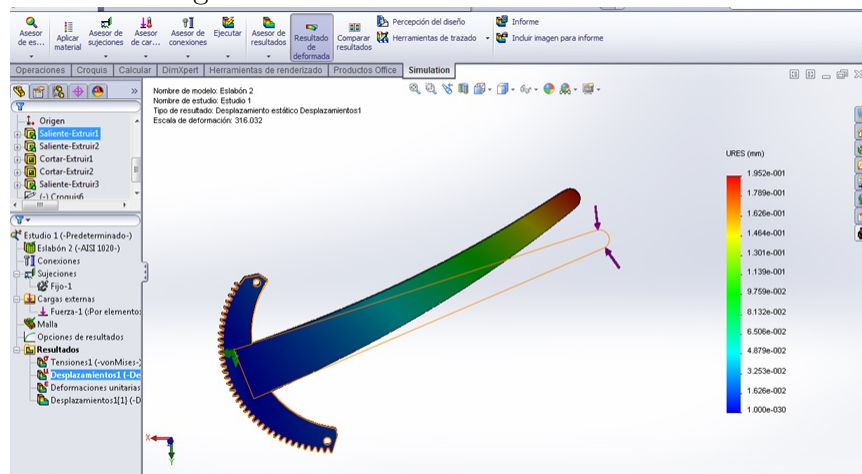


Elaborado con: Soliworks ®

Resultados:

El análisis se realiza sobre las estructuras que más esfuerzo realizan, que en este caso son el soporte del motor y los eslabones como se aprecia en la siguiente figura 4.27.

Figura 4.27: Resultado 2 Fuerza máxima



Elaborado con: Soliworks ®

Cabe aclarar que las deformaciones que a simple vista se ven excesivas, no son más que el software evidenciando de forma visible cómo se aplica la fuerza sobre el elemento.

Sin embargo las deformaciones en los datos son diminutas, y bien distribuidas por lo que se concluye que los elementos cumplen su función sin ningún inconveniente.

4.4.2. Diseño electrónico

4.4.2.1. Diseño de electrónica de potencia para actuadores

La electrónica de potencia en el proyecto es un aspecto de gran importancia, puesto que significa el paso del control a la actuación (ver imagen 4.28). Es decir, si se pone en términos gráficos de un sistema Controlado:

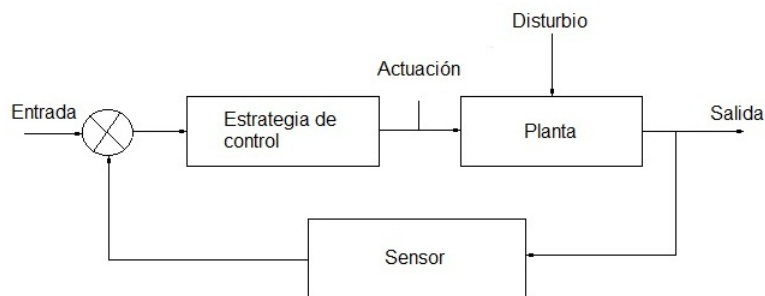


Figura 4.28: Sistema de control

Fuente: Propia elaboración de los autores

En esta etapa de actuación es donde la etapa de electrónica de potencia tiene su mayor relevancia, pues sin este, el lazo estaría roto y sencillamente el sistema no puede funcionar.

La etapa de potencia consiste en la forma en que los actuadores van a funcionar con sus requerimientos técnicos pero a partir de un controlador. Como en la delimitación del proyecto se mencionó, el desarrollo que se describe en este libro abarca unicamente hasta la etapa de potencia, instalación de sensores y construcción general del exoesqueleto; es decir, se dejarán los slots necesarios para la conexión de controladores que sean seleccionados por los encargados del área de control.⁷

Comúnmente los controladores otorgan señales de control en voltaje (usualmente 5 V) con un mínimo de corriente, por lo que se hace completamente necesario adecuar esta señal para los actuadores que requieren un consumo mayor de corriente y un potencial más alto en voltaje.

Como se pudo observar en la selección de actuadores, los motores que se usarán son de 12V DC y de un consumo máximo de 5.3 amperios dependiendo la carga. Por lo que

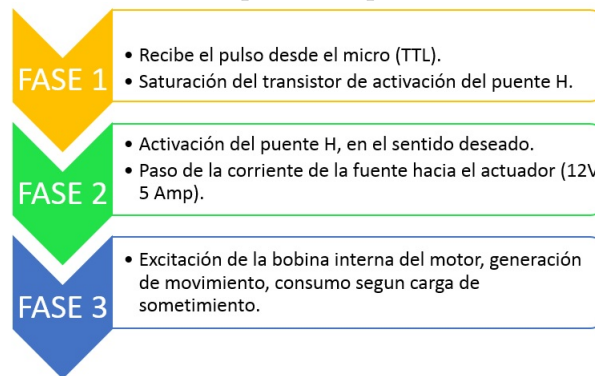
se propone la implementación de un puente H especial para el manejo de motores de alto consumo.

Se utilizan transistores de alta corriente (5 amperios - Impulso inicial hasta 7) que se ubican como se muestra en la imagen junto con diodos que permiten a la corriente circular en sentido inverso cuando la tensión permuta, puesto que la inercia del motor se opone a que la corriente cambie abruptamente. Como se puede observar, al activar los transistores conectados al punto A, el motor girará en un sentido, mientras que si se activan los transistores conectados al punto B cambiará inmediatamente. También se propone un circuito de activación por PWM o Modulación de Ancho de pulso por sus siglas en inglés. Este funciona con un transistor de relevo inversor que se encuentra en la parte inferior del diagrama y lo que hace es cambiar la forma de activar los transistores B. Haciéndolo funcionar con medio ciclo positivo. y con el otro medio únicamente funcionarán los transistores A. Así no solamente el puente H es muy eficiente sino que no se requieren dos salidas por parte del control si no una de PWM.

La simulación se realiza en software especializado en diseño de circuitos llamado ISIS proteus® Profesional Versión 8. Este software permite simular cada uno de los componentes del puente H, hacer mediciones y verificar su funcionamiento. Con esta herramienta se ahorran gastos innecesarios de pruebas físicas y se puede determinar exactamente qué elementos se usarán (ver Figura 4.29).

El puente H implementado 6 veces (Uno por cada motor o articulación)

Figura 4.29: Circuito de potencia para todos los actuadores



Elaborado con: Isis Proteus Versión 8 ®

Finalmente este mismo software nos permite diseñar la tarjeta impresa, que en este caso es de un tamaño considerablemente grande. El diseño se basó en la comodidad del cableado además de tener en cuenta la alimentación para cada uno de los motores, la recepción de los datos en un solo SLOT o terminal, y la comodidad para la instalación.

Para el manejo de corrientes altas en la tarjeta se debe hacer un proceso de selección de ancho de pista para el circuito, puesto que si no se realiza este proceso, la tarjeta puede llegar a sobrecalentarse y generar un daño irreversible. Para el cálculo de pistas se deben tener en cuenta las siguientes variables:

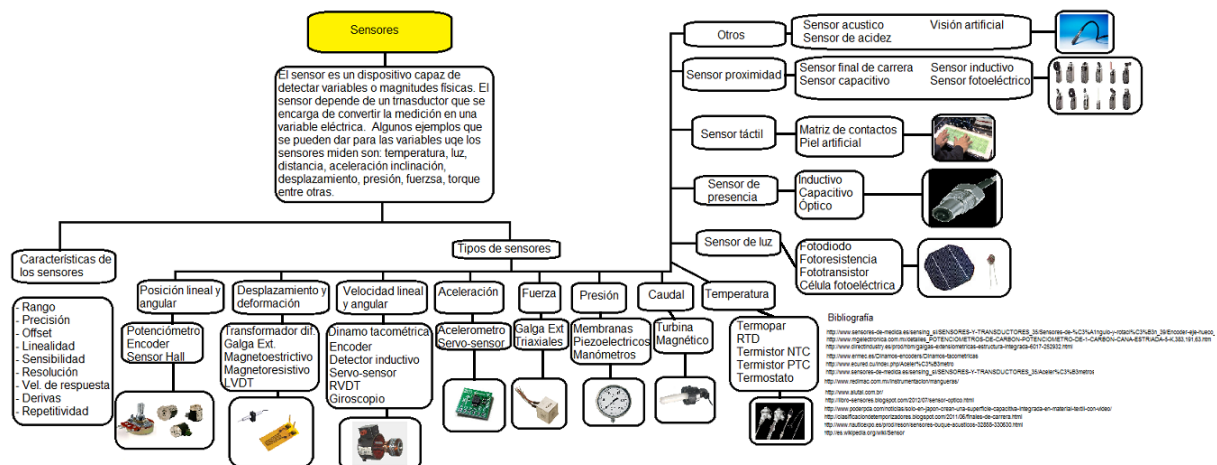
- Corriente máxima que pasará por los caminos del circuito
- Espesor del cobre
- Área transversal de la pista en mm^2

Ver Anexo 5

Para el caso puntual de la tarjeta diseñada se tiene que la pista deberá tener un ancho de 7.629 más un factor de seguridad de 1.3 9.9177mm que en la práctica se hace necesario acercarlo a 10mm para que en la impresora sea un valor válido (ver Figura 4.30). Se procede entonces a realizar el circuito en ARES Proteus Versión 8 (®).

4.4.2.2. Selección de sensores y acondicionamiento

Figura 4.30: Sensores



Fuente: Propia elaboración de los autores

Los sensores empleados en este desarrollo ingenieril del proyecto, son sensores que pasaron por una etapa de selección compuesta por dos etapas, la primer etapa fue una vista general sobre los tipos de sensores que podrían emplearse para el correcto funcionamiento en la aplicación, la los sensores fueron descritos y clasificados según sus características físicas, eléctricas, presupuestales entre otras. Estas características este

primer proceso se plasmó de manera general en un capítulo anterior, donde se describen la familia de sensores que tiene la posibilidad de ser utilizados. Seguido de tener un amplio panorama se realizó un acotamiento de sensores, estableciendo diferentes factores específicos los cuales ofrecieran mayor comodidad a los desarrolladores, cuando se habla de comodidad hace referencia que sean de fácil acoplamiento, su consumo sea bajo, la presión del sensor sea buena, el tamaño y forma sean acordes al lugar donde se instalara, el costo sea razonable, y la disponibilidad sea constante en el mercado.

De esta manera el segundo método de selección, es el siguiente en el cual se crea una tabulación ponderada de las características específicas anteriormente nombradas y se comparan los sensores que tiene gran posibilidad de ser utilizados, la variable determinante para el sensor es que debe ser un sensor apto para medir la posición rotacional de cada una de las articulaciones del exoesqueleto.

Tipo de sensor	Ponderación	Pot	Encoder	Dínamo tacométri- co	Acel	Membranas	Reóstato
Sensado de posición	1	5	5	2	5	2	5
Peso	1	5	3	3	4	5	5
Acoplamiento	1	4	4	3	5	4	3
Costo	1	5	3	2	3	4	5
Consumo	0	2	2	4	1	1	2
Precisión	1	4	5	4	4	3	4
Disponibilidad	1	5	3	2	5	4	4
Acond de la señal	1	4	5	3	5	3	4
Total ponderación		32	28	19	31	25	30

Cuadro VIII: Ponderación para selección de sensores de posición

0

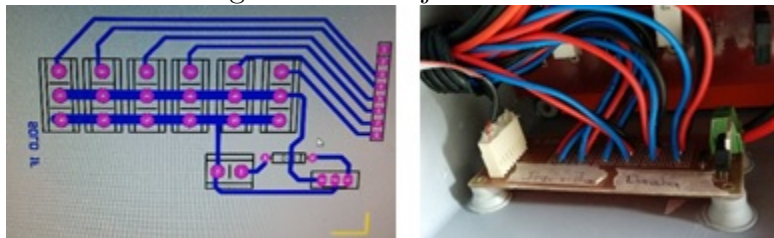
El sensor escogido para ser implementado en cada una de las articulaciones del exoesqueleto, es el sensor de tipo potenciómetro, el motivo por el cual se selecciono es dado al resultado de la tabulación en la cual se evaluaban la mayoría de aspectos fundamentales de un sensor, fue escogido por la característica principal de sensado de posición, debido a que el principio de funcionamiento que emplea es el de resistencia lineal variable, de esta manera el manejo del sensor se hace sencillo por parte de los desarrolladores mecánicos y de control, las señales que entrega son de buena calidad los

voltajes son manejables y las corrientes son estables, el peso y tamaño del potenciómetro permiten una fácil instalación y adecuación mecánica de trabajo, la disponibilidad es alta en el territorio nacional, la robustez es buena y el costo es relativamente bajo.

La configuración de un potenciómetro como divisor de voltaje, es perfecta para medir desplazamientos lineales o angulares, debido a que al ser lineal su resistencia es constante por unidad de longitud, de esta forma el voltaje de salida es directamente proporcional al desplazamiento del cursor, el acondicionamiento realizado para estos sensores fue limitado por el módulo de control el cual es de lógica TTL. por este motivo fue necesario implementar una tarjeta de acondicionamiento en la cual la señal de entrada de alimentación del sensor configurado como divisor debe ser no mayor a cinco (5) voltios, esto se logra con utilizando un regulador de tensión, para nuestro caso empleamos el regulador de referencia LM7805 debido a que ya teníamos experiencia y conocíamos su funcionamiento y prestaciones las cuales concluimos que era apto para esta labor, este semiconductor es capaz de recibir una señal de tensión hasta de treinta (30) voltios a corrientes de hasta dos (2) amperios niveles suficientes para una señal de sensado, este dispositivo regula el voltaje a niveles admisibles para el micro controlador.[49]

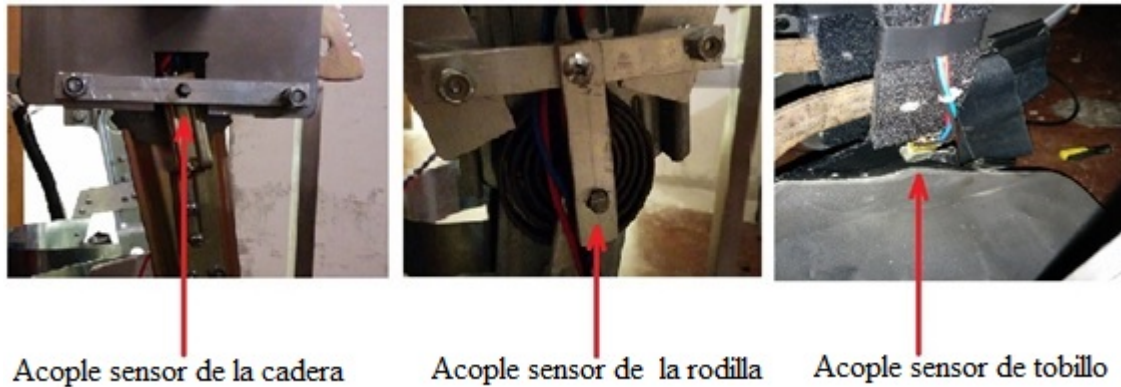
El acondicionamiento físico eléctrico para cada uno de los seis sensores de cada articulación, se realizó en una tarjeta diseñada e impresa en vaquela elaborada por los desarrolladores, localizada dentro de la caja electrónica general la cual cumple con toda la normatividad para estas instalaciones como se observa en la siguiente figura 4.31.

Figura 4.31: Tarjeta sensores



El acondicionamiento mecánico de los sensores, se realizó identificando un punto pivote sobre el cual está ubicado el eje de rotación de cada articulación, de esta forma se realiza una construcción en aluminio en forma de T, para darle fijación y acoplamiento mecánico, logrando dejar estática la parte del potenciómetro que está en contacto con el eslabón interno y móvil la parte de cursor con el eslabón sobrepuesto de esta forma presento un excelente funcionamiento como se observa en la figura 4.32.

Figura 4.32: Instalación sensores



4.4.2.3. Selección de fuente de voltaje (alimentación)

Una fuente de alimentación electrónica es un dispositivo el encargado de proporcionar un determinado valor de tensión de manera que un dispositivo funcione en óptimas condiciones, la función principal el a fuente es convertir la entrada de voltaje alterno de la red en voltajes continuos, para lograr es necesario emplear etapas de transformación, rectificación, filtrado y regulación.[43].

La fuente de alimentación eléctrica para todo el sistema exoesquelético, fue seleccionada bajo los siguientes requisitos iniciales:

- La alimentación de la fuente debe ser compatible con la red doméstica o industrial colombiana.
- La fuente de tener salidas con voltaje fijo a doce (12) voltios.
- La fuente debe tener mínimo dos salida de voltaje.
- La fuente debe ser capaz de suministrar la suficiente corriente para mover los motores de manera continua en paralelo o serie.
- El voltaje de salida debe mantenerse constante.
- La fuente debe contar con sistemas de protección.
- La fuente debe tener el menor tamaño y peso posible.

Una vez definas las especificaciones iniciales, el proceso para identificar la fuente continua realizando la sumatoria de la corriente exigida por cada motor respectivo a cada articulación la corriente máxima exigida es de 7,5 Amperios exigidos por el actuador de la cadera, el actuador de la rodilla exige como máximo 3,8 Amperios, el actuador del tobillo exige un máximo de 3 Amperios, al tener la conexión en paralelo la corriente

máxima por pierna sería 14,3 Amperios, debido a que la marcha humana expone en cortos instantes su máximo torque, de igual manera las exigencias de corrientes máximas serán presentes en instantes cortos, dado como un promedio de consumo de 5 amperios durante un ciclo de marcha, la estimación de estos datos la obtuvimos de manera investigativa y experimental de un proyecto anteriormente trabajado con especificaciones bastantes cercanas. Por esta razón destinar 15 Amperios para cada pierna es suficiente, para la aplicación que se desarrolló (ver imagen 4.33).[43].

La fuente que cumple con todas las características y requerimientos es una fuente de referencia NES-350-12 de la empresa MEAN WELL (MW), esta fuente es tipo Switching, con protección anti corto, alimentación a 110V o 220V AC 60Hz, tres salidas cada una con una tensión de 12 voltios y una corriente máxima de 30 Amperios, las dimensiones y peso son las más reducidas del mercado, la disponibilidad de conseguirla en territorio nacional es alta, el costo no es elevado aun que las especificaciones exigen un dispositivo de muy alta calidad.

Figura 4.33: Selección fuente



El acondicionamiento de la fuente de alimentación se estableció dentro de la caja de electrónica en la cual e almacenan todos los periféricos, circuitos y controladores del robot, la ubicación de la fuente se realizó de forma vertical, para no obstruir el flujo de aire, esta sujeta por dos ángulos de los cuales permiten una fijación buena y para el caso de verificación o remplazo de la fuente es de fácil extracción.[43]

4.4.2.4. Sistemas de seguridad

Una máquina de interacción con usuarios se presume segura desde su creación. Es decir, el fabricante desde el principio debe diseñar sistemas de seguridad desde el diseño, basado en ergonomía, la forma, el material, los elementos empleados etc. [5].

La norma que rige la seguridad en máquinas es la ISO 13849-1:2008. que en términos generales comprende el análisis de las siguientes variables:

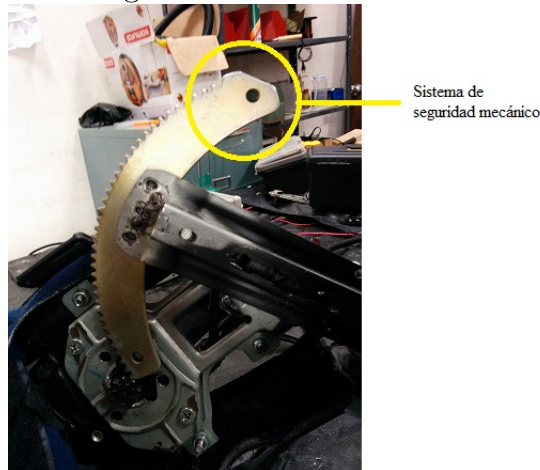
- Arquitecturas de sistemas de seguridad (estructuras)
- Tiempo de misión

- Tiempo medio a fallo peligroso (MTTFd)
- Cobertura de diagnósticos (DC)
- Fallos por causa común (CCF)
- Fallo sistemático
- Nivel de rendimiento (PL)
- Diseño y Combinaciones de subsistemas
- Validación
- Puesta en servicio de máquina
- Exclusión de fallo

Teniendo en cuenta estos elementos se procede a establecer parámetros de seguridad en el exoesqueleto diseñado como se observan en las figuras 4.34 y 4.35.

Inicialmente se tiene un freno mecánico que evita que el exoesqueleto supere los límites de funcionamiento y pueda lastimar al paciente o usuario con movimientos fuera de lo normal.

Figura 4.34: Freno mecánico



Este mismo sistema se emplea en las 3 amplificaciones (piñones) que posee cada pierna.

De la misma forma en la parte de la cadera se delimitó el movimiento no únicamente con el freno en el piñón si no que también en la estructura, como se aprecia en la figura 4.35.

Figura 4.35: Delimitación movimiento en la estructura



Además de esto, en el proceso de diseño de todos los elementos que conforman el exoesqueleto se van teniendo en cuenta elementos ergonómicos, de comodidad y seguridad de forma que en conjunto se obtenga un dispositivo confiable (ver Figura 4.36). Un ejemplo de esta actividad es el siguiente:

Figura 4.36: Seguridad en eslabón peroné



En el peroné, al instalarse el sistema de configuración de altura, se realizó en la parte externa para evitar que el usuario haciendo uso del exoesqueleto sufra alguna lesión.

Otra área en la que se deben emplear sistemas de seguridad es en la electrónica. Según la norma, en mecanismos que empleen sistemas eléctricos, debe existir un botón

de paro de emergencia, el cual debe dejar desenergizado el sistema por completo. También se realizó la instalación de un fusible que protege el sistema de todos los picos de corriente que se puedan presentar en la fuente o en la alimentación original del sistema (ver Figura 4.37). El fusible es de 40 A.

Figura 4.37: Fusible



4.5. Conclusiones del capítulo

En el capítulo cuatro (4), se puede concluir que la implementación de bocetos como herramienta fundamental para el desarrollo del prototipo brinda una perspectiva general de lo que se desea lograr estableciendo un direccionamiento conjunto a los objetivos planteados para el proyecto. Para los cuales son la construcción un exoesqueleto capaz de emular la marcha humana y así aportar con investigaciones y desarrollos el campo de la biomedicina. Es necesario plantear una arquitectura de desarrollo para el prototipo, la cual orienta el diseño, construcción y ensamble del robot, el mapa estructural es una herramienta vital para la clarificación de funciones y ponderación de actividades según la prioridad dada por los desarrolladores.

La realización de un estudio detallado es fundamental para el buen desarrollo del proyecto, este estudio inicio con etapas de análisis matemático y aplicación de modelos, los cuales brindan a los desarrolladores la información suficiente para agrupar y establecer familias de actuadores y materiales capaces de mostrar un buen funcionamiento sobre la aplicación en marcha, seguido de una comprobación por software y ponderación con criterio por parte de los ingenieros quienes de esta forma determinaron elementos empleados en el proyecto. La selección de materiales realizada cumple con las expectativas de funcionamiento dado que la estructura debe ser rígida y a su vez liviana y capaz de actuar según lo establecido, la existencia de combinaciones entre materiales de

diferentes composiciones permitió construir y adaptar el robot de manera que ofreciera las mejores prestaciones. Los actuadores y sensores seleccionados en este capítulo cumplen con los propósitos y especificaciones requeridas para el exoesqueleto, características como funcionamiento, disponibilidad y costo, representan para futuras investigaciones la implementación física de prototipos como el desarrollado en este documento. Las herramientas de tipo software disminuyeron los porcentajes de error en la construcción dado que se pudo simular tipos de estructuras y realizar análisis por elementos finitos para los materiales empleado, evidenciando las posibles fallas del diseño y realizando correcciones para evitar esto en la siguiente etapa de fabricación y ensamble.

Capítulo 5

CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS

En este capítulo se realizará un análisis general de todos los resultados obtenidos en las diferentes secciones de este documento

5.1. Construcción

La construcción se puede dividir en dos procesos: Ensamble y elaboración de piezas. El proyecto requiere piezas únicas que no están en el mercado pero que tampoco se pueden obtener en un proceso fácil de mecanizado o de fabricación. En este caso, se procede a cotizar en sitios especializados en elaboración de piezas, basados en el material, en la tecnología que implementan y en los costos. Las piezas más importantes realizadas son las siguientes:

Figura 5.1: Sistema de Configuración de altura - Eslabón Peroné



Figura 5.2: Acople Engranaje De rodilla



Luego de la culminación de la elaboración de piezas fundamentales se procede al ensamble y construcción de piezas de fácil elaboración. Este proceso de ensamble se lleva a cabo construyendo las dos piernas en paralelo, asegurando medidas de los eslabones, medidas de los soportes y en general la máxima simetría posible. Las piernas se construyen empezando desde el pie terminando en la cadera. Se realiza este proceso de la siguiente forma:

Figura 5.3: Pie y eslabón Peroné



Figura 5.4: Eslabón Fémur



Figura 5.5: Adecuación de la Estructura de soporte



Figura 5.6: Instalación de las piernas en la estructura

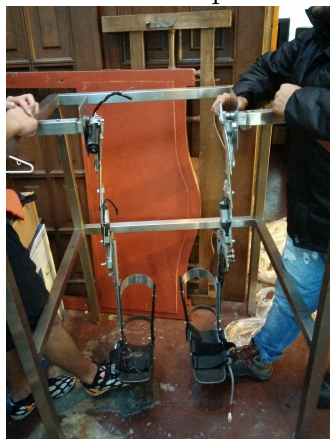


Figura 5.7: Cableado del exoesqueleto

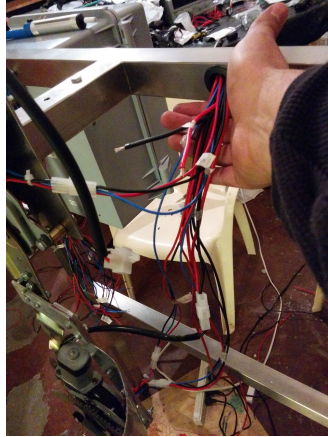


Figura 5.8: Instalación del tablero eléctrico

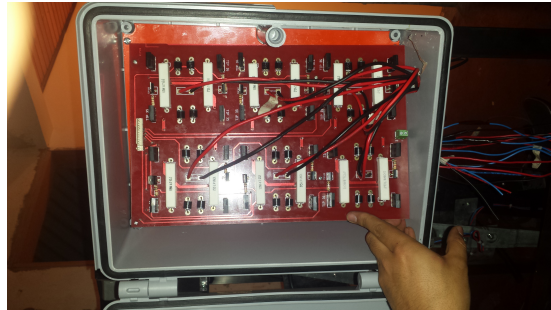


Figura 5.9: Exoesqueleto básico terminado



Figura 5.10: Instalación de Carcazas, Telas y estética general del dispositivo

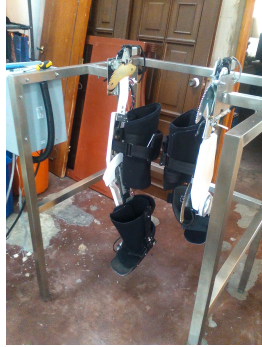


Figura 5.11: Exoesqueleto terminado vista posterior



Figura 5.12: Exoesqueleto terminado vista lateral



5.2. Pruebas y Resultados

5.2.1. Validación mecánica

En la validación mecánica se realizaron pruebas de soporte, de fuerza y de estructura. Los resultados finales fueron bastante satisfactorios. La primera prueba fue el soporte de una persona de peso por encima del promedio como se muestra a continuación.

Figura 5.13: Soporte persona



Como se puede apreciar, el exoesqueleto soporta el peso de una persona de 80 Kg sin ningún inconveniente. Y aunque esta no es el peso normal de funcionamiento del exoesqueleto, se diseñó para poder soportar pesos de esta magnitud por lo que la prueba es válida y satisfactoria.

La validación mecánica también incluye la prueba de los motores y de las relaciones de engranaje instalados soportando cada uno de los eslabones de una persona de peso promedio. Cada uno de los motores es verificado, moviéndolo en ambos sentidos a través de una tarjeta provisional de control que otorga el uno lógico a la entrada de los puentes H de los motores. La prueba resulta exitosa en los 6 motores. Es necesario en este punto realizar pruebas de funcionamiento constante, puesto que el exoesqueleto debe poder ser utilizado durante un periodo de tiempo considerable en una terapia o en el proceso de rehabilitación de algún usuario. con el movimiento constante de las articulaciones

Finalmente se realizan las pruebas de movimiento de los motores con una persona más aproximada al peso de trabajo normal del exoesqueleto (75Kg). Los resultados con un peso de eslabones de dicha persona fue acorde con lo diseñado. La velocidad no se ve alterada con el peso y se puede confiar en el resultado en cuanto al funcionamiento del dispositivo. El sistema de control debe sin embargo establecer otros parámetros de

velocidad puesto que las curvas del movimiento natural de marcha, según lo analizado en el capítulo 3 tienen variaciones a tener en cuenta.

5.2.2. Validación electrónica

En la validación electrónica se procede a probar los sensores instalados después de configurarlos. Estos sensores fueron previamente calibrados de forma que en las 6 articulaciones hubiera un cero de referencia; así por ejemplo el cero del fémur es cuando la pierna está completamente vertical, al igual que la rodilla; el cero del tobillo es cuando se encuentra a 90° respecto al peroné. En estos puntos el valor de los sensores resistivos coincide de forma que el control se podrá realizar de forma más rápida sin necesidad de linealizaciones.

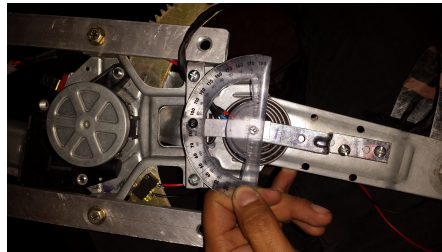


Figura 5.14: Configuración de sensores

Luego de la prueba de sensores se realiza la prueba de los motores, movidos uno por uno desde el tablero eléctrico. La prueba es satisfactoria, al igual que en la validación mecánica se prueba con diferentes personas y pesos y sin ningún inconveniente supera las pruebas, esta vez absolutamente todos los motores funcionan a la perfección.



Figura 5.15: Prueba de motores

El dispositivo queda probado en todos los sentidos dando certeza del correcto diseño del exoesqueleto. Los motores quedan probados individualmente dando los mismos rangos de trabajo en las dos piernas, de forma que el control podrá realizarse más fácilmente.

El modelo final, luego de instalar las carcasas de protección y de estética al dispositivo es el siguiente:

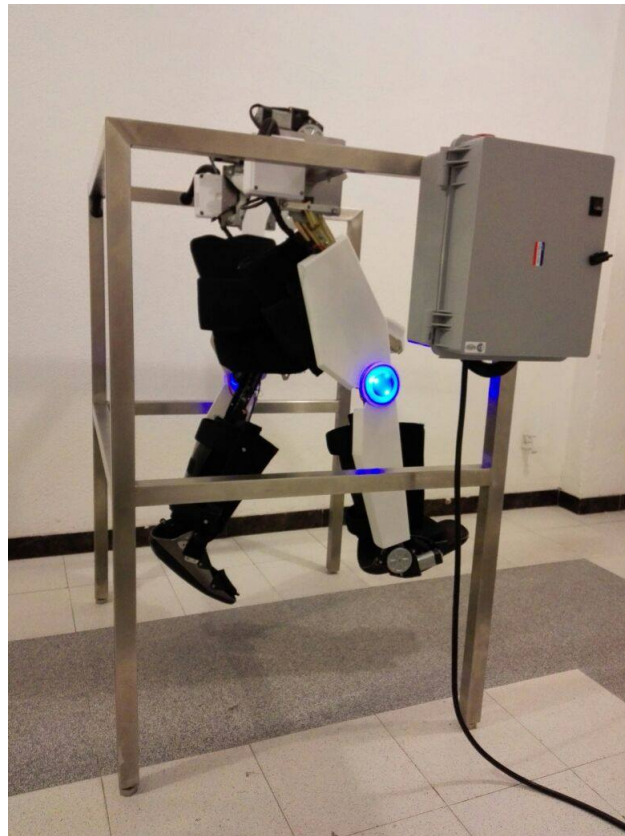


Figura 5.16: Exoesqueleto de miembros inferiores para rehabilitación

5.3. Conclusiones del capítulo

La estructura es necesaria en el objetivo para soportar el peso de las personas en su totalidad. Aunque el funcionamiento final del exoesqueleto no contempla alzar a la persona por completo, si se prueba que el dispositivo está en capacidad de hacerlo tal como se estableció en el diseño. Los sensores tienen los mismos rangos de medición en la pierna izquierda y en la pierna derecha. Todos los sensores quedan probados, medidos y puestos a disposición de utilización en el tablero eléctrico en una tarjeta con una ranura

a la que el posible control tiene acceso.

Los motores responden sin ningún inconveniente desde el tablero eléctrico, movidos a partir de dato digital, es decir un pulso que no supera los 5v. El Cambio de sentido de giro también se prueba. La revisión se realiza durante un tiempo de uso de una hora, dando resultados satisfactorios en el puente H, y elementos pasivos que lo conforman, sin recalentamientos ni fallos de ninguna clase. Las pruebas confirman el correcto diseño que se llevó a cabo en el desarrollo del proyecto en términos mecánicos y eléctricos. Quedan disponibles dos slots de acceso para el control, que a partir de dos buses se conectarán tanto a la tarjeta de actuadores, para la activación del exoesqueleto, como a la de sensores para la medición de la posición de las articulaciones.

Capítulo 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En este capítulo se realizará un análisis general de todos los resultados obtenidos en las diferentes secciones de este documento. Se hará un repaso por todas los temas que se tocaron en el desarrollo del proyecto, así como los aportes que se obtuvieron a partir del estado del arte y la revisión de la bibliografía existente actualmente en lo que a exoesqueletos respecta. También se realizarán las conclusiones

1. El estudio antropométrico fue indispensable para la definición de variables de tipo poblacional, tales como dimensiones morfológicas, edad, sexo entre otras.
2. El diseño del exoesqueleto cumple con las especificaciones contempladas en la norma en la cual se establecen parámetros de diseño y homologación de maquinarias con fines terapéuticos o de rehabilitación. Garantizando la seguridad del paciente y la confianza de un especialista médico que manipule el dispositivo.
3. Una variable principal es la medición de posición angular en cada articulación para el ciclo de marcha y la variable principal para el mecanismo es la implementación de un actuador en cada articulación, esto fue establecido con el estudio biomecánico.
4. Para el desarrollo del proyecto se recurrió al uso de herramientas CAD, CAM y CAE, con las cuales se logró realizar simulaciones y validaciones como que se muestran el documento, se logró verificar que el tipo de material seleccionado resistiera las cargas, el modelo y construcción de las piezas fueron aptas para la conformación de mecanismos y el posterior ensamble del exoesqueleto.
5. Por medio de estudios estáticos, dinámicos y biomecánicos, el modelo fue planteado y de esta manera se logró determinar el diseño, de esta forma se seleccionaron

actuadores y sensores que ofrecieran las mejores prestaciones para la aplicación, resaltando la relación seguridad beneficio y costo beneficio.

6. El circuito electrónico diseñado cumple los requerimientos del sistema, la validación se realizó por software, facilitando la selección y distribución de componentes.
7. La validación electrónica se realizó con la implementación de una tarjeta de potencia, se realizaron pruebas de movimientos sin carga en ciclos repetitivos durante un tiempo de prueba para verificar el correcto funcionamiento.
8. La validación del mecanismo completo se realizó físicamente, implementando una carga muerta en cada extremidad que emula el peso de las piernas de una persona, se accionó el dispositivo y luego de ajustes se logró el funcionamiento deseado. Una vez terminada esta prueba una persona con todas sus capacidades motrices, fue acoplada al exoesqueleto para realizar una prueba de movimiento de cada articulación.

Recomendaciones

- Si se desea ampliar la muestra poblacional para la cual está dirigido el proyecto de desarrollo, se recomienda realizar las modificaciones pertinentes para personas mayores de 70 años y menores de 20 que no clasifiquen antropométricamente en el desarrollo actual del prototipo.
- Para dirigir el proyecto investigativo hacia la zona médica, se recomienda inicialmente la práctica experimental con maniquí. Una vez se establezcan los parámetros de seguridad móviles del exoesqueleto se continuará con una prueba de una persona que disponga de sus capacidades motoras y que esta persona tenga conocimientos relacionados con el desarrollo de robots, esto para determinar con mayor facilidad las variables que deben ser modificadas o agregadas para el correcto funcionamiento, este proceso debe ser supervisado por un especialista de la salud quien determine la correcta posición y movimientos realizados por el exoesqueleto con una persona.
- Se recomienda que antes de realizar alguna modificación estructural se consulten los planos realizados en el desarrollo de este proyecto. Todas los componentes del exoesqueleto están debidamente diseñadas.
- Se recomienda para proyectos futuro la modificación de la estructura del dispositivo configurable para utilizar con diferentes caminadoras que se encuentran en el mercado. También se sugiere realizar una estructura tipo arnés que sujete a la persona de forma que el exoesqueleto tenga que alzar el menor peso posible.

Bibliografía

- [1] *Exoesqueleto Biomecatrónico para asistir la movilidad de miembro inferior*. Colombian Workshop on Robotics and automation, 2008.
- [2] Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state of the art. *IEEE transactions on robotics*, 2008.
- [3] H. Kazerooni Adam B. Zoss and Andrew Chu. Biomechanical desing of the berkeley. *IEEE 2006*, 2006.
- [4] H. Kazerooni. Andrew Chu Adam Zoss. On the mechanical desing of the berkeley lower extremity. *IEEE 2005*, pages 1–8, APRIL 2005.
- [5] Rockwell Automation. *Sistemas de seguridad para maquinaria industrial*. Allen - Bradley, 2010.
- [6] Antonio Barrientos. *Fundamentos de robótica*. McGraw-Hill, 1998.
- [7] J. V. Basmajian. *Terapéutica por el ejercicio*. Buenos Aires, 1982.
- [8] Raul Canessa C. Tecnología.cc, lo último en tecnología, Octubre 2011. Kawasaki presenta un exoesqueleto para levantar objetos pesados.
- [9] Esperanza Valero Cabello. Antropometría. *Centro Nacional de nuevas Tecnologías*, 2011.
- [10] Cidaut. Biomecánica de las exextremidad inferiores. In *Biomecánica en accidentes de tránsito*, 2011.
- [11] Medicina con orientación en anatomía clínica. *Fundamentos de anatomía con orientación clínica*. Editorial Panamericana, 2007.
- [12] Gobierno Nacional de Colombia. Plan nacional de discapacidad. *Repostorio - Universidad Del Rosario*, Abril 2002-2006. Informe del Gobierno Nacional En Temas relacionados con Rehabilitación y Recuperación de los Colombianos.

- [13] Departamento Administrativo Nacional de Estadística. Boletín censo general 2005, discapacidad en Colombia, actualización. Technical report, Dane, 2006. www.dane.gov.co/censo/files/boletines/discapacidad.pdf. - Consultado en Enero de 2014.
- [14] Ministerio de la protección social. Normas integrales de protección a la discapacidad en Colombia. *Claudia P. Villamizar Aponte, Santiago Ríos Begambre*, 2008.
- [15] Samuel Franco Dominguez. Blog de rehabilitación que mira al futuro, Febrero 2012.
- [16] Samuel Franco Dominguez. Rehabilitación blog. *www.rehabilitacionblog.com*, 2013. Consultado en Diciembre de 2014.
- [17] Michael Dufour. *Biomecánica funcional*. Elsevier, 2005.
- [18] Juan Manuel Marín García. *Apuntes de diseño de máquinas*. Facultad ingeniería, 2008.
- [19] Gilberto Gutierrez. *Principios de anatomía, fisiología e higiene. Educación para la salud*. 2005.
- [20] M Gutierrez Dávila. *Biomecánica Deportiva*. Editorial Síntesis, Septiembre 1998. Sobre la rehabilitación y la recuperación.
- [21] Adam Zoss. H. Kazerooni Andrew Chu. On the biomimetic design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (blex). *International Conference of Robotics and automation*, pages 1–8, April 2005.
- [22] F (2008) Hernández Stengele. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. *Anatomía de la pierna humana*, 2012.
- [23] Hocoma. Lokomat functional robot gait therapy. *IEE Conference on Cybernetics and intelligent Systems*, 2010.
- [24] Departamento ingeniería Ingeniería Web. *La potencia y el par motor. Estudio de la cadena cinemática, estabilidad en los vehículos*. Web Ingmecanica.com, 2009.
- [25] Acero J. *Bases Biomecánicas para la actividad física y deportiva*. Universidad de Pamplona, 2002.
- [26] Rubén Navarro Patón Juan José Eiroa Bermúdez, Matilde Gonzales García. Tendinitis rotuliana, una de las lesiones más frecuentes en el ciclismo. pautas para su tratamiento y recuperación. *Ciencias de educación y deporte Universidad de Vigo*, 2011.

- [27] Prof. José A. Acero Jáuregui. La biomecánica: Concepto integral y su contexto practico, Febrero 2013. <http://g-se.com/es/biomecanica/biblioteca/jose-a-acero-jauregui> - Consultado en Enero de 2015.
- [28] Anne-Marie Hassenkamp Karen Atkinson, Fiona Coutts. *Fisioterapia en Ortopedia*. An Elsevier, 2011.
- [29] Dr. Homayoon Kazerooni. elegs - berkeley california e.e.u.u. 2011. www.exoesqueleto.com.es - Visitado en Noviembre del 2014.
- [30] J. A. Tristancho y L. F. Vargas L. E. Contreras. Análisis biomecánico de marcha humana a través de técnicas de modelaje. *IEEE data base*, 2012.
- [31] Ricardo Lopez, Hipolito Aguilar, Sergio Salazar, Rogelio Lozano, and Jorge A. Torres. Modelado y control de un exoesqueleto para la rehabilitacion de extremidad inferior con dos grados de libertad. *Revista Iberoamericana de Automática e Informatica Industrial {RIAI}*, 11(3):304 – 314, 2014.
- [32] Francisco Pérez Marcial. Diseño análisis y modelado cinemático de un exoesqueleto pasivo de extremidad inferior con propósito de rehabilitación. *Universidad de las Américas Puebla*, 2011.
- [33] Yunjie Miao, Feng Gao, and Dalei Pan. State classification and motion description for the lower extremity exoskeleton sjtu-ex. *Journal of Bionic Engineering*, 11(2):249 – 258, 2014.
- [34] P. D. Milburn. You still cant tell one if you see one. In *Proceedings of the First australian Biomechanics Conference*, 1996.
- [35] University of Arizona. wrong trousers robot. *IEEE 2012 Proceedings. Nanobio-technology*, 2012.
- [36] Edwin Leandro Ibáñez orjuela. Sistema para la estimación de fuerza en los movimientos de flexión y extensión de rodilla. *Universidad Militar Nueva Granada*, 2012.
- [37] Michael Dufour Michel Pillu. *Bioimecánica funcional*. Elsevier, 2009.
- [38] José L. Pons. *Werable Robots Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley, 2005.
- [39] Susannah M. Porter. *Seawater Chemistry and early carbonate biomineralization*. Science 316, 2007.
- [40] J.E Prat, B. T. Krupp, CJ. Morse, and Collins S.H. Robrobot and automation, 2004. *ICRA04-IEEE International.*, 2004.

- [41] R. B. Stein R. E. Kearney and L. Parameswaran. Identification of intrinsic and reflex contributions of humn ankle stiffnessdynamics. *IEEE Transactions on Bio-medical engineering*, 1997.
- [42] José Antonio Velutini Kochen Raúl Álvarez San Martín. Anatomía de la cabeza femoral humana. *Universidad Nacional Autónoma de México*, 2010.
- [43] Darío Ramirez. Fuentes de alimentación. In *Electrocomponentes SA*, 2010.
- [44] Jaime Humberto Carbajal Rojas. *Modelamiento y diseño de rrobot industriales*. Ediciones Unisalle, 2011.
- [45] Carles Riba Romeva. *Selección de materiales en el diseño de máquinas*. UPC, 2008.
- [46] Elvia Luz Gonzales. Rosalio Avila Chaurana, Lilia Rosalia Pardo Leon. *Mediciones Antropometricas: Población latinoamericana México, Cuba, Colombia, Chile, Venezuela, Segunda edición*. Universidad de Guadalajara, 2001.
- [47] Andrés Felipe Ruiz Oyala. Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor. *Universidad Carlos III de Madrid*, 2009.
- [48] Hernán Solano. Ciclo deming phva. *SENA. Centro de la tecnología y manufactura avanzada*, 2011.
- [49] Escuela superior de ingeniería. *Instrumentación electrónica*. Universidad de Oviedo, 2012.
- [50] Mariana Torres. Robot bípedo con énfasis en la marcha. In *Conference in IEEE 2014*, 2014.
- [51] Cesar Humberto Guzman Valdivia. Construcción de un robot bípedo basdo en caminado dinámico. *Universidad Politécnica de Zacatecas*, 2010.
- [52] Dr. Agustín Pecho Vega. Anatomía biomecánica - rango de movilidad articular examen. 2012.
- [53] Richard G. Budynass y J. Keith Nisbett. *Diseño en ingeniería mecánica*. Mc. Graw Gill, 2008.
- [54] Zatsiorsky. *Advanced sport Biomechanics*. Biomechanics Laboratory, 1994.
- [55] Xiuxia Yang Wenjin Gu Zhiyong Yang, Lihua Gui. Simulation research of exoskeleton suit based on neural network sensitivity amplification control. *Naval Aeronautical University*, 2008.

Anexos

Anexo 1

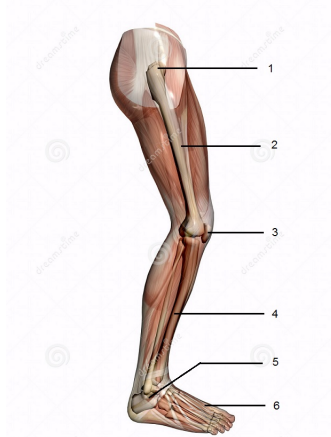
Anatomía y biomecánica

Los componentes generales de la pierna son:

1. Pelvis
2. Muslo
3. Rodilla
4. Pantorrilla
5. Tobillo
6. Pie

Y se ubican de la siguiente manera:

Figura 6.1: Partes de la pierna



Fuente: DreamStile - Titulo: anatomía una pierna transparente con el esqueleto

Pelvis

La pelvis se trata de una estructura ósea compuesta por El final de la columna vertebral: Coxis y Sacro, por dos estructuras oseas laterales llamados coxiales o ilíacos.

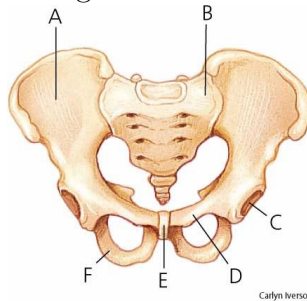
Todo el peso de la cadera hacia arriba se soporta sobre las piernas, a los fémures específicamente, a través de los alojamientos denominados acetábulos⁸. [10, 20].

La pelvis es punto de paso para nervios, arterias y venas. Aparte de ser una parte fundamental para el equilibrio y la facultad de mantenerse erguido, funciona como conducto de ordenamiento del drenaje venoso y soporte para órganos internos.

La pelvis está compuesta por los siguientes huesos:

- A. Coxal
- B. Sacro
- C. Cavidad Acetábula
- D. Pubis
- E. Coxis
- F. Orificio Obturador

Figura 6.2: Pélvis



Fuente: The American Heritage® Dictionary of the English Language, 5th edition Copyright © 2013 by Houghton Mifflin Harcourt Publishing Company. Published by Houghton Mifflin Harcourt Publishing Company.

Muslo (Región Femoral)

El muslo humano o la región femoral es el segundo segmento que compone el miembro inferior. Inicia en las cavidades acetábulas, a las que está acoplado el único hueso que compone esta sección, el fémur, y termina en la rodilla.

Como se mencionó el muslo está compuesto únicamente por un solo hueso: El fémur. [42]

También está compuesto por 3 compartimientos de músculos. que son:

- Compartimiento anterior: Cuádriceps femoral y Sartorio
- Compartimiento medial: Músculo aductor mayor, Músculo aductor largo, músculo grácil, Músculo pectíneo.
- Compartimiento posterior : Músculo semimembranoso, Músculo semitendinoso, Músculo bicep femoral. [42]

Figura 6.3: Zona femoral



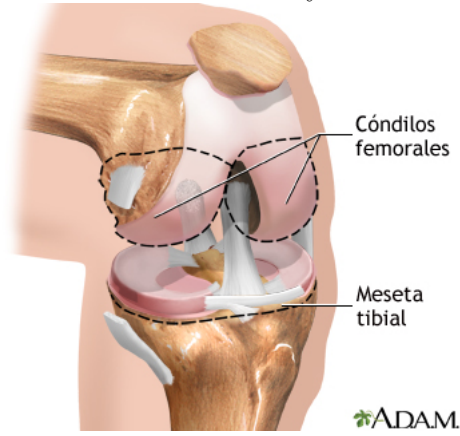
Copyright © 2014 ABC DA MASSAGEM®. Todos direitos reservados. All rights reserved. ABC DA MASSAGEM Musculos del muslo

Rodilla

Es la articulación central de los miembros inferiores donde se articula el fémur y la rodilla. El primero se encuentra en porción distal y el segundo en porción proximal. El tercer hueso que compone la articulación es independiente y es llamado la rótula, y articula con la parte posterior inferior del fémur. La rodilla posibilita la facultad de flexión y extensión en el plano sagital.[26]

El extremo inferior del fémur posee dos protuberancias llamadas cóndilos, y el espacio entre ellas se denomina intercondileo. [22]

Figura 6.4: Cóndilos femorales y meseta tibial



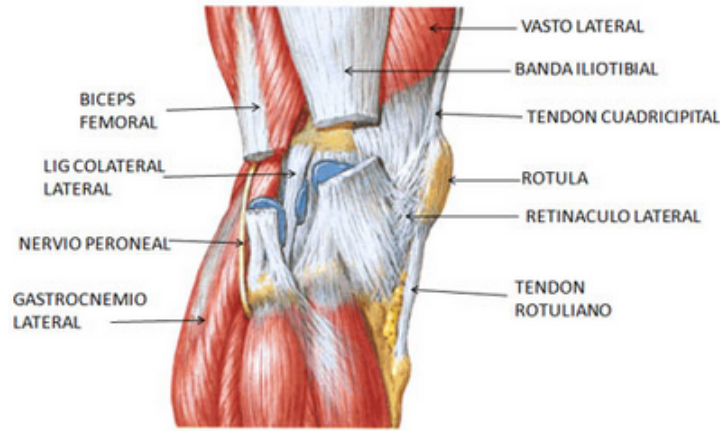
Fuente: Ariel D. Teitel, MD, MBA, Clinical Associate Professor of Medicine, NYU Langone Medical Center. Review provided by VeriMed Healthcare Network. Also reviewed by A.D.A.M. Health Solutions, Ebix, Inc., Editorial Team: David Zieve, MD, MHA, Bethanne Black, Stephanie Slon, and Nissi Wang.

La parte superior de la tibia posee dos cavidades llamadas glenoideas y albergan los cóndilos del fémur. Entre las dos cavidades glenoideas se encuentran las espinas tibiales en donde se insertan los ligamentos cruzados. En la parte anterior de la tibia existe una saliente llamada la tuberosidad anterior que sirve de inserción al tendón rotuliano. Todo junto con los cartílagos forman la meseta tibial que se muestra en la imagen anterior. [17, 28]

Los músculos que componen la rodilla son los siguientes:

- Músculos Flexores - Isquiotibiales - Biceps femoral - Músculo semimembranoso - Músculo semitendinoso.
- Accesorios - Músculo poplíteo - Músculo Sartorio
- Músculos Extensores - cuádriceps - Recto Femoral - Vasto medial - Vasto lateral - Vasto intermedio.
- Músculo que producen rotación externa - Tensor de la fascia lata - Biceps femoral
- Músculos que producen rotación interna - Sartorio - Semitendinoso - Semimembranoso - Recto interno - Poplíteo

Figura 6.5: Músculos de la rodilla



Fuente: Blog patologías de la rodilla Anatomía de la rodilla Teresa Galmés Ramirez

Pie

El pie es el fragmento final de la extremidad inferior que recibe el peso total del cuerpo y a su vez cumple funciones como el equilibrio, distribución del peso y la marcha humana o la facultad de caminar.

El pie junto con el tobillo son un fuerte y complejo conjunto de 26 huesos, 33 articulaciones y más de 100 músculos, ligamentos y tendones. [52, 41]

El pie se divide en tres distintas partes:

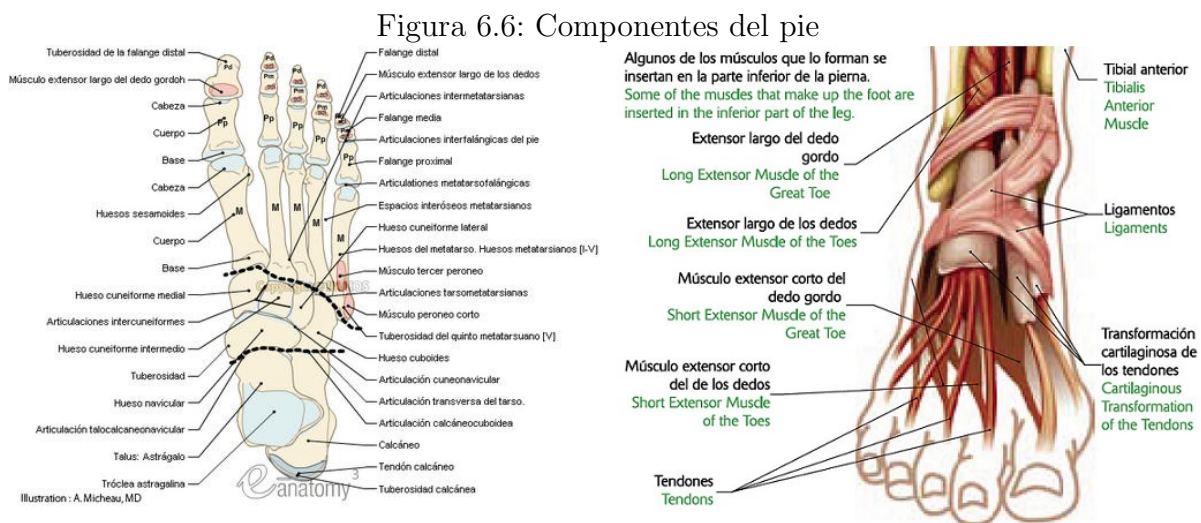
- **Retropié:** El retropié contiene el astrágalo y el calcáneo (el talón). El principal objetivo del retropié es la estabilidad.
- **Parte media:** Está formada por 5 huesos irregulares: Cuboides, navicular, 3 huesos cuneiformes. Funcionan de forma conjunta como amortiguador en el proceso de marcha.
- **Antepié:** Está conformada por los cinco metatarsianos que forman el metarso y las falanges. Entre las falanges se encuentran las articulaciones interfalángicas y entre los metatarsos se encuentran las articulaciones metatarsofalángicas.

Los huesos del pie también se pueden clasificar en 3 grupos:

- **Grupo proximal:** Astrágalo, Calcáneo, Escafoides, Cuñas, Cuboides.
- **Grupo intermedio:** Metatarsianos
- **Grupo distal:** Falanges, Hallux.

Los músculos del pie se clasifican en **extrínsecos**, los que se originan en la cara anterior, posterior o lateral de la pierna, y los **intrínsecos**, que están ubicados en la cara dorsal o planar del pie.

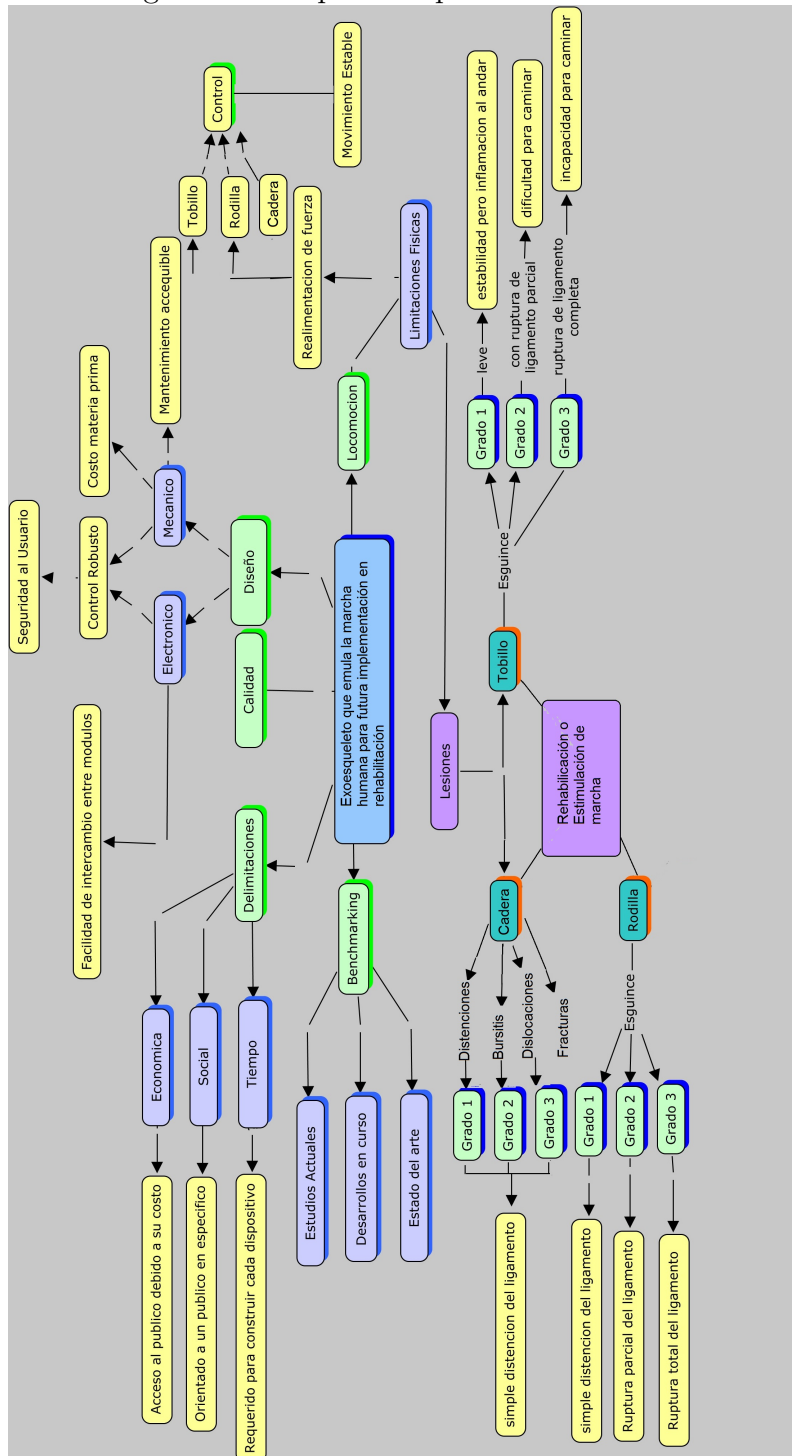
- **Extrínsecos:** Nacen en la pierna, y se unen a los huesos en el pie. Al estar atravesando la tibia y el peroné, se clasifican también en anteriores y posteriores. Los anteriores son: músculo tibial anterior, músculo extensor largo de los dedos, músculo extensor largo del primer dedo, músculo peroneo anterior, músculo peroneo lateral. Los músculos que se encuentran ubicados posteriormente respecto a la tibia son: músculo triceps sural, músculo tibial posterior, músculo flexor largo del primer dedo, músculo flexor largo de los dedos del pie. [41, 11]
- **Intrínsecos:** Estos músculos también se pueden dividir en dos grupos: De la planta del pie y del dorso. Los que se encuentran en la planta del pie se dividen en 3 grupos a su vez, que son: plano profundo, medio y superficial. En el plano profundo se encuentra: Interóseos dorsales y plantares, músculo oponente del quinto dedo, músculo flexor corto del quinto dedo, músculo aductor del primer dedo, músculo flexor corto del primer dedo. En el plano medio se encuentran: Músculo lumbrical del pie, Músculo cuadrado plantar. Y en el plano superficial se encuentran finalmente: Músculo abductor del primer dedo, músculo flexor corto de los dedos, músculo flexor corto de los dedos, músculo abductor del quinto dedo. Los músculos que se encuentran en el dorso del pie son: Músculo extensor corto de los dedos y el músculo extensor corto del primer dedo. [41, 11]



Dorso del pie - Anatomía : Huesos: sistema esquelético, Articulaciones del pie Atlas anatómico de las extremidades inferiores Antoine Micheau - MD, Denis Hoa – MD Publicado el 04 octubre 2009

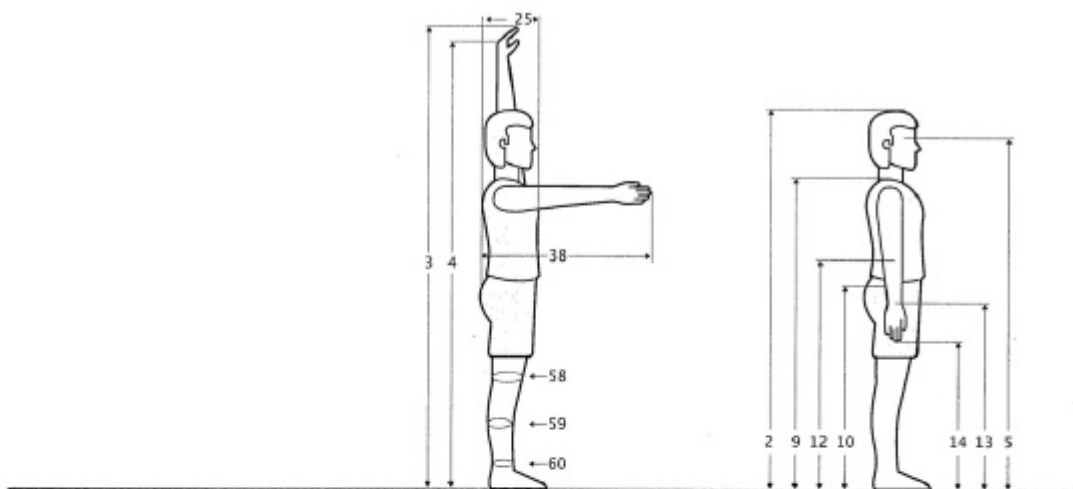
Anexo 2

Figura 6.7: Mapa conceptual funcionalidad



Anexo 3

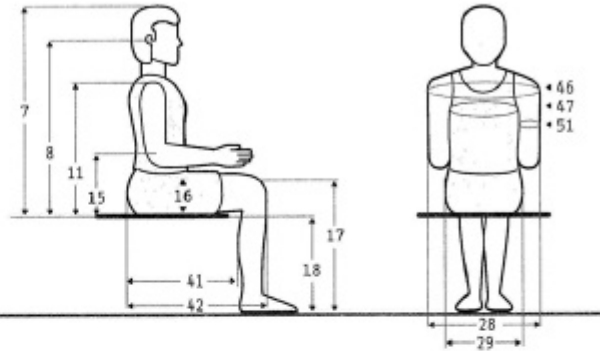
Figura 6.8: Antropometría Colombiana - En posición de pie - población laboral - sexo masculino - 20 a 39 años



Dimensiones	20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
	\bar{x}	D.E.	Percentiles			\bar{x}	D.E.	Percentiles		
			5	50	95			5	50	95
1 Masa corporal (Kg)	66.9	10.45	52.3	66.0	85.3	71.2	9.87	55.8	70.4	87.7
2 Estatura (cm)	170.1	6.52	159.5	169.4	181.1	168.9	6.27	158.3	169.4	178.5
3 Alcance vertical máximo	214.8	8.81	201.7	214.1	230.6	213.3	8.70	198.2	213.8	226.1
4 Alcance vertical con asimiento	199.8	8.17	187.5	199.5	213.9	198.2	8.07	184.2	198.7	210.8
5 Altura de los ojos	159.1	6.36	148.8	158.6	170.4	158.2	6.19	148.0	158.4	167.6
9 Altura acromial	138.6	5.72	128.8	138.2	148.2	138.1	5.76	129.2	138.4	147.4
10 Altura cresta iliaca medial	101.6	4.78	94.1	101.4	109.6	100.4	4.69	92.6	100.8	107.6
12 Altura radial	107.0	4.57	99.1	106.9	115.0	106.6	4.68	99.7	107.0	114.4
13 Altura estiloides	81.7	3.90	75.6	81.6	88.4	81.7	4.02	75.5	81.9	88.2
14 Altura dactilea dedo medio	63.8	3.44	58.4	63.7	69.9	63.9	3.51	58.4	64.2	69.4
25 Anchura del tórax	19.5	1.74	16.8	19.5	22.5	20.5	1.70	17.9	20.5	23.4
38 Alcance anterior brazo	71.4	3.39	66.4	71.3	77.1	71.2	3.23	65.7	71.3	76.7
58 Perímetro rodilla media	36.1	2.37	32.3	36.0	40.0	36.8	2.28	33.2	36.7	40.8
59 Perímetro pierna media	35.3	2.59	31.4	35.2	39.9	36.3	2.38	32.4	36.2	40.3
60 Perímetro supramaleolar	21.6	1.35	19.6	21.6	24.0	21.9	1.28	19.9	22.0	24.1

Fuente: Dimensiones antropométricas: Población latinoamericana - México, Cuba, Colombia Chile Venezuela. Página 200

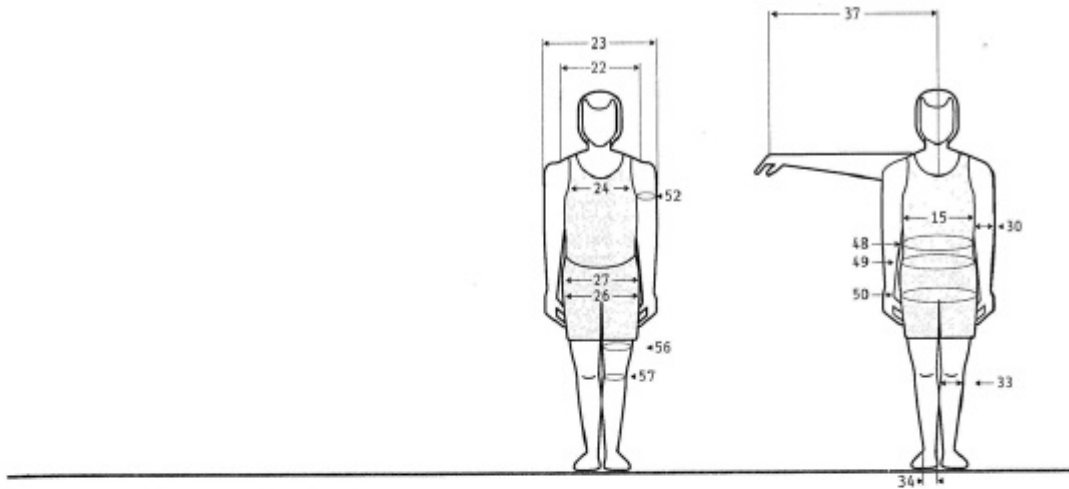
Figura 6.9: Antropometría Colombiana - En posición sentado - población laboral - sexo masculino - 20 a 39 años



Dimensiones	20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)					
	\bar{x}	D.E.	Percentiles			\bar{x}	D.E.	Percentiles			
			5	50	95			5	50	95	
6	Altura sentado normal	86.5	3.58	80.6	86.3	92.6	86.3	3.51	80.3	86.3	92.1
7	Altura sentado erguido	89.0	3.31	83.8	89.0	94.7	89.0	3.14	83.7	88.9	94.2
8	Altura de los ojos	78.6	3.31	73.5	78.6	84.1	78.8	3.17	73.6	78.9	83.6
11	Altura acromial	58.8	2.78	54.3	58.8	63.6	59.0	2.73	54.5	59.2	63.2
15	Altura radial	23.6	2.42	19.4	23.7	27.4	24.1	2.44	19.9	24.2	28.1
16	Altura del muslo	14.8	1.30	12.7	14.8	17.0	15.1	1.19	13.2	15.2	17.1
17	Altura de la rodilla	52.9	2.56	48.9	52.8	56.9	52.4	2.49	48.3	52.6	56.3
18	Altura de la fosa poplítea	43.0	2.21	39.5	42.9	46.5	42.2	2.21	38.5	42.3	45.7
28	Anchura codo a codo	42.9	4.25	36.7	42.2	50.5	45.3	4.24	38.1	45.5	52.4
29	Anchura de las caderas	34.3	2.59	30.5	34.3	38.5	35.2	2.49	31.1	35.1	39.2
41	Largura nalga - fosa poplítea	47.0	2.52	42.9	47.2	51.2	46.8	2.30	43.1	46.8	50.5
42	Largura nalga - rodilla	57.2	2.64	53.0	57.1	61.6	57.0	2.44	52.8	57.1	61.0
46	Perímetro bideltoides	111.7	7.00	101.3	111.2	124.1	114.5	6.55	103.6	114.8	124.8
47	Perímetro mesoesternal	94.2	6.49	84.6	93.6	105.4	97.3	6.08	87.4	97.3	106.9
51	Perímetro brazo flexionado	30.5	2.66	26.3	30.5	35.1	31.5	2.47	27.6	31.5	35.6

Fuente: Dimensiones antropométricas: Población latinoamericana - México, Cuba, Colombia Chile Venezuela. Página 200

Figura 6.10: Antropometría Colombiana - En posición de pie - población laboral - sexo masculino - 20 a 39 años

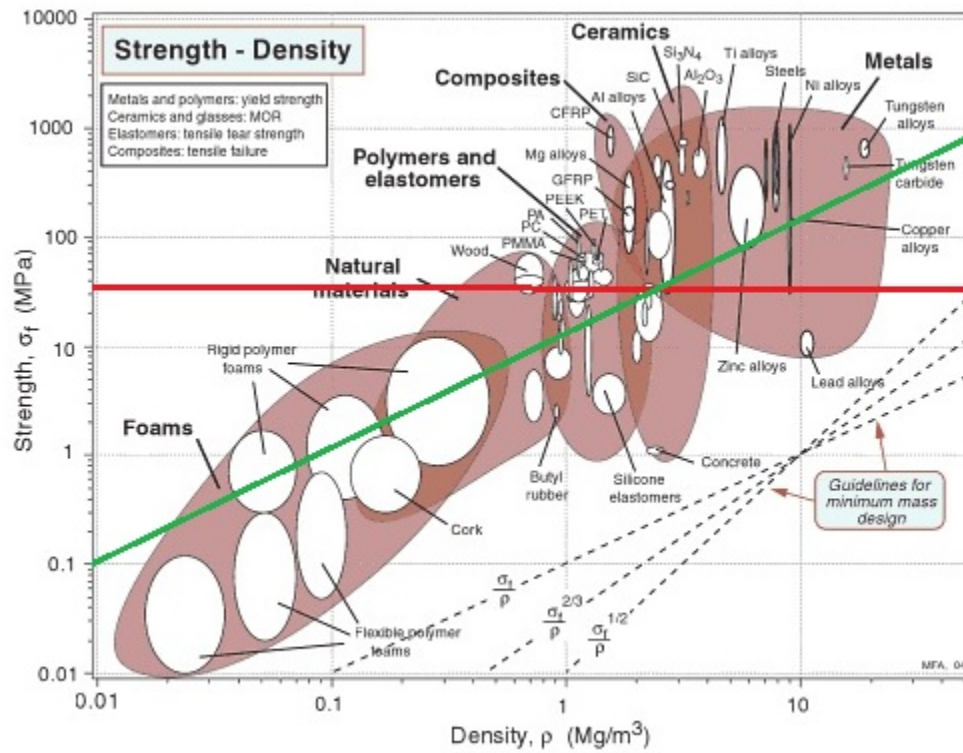


Dimensiones	20 - 29 años (n= 487)						30 - 39 años (n= 447)				
	x̄	D.E.	Percentiles			x̄	D.E.	Percentiles			
			5	50	95			5	50	95	
22	Anchura biacromial	39.6	2.12	36.3	39.5	43.2	39.8	2.01	36.6	39.8	43.3
23	Anchura bideltoides	45.7	2.95	41.4	45.4	50.7	46.6	2.77	42.1	46.6	51.2
24	Anchura transversal tórax	28.5	2.35	24.9	28.3	32.8	29.6	2.39	25.9	29.6	34.0
26	Anchura bicrestal	26.9	1.97	24.0	26.8	30.2	28.1	2.09	25.0	28.1	31.6
27	Anchura bitrocantera	31.6	1.73	28.7	31.6	34.5	32.2	1.79	29.5	32.2	35.3
30	Anchura del codo	6.7	0.36	6.2	6.7	7.4	6.7	0.34	6.2	6.7	7.4
33	Anchura de la rodilla	9.6	0.56	8.7	9.6	10.6	9.7	0.54	8.9	9.7	10.7
34	Anchura bimaléolar (del tobillo)	7.3	0.37	6.8	7.4	8.0	7.3	0.36	6.8	7.4	7.9
37	Largura lateral brazo	77.4	3.51	71.9	77.0	83.4	76.9	3.34	71.2	77.0	82.3
48	Perímetro de la cintura	79.8	7.55	68.8	78.6	92.8	86.0	7.86	73.8	85.8	98.1
49	Perímetro umbilical	83.1	8.04	71.5	82.0	97.4	89.3	8.18	76.9	88.9	102.1
50	Perímetro glúteo	93.2	6.41	83.7	92.8	103.5	95.6	5.85	86.2	95.3	104.9
52	Perímetro brazo	28.8	2.71	24.5	28.6	33.8	30.0	2.52	25.8	30.0	34.2
53	Perímetro antebrazo	26.3	1.74	23.6	26.3	29.2	27.0	1.73	24.4	27.0	30.0
56	Perímetro muslo superior	54.7	4.90	47.3	54.4	62.4	55.6	4.14	48.9	55.7	62.8
57	Perímetro muslo medio	51.7	4.32	44.9	51.6	59.2	52.4	3.77	46.3	52.5	58.7

Fuente: Dimensiones antropométricas: Población latinoamericana - México, Cuba, Colombia Chile Venezuela. Página 200

Anexo 4

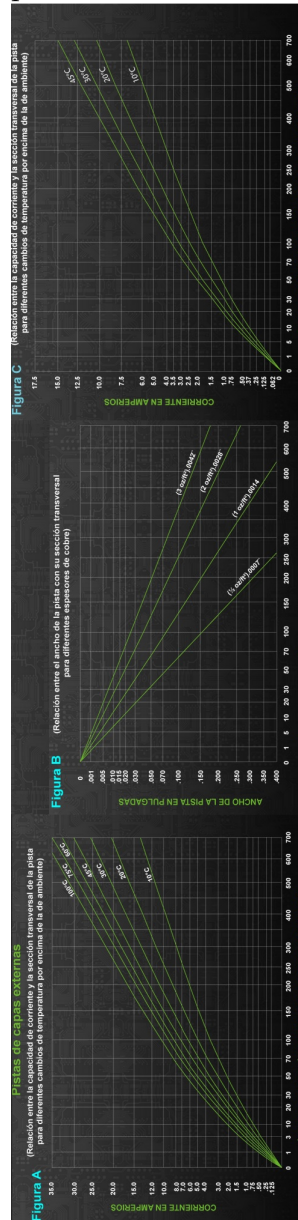
Figura 6.11: ashby



Fuente: Diseño en ingeniería mecánica. Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett México : Mc Graw Hill, 2012. Edición 9ª

Anexo 5

Figura 6.12: Tablas para la determinación de anchos de pista



Fuente: www.microensamble.com - Determinación de ancho de pista - Ecuaciones - tablas de corriente vs área de sección transversal de la pista