



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla

Centro Interdisciplinario de Posgrados

Investigación y Consultoría

Departamento de Ingeniería

Doctorado en Ingeniería Biomédica

Título de la investigación

Diseño y Construcción de un Exoesqueleto Humano

Tesis que para obtener el Grado de Doctor

En Ingeniería Biomédica

Presenta

Ernesto Zamora Martínez

Director de Tesis

Dr. Alfredo Toriz Palacios



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

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

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

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



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla
Vicerrectoría de Investigación y Posgrados
Decanatura de Ingeniería y Negocios
Doctorado en Ingeniería biomédica

Se aprueba la Tesis:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO HUMANO

Presentada Por:

Mtro. Ernesto Zamora Martínez

Comité Asesor

Dr. Alfredo Toriz Palacios
Director de Tesis

Dr. Manuel González Pérez
Asesor de Tesis

Dr. Juan Manuel López Oglesby
Asesor de Tesis

Puebla, México.

01 de junio de 2015

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	i
INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 1. PROPÓSITO Y ORGANIZACIÓN	1
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y LA OPORTUNIDAD DE INVESTIGACIÓN.....	1
1.2 OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN.	2
1.3 OBJETIVOS PARTICULARES DE LA INVESTIGACIÓN.....	2
1.4 PREGUNTAS DE LA INVESTIGACIÓN.	3
1.5 JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN.	4
1.6 ALCANCES Y LIMITACIONES	5
1.7 VIABILIDAD DE LA INVESTIGACIÓN.	5
1.8 IMPACTO ESPERADO.....	7
CAPITULO 2 ESTADO DEL ARTE.....	8
CAPITULO 3 DESARROLLO DE LA PROPUESTA	25
3.1 DESCRIPCIÓN DE LA EXTREMIDAD INFERIOR (ANATOMÍA, FISIOLOGÍA Y LOCALIZACIÓN)	25
3.1.1 SISTEMAS QUE FORMAN EL APARATO LOCOMOTOR.....	26
3.1.2 REGIONES DE LA EXTREMIDAD INFERIOR	26
3.1.3 ARTICULACIONES DE LA EXTREMIDAD INFERIOR.....	27
3.1.4 CÓMO LOCALIZAR SUPERFICIALMENTE LAS ARTICULACIONES DE UNA PERSONA	28
3.1.4.1 Localización superficial de las articulaciones de cadera.....	28
3.1.4.2 Localización superficial de las articulaciones de la rodilla.....	30
3.1.4.3 Localización superficial de la articulación del tobillo.....	32
3.1.5 DESCRIPCIÓN DEL MOVIMIENTO DE CADERA, MUSLO, PIERNA Y PIE.....	35
3.1.5.1 Movimiento de la columna lumbar.	36
3.1.5.2 Movimiento de la articulación de cadera.	38
3.1.5.3 Movimiento de la articulación de la rodilla.	39
3.1.5.4 Movimiento de la articulación del tobillo.	40

3.1.6	DIMENSIONES DE LOS SEGMENTOS CORPORALES	42
3.1.7	CONFIGURACIÓN DE LAS EXTREMIDADES	44
3.1.8	CONTROL DEL MOVIMIENTO DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES	46
3.2	ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA POR VIDEO Y SENSOR	51
3.2.1	FASES DE LA MARCHA.	52
3.2.1.1	Aceptación del peso en el plano sagital	56
3.2.1.2	Apoyo medio en el plano sagital.....	58
3.2.1.3	Despegue en el plano sagital.....	59
3.2.1.4	Aceleración en el plano sagital.....	60
3.2.1.5	Balanceo medio en el plano sagital.	61
3.2.1.6	Desaceleración.....	62
3.2.2	ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA EN EL PLANO FRONTAL.	63
3.2.2.1	Aceptación del peso	63
3.2.2.2	Apoyo medio	64
3.2.2.3	Despegue.....	65
3.2.2.4	Aceleración.....	66
3.2.2.5	Balanceo medio	67
3.2.2.6	Desaceleración.....	69
3.2.3	ANÁLISIS DE LA MARCHA UTILIZANDO SENSOR DE ROTACIÓN ...	70
3.2.3.1	Análisis de la articulación de cadera en el plano sagital	73
3.2.3.2	Análisis de la articulación de rodilla en el plano sagital	75
3.2.3.3	Análisis de la articulación de tobillo en el plano sagital.....	77
3.2.3.4	Análisis de la articulación de cadera en el plano frontal.....	79
3.3	ESTRUCTURA MECÁNICA, CINÉTICA Y ENERGÍA DEL EXOESQUELETO	83
3.3.1	ESTRUCTURA MECÁNICA DEL EXOESQUELETO.....	83
3.3.1.1	Estructura de la articulación de la cadera del exoesqueleto.	84
3.3.1.2	Estructura de la articulación de la rodilla del exoesqueleto.....	93
3.3.1.3	Estructura de la articulación del tobillo y pie del exoesqueleto.....	95
3.3.2	CINETICA DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO.....	97
3.3.2.1	Cálculos de torca para el motor de cadera del exoesqueleto.....	100
3.3.2.2	Análisis cinético de la rodilla en la fase de balanceo.....	107
3.3.2.3	Análisis cinético de la cadera en la fase de apoyo.	110
3.3.3	ESTUDIO ENERGÉTICO DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO..	114

3.3.3.1 Gasto energético del exoesqueleto	117
3.3.3.2 Energía requerida para el motor de la cadera en la fase de balanceo.	118
3.3.3.3 Potencia requerida para la rodilla para una flexión de 60 grados.	122
3.3.3.4 Potencia requerida para la cadera en la fase de apoyo.	124
3.3.3.5 Fuerza de fricción y trabajo del pie posterior.....	126
3.4 CONTROL DEL EXOESQUELETO, CIRCUITOS Y PROGRAMACIÓN.	130
3.4.1.1 Control manual del exoesqueleto	133
3.4.1.2 Control por comandos de voz.	137
3.4.2 CIRCUITOS	150
3.4.2.1 Fuentes de alimentación	152
3.4.2.2 Tarjeta con un circuito ULN2803 y ocho relevadores alimentados a 12V.	153
3.4.2.3 Circuito integrado programable.....	154
3.4.2.4 Descripción de los pines y puertos del Circuito integrado programable	155
3.4.2.4 Tarjetas para acoplar el circuito integrado programable	159
3.4.2.5 Control de velocidad de los motores	162
CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS	165
4.1 ANÁLISIS DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO	167
4.1.2 ACEPTACIÓN DEL PESO EN EL PLANO SAGITAL.....	169
4.1.3 APOYO MEDIO EN EL PLANO SAGITAL.....	170
4.1.4 DESPEGUE EN EL PLANO SAGITAL.....	171
4.1.5 ACELERACIÓN EN EL PLANO SAGITAL.....	172
4.1.6 BALANCEO MEDIO EN EL PLANO SAGITAL.	173
4.1.7 DESACELERACIÓN.	175
4.2 ANÁLISIS DE LA TRAYECTORIA DE LAS ARTICULACIONES DEL EXOESQUELETO	176
CAPITULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	179
5.1 CONCLUSIONES	179
5.2 TRABAJOS FUTUROS.....	185
ANEXOS	188
ANEXO 1. PROGRAMACIÓN CON FLOWCODE	188

ANEXO 2. PROGRAMA PARA EL MICRO CONTROLADOR DEL EXOESQUELETO	190
ANEXO 3. GRABAR EL PIC.....	200
ANEXO 4. CONTROL POR COMANDO DE VOZ	202

ÍNDICE DE IMÁGENES

Figura 2: 1 Proyecto Hardiman	9
Figura 2: 2 Traje robótico LIFESUIT 14.....	10
Figura 2: 3 Traje robótico de asistencia	11
Figura 2: 4 Exoesqueleto Bleex.....	12
Figura 2: 5 Exoesqueleto Rewalk	13
Figura 2: 6 Exoesqueleto EKS0, antes Elegs	14
Figura 2: 7 Exoesqueleto Hal	15
Figura 2: 8 Exoesqueleto Vanderbilt	16
Figura 2: 9 Pantalón con varillas IPN	18
Figura 2: 10 Exoesqueleto CINVESTAV.....	20
Figura 2: 11 Exoesqueleto UNAM	21
Figura 2: 12 Exoesqueleto diseñado en el Tecnológico de Monterrey	22
Figura 2: 13 División de Estudios de Posgrado e Investigación Instituto Tecnológico de Chihuahua.....	23
Figura 3: 1 Localización de la articulación de cadera.....	28
Figura 3: 2 Localización superficial de la cadera.....	29
Figura 3: 3 Articulación de rodilla	30
Figura 3: 4 Localización superficial de la articulación de rodilla	31
Figura 3: 5 Localización superficial de la articulación de rodilla	32
Figura 3: 6 Articulación de tobillo.....	33

Figura 3: 7 Localización superficial de tobillo	34
Figura 3: 8 Planos de referencia	35
Figura 3: 9 Flexión de la columna lumbar.....	37
Figura 3: 10 Flexión y extensión del muslo.	38
Figura 3: 11 Movimiento de abducción y aducción del muslo.....	39
Figura 3: 12 Movimiento de la pierna.	40
Figura 3: 13 Articulación del tobillo.....	41
Figura 3: 14 Fisonomía femenina.....	44
Figura 3: 15 Rodillas desalineadas	46
Figura 3: 16 Músculos principales de la extremidad inferior.....	47
Figura 3: 17 Subdivisiones de la fase de apoyo	53
Figura 3: 18 Subdivisiones de la fase de balanceo	54
Figura 3: 19 Aceptación del peso.	57
Figura 3: 20 Apoyo medio.....	58
Figura 3: 21 Despegue	59
Figura 3: 22 Aceleración.....	60
Figura 3: 23 Balanceo medio.....	61
Figura 3: 24 Desaceleración.....	62
Figura 3: 25 Aceptación del peso.	64
Figura 3: 26 Fase apoyo medio.....	65
Figura 3: 27 Fase de despegue.....	66
Figura 3: 28 Fase de aceleración.	67
Figura 3: 29 Fase de balanceo medio.	68
Figura 3: 30 Fase de desaceleración.	69
Figura 3: 31 Dispositivo para medir desplazamiento angular	70
Figura 3: 32 Programa para medir desplazamiento angular.....	71
Figura 3: 33 Panel frontal	73
Figura 3: 34 Gráfica del movimiento de la articulación de cadera.....	74
Figura 3: 35 Graficas de la articulación de cadera	75
Figura 3: 36 Gráfica del movimiento de la articulación de rodilla	76
Figura 3: 37 Grafica de la articulación de rodilla	77

Figura 3: 38 Gráfica de la articulación del tobillo con zapato con curvas mecedoras.....	78
Figura 3: 39 Gráfica de articulación de tobillo	79
Figura 3: 40 Colocación del dispositivo para análisis frontal de cadera	80
Figura 3: 41 Gráfica del desplazamiento angular frontal de la cadera.	81
Figura 3: 42 Gráfica del desplazamiento angular frontal de la cadera [16].	82
Figura 3: 43 Prototipo de exoesqueleto.....	83
Figura 3: 44 Articulación de cadera.	84
Figura 3: 45 Mecanismo de cuatro barras.	85
Figura 3: 46 Barras de articulación.....	87
Figura 3: 47 Configurando el estudio de movimiento	88
Figura 3: 48 Configuración para obtener desplazamientos	89
Figura 3: 49 Gráfica de desplazamiento angular de la articulación de cadera en el plano sagital.	90
Figura 3: 50 Gráfica del desplazamiento angular frontal de la articulación del exoesqueleto.	91
Figura 3: 51 Mecanismo de leva para articulación de cadera.	92
Figura 3: 52 Muslo y articulación de rodilla.	93
Figura 3: 53 Gráfica de articulación de exoesqueleto	94
Figura 3: 54 Zapato y articulación de tobillo.	95
Figura 3: 55 Mecedoras del zapato.	96
Figura 3: 56 Eslabones del exoesqueleto.	98
Figura 3: 57 Diagrama de fuerzas para calcular torque de la cadera.....	101
Figura 3: 58 Máximo ángulo de la articulación de cadera en la marcha.....	103
Figura 3: 59 Diagrama de cuerpo libre de extremidad inferior.....	104
Figura 3: 60 Diagramas de cuerpo libre para calcular las tres torcas.....	105
Figura 3: 61 Gráfica de fuerza de torsión de la cadera en la fase de balanceo...	106
Figura 3: 62 Ángulo máximo de flexión de rodilla.....	107
Figura 3: 63 Diagrama de cuerpo libre para articulación de rodilla	108
Figura 3: 64 Gráfica de fuerza de torsión de la rodilla en la fase de balanceo	109
Figura 3: 65 Movimiento de cadera y pie	111

Figura 3: 66 Diagrama de cuerpo libre en la fase de apoyo.....	112
Figura 3: 67 Características de un motor usado en algunos exoesqueletos	113
Figura 3: 68 Desplazamientos verticales de los eslabones	119
Figura 3: 69 Gráfica de potencia contra tiempo de la cadera del exoesqueleto en la fase de balanceo.	121
Figura 3: 70 Diagrama de cuerpo libre de articulación de rodilla.....	122
Figura 3: 71 Gráfica de potencia contra tiempo de la rodilla del exoesqueleto en la fase de balanceo.	124
Figura 3: 72 Diagrama de cuerpo libre para análisis en la fase de apoyo	125
Figura 3: 73 Gráfica de potencia contra tiempo de motor de la cadera en la fase de apoyo.	126
Figura 3: 74 Diagrama horizontales y trabajo para analizar fuerzas	127
Figura 3: 75 Control del balance del exoesqueleto con muletas	131
Figura 3: 76 Primer prototipo de exoesqueleto diseñado y construido	133
Figura 3: 77 Control manual del exoesqueleto	134
Figura 3: 78 Conector DB9.....	136
Figura 3: 79 Tarjeta EasyVR.....	137
Figura 3: 80 Módulo de reconocimiento de voz.....	140
Figura 3: 81 Añadiendo ficheros WAV para construir “Tabla de sonidos”	143
Figura 3: 82 Cambiando el jumper	143
Figura 3: 83 Grabar tabla de sonidos	144
Figura 3: 84 Colocando el jumper en la posición PC.....	144
Figura 3: 85 Área de trabajo de la EasyVR Comander	145
Figura 3: 86 Reconocimiento de una voz	147
Figura 3: 87 Edición de comandos del grupo 1	148
Figura 3: 88 Caja de circuitos.....	151
Figura 3: 89 Batería para alimentar los motores	152
Figura 3: 90 Tarjeta de relevadores	153
Figura 3: 91 Circuito de relevadores y motores.....	154
Figura 3: 92 PIC16F877A.....	155
Figura 3: 93 Conexión del interruptor para resetear	156

Figura 3: 94 Oscilador para el PIC	157
Figura 3: 95 Tarjeta para acoplar el PIC	160
Figura 3: 96 Circuito de sensor para conectar al PIC	160
Figura 3: 97 Tarjeta con resistencias y conectores con tornillos.....	161
Figura 3: 98 Diagrama de conexiones.....	162
Figura 3: 99 Modulaci3n de ancho de pulso.....	163
Figura 3: 100 Control de velocidad de motores.....	164
Figura 4: 1 Prototipo de exoesqueleto.....	165
Figura 4: 2 Posici3n al iniciar el proceso de la marcha	168
Figura 4: 3 Aceptaci3n del peso.	169
Figura 4: 4 Apoyo medio.	171
Figura 4: 5 Despegue.....	172
Figura 4: 6 Aceleraci3n.....	173
Figura 4: 7 Balanceo medio.....	174
Figura 4: 8 Desaceleraci3n.....	175
Figura 4: 9 Trayectoria de la articulaci3n de cadera del exoesqueleto.....	176
Figura 4: 10 Articulaci3n de cadera del exoesqueleto	177
Figura A: 1 1rea de trabajo de FlowCode	188
Figura A: 2 Interfaz grafica para emular controles y sensores.....	190
Figura A: 3 Control Manual.....	191
Figura A: 4 Variable Pasolzquierdo	195
Figura A: 5 Interface al dar paso izquierdo	196
Figura A: 6 Interface al dar el paso derecho.....	197
Figura A: 7 Diagrama de paso izquierdo y Paso derecho	198
Figura A: 8 Grabador de circuitos integrados	200
Figura A: 9 Terminales del programador.....	201
Figura A: 10 Interface del programador.....	201

RESUMEN

En todo el mundo hay personas con daños en las extremidades inferiores que requieren rehabilitación; o personas parapléjicas cuyo único medio para desplazarse es una silla de ruedas. A fines del siglo pasado comenzó a escucharse y publicarse noticias sobre “exoesqueletos”, creados en Japón y Estados Unidos que ayudaban a desplazarse a personas con problemas para la deambulaci3n.

Han transcurrido muchos a1os y no se ha visto en alguna parte del mundo que por la calle alguien que no este implicado en las investigaciones utilice estos dispositivos, en M3xico apenas empiezan a salir noticias sobre algunas investigaciones que se realizan en instituciones de educaci3n superior, lo que representa un considerable rezago en el apoyo que se le pudiera brindar personas con problemas en la marcha. Es por ello que se ha decidido contribuir con el dise1o y construcci3n de un exoesqueleto.

El exoesqueleto desarrollado en este proyecto de investigaci3n ser3 utilizado para rehabilitaci3n de personas que tengan lesiones motrices en las extremidades inferiores, o para ayudar a caminar a personas parapléjicas. As3, la presente tesis se orienta a dise1ar y construir instrumentos computarizados para la obtenci3n de desplazamientos angulares de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo; as3 como para modelar la marcha humana y el consumo de energ3a del exoesqueleto.

Un aspecto importante para este trabajo, es conocer los principios de la cinem3tica y la din3mica de la marcha humana, a partir de los cuales se proceder3 a dise1ar un exoesqueleto utilizando programas de dise1o asistido por computadora y se construir3 el exoesqueleto que tendr3 circuitos electr3nicos que controlen los motores al recibir informaci3n del usuario o de sensores; adem3s, se implementar3 y evaluar3 el sistema compuesto por el exoesqueleto rob3tico y otros m3dulos independientes que actúen de forma integrada sin usuario, para

RESUMEN

posteriormente hacer correcciones y así comenzar la realización de pruebas de funcionalidad con ayuda de colaboradores como usuarios.

Generalmente las investigación realizada en las universidades no es aprovechada, de manera que se espera que esta investigación no siga el mismo camino por lo que se diseñará un protocolo de seguridad, con el apoyo de profesionales médicos, para que a una persona que lo requiera se le diseñe y construya un exoesqueleto a la medida para que lo utilice en forma cotidiana. Por otro lado el prototipo e información quedarán a disposición de estudiantes interesados en continuar con la investigación a fin de que puedan realizarle mejoras, y para que en un futuro próximo sea posible comercializarlo a un bajo costo

INTRODUCCIÓN

La tecnología de hoy se ha visto inmersa en casi todos los campos de trabajo, como el militar, la salud, el ocio, entre otros, siendo la medicina uno de los más beneficiados, debido a que estas tendencias impulsan el desarrollo de herramientas especializadas que facilitan el trabajo del médico y la recuperación de los pacientes. Una de las herramientas que buscan mejorar la calidad de vida de las personas, son los exoesqueletos.

Por definición, un exoesqueleto es un esqueleto que se encuentra fuera del cuerpo humano, está formado por una estructura que tiene articulaciones y además sirve como soporte para los actuadores, sensores y fuentes de alimentación, los cuales asistirán al usuario.

La tendencia en las investigaciones sobre exoesqueletos es construir maquinas que se acoplen en forma externa al cuerpo humano para ayudar a levantar, y cargar cosas más pesadas de lo humanamente posible, así como para desplazarse a mayor velocidad, o simplemente ayudar a caminar a una persona.

También en el ámbito de la rehabilitación para personas con lesión de la médula espinal o que hayan sufrido un evento cerebrovascular, la aplicación del exoesqueleto esta orientada a ayudar a estos pacientes asistiéndolos en los movimientos que deben realizar en sus terapias físicas de tal modo que, un exoesqueleto podría reducir el trabajo físico así como los costos que implica trabajar con un terapeuta, además dichos exoesqueletos pueden ser adaptados específicamente a las necesidades de cada persona.

Algunos de los grandes problemas que se observan al ponerse un exoesqueleto son que los movimientos se ven restringidos considerablemente, la marcha es poco eficiente y torpe; además, resulta peligroso para los usuarios ya que pueden sufrir caídas por fallas en los sistemas de control. Por lo que al iniciar

INTRODUCCIÓN

el diseño de un exoesqueleto los investigadores tienen que considerar los problemas ya mencionados, pero además algunos otros, donde uno de los más difíciles es la creación de una fuente de alimentación compacta y ligera, con suficiente energía para permitir al exoesqueleto funcionar durante períodos prolongados sin estar conectado a la alimentación externa.

Otro problema es el material del que están hechos, comúnmente utilizan acero y el aluminio; metales baratos y fáciles de maquinar. Sin embargo el acero tiene una densidad grande y el exoesqueleto debe consumir más energía para mover su propio peso, lo que reduce la eficiencia. Por otro lado, las aleaciones de aluminio utilizadas son menos densas, pero se desgastan más fácilmente y su resistencia a la carga es menor, sería inaceptable que la estructura del exoesqueleto llegara a doblarse, pudiendo ocasionar algún daño al usuario.

Existen materiales más fuertes y mucho más ligeros, como son el titanio y placas de fibra de carbono moldeadas, pero estos implican un mayor gasto tanto para los investigadores como para los usuarios.

Con respecto a los actuadores, en la actualidad se han abandonado los sistemas hidráulicos y neumáticos para proporcionar el movimiento de los exoesqueletos, ya que resultan pesados y difíciles de controlar en forma precisa; en su lugar, se utilizan servomotores que son más eficientes, y engranajes para proporcionar un alto par de torsión.

Así pues, el diseño y fabricación de exoesqueletos es una gran oportunidad para la investigación de diferentes áreas del conocimiento, incluyendo las humanidades, ya que muchas personas requieren de apoyo terapéutico para aceptar y asimilar la utilización de los exoesqueletos.

CAPITULO 1. PROPÓSITO Y ORGANIZACIÓN

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y LA OPORTUNIDAD DE INVESTIGACIÓN.

Desde la década de los setenta cuando se transmitían las series de televisión “El hombre nuclear” y “La mujer biónica”, ha emergido fuertemente la Robótica médica y la Robótica de rehabilitación, esta última con el objetivo de aplicar su tecnología para la rehabilitación y asistencia de personas con capacidades diferentes.

De lo anterior, el desarrollo de sistemas robóticos viables capaces de asistir a una persona con limitación funcional se ha vuelto una prioridad en la última década, de tal forma que se han desarrollado dispositivos para asistir en la movilidad y en las funciones motoras de las extremidades inferiores principalmente.

En México, se ha observado un aumento en el número de personas discapacitadas por debilidad muscular asociada al envejecimiento, por enfermedades, y por accidentes automovilísticos y laborales. En el Distrito Federal y en algunos estados de la República Mexicana, existen centros de rehabilitación que además de ofrecer los servicios de terapeutas, utilizan tratamiento alternativo con sistemas robóticos en la realización de actividades “cotidianas” como caminar o simplemente ejercitar las extremidades por medio de movimientos pasivos.

Los dispositivos utilizados en un espacio limitado no tienen problemas de diseño y construcción; ya que pueden permanecer conectados a una fuente de energía eléctrica y a una computadora; el problema es para los dispositivos (exoesqueletos) que se quieren utilizar para dar movilidad e independencia a las personas en espacios abiertos, no fijos, que requieran de desplazamientos largos y constantes (exoesqueletos).

Así, al conocer las problemáticas de las personas con alteraciones motrices y al adentrarnos en la dinámica de los dispositivos robóticos conocidos como exoesqueletos capaces de asistir a personas con capacidades diferentes, se puede determinar que el diseño y fabricación de dichos dispositivos, es terreno fértil para la investigación no solo en las universidades, sino también en las empresas, para quienes representa un excelente negocio, lo que a su vez impulsaría la creación de nuevos empleos formales. Además, lo más relevante es que esto significaría una mejora en la calidad de vida de las personas con discapacidad motriz, incluyendo a los adultos mayores, y por supuesto facilitaría el trabajo del médico y la recuperación de las personas con estas características.

Por otro lado las instituciones de educación superior con apoyo del gobierno tienen la obligación de hacer investigación para el bien de la sociedad, y para hacer posible el desarrollo de la ciencia y la tecnología en México, y que mejor forma de hacerlo que impulsando proyectos encaminados a nuevos diseños de exoesqueletos que se asemejen más a los movimientos naturales de la marcha humana.

1.2 OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN.

El presente trabajo tiene como objetivo principal, construir un exoesqueleto que sirva para ayudar a la rehabilitación de personas con daños en extremidades inferiores.

1.3 OBJETIVOS PARTICULARES DE LA INVESTIGACIÓN

- Conocer los diferentes tipos de exoesqueletos que se han construido a lo largo de los años, saber para que fueron contruidos, y la forma de controlarlos.

- Describir la anatomía de las extremidades inferiores humanas y de los exoesqueletos.
- Investigar y describir el proceso de la marcha humana.
- Diseñar un exoesqueleto utilizando programas de diseño asistido por computadora.
- Determinar la potencia requerida de los motores y encontrar el lugar en donde se venden.
- Diseño de sistema eléctrico y electrónico de control.
- Fabricación de las diferentes partes del exoesqueleto
- Hacer el programa para grabar el circuito integrado programable
- Armar el exoesqueleto
- Hacer pruebas de funcionamiento del exoesqueleto sin usuario y posteriormente con el.

1.4 PREGUNTAS DE LA INVESTIGACIÓN.

Habiéndose decidido diseñar y construir un exoesqueleto, se generaron las siguientes preguntas:

- 1 ¿Qué tipo de exoesqueleto se quiere construir?
- 2 ¿A qué personas va a servir el exoesqueleto?
- 3 ¿Qué tipo de actuadores utilizaría el exoesqueleto?
- 4 ¿Qué fuerza de torsión requieren los motores?
- 5 ¿Cuál es la forma más segura de controlar el exoesqueleto?
- 6 ¿Dónde se consigue el material a utilizar?
- 7 ¿Qué fuentes de energía va a utilizar?
- 8 ¿Cuánto va a costar el prototipo?
- 9 ¿Qué tiempo va a durar la investigación?
- 10 ¿Dónde se conseguirá el primer usuario con capacidades diferentes?

1.5 JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN.

Según la Organización Mundial de la Salud, aproximadamente el 1% de la población del mundo depende de las sillas de ruedas para moverse. Con el envejecimiento de la población este número aumenta desmesuradamente. Esto significa que aproximadamente, 3 millones de americanos, 5 millones de europeos, un total aproximado de 10 millones de ciudadanos de países desarrollados y 60 millones de personas alrededor del mundo dependen de las sillas de ruedas. Mientras que las sillas de ruedas han mejorado en su calidad durante las últimas décadas, las opciones para las personas con problemas de movilidad son limitadas provocando una baja participación social y económica.

Hacer que una persona discapacitada pueda ser más independiente puede parecer un avance significativo tecnológicamente hablando, pero las implicaciones de integración social de personas con capacidades diferentes son el impacto real de este tipo de investigaciones. Así, en este proyecto se ha abordado el problema de diseñar, construir, implementar y evaluar un exoesqueleto capaz de darle la posibilidad de caminar a aquellos que no pueden, además de que sería la herramienta perfecta para empezar la rehabilitación mientras la memoria muscular todavía está intacta, tanto que podría ser un gran avance como medida preventiva, para evitar la atrofia inherente a la recuperación luego de un accidente o una enfermedad.

Sin embargo, un punto no menos importante, es el precio total por unidad que tendría que gastar una persona para adquirir un exoesqueleto, algunos costos llegan a ser de hasta 100,000 dólares, cantidad que está al alcance de muy pocos sectores de la sociedad ya que estas cantidades son consideradas con toda razón, mucho dinero para una opción “mejor” a la silla de ruedas.

Así, otro punto importante de la investigación es dar esa “mejor” opción a la silla de ruedas, pero a un costo económico similar, accesible a más personas e instituciones.

1.6 ALCANCES Y LIMITACIONES

El diseño y construcción del exoesqueleto ha sido un largo camino de errores y aciertos, que sirven para hacerle modificaciones que lo vayan mejorando, apenas se consigue terminar un diseño, cuando ya se están observando detalles que pueden o deben modificarse para mejorarlo.

El exoesqueleto diseñado y construido tiene como alcance permitir caminar a los adultos mayores, personas discapacitadas o enfermos con limitación de los movimientos. Además, podría servir en hospitales y centros de rehabilitación para el entrenamiento y rehabilitación de personas con discapacidad motriz, puesto que la actividad de caminata del paciente puede ser supervisada, determinada y dirigida según sus necesidades.

Las principales limitaciones que encontramos en el desarrollo de esta tesis son que para que le sea útil a una persona para caminar por las calles, esta debe tener control de la parte superior de su cuerpo, ya que es la persona misma la encargada del control del equilibrio. El concepto de cambio de orientación en si mismo, representa también una limitación que por su complejidad no es considerada en el dispositivo, y hay que ayudarse con las muletas.

La batería mantiene una carga suficiente hasta dos horas y media en funcionamiento continuo, lo que da una autonomía reducida a los usuarios.

Finalmente, el uso del exoesqueleto puede resultar peligroso para la integridad física del usuario, por ello es necesario evaluar su desempeño en todo tipo de posibles situaciones a las que se pueda enfrentar durante su uso.

1.7 VIABILIDAD DE LA INVESTIGACIÓN.

Al adentrarnos en la viabilidad de la investigación es necesario considerar la factibilidad misma del proyecto; para ello, es necesario tomar en cuenta la

disponibilidad de tiempo, recursos financieros, humanos y materiales, que van a determinar en última instancia los alcances de la investigación. Por otro lado es necesario determinar si la investigación va a contribuir al campo científico y tecnológico, y posteriormente conducir a nuevos problemas y futuras investigaciones que beneficien a la sociedad.

Al iniciar el proyecto había cierta incertidumbre sobre los recursos humanos, ya que es un trabajo que requiere de colaboración multidisciplinaria entre físicos, electrónicos, mecánicos, programadores y médicos, difícil de realizar ya que una investigación con esas características, toma un considerable tiempo llevarla a buen fin, y mayormente debe haber un interés comunes entre los que forman el equipo. Lo anterior es superable gracias a que es una investigación realizada en una institución de educación superior y siempre hay gente profesional dispuesta a contribuir en forma desinteresada.

Sobre los materiales y maquinas que se requieren no existe gran problema, pues todo se puede comprar o fabricar utilizando maquinas y herramienta convencional como son: torno, máquina fresadora, taladro y máquina de coser tela. Los circuitos electrónicos se compran, o se diseñan y fabrican.

Respecto a los recursos financieros, se tiene que invertir alrededor de unos quince mil pesos por cada prototipo que se realice. En este punto, se podría solicitar el apoyo del CONACYT, en caso de no contar con el dinero.

Por último y lo más relevante es que se ha determinado que el desarrollo del presente trabajo contribuirá a preparar futuros ingenieros que estén dispuestos a realizar investigaciones que mejoren lo ya hecho, y algunos casos que inicien empresas dedicadas a la fabricación de exoesqueletos; contribuyendo a un bien social.

1.8 IMPACTO ESPERADO

En un primer plano, el impacto en la salud de los usuarios es muy importante, ya que cuando por alguna situación o enfermedad una persona permanece mucho tiempo sentado o acostado, aparecen otros problemas de salud adicionales, los cuales podrían verse reducidos notablemente con la utilización de los exoesqueletos, así como también, la tasa de complicaciones relacionadas con la inmovilidad y la gravedad de las mismas.

También, personas con lesión medular usuarias constantes de sillas de ruedas, se verían beneficiadas, ya que sería posible incrementar su desplazamiento y su estadía de pie por un tiempo prolongado pero además con la seguridad y comodidad que le puede proporcionar el dispositivo. No se requiere ser un experto para determinar que al estar de pie el usuario favorecerá la circulación cardíaca y periférica, y así mejoraría la función renal, y favorecería el tránsito intestinal, además de disminuir la atrofia muscular.

El dispositivo favorecería un mayor grado de independencia en personas con problemas de movilidad, lo que podría contribuir a facilitar su re inserción social y laboral, además de mejorar su autopercepción e incrementar su autoestima. En algunas entrevistas revisadas, que fueron realizadas a usuarios que en algún momento tuvieron la oportunidad de utilizar un exoesqueleto de prueba, hacen referencia a que “con el simple hecho de estar en posición de pie por un tiempo considerable, logran incrementar su autoestima, ya que el estar siempre viendo a las personas hacia arriba les afecta emocionalmente”.

Finalmente, es necesario considerar que la mayoría de las ciudades de nuestro país están planeada y diseñada para gente que camina por las calles, así que resultaría más conveniente y menos costoso invertir para la investigación y creación de exoesqueletos que brinden seguridad y una mejor calidad de vida a las personas, que modificar las calles, las banquetas y el transporte público para el uso de sillas de ruedas.

CAPITULO 2 ESTADO DEL ARTE

Muchos investigadores de diferentes áreas del conocimiento han tratado de mejorar los apoyos en cuanto a la rehabilitación, o incluso, han buscado el poder hacer que personas con problemas de la marcha vuelvan a caminar, cada uno de estos especialistas ha tratado de encontrar la solución en el campo en el cual es experto; sin embargo, al no trabajar conjuntamente, es más difícil resolver los retos científicos y tecnológicos que se enfrentan, tanto en temas de neurología, como de células madre, biomateriales, nanotecnología, biología molecular y muchos otros más.

Para tener una idea general de las investigaciones que se han realizado sobre exoesqueletos y las diferentes formas en que se han tratado de aplicar para dar solución a las problemáticas, se muestra el estado del arte sobre el diseño de exoesqueletos de extremidades inferiores y las diferentes aplicaciones que estos pueden tener en la vida cotidiana.

Como se ha mencionado con anterioridad, el concepto de los exoesqueletos ha venido desarrollándose desde hace más de 30 años, en sus inicios fueron diseñados para uso industrial, y con el pasar del tiempo fueron evolucionando hasta llegar a lo que conocemos actualmente. A pesar de que muchos de estos trajes robóticos son diseñados para uso militar, también existen empresas dedicadas a la fabricación de exoesqueletos aplicados a la rehabilitación.

A continuación, se exponen diferentes desarrollos, resaltando los detalles más importantes de cada uno de los diseños, se hace referencia a exoesqueletos para extremidades inferiores que buscan solucionar muchos de los problemas causados por patologías o lesiones, o que también buscan mejorar las capacidades físicas normales de un ser humano.

Proyecto Hardiman (Figura 2.1).- En la década de los 60, Ralph Mosher, ingeniero de “General Electric” diseñó un traje robótico capaz de potenciar la fuerza humana, brindándole al usuario la posibilidad de cargar hasta 1500 kilogramos sin mayor dificultad. Hardiman fue el primer proyecto serio de un exoesqueleto robótico y el más ambicioso de General Electric y digno de admiración para la época en que fue creado. General Electric tenía grandes expectativas para el proyecto Hardiman, pues esperaba que fuera utilizado a bordo de portaaviones para la carga de bombas, construcción submarina, en centrales nucleares, y en el espacio exterior. Lamentablemente el proyecto fracasó, la incontrolable violencia de sus movimientos la ineficiencia de sus piernas que componían la base del traje no permitieron que llegara a tener un desarrollo óptimo [27].



Figura 2: 1 Proyecto Hardiman

Lifesuit (Figura 2.2).- En 1986 Monty Reed, comenzó a trabajar en un traje robótico que pudiera ser utilizado como herramienta de rehabilitación. El traje pesaba unas 75 libras, era una combinación de una mochila y un paquete de cohetes y tanques de buceo. En los últimos años Monty Reed ha destinado su propio dinero al desarrollo e investigación de un exoesqueleto capaz de devolverle la habilidad de caminar incluso a personas con cuadriplejia. Hasta el momento se han creado varias versiones del Lifesuit obteniendo muy buenos resultados, actualmente el LIFESUIT 14 tiene la capacidad de caminar una milla llevando un peso extra de 92 kilogramos [32].



Figura 2: 2 Traje robótico LIFESUIT 14

Traje de apoyo asistido (Figura 2.3).- En 1990 los científicos del Instituto de Tecnología de Kanagawa en Japón diseñaron un traje robótico de asistencia, el cual estaba destinado a simplificar la labor de las enfermeras. Este traje contaba con extremidades plegables, las cuales funcionaban con sensores de aire comprimido que reaccionaban gracias a información enviada por un ordenador que controlaba los sensores de esfuerzo del usuario. Si la enfermera decidía movilizar a un paciente, el traje se activaba facilitando el traslado del enfermo, minimizando el esfuerzo de las zonas activas de la enfermera como el tronco, hombros y cintura. Una enfermera de 67 kilogramos podía levantar a un paciente de 70 kilogramos sin esfuerzo. Este traje fue diseñado con la finalidad de evitar las lesiones de espalda que muchas veces sufre el personal médico al tratar pacientes con movilidad limitada [23].



Figura 2: 3 Traje robótico de asistencia

Bleex (Figura 2.4).- Investigadores en Estados Unidos desarrollaron piernas robóticas portátiles que permiten cargar más peso a mayores distancias. El aparato es fruto de un proyecto del sector de defensa de EE.UU. y fue diseñado principalmente para ser usado por soldados de infantería. Este novedoso artefacto lleva el nombre de exoesqueleto de Berkeley para extremidades corporales inferiores o Bleex.

Este invento fue financiado por la Agencia de proyectos de investigación avanzada de defensa de Estados Unidos, DARPA. El Bleex cuenta con un par de suspensores en forma de piernas metálicas accionadas desde un motor ubicado en una estructura tipo mochila. Más de 40 sensores y un mecanismo hidráulico calculan cómo distribuir el peso por el cuerpo, el cual imita el trabajo que normalmente realiza el sistema nervioso humano. Es así que el Bleex logra minimizar la sensación de peso que lleva el portador. El Bleex cuenta con un pequeño motor que con un tanque lleno puede hacer andar durante dos horas a todo el sistema. Los suspensores en forma de piernas están adheridos a un par de botas militares que van conectadas a las extremidades del usuario [39].



Figura 2: 4 Exoesqueleto Bleex

ReWalk (Figura 2.5).- El sistema consiste en dos soportes para piernas con articulaciones motorizadas, sensores de movimiento, un arnés, y una mochila que lleva un ordenador para controlar el dispositivo, además de una batería que proporciona energía suficiente para unas tres horas y media de uso. Fue diseñado para ser usado no sólo por discapacitados, sino también por personas con piernas debilitadas por operaciones u otra clase de problemas. Se espera que salga a la venta, a un precio que, lamentablemente, superará los 100,000 dólares [33].



Figura 2: 5 Exoesqueleto Rewalk

Elegs (Figura 2.6).- El traje consiste en un *backpack* con un controlador conectado a unas piernas robóticas. Es impulsado por cuatro motores, dos para la cadera y uno por cada rodilla. La articulación del tobillo se controla con muelles que mantienen el pie en ángulo para poder caminar. Mientras los sensores en las piernas mandan información a la unidad de control para determinar la forma en que se deben doblar las articulaciones. El equipo cuenta con baterías de litio-cobalto que permiten que el traje sea operado con total autonomía [6].

EKSO.- (antes conocido como eLEGS) El EKSO actualmente está diseñado y creado con fines de rehabilitación y los ensayos se están llevando a cabo en centros de rehabilitación de los EE.UU. y Europa. En estos momentos, el EKSO requiere una segunda persona para controlarlo mediante un mando a distancia, pero los planes de la compañía es que sea autónomo, integrando los controles en las muletas en los próximos 6 meses. El EKSO consta de cuatro motores eléctricos, ordenador integrado y 15 sensores. De momento su precio es muy elevado pero la compañía espera que en el 2014 su precio este entre los 20 y los 35 mil euros (Emmer).



Figura 2: 6 Exoesqueleto EKSO,
antes Elegs

Hal (Figura 2.7).- las primeras pruebas clínicas del equipo están a punto de comenzar en Japón, con diez hospitales involucrados en el proyecto. Su principal cometido es el de ayudar a pacientes con enfermedades que debilitan sus músculos y nervios (por supuesto siempre bajo la supervisión de profesionales). Su funcionamiento se basa en las señales bioeléctricas del usuario y utiliza esa información para controlar los motores presentes en el traje. En esta primera experiencia piloto participarán 30 adultos con la intención de averiguar si el invento contribuye en su aprendizaje para volver a caminar. Cyberdyne comenzará a comercializar sus unidades a un precio de 4,200 dólares [13].



Figura 2: 7 Exoesqueleto Hal

Exoesqueleto Vanderbilt

En los últimos años se ha visto exoesqueletos ortopédicos presentados por Argo, Hal y Ekso Bionics que pone nuevamente de pie a las personas en silla de ruedas. Mientras tanto, los ingenieros de la Universidad de Vanderbilt han estado desarrollando su propio dispositivo activado, que es más liviano y más pequeño que el de la competencia (Figura 2:8).

A diferencia de los dispositivos Argo y Ekso [46], que se activan usando unos botones en las muletas, el exoesqueleto Vanderbilt está controlado por la persona al cambiar el centro de gravedad del cuerpo, al igual que con el scooter Segway. Es lo suficientemente pequeño para que el usuario se lo ponga y se lo quite mientras está sentado en una silla de ruedas y pesa sólo 12 kilos.



Figura 2: 8 Exoesqueleto Vanderbilt

Los beneficios adicionales del exoesqueleto de Vanderbilt según los diseñadores:

La cantidad de asistencia robótica se ajusta automáticamente para los usuarios que tienen cierto control muscular en las piernas. Esto les permite utilizar sus propios músculos al caminar. Cuando un usuario está totalmente paralizado, el dispositivo hace todo el trabajo. Los otros diseños proporcionan toda la potencia todo el tiempo.

La órtesis tiene una masa de 12 kg y es capaz de proporcionar torques máximos conjuntos de 40 Nm con la cadera y de la rodilla rangos de movimiento articular de 105 ° de flexión a 30 ° de extensión y 105 ° de flexión a 10 ° hiperextensión, respectivamente. Un sistema embebido distribuido personalizado controla la ortesis con el poder que suministra una batería de polímero de litio que proporciona energía durante una hora de caminata continua.

Con el fin de demostrar la capacidad de la ortesis para ayudar a caminar, se llevó a cabo experimentalmente en un sujeto parapléjico con una lesión completa T10. Los datos recogidos durante la marcha indica un alto grado de repetibilidad paso-a-paso de las trayectorias de cadera y rodilla (como impuesta por la órtesis) y una velocidad media a pie de 0.8 km / h. La energía eléctrica necesaria en cada articulación de la cadera y la rodilla durante la marcha fue de aproximadamente 25 W y 27 W, respectivamente, lo que contribuye a la 117 W de potencia eléctrica total requerida por el dispositivo durante la marcha.

En México el desarrollo de este tipo de exoesqueletos es nuevo, se están realizando investigaciones a nivel matemático del funcionamiento de este tipo de sistemas. Esto se puede ver en publicaciones de diferentes universidades públicas y privadas, como el IPN (Instituto Politécnico Nacional), el CINVESTAV (Centro de Investigación de Estudios Avanzados del Politécnico) y la UNAM (Universidad Nacional Autónoma de México) las cuales se menciona a continuación.

IPN (Figura 2.9).- Egresados del Instituto Politécnico Nacional (IPN) desarrollaron un exoesqueleto que auxilia en la marcha a personas con problemas motrices causados por alguna enfermedad o como consecuencia de la edad. Por su aportación y beneficio, el dispositivo obtuvo el tercer lugar en el área de Ingeniería y Física y Matemáticas del nivel superior en el Primer Encuentro Temático Poliemprende 2012, organizado por el Centro de Incubación de Empresas de Base Tecnológica (Polincuba).



Figura 2: 9 Pantalón con varillas IPN

La función básica del exoesqueleto es dar apoyo y evitar esfuerzo sobre las piernas, por lo que contribuye a mejorar la calidad de vida de personas con enfermedades que generen distrofia o debilidad muscular, con lesiones o que

tengan una marcha incorrecta. El dispositivo funciona con una batería de 12 volts y está provisto de una serie de sensores de presión, aceleración y posición, que indican la postura en la que se encuentra el paciente y, con base en ello, el sistema de control permite el movimiento hacia un ciclo definido de marcha. La estructura la diseñaron con aluminio, debido a que es un material de fácil maquinado y su costo es accesible. La estructura tiene un peso aproximado de 6 kilos, sin contar el peso de los motores y fue diseñada para personas con estaturas entre 1.50 y 1.70 metros y con un peso hasta de 100 kilos [8].

CINVESTAV (Figura 2.10).- Un exoesqueleto capaz de mejorar la fuerza, precisión y velocidad de los movimientos de las piernas es desarrollado en México por científicos del Centro de Investigación y Estudios Avanzados (Cinvestav) del IPN.

Hipólito Aguilar Sierra y Ricardo López Gutiérrez, maestros en Control Automático de la Unidad Mixta Internacional (UMI), son los líderes del proyecto que busca ayudar a las personas con parálisis en las extremidades inferiores o problemas de cadera a recuperar la movilidad.

El sistema cuenta con un robot especializado en cadera y extremidades inferiores, así como un sistema dedicado al tobillo y la pierna.

"El exoesqueleto podría ser de gran utilidad en la industria, pues un empleado podría cargar una gran cantidad de material sin lesionarse o sufrir algún accidente, gracias a un sistema neumático", precisaron los especialistas en un comunicado de prensa.

El exoesqueleto se coloca sobre el cuerpo y reproduce el funcionamiento del sistema locomotor, con la ventaja de que es capaz de autoprogramarse según el peso y masa corporal del usuario [7].



Figura 2: 10 Exoesqueleto CINVESTAV

UNAM (Figura 2.10).- Desarrollado en la Facultad de Ingeniería. Inició como el proyecto IN109109 “*Órtesis adaptrónica de rodilla*” del Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT). El proyecto surgió de un interés por parte de un grupo de trabajo del Departamento de Ingeniería Mecatrónica (DIM) para agrupar los conocimientos de electrónica, control, diseño mecánico y caracterización biomecánica de la marcha humana, en el desarrollo de una *órtesis* de rodilla que se adaptara automáticamente a los cambios estáticos y dinámicos de la anatomía del paciente, con aplicación directa en el ámbito de la salud. Durante el desarrollo del proyecto, los límites, alcances y objetivos del proyecto fueron modificados para desembocar en una *órtesis* activa de miembro inferior (OAMI), que apoyará en el proceso de la marcha humana a pacientes con disfunción motora en los miembros inferiores, principalmente a aquéllos que sufren paraplejia debido a lesiones en la medula espinal. La imagen del exoesqueleto se observa en la (Figura 2.11) [22].

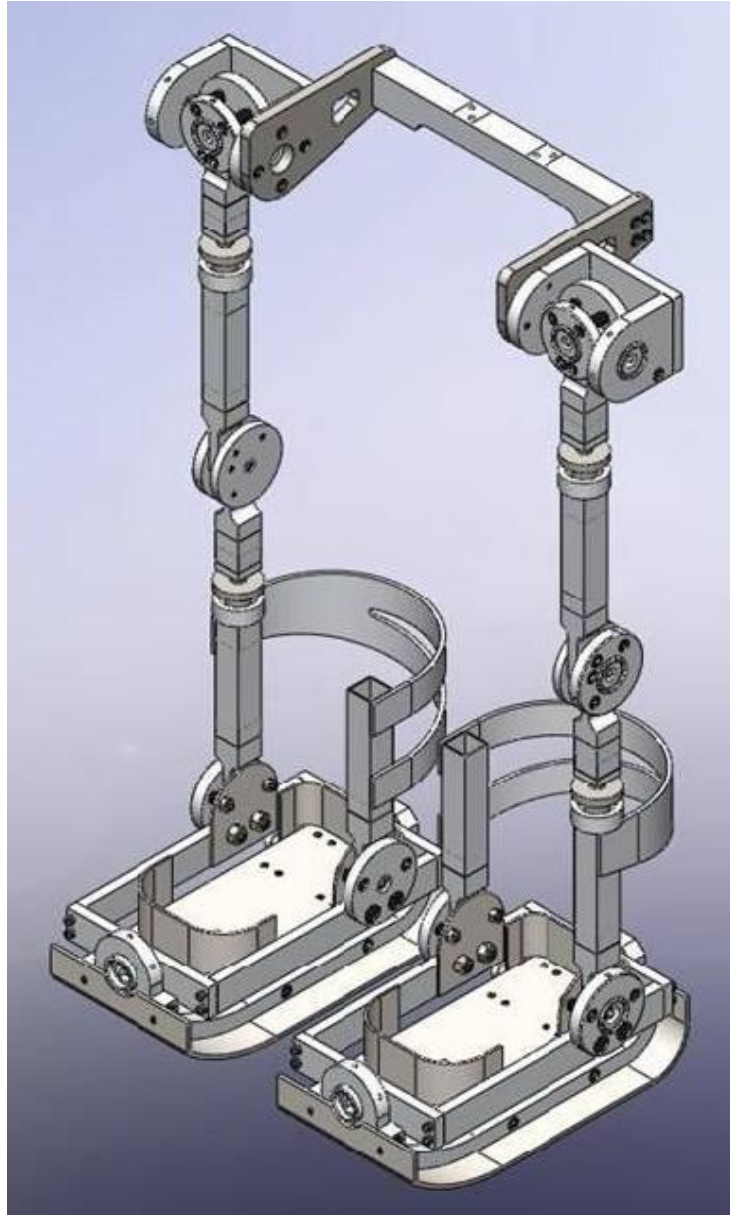


Figura 2: 11 Exoesqueleto UNAM

Exoesqueleto diseñado en el Tecnológico de Monterrey Campus Ciudad de México

Este trabajo fue soportado por investigadores del Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey Campus Ciudad de México (ITESMCCM). Y fue publicado en la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica [47]. El exoesqueleto diseñado tiene las siguientes características (Figura 2: 12):

- Es pseudo-antropomórfico, porque tiene cadera, rodilla y tobillo como un humano, pero los detalles de las uniones de estos son diferentes.
- El diseño mecánico del exoesqueleto debe ajustarse con 90° en la cadera, -90° en la rodilla y va de -15° a 25° en el pie (con base en el plano sagital y en la posición de extensión).
- El centro de masa necesita ser alineado, se considera que el centro de rotación y el peso de las partes mecánicas debe ser proporcional al cuerpo humano, para no generar un mayor esfuerzo o algún daño en el usuario.
- El exoesqueleto tiene 7 grados de libertad: 3 en cada pierna y uno para el movimiento de rotación en la cadera, que minimizará las restricciones cinéticas.

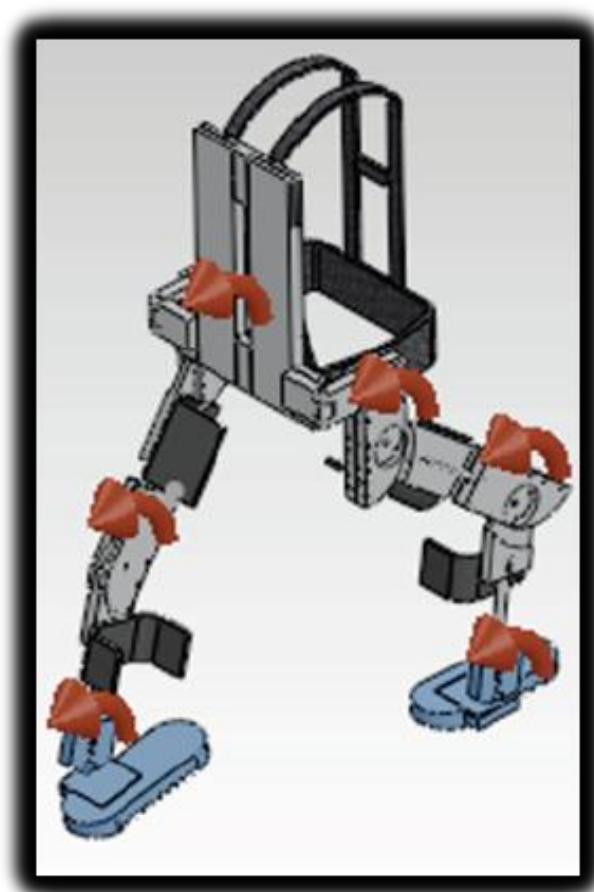


Figura 2: 13 Exoesqueleto diseñado en el Tecnológico de Monterrey

Exoesqueleto de miembros inferiores para la movilidad de personas con paraplejía diseñado en la División de Estudios de Posgrado e Investigación Instituto Tecnológico de Chihuahua

El armazón del prototipo se encuentra constituido por un compuesto de acero aleado, el cual tiene la capacidad de soportar una persona de 80kg con un factor de seguridad de 34.39 en sus zonas críticas.

Para la validación de manera física del prototipo se introdujo unas piernas de esponja al exoesqueleto, donde dichas piernas no cuentan con ningún tipo de movimiento ya que simula a una persona parapléjica. Al introducir las piernas se ejecuta la rutina de caminado para que el prototipo camine y con eso demostrar que es posible que vuelva a caminar una persona parapléjica con el uso del prototipo diseñado. Según los diseñadores el prototipo funcionó de buena forma.



Figura 2: 14 División de Estudios de Posgrado e Investigación Instituto Tecnológico de Chihuahua

En este diseño de exoesqueleto se hizo los análisis de cinemática, dinámica y simulación del prototipo (Figura 2: 13).

Lo interesante de los resultados obtenidos en este prototipo es que según ellos [48]; el torque máximo requerido para mover la cadera es de 6 Nm. Para la rodilla y tobillo 10 Nm para cada articulación.

Lamentablemente los proyectos hechos en México y otros muchos más son sueños que lo que hacen es gastar un presupuesto de investigación y no llegan a desarrollarse lo suficiente como para ser tomados como una propuesta realista. De lo anterior, el presente trabajo de tesis pretende desarrollar un sistema robusto y eficiente capaz de ser utilizado por cualquier individuo que cubra los requerimientos del sistema, y al mismo tiempo contribuir enriquecidos las teorías y técnicas de este tipo de propuestas.

CAPITULO 3 DESARROLLO DE LA PROPUESTA

3.1 DESCRIPCIÓN DE LA EXTREMIDAD INFERIOR (ANATOMÍA, FISIOLOGÍA Y LOCALIZACIÓN)

El estudio de la Anatomía y Fisiología de las extremidades inferiores es de vital importancia antes de iniciar el diseño del exoesqueleto propuesto en este trabajo de tesis, a fin de conocer la estructura y funcionamiento del aparato locomotor. Podría hacerse todo un “tratado” de anatomía y fisiología, pero resultaría difícil de leer y comprender, por lo tanto solo se mencionará lo que sea de utilidad para el diseño del exoesqueleto.

Las curvas propias que dibujan un cuerpo humano son muy complejas, tanto como las articulaciones de la extremidad inferior; y a pesar de ello, la mayoría de exoesqueletos son diseñados con articulaciones cilíndricas o esféricas, las cuales tienen como eje de rotación una línea recta o un punto. Así, el problema al que se enfrenta el usuario es que las trayectorias de muslo, pierna y pie no corresponden a las trayectorias de los eslabones del exoesqueleto, ocasionando que haya fricción entre las superficies y eso produzca rozaduras en la piel. Además, algunas veces las distancias entre articulaciones y la forma de los eslabones no corresponden a la longitud y forma del muslo y la pierna, entonces los daños pueden ser mayores para el usuario.

De lo anterior, es indispensable identificar en forma superficial; es decir, por medio de la palpación, las articulaciones del usuario, así como la distancia entre ejes de rotación, además de otros parámetros relevantes. Por lo tanto, se plantea la siguiente serie de preguntas y al contestarlas se obtendrá la información requerida para iniciar el diseño del exoesqueleto.

- ¿Qué sistemas forman el aparato locomotor?
- ¿Qué partes conforman la extremidad inferior?

- ¿Cuáles son las articulaciones de la extremidad inferior?
- ¿Cómo localizar superficialmente las articulaciones de una persona?
- ¿Cómo describir el movimiento de las extremidades?
- ¿Cuál es el peso y longitud de las extremidades?
- ¿Cuál es la configuración de las extremidades?
- ¿Cómo se controla el movimiento de las extremidades de una persona?

3.1.1 SISTEMAS QUE FORMAN EL APARATO LOCOMOTOR

El aparato locomotor está constituido por cuatro sistemas: el sistema óseo, el sistema articular, el sistema nervioso y el sistema muscular. Estos cuatro sistemas hacen posible el movimiento de las extremidades inferiores entre otras.

Podemos describir el sistema óseo como la estructura articulada que sirve para soportar otros componentes y esta formado por los huesos. El sistema muscular está compuesto por dos importantes estructuras, los músculos y los tendones que hacen posible el movimiento de las extremidades del cuerpo.

Las articulaciones tienen lugar en la unión de dos o más huesos y permiten, en la mayoría de los casos un movimiento angular de éstos; el sistema nervioso en primer lugar, emite determinados estímulos, en segundo lugar los estímulos se traducen en información, la cual se analiza y se almacena, y sirve para la toma de decisiones con respecto a la conducta a seguir en relación a los movimientos principalmente, y por último, puede responder a dichos estímulos iniciando contracciones musculares.

3.1.2 REGIONES DE LA EXTREMIDAD INFERIOR

Las extremidades inferiores se encuentran unidas al tronco a través de la pelvis mediante la articulación de la cadera, y se dividen en cuatro regiones: cadera o cintura pélvica, muslo, pierna y pie.

La cadera sirve de fijación a dichas extremidades y está formada por dos huesos grandes, los ilíacos o coxales que provienen de la soldadura de tres huesos: el ileón, el pubis y el isquion.

El muslo está constituido por un solo hueso, el fémur que va desde la cadera hasta la rodilla, se articula con la cavidad cotiloidea del ilíaco. La pierna está constituida por dos huesos largos: la tibia, hacia el lado interno, y el peroné, hacia el lado externo; la rotula, que forma parte de la articulación de la rodilla, se halla por tanto entre el muslo y la pierna e impide que la pierna se flexione hacia adelante.

Los huesos del pie se distribuyen en tres grupos: tarsos, metatarsos y falanges. Los tarsos constituyen el empeine del pie y comprenden siete huesos: el astrágalo, que se articula con la tibia y el peroné; el calcáneo que forma el talón; el cuboides, el escafoides y los tres cuneiformes. Los metatarsos o planta del pie incluyen cinco huesos. Los dedos están formados por tres falanges cada uno, como en los dedos de la mano.

3.1.3 ARTICULACIONES DE LA EXTREMIDAD INFERIOR

Las articulaciones que se encuentran en la extremidad inferior son la de cadera que se forma por el hueso coxal y la cabeza del fémur, por lo cual recibe el nombre de articulación coxofemoral. La articulación de rodilla formada por dos articulaciones diferentes, una es la articulación femorotibial formada por el fémur y la tibia, y la articulación femoropatelar, formada por el fémur y la rótula. La articulación de tobillo esta constituida por dos articulaciones, la principal es la articulación tibioperonoastragalina, compuesta por la tibia, el peroné y el astrágalo, y la articulación tibioperonea. En el pie existen 33 articulaciones que ponen en contacto 26 huesos.

3.1.4 CÓMO LOCALIZAR SUPERFICIALMENTE LAS ARTICULACIONES DE UNA PERSONA

La localización de las articulaciones y los ejes de rotación de las extremidades inferiores son realmente importantes para el diseño de un exoesqueleto, es como diseñar un traje a la medida; para ello, se ha obtenido la información del libro de Derek Field de Anatomía [15].

3.1.4.1 Localización superficial de las articulaciones de cadera

La articulación de cadera está situada en la ingle, 1.5 cm por debajo del ligamento inguinal, a media distancia entre la espina iliaca anterouperior y el tubérculo del pubis. El acetábulo se extiende a 4 cm. Verticalmente por debajo de este punto, profundo en la cabeza del fémur. A media distancia entre el límite superior y el inferior, en el punto medio de la articulación, el acetábulo se extiende 2 cm a ambos lados de esta línea vertical (Figura 3.1).

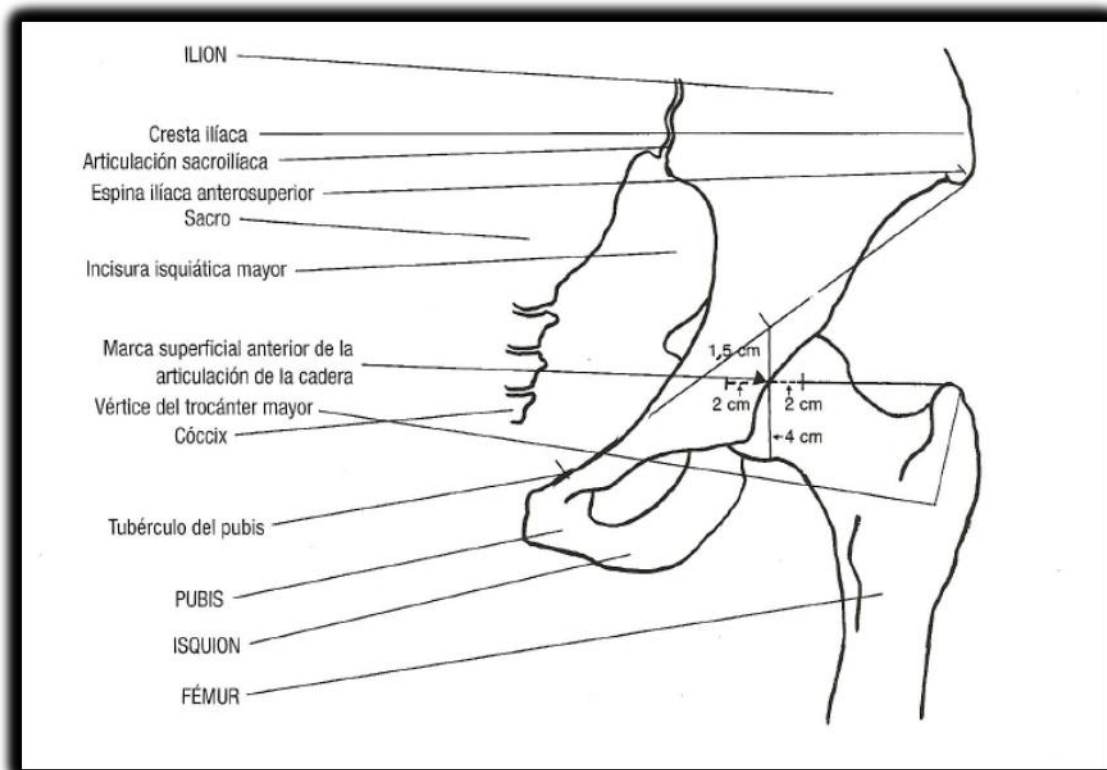


Figura 3: 1 Localización de la articulación de cadera

Un método para establecer el centro de la articulación de la cadera, es localizar la línea horizontalmente y medialmente, desde el borde superior del trocánter mayor, hasta un punto situado por debajo del punto medio del ligamento inguinal. Vista posteriormente, la articulación esta situada 5 cm. Por encima y 3 cm lateral a la tuberosidad isquiática.

La palpación de la articulación es prácticamente imposible desde cualquiera de sus caras, porque está cubierta de musculo grueso que cruza la articulación, en particular posterior y lateralmente; solo cuando la cadera esta completamente extendida se puede detectar movimiento, y únicamente en sentido anterior; así, si los dedos están situados en la marca superficial anterior de la articulación, flexionada unos 15°, la cabeza del fémur se puede palpar proyectándose hacia delante bajo la capa anterior de los músculos (Figura 3.2).

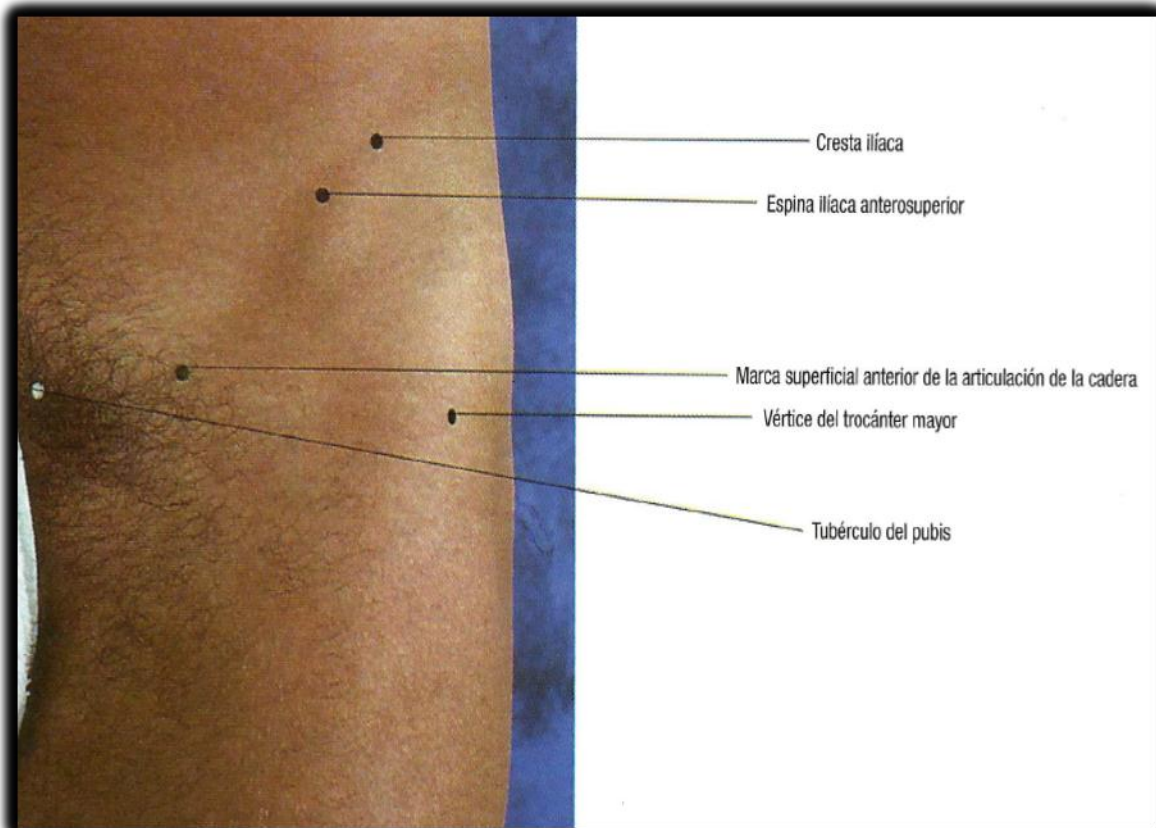


Figura 3: 2 Localización superficial de la cadera

3.1.4.2 Localización superficial de las articulaciones de la rodilla

La articulación de la rodilla está situada en una línea que divide el ligamento rotuliano horizontalmente, a media distancia entre el vértice inferior de la rótula y la tuberosidad tibial. Un método para localizar la articulación es trazar una línea horizontal 1 cm por encima de la punta de la apófisis estiloides del peroné. (Figura 3.3)

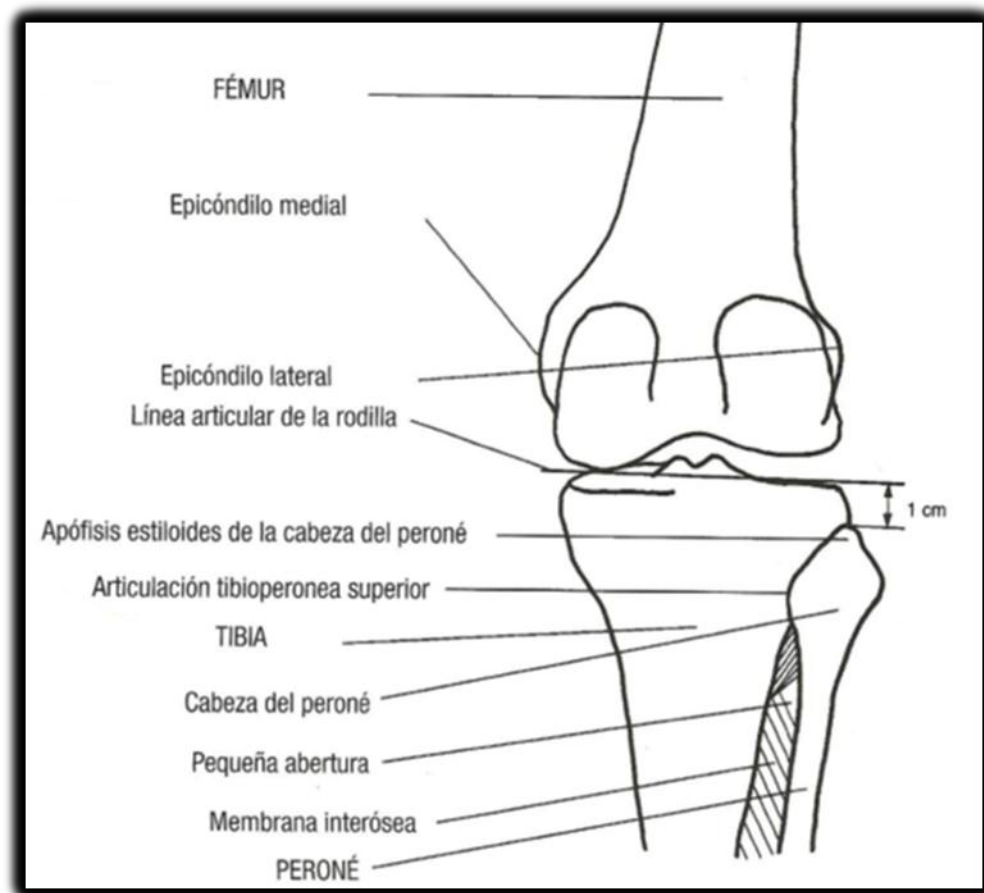


Figura 3: 3 Articulación de rodilla

Para palpar esta articulación, se sitúan los dedos a ambos lados del ligamento rotuliano, se pueden notar dos depresiones triangulares; las cuales, están limitadas por debajo por la tibia, por encima por el fémur y centralmente por el ligamento rotuliano.

En el vértice de la depresión, transcurriendo horizontalmente, se encuentra el espacio articular de la rodilla; los dedos descansan ahora contra la cara anterior de los meniscos medial y lateral. Se puede observar cómo éstos se desplazan hacia delante durante la rotación de la articulación; el menisco lateral se desplaza en la rotación lateral y el medial lo hace en la rotación medial.

Localizando la articulación posteriormente, el espacio articular se estrecha hasta que, justo por detrás del punto medio, queda oculto medialmente por el ligamento colateral y lateralmente por la parte lateral de la cápsula articular. Posteriormente es imposible palpar la articulación debido a la presencia de músculos, tendones y capas de fascia, aunque la articulación se puede representar por medio de una línea horizontal trazada a través de la parte posterior de la fosa poplítea, 1 cm por encima de la punta de la apófisis estiloides de la cabeza del peroné (Figura 3.4).

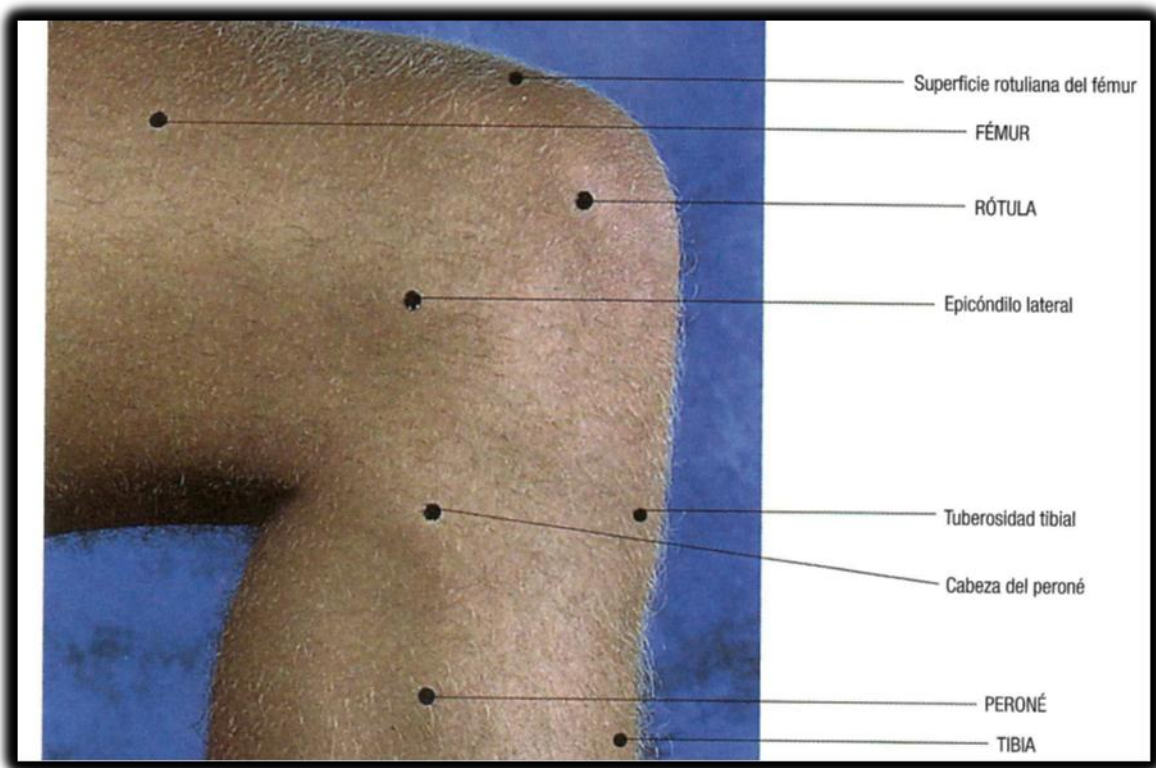


Figura 3: 4 Localización superficial de la articulación de rodilla

La articulación femororrotuliana (figura 3.5) está profundamente situada en la rótula, entre ésta y la superficie rotuliana del fémur, 1 cm profunda en su superficie anterior, compartiendo el mismo espacio articular con la articulación bicondílea (figura 3.3). Se puede localizar fácilmente alrededor del perímetro del hueso.

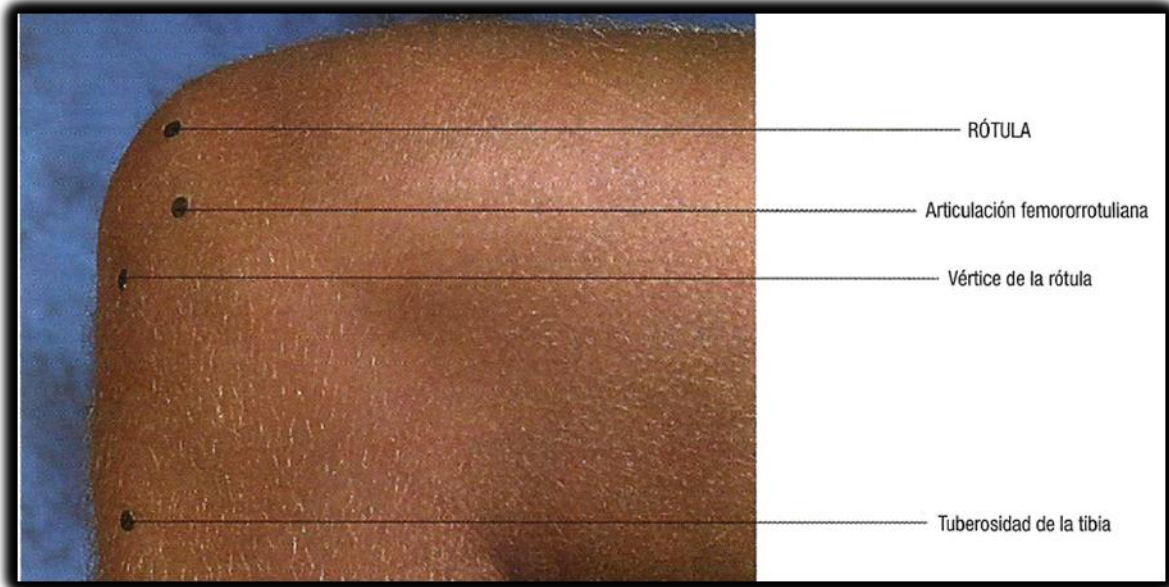


Figura 3: 5 Localización superficial de la articulación de rodilla

Cuando la rodilla está extendida y relajada, se puede mover la rótula de lado a lado. A través de la superficie rotuliana del fémur, resultando en un efecto de golpeteo. También se puede mover ascendente y descendente, como un movimiento de deslizamiento a lo largo del surco vertical de la superficie femoral.

3.1.4.3 Localización superficial de la articulación del tobillo

El límite superior de la articulación está marcado por una línea horizontal que cruza la superficie anterior del tobillo 2 cm por encima de la punta del maléolo medial y 3 cm por encima de la punta del maléolo lateral. Continúa hacia abajo por el lado medial del maléolo lateral y el lado lateral del maléolo medial, hasta sus extremos, completando la línea articular (figura 3.6).

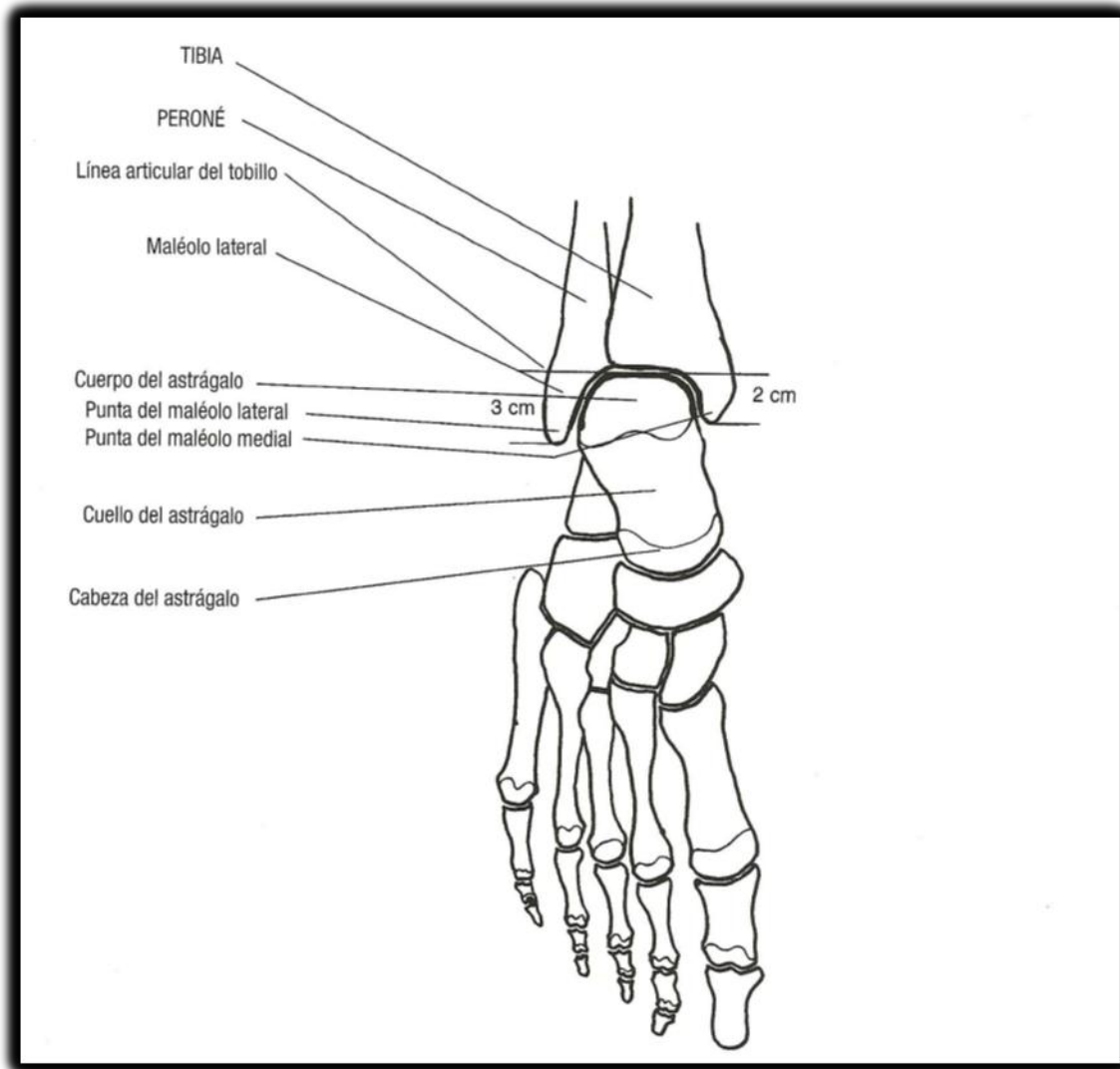


Figura 3: 6 Articulación de tobillo

La articulación del tobillo es una diartrosis gínglimoidea sinovial que implica los extremos distales de la tibia y el peroné proximalmente, y el cuerpo del astrágalo distalmente. Las superficies que soportan el peso son las superficies trocleares de la tibia y el astrágalo. El límite superior de la articulación está marcado por una línea horizontal que cruza la superficie anterior del tobillo 2 cm por encima de la punta del maléolo lateral. Continúa hacia abajo por el lado medial del maléolo lateral y el lado lateral del maléolo medial, hasta sus extremos, completando la línea articular.

Palpando cuidadosamente entre los tendones extensores de la región de la parte horizontal de la línea articular, localizaremos el borde inferior de la tibia. Medialmente, la línea articular se localiza en el borde anterior del maléolo medial hacia abajo hasta el extremo. El borde posterior del maléolo medial se localiza por encima de la fosa maleolar, donde la línea articular queda oculta por el tejido situado entre el tendón de Aquiles y la articulación. Lateralmente la línea articular es palpable entre el astrágalo y el maléolo lateral anteriormente, y se puede localizar hasta la punta del maléolo.

Al igual que en el lado medial, su borde posterior se localiza por encima de la fosa maleolar hasta que queda oculto también bajo una fascia similar. Con el tobillo en flexión plantar, se puede notar que el cuerpo del astrágalo; es decir, sus superficies superior lateral y medial, se desplazan hacia delante. Posteriormente la articulación queda oculta bajo tendones y fascia (figura 3.7).

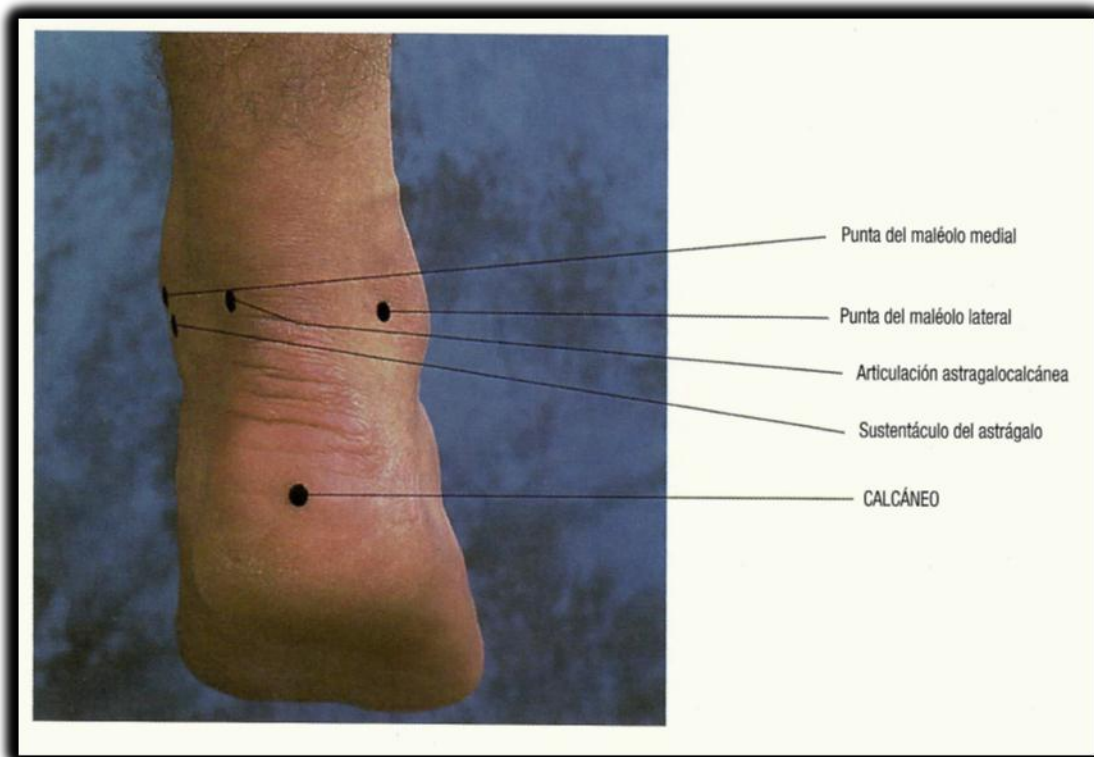


Figura 3: 7 Localización superficial de tobillo

La articulación del tobillo permite movimientos accesorios de flexión dorsal flexión plantar. El movimiento de lado a lado está limitado por la presencia de los maléolos.

3.1.5 DESCRIPCIÓN DEL MOVIMIENTO DE CADERA, MUSLO, PIERNA Y PIE

Para describir el movimiento de las partes que forman la extremidad inferior se acostumbra a usar líneas imaginarias que sirven como ejes de rotación, así como planos de referencia que tienen el objetivo de dividir al cuerpo humano para localizar ciertas estructuras.

Los ejes que se usarán son: Eje vertical que va de la cabeza a los pies; es decir, es aquel perpendicular al suelo, cuando el sujeto está en posición erecta. El eje transversal, horizontal, es perpendicular al anterior, dirigiéndose de un lado a otro del cuerpo. El eje anteroposterior es aquel perpendicular a los dos anteriores y se dirige de delante a atrás.

Los planos usados serán el plano sagital, plano frontal y plano transversal, la caminata actúa principalmente en el plano sagital y el movimiento principal de cadera se desarrolla en el plano frontal (figura 3.8).

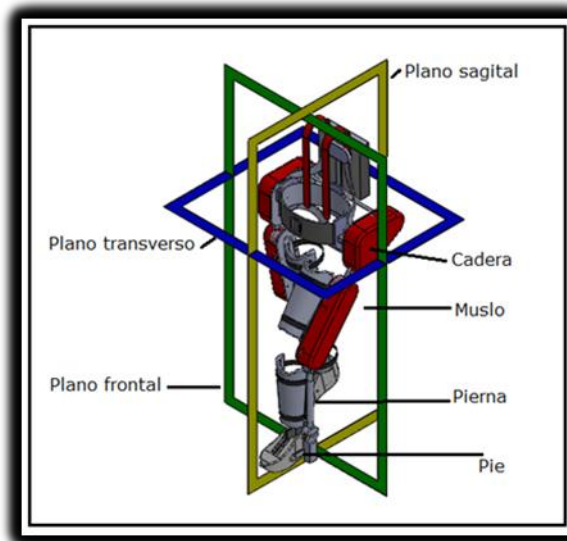


Figura 3: 8 Planos de referencia

Las características más importantes a evaluar son las articulaciones de tronco, cadera, rodilla y tobillo. Las restricciones angulares son un factor importante, ya que mientras más se asemejen a las articulaciones de un cuerpo humano, la marcha del exoesqueleto será más eficiente.

Las técnicas de medición son sencillas y prácticas, sólo se necesita la observación, un goniómetro, una cámara digital y un programa para análisis de imágenes y videos. Para determinar la restricción del movimiento, es necesario realizar las siguientes mediciones: En la primera medición la persona debe asumir la posición neutra para cada movimiento; si esto no es así, entonces el grado de desviación con relación a la posición neutra debe ser registrado.

La segunda medición se toma y registra una vez que la persona ha efectuado el movimiento hasta el máximo permitido en forma activa.

3.1.5.1 Movimiento de la columna lumbar.

Por lo general, la columna está dividida en cuatro regiones principales: cervical, torácica, lumbar y sacra. Cada una de estas regiones tiene funciones y características específicas.

La Columna Lumbar tiene 5 vértebras, abreviadas como L1 a L5, la forma y tamaño de cada una de las vértebras lumbares están diseñados para cargar la mayor parte del peso corporal.

Al hacer mediciones de flexión del cuerpo hacia delante se midió que solamente los primeros 40°- 60° son debidos al movimiento de la columna mientras la pelvis permanece bloqueada por los músculos glúteos; el resto de la flexión, se realiza a nivel de la articulación de la cadera. La flexión del cuerpo es importante para ponerse de pie al estar sentado, en la medición de la flexión de la columna se tomo como origen un plano que pasa por el ombligo.

El exoesqueleto esta diseñado con una estructura que se acopla a la espalda del usuario y por lo tanto es indispensable tener la libertad de permitir la

flexión de la columna lumbar, 10 grados para atrás y 40 grados adelante. (figura3.9).

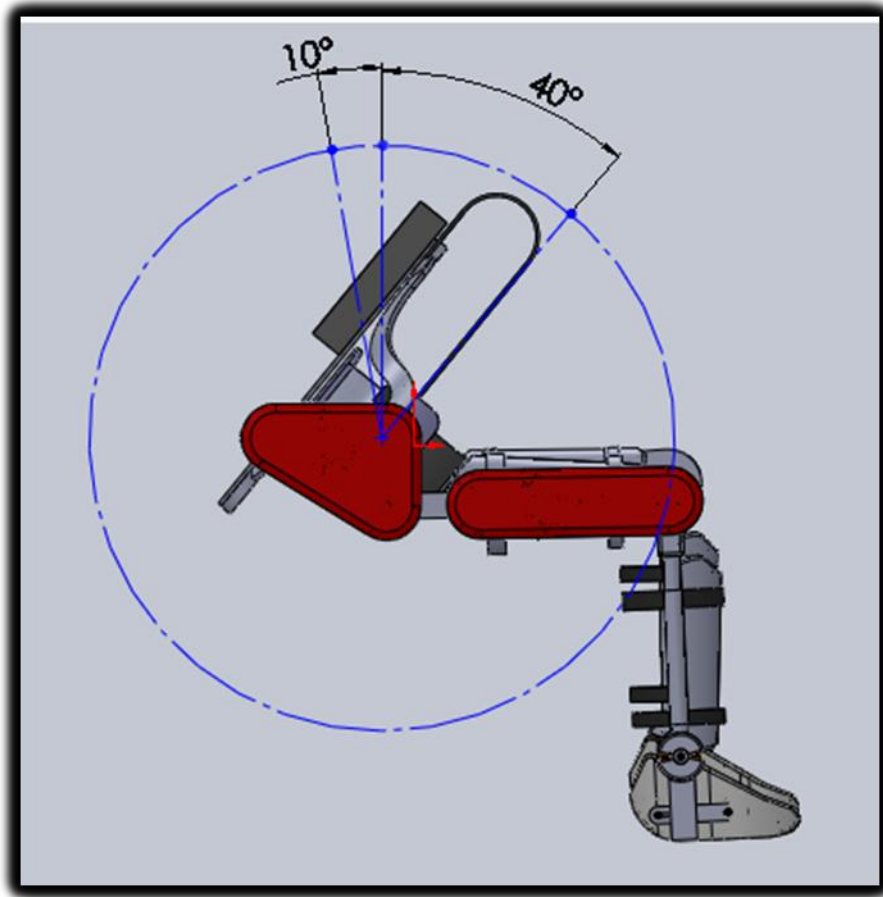


Figura 3: 9 Flexión de la columna lumbar.

Para sentarse, se mueve el cuerpo desde la posición erecta en frente del asiento hasta la posición de descanso, sin efectuar movimientos de los pies, se ejecuta bajando el tronco y luego echándose hacia atrás (contra el espaldar si existe), se flexionan las rodillas y por último el tronco se gira al rededor del eje de la cadera para quedar en forma paralela a las piernas.

Pararse es el movimiento del cuerpo desde la posición de descanso hasta la posición erecta al frente del asiento, sin efectuar movimientos de los pies, incluye echarse hacia adelante girando el tronco alrededor del eje de la cadera, volcar el peso del cuerpo a los pies y levantarse estirando las rodillas y el tronco hasta quedar derecho.

3.1.5.2 Movimiento de la articulación de cadera.

La función de la cadera es orientar a la persona en todas direcciones del espacio, para lo cual se puede mover en tres ejes y tres grados de libertad. Los movimientos son: flexo-extensión, abducción-aducción, y rotación externa y rotación interna. Algunos movimientos de la cadera del exoesqueleto están limitados y no alcanzan la flexión, extensión o rotación que tiene las articulaciones de una persona.

La flexo-extensión se realiza en el plano sagital, la extensión dirige el muslo por detrás del plano frontal y la flexión dirige el muslo hacia adelante. El ángulo de desplazamiento es mayor en la flexión que en la extensión. Para el exoesqueleto la flexión es de 90 grados con respecto la plano frontal y la extensión de 18 grados (figura 3.10).

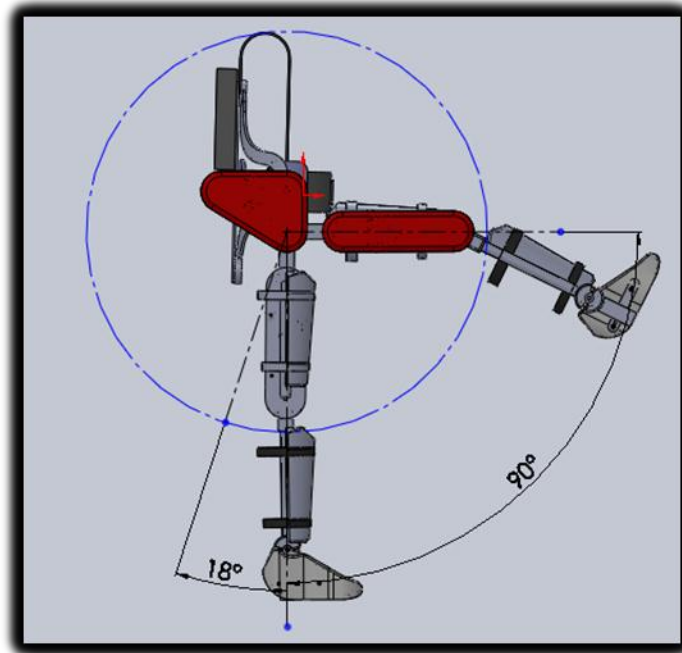


Figura 3: 10 Flexión y extensión del muslo.

La abducción es el movimiento por el cual el muslo se aleja del plano sagital que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas. La aducción es el movimiento por el cual el muslo se acerca al plano sagital.

Para el caso del exoesqueleto los ejes de rotación no corresponden a los ejes de rotación del muslo y el ángulo de abducción y aducción es menor que el

de una persona, pero son suficientes para desplazar el peso a un solo pie y así poder caminar (Figura 3.11).

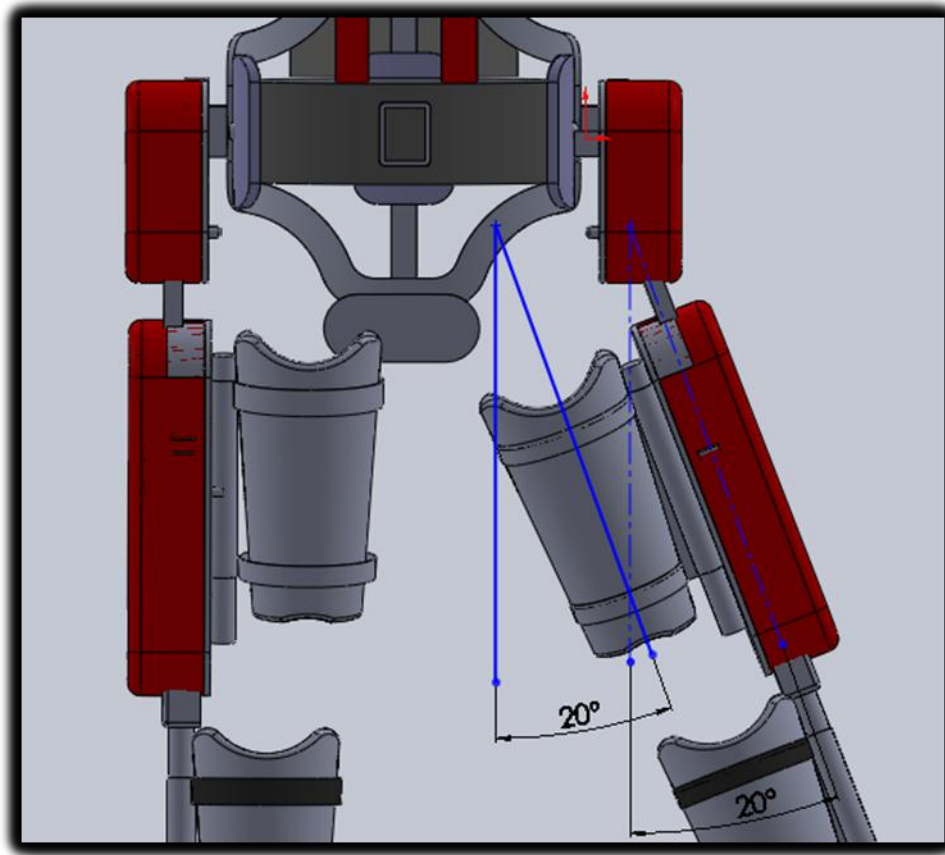


Figura 3: 11 Movimiento de abducción y aducción del muslo

Aunque el eje de rotación del muslo y del exoesqueleto no coincide, los dos miembros casi se desplazan en forma paralela y eso ocasiona que para ángulos menores a 20° , el desplazamiento angular sea casi igual para los dos.

3.1.5.3 Movimiento de la articulación de la rodilla.

La articulación de rodilla es la más grande del cuerpo humano y una de las más complejas, sirve de unión entre el muslo y la pierna, soporta la mayor parte del peso del cuerpo en posición de pie. Es una articulación que tiene dos grados de libertad, el principal es el de flexión-extensión, aunque posee una pequeña capacidad de rotación cuando se encuentra en flexión. Los movimientos de

flexión-extensión se realizan en el plano sagital, una de sus funciones es despegar el pie del suelo y así poder dar el paso, la rodilla trabaja en contra de la fuerza de gravedad al flexionar la pierna cuando se camina.

En el caso del exoesqueleto la articulación de la rodilla se simplificó a un grado de libertad que corresponde a una articulación rotacional, la amplitud máxima de movimiento es de 90 grados (Figura 3.12).

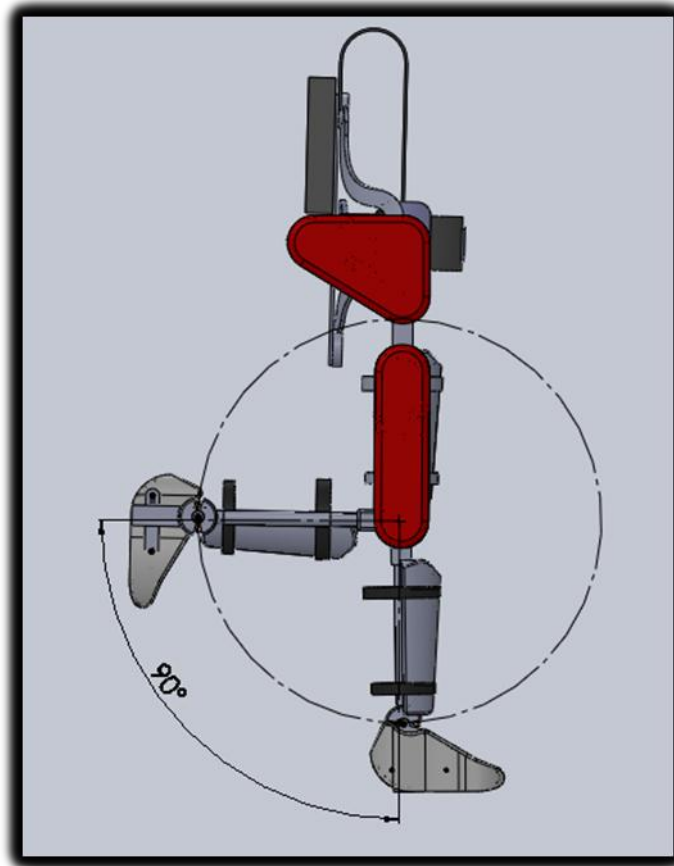


Figura 3: 12 Movimiento de la pierna.

3.1.5.4 Movimiento de la articulación del tobillo.

La unión de la pierna y el pie a la altura de la articulación del tobillo asegura la transmisión de las fuerzas ejercidas sobre el miembro inferior en posición vertical y durante la locomoción. La articulación del tobillo sirve de unión entre el segmento inferior de la pierna y el pie, y constituye una unidad funcional integrada por la suma de dos articulaciones morfológicamente independientes.

La articulación del tobillo es la articulación más importante, con la ayuda de la rotación axial de la rodilla, tiene las mismas funciones de una articulación con tres grados de libertad, que permiten orientar al pie en todas direcciones para que se adapte al terreno disparejo. La articulación condiciona los movimientos de flexión-extensión del pie que se realiza en el plano sagital, condiciona los movimientos de abducción-aducción del pie, que se efectúan en el plano transversal.

La posición de referencia es aquella en la que la planta del pie es perpendicular al eje de la pierna. A partir de esta posición, la flexión del tobillo se define como el movimiento en el cual la punta del pie se acerca al plano transversal. La extensión es cuando la punta del pie se aleja del plano transversal y se acerca al plano frontal.

Para el caso del exoesqueleto los ángulos de flexión y extensión son de 30 grados y los de abducción y aducción son de 20 grados (Figura 3.13).

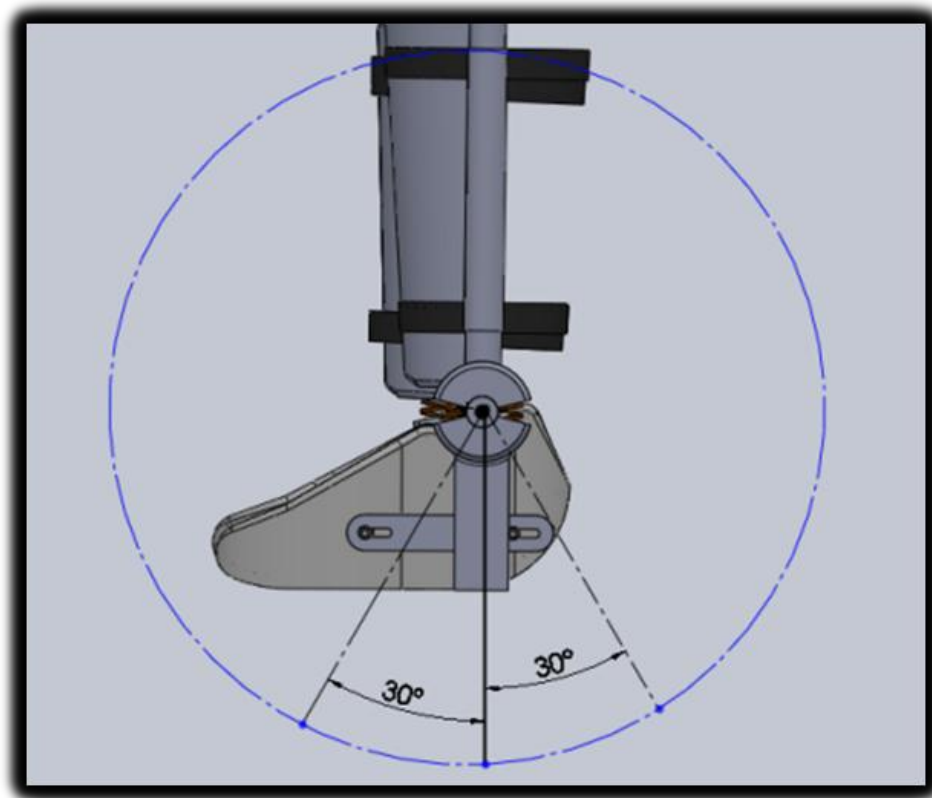


Figura 3: 13 Articulación del tobillo.

3.1.6 DIMENSIONES DE LOS SEGMENTOS CORPORALES

El análisis del movimiento del exoesqueleto, parte de una concepción mecanicista que lo considera como un sistema formado por una serie de segmentos sobre los cuales actúan fuerzas externas e internas. El enfoque se basa en considerar al exoesqueleto como un sistema formado por segmentos rígidos articulados, realizando determinadas simplificaciones como el asumir que las articulaciones giran alrededor de un eje y que los materiales no se deforman.

Para la determinación de la ubicación de un segmento son imprescindibles, como mínimo, dos puntos que definan el vector posición de su eje longitudinal, los cuales corresponden con los extremos del eje longitudinal. La localización de estos puntos puede determinarse a partir de centros de rotación articular.

La obtención de los parámetros inerciales se considera imprescindible para el análisis biomecánico ya que permiten obtener algunas variables consideradas como básicas en cualquier análisis cuantitativo del movimiento, como son el centro de gravedad tanto segmentario como corporal, el momento de inercia y el momento angular segmentario y corporal.

El estudio del peso y la posición del centro de gravedad de cada uno de los segmentos corporales se han abordado mediante técnicas experimentales, ya que dependen de la cantidad de materia que tienen los segmentos y de su distribución espacial, algo que es individual y particular de cada persona.

Tabla 3.1 Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.

SEGMENTO	MASA	CG	PUNTO PROXIMAL	PUNTO DISTAL
Tronco	50.7%	38.03%	Hueco supraesternal	Cadera media
Muslo	10.3%	37.19%	Articulación de cadera	Tibial
Pantorrilla	4.3%	37.05%	Tibial	Art.tobillo
Pie	1.5%	44.90%	Talón	Dedo 1º

En la Tabla 3.1, la columna MASA indica la masa del segmento en porcentaje respecto a la masa total del sujeto. La columna CG indica el porcentaje,

respecto a la longitud total del segmento correspondiente, al que se encuentra el centro de gravedad del segmento medido desde el punto proximal.

Otros estudios, como los de Drillis y Contini [30] permiten realizar una estimación de la longitud de los diferentes segmentos corporales en función de la estatura del individuo; puede emplearse cuando se desconocen dichos valores y su medición directa es imposible (Tabla 3.2).

Los datos de la longitud de los segmentos fueron obtenidos mediante mediciones sobre sujetos vivos, llevando a cabo una regresión estadística respecto a la variable estatura; de esta forma, se obtuvieron las dimensiones de cada segmento como una proporción de la estatura del individuo. Los valores obtenidos son estimados, y es preferible la medición directa de las longitudes; no obstante, el empleo de las correlaciones entre la estatura y las longitudes de los segmentos corporales provoca un error estándar inferior a un centímetro. Así, en el 95% de las ocasiones, la longitud real y la estimada diferirán en menos de 2 centímetros.

Tabla 3.2 Estimación de la longitud de los segmentos corporales.

SEGMENTO	% ESTATURA
Torax	28.8%
Pelvis	4.5%
Muslo	20.0%
Pantorrilla y pie	28.5%

Así, puede estimarse que un individuo cuyo peso fuera de 72 kilogramos y cuya estatura fuese 170 cm., tendría un muslo cuyo peso sería 7.416 kilos (72×0.103), con una longitud de 34 cm. (170×0.2) y cuyo centro de gravedad se encontraría a 12.58 cm. De la articulación de la cadera.

Al hacer mediciones de las extremidades de personas, nos podemos dar cuenta de que los resultados de las tablas no son confiables. Por lo tanto se harán las mediciones en forma directa de los parámetros que lo permitan.

3.1.7 CONFIGURACIÓN DE LAS EXTREMIDADES

El ajuste de la extremidad inferior con el exoesqueleto puede ser un problema, ya que es difícil darles una forma apropiada, especialmente para las mujeres que son más curvilíneas. Desde la vista posterior, las piernas son huesos largos, el fémur, la tibia, el peroné están cubiertos totalmente por grandes músculos torneados por grasa. Las pantorrillas y las rodillas son prácticamente huesos, con inserciones musculares (Figura 3.14).



Figura 3: 14 Fisonomía femenina

En México hay una gran diversidad en formas del cuerpo, cada persona tiene una forma de cuerpo distinta. La clasificación la hacen principalmente por la forma

de la extremidad superior, aunque se relaciona con la forma de la extremidad inferior.

1. **Triángulo invertido:** este tipo de figura es aquél que tiene los hombros más anchos que las caderas.
2. **Regla:** este tipo es como una regla, de ahí su nombre, y no presenta curvas marcadas lo cual hace que no se distinga bien la cintura. Este tipo de cuerpo es el de muchos modelos y en general son muy delgados. No presentan acumulación de grasa ni en los hombros ni en las caderas.
3. **Cuadrado:** presenta iguales características que el tipo regla en cuanto a que no tiene curvas marcadas pero a diferencia de éste, el tipo cuadrado es más ancho y más grueso.
4. **Óvalo:** también se le dice de tipo manzana. Es un cuerpo que no presenta líneas rectas, los hombros son redondos, la cintura no está definida y las piernas pueden ser obesas o delgadas.
5. **Pera:** este tipo tiene las caderas más anchas que los hombros y la grasa tiende a acumularse en glúteos y piernas.
6. **Reloj de arena:** es el tipo más común y tiene proporcionados hombros y caderas y la cintura está bien definida.
7. **Ocho:** es muy parecido al reloj de arena en cuanto a proporciones, pero con los hombros más redondeados.

Lo anterior fue para clasificar la curvatura de cadera y cintura. Las siguientes curvaturas son las del muslo y pierna, y van a depender de que tan desalineadas se tengan las rodillas y de la masa muscular.



Figura 3: 15 Rodillas desalineadas

Las rodillas varas o valgus son afecciones de las rodillas que hacen que las piernas se arqueen hacia fuera o hacia dentro. Se llaman rodillas varas a la postura en la que los tobillos se tocan y las rodillas están separadas entre sí, haciendo una posición de la pierna arqueada hacia fuera. Las rodillas valgus es una afección en la que las rodillas se tocan pero los tobillos no, formando las piernas una forma de X.

La estatura y las curvas hacen que una persona sea diferente a las demás, así que el diseño de un exoesqueleto tiene que ser hecho a la medida, si es que se quiere que se adapte al contorno del usuario y se eviten lesiones en las extremidades del usuario.

3.1.8 CONTROL DEL MOVIMIENTO DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES

Los músculos de las extremidades inferiores (Figura 3.16) son fundamentales para la marcha y para mantenernos en posición erecta sobre nuestros pies. Los músculos más voluminosos son los glúteos y los que componen el cuádriceps crural (recto anterior, vasto externo, vasto interno y crural), aunque en la parte

posterior de las piernas destacan los gemelos. En los pies hay numerosos músculos que mueven los dedos y son muy activos cuando caminamos.

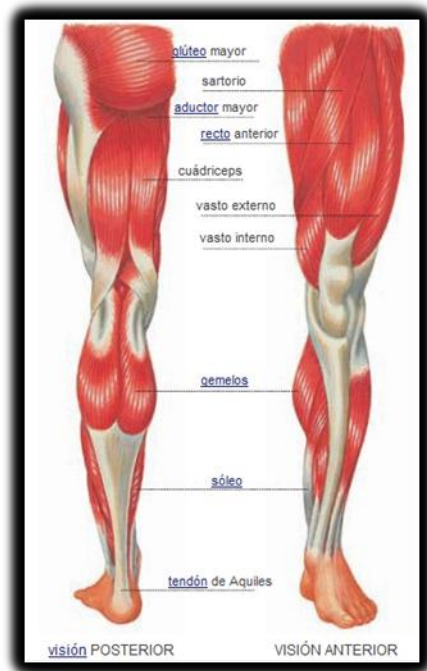


Figura 3: 16 Músculos principales de la extremidad inferior

Para entender la forma en que son controlados los músculos de las extremidades inferiores por el sistema nervioso se consultó el libro del Sistema nervioso central, vías y centros nerviosos [37]. En cada músculo existen cientos de fibras musculares, estando cada una de ellas inervada por un axón procedente del sistema nervioso central (SNC).

El sistema nervioso tiene tres partes diferenciadas: a) sensitiva, informa de lo que nos rodea, b) integradora, integra la información sensitiva y c) motora, es el resultado final de la integración, contrae los músculos.

El cerebelo desempeña un papel regulador en la coordinación de la actividad muscular, el mantenimiento del tono muscular y la conservación del equilibrio. Recibe información procedente de las diferentes partes del organismo, la corteza cerebral le envía una serie de fibras que posibilitan la cooperación entre ambas estructuras, los músculos y articulaciones le señalan de modo continuo su posición y el oído interno le mantiene informado acerca de la posición y movimientos de la cabeza.

Los ganglios basales representan a un conjunto de núcleos que participan en la regulación de los movimientos, una vía directa activa el movimiento y una vía indirecta tiende a inhibirlo. Están insertados en un circuito que se inicia en la corteza cerebral y cuya salida es a través del tálamo, de vuelta a la corteza cerebral.

Las neuronas motoras alfa son responsables directas de que el músculo genere fuerza, cada una de ellas y las fibras musculares que inerva forman la unión neuromuscular. El control graduado de la contracción muscular se realiza a través de la sinapsis especializada entre el nervio y el músculo esquelético. La contracción muscular se inicia con la liberación de acetilcolina en los terminales de los axones de las neuronas motoras alfa. La secuencia excitación-contracción-relajación es la siguiente:

1) *Excitación:*

- a) En el axón de la motoneurona alfa se produce un potencial de acción.
- b) La terminación del axón de la motoneurona alfa libera acetilcolina en la unión neuromuscular.
- c) Los canales del receptor nicotínico se abren y el sarcolema postsináptico se despolariza.
- d) En la fibra muscular se genera un potencial de acción que se desplaza rápidamente por el sarcolema.
- e) La despolarización de los túbulos T provoca que el retículo sarcoplásmico libere iones de calcio (Ca^{++}).

2) *Contracción:*

- a) El Ca^{++} se une a la troponina.
- b) Se exponen los lugares de unión a la miosina en la actina.
- c) La miosina se une a la actina.
- d) Se produce una rotación de las cabezas de miosina.
- e) Las cabezas de miosina se desprenden a expensas del trifosfato de adenosina (ATP).

f) El ciclo continua siempre que existan Ca^{++} y ATP.

3) *Relajación:*

- a) El retículo sarcoplásmico secuestra el Ca^{++} mediante una bomba activada por el ATP.
- b) La troponina cubre los lugares de unión de la miosina en la actina.

Para iniciar la marcha es necesario que una aferencia constante excite dos interneuronas que conecten con las neuronas motoras que controlan, respectivamente, los flexores y extensores. De este modo la flexión de un lado se acompaña de la extensión del otro.

La corteza cerebral controla a los músculos esqueléticos, fundamentalmente, a través de la médula espinal (motoneuronas alfa) por medio de vías nerviosas que se inician en ella, encargadas de transmitir los impulsos procedentes de los centros superiores a los inferiores.

Los axones procedentes de la corteza cerebral, en su trayectoria a la médula espinal, se reúnen formando una protuberancia en forma de pirámide en el bulbo raquídeo.

En la unión del bulbo con la médula, la vía piramidal se decusa. Un 75% de las fibras, aproximadamente, cruzan al lado opuesto, dando lugar al tracto córtico-espinal lateral (vía piramidal cruzada), de forma que la corteza motora derecha ordena el movimiento del lado izquierdo del cuerpo y viceversa. El resto no cruza a ese nivel, sino más abajo (vía piramidal directa).

La vía extrapiramidal está constituida por axones que descienden del encéfalo a la médula emitiendo colaterales que inervan a neuronas de núcleos y órganos como el cerebelo, los ganglios basales, la formación reticular, el núcleo rojo y el tálamo. Es, por lo tanto, una ruta indirecta.

En el control del movimiento voluntario participa casi toda la neocorteza. Un movimiento dirigido a un objetivo depende del lugar que ocupa el cuerpo en el espacio, de donde pretende dirigirse, de la selección de un plan, de su memorización y de su ejecución o puesta en funcionamiento.

Los lóbulos parietales están interconectados, de forma amplia, con regiones de los lóbulos frontales anteriores. En estas áreas y la corteza parietal posterior es donde se toman las decisiones sobre las acciones a realizar y su resultado.

El movimiento voluntario mejora con la experiencia y el aprendizaje.

Aunque la orden para movernos o no, depende de la corteza cerebral, si los movimientos dependieran solamente de ella serían muy torpes. Se precisa de la participación de los ganglios basales y del cerebelo.

Los ganglios basales. Tienen funciones concretas sobre el movimiento (circuito esquetomotor), iniciación, velocidad, amplitud y selección (refuerzan un patrón y rechazan los no compatibles).

El Cerebelo controla el tono muscular y, por lo tanto, la postura dinámica y la coordinación sensitivo-motora. Entre sus funciones se encuentran la coordinación del movimiento, el equilibrio, el tono muscular, el aprendizaje motor y la regulación de las características del movimiento, de los diferentes grupos musculares que intervienen en la ejecución de un programa motor, relativas a velocidad, dirección y magnitud.

El cerebelo recibe información constante para coordinar de forma adecuada la actividad muscular. Le llega de la corteza cerebral, los músculos, las articulaciones y el oído interno (posición y movimientos de la cabeza).

3.2 ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA POR VIDEO Y SENSOR

La mecánica la definen como [11] la rama de la física relacionada con el movimiento o estado de los cuerpos. Generalmente la dividen en dos partes cinemática y dinámica. La dinámica se divide en dos partes estática y cinética.

La cinemática relaciona las descripciones analíticas y matemáticas de toda clase de movimientos sin tomar en cuenta las fuerzas que los producen

La estática trata del estudio de los cuerpos en estado de equilibrio, la cinética trata del estudio de los cambios de movimientos tomando en cuenta la fuerza o más fuerzas desequilibradas.

El análisis de la marcha es el estudio del movimiento del cuerpo humano al caminar. El proceso consiste en detectar y registrar los movimientos de las extremidades inferiores para una evaluación posterior de la información.

Un típico laboratorio de análisis de marcha tiene varias cámaras video colocadas alrededor de una pasarela o una cinta rodante, que están vinculados a una computadora. La persona tiene marcadores situados en varios puntos de referencia del cuerpo (por ejemplo, las espigas ilíacas de la pelvis, el maléolo del tobillo, y los cóndilos de la rodilla), o grupos de marcadores aplicados a la mitad de los segmentos corporales. La persona camina por la pasarela o la cinta rodante y una computadora calcula y muestra la trayectoria de cada marcador en tres dimensiones.

Para el cálculo de la cinética de movimiento, la mayoría de los laboratorios tienen montado en el suelo transductores de carga, también conocido como plataformas de fuerza, que miden las fuerzas de reacción del suelo y los momentos, incluyendo la magnitud, la dirección y la ubicación (llamado centro de presión). La distribución espacial de las fuerzas también se puede medir con equipos pedobarográficos. Sumando esto a la dinámica conocida de cada segmento del cuerpo, permite que la solución de ecuaciones basadas en

ecuaciones de Newton-Euler de movimiento, proporcione las fuerzas y momentos en todas las etapas del ciclo de marcha.

Para detectar la actividad y la contribución de los músculos individuales con el movimiento, es necesario investigar la actividad eléctrica de los músculos. Muchos laboratorios también utilizan electrodos de superficie adherida a la piel para detectar la actividad eléctrica o un electromiograma (EMG). De esta manera, es posible investigar los tiempos de activación de los músculos y, en cierta medida, la magnitud de su activación, por lo tanto evaluar su contribución a la marcha.

En el presente y siguiente capítulo se realizan el análisis de la marcha mediante dos métodos sin tomar en cuenta las fuerzas que se aplican, y después se compararon los resultados. El primer método consistió en video grabar a una persona al caminar para después hacer el análisis del video con un programa de computadora y así explicar en varias etapas el ciclo de la marcha; el segundo método, fue utilizar un dispositivo electromecánico cuyo principal componente es un sensor de rotación conectado a una computadora para que en forma simultanea a la marcha se genere una grafica que muestre el tiempo y la amplitud del ángulo de desplazamiento.

3.2.1 FASES DE LA MARCHA.

Después de un análisis profundo de la literatura [40,12,19] se ha encontrado que la mayoría coincide en que el ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie; también concuerdan en que las dos mayores componentes del ciclo de la marcha son la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y se encuentra en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo. Las dos fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha formando un ciclo que permite la traslación del individuo cuando hay fricción entre zapatos y piso.

Otros dos conceptos a tomar en cuenta es que en un paso completo, el apoyo sencillo se refiere al periodo en que una sola pierna está en contacto con el suelo, y el periodo de doble apoyo es cuando los dos pies están en contacto con el suelo en forma simultánea. Algunos escritos [21, 40,42] coinciden en que la fase de apoyo abarca aproximadamente un 60 por ciento del ciclo del paso y un 40 por ciento la fase de balanceo. Hay un traslape en el cual hay un doble apoyo, y este es del 20 por ciento.

La fase de apoyo (Figura 3.17) se divide en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue de talón. El despegue se extiende desde la elevación de los dedos.

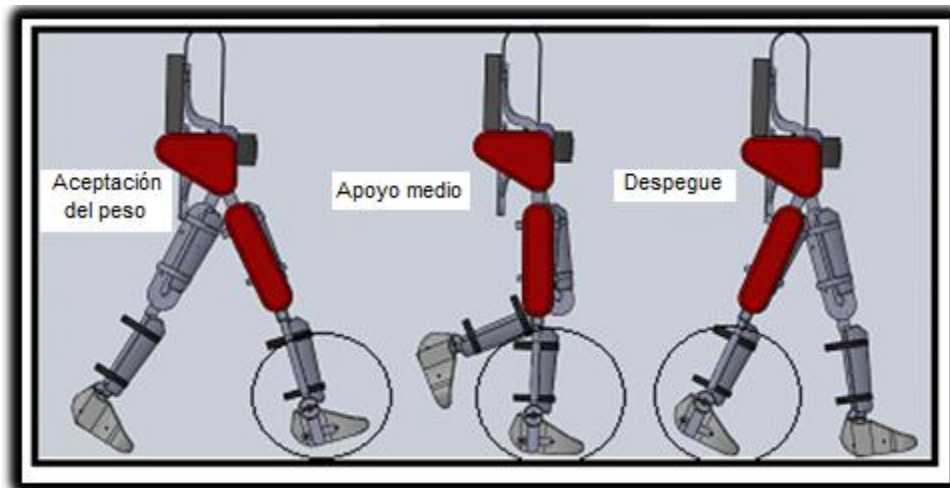


Figura 3: 17 Subdivisiones de la fase de apoyo

La fase de balanceo (Figura 3.18) puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y desaceleración. La aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante la fase de balanceo medio, la pierna balanceada rebasa a la otra pierna de apoyo, moviéndose hacia delante de la misma, ya que esta se encuentra en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la

desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo.

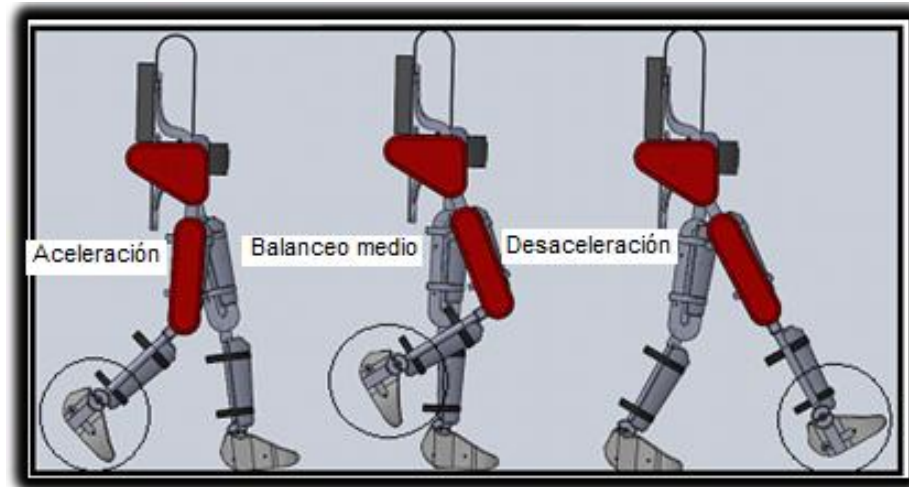


Figura 3: 18 Subdivisiones de la fase de balanceo

Utilizando los conceptos mencionados anteriormente se puede hacer un análisis mas detallado de la marcha con diferentes personas, utilizando una cámara de video y programas de análisis, y así poder diseñar un exoesqueleto que “camine” de forma semejante a una persona.

Los parámetros que se tienen que tomar en cuenta para el análisis de la marcha son: longitud del paso, longitud de la zancada, cadencia, velocidad, ángulo de extremidades y tiempo.

Para el análisis de la marcha en el plano sagital y frontal, se video grabo a una persona caminando a lo largo de un cuarto y en forma simultánea se desplazó lateralmente la cámara de video; se descargo de internet un programa de uso libre para análisis de video (*Tracker*).

La toma de videos se realizó en ropa de playa, ya que estas prendas de vestir permiten ver más claramente el movimiento de la cadera, muslo, pierna y pie. Ya teniendo los videos se procedió al análisis de estos y se obtuvieron los siguientes resultados:

- El movimiento de las personas al caminar varía de acuerdo al terreno, el calzado, la vestimenta, transporte de carga, si es hombre o mujer, peso, altura, edad, constitución física, y por ultimo trastornos en el sistema motor.
- La longitud del paso corresponde a la distancia que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del pie contralateral. Se midió las marcas y la media es de 75 a 85 cm. La anchura del paso es la distancia entre los puntos medios de ambos talones y su media es de unos 7 a 12 cm. La cadencia es el número de pasos ejecutados en la unidad de tiempo. Generalmente se mide en pasos por minuto. La cadencia espontánea o libre en adultos oscila de 100 a 120 pasos por minuto.

Es complicado entender el proceso de la marcha, y más complicado explicarlo, por lo que hay que dar estructura al proceso. Se tienen dos fases principales al caminar, estas dos fases se subdividen en tres partes. El movimiento se genera en tres planos, el sagital (Tabla 3.3), el transversal y el frontal (Tabla 3.4); y además hay que describir el movimiento de pelvis, muslo, pierna y pie. La explicación se estructurará de la siguiente forma.

Tabla 3.3: Marcha en el plano sagital

Plano	Fase	Intervalos	Articulación
Sagital	Apoyo	Aceptación del peso	Tobillo, rodilla, cadera
		Apoyo medio	Tobillo, rodilla, cadera
		Despegue	Tobillo, rodilla, cadera
	Balanceo	Aceleración	Tobillo, rodilla, cadera
		Balanceo medio	Tobillo, rodilla, cadera
		Desaceleración	Tobillo, rodilla, cadera

Tabla 3.4: Marcha en el plano Frontal

Plano	Fase	Intervalos	Articulación
Frontal	Apoyo	Aceptación del peso	Tobillo, rodilla, cadera
		Apoyo medio	Tobillo, rodilla, cadera
		Despegue	Tobillo, rodilla, cadera
	Balanceo	Aceleración	Tobillo, rodilla, cadera
		Balanceo medio	Tobillo, rodilla, cadera
		Desaceleración	Tobillo, rodilla, cadera

3.2.1.1 Aceptación del peso en el plano sagital

Esta fase se puede describir como un sistema de balanceo en el que hay un contacto inicial del talón con el piso, el cuerpo debe mantener el equilibrio mientras se eleva y se lanza hacia adelante. Esta fase inicia con la aceptación gradual del peso de la persona y termina cuando la planta del pie está en contacto con el piso y el peso se encuentra distribuido en las dos extremidades (Figura 3.19).

Para determinar el inicio y final de la fase se analizó el video y se determinó en que imagen iniciaba el talón contacto con el piso, se trazaron diferentes líneas a lo largo de los miembros uniendo las articulaciones y se midió los ángulos entre líneas. Haciendo el análisis se observa que el juego del tobillo está en posición neutra; es decir, que el ángulo que se forma entre pierna y pie es de 90 grados. Se analizan y cuentan las demás imágenes hasta que toda la planta del pie hace contacto con el suelo y se observa que durante el proceso de aceptación del peso la articulación del tobillo empieza a moverse y llega a un punto en el cual el pie y la pierna forman un ángulo de 96 grados.

Con respecto a la articulación de la rodilla al inicio de la fase, se midió el ángulo que forma la pierna y el muslo, y se encontró que fue de 174 grados, 6

grados antes de estar alineada la pierna con el muslo. Después del inicio de la fase de aceptación del peso, la articulación empieza a flexionar hasta que la planta del pie está casi plana en el suelo, el ángulo de flexión de la pierna con respecto al muslo fue de 10 grados.

Por ultimo en esta fase, se analiza el movimiento de la cadera y se encuentra que inicialmente está aproximadamente a 20 grados de flexión, es decir el muslo esta adelantado 19.9 grados con respecto al plano frontal. Siguiendo con la secuencia de imágenes se mide y determina que la articulación de la cadera empieza a disminuir el ángulo hasta llegar a 13.8 grados.

Al hacer el análisis de video de otras personas al caminar se encontró que los desplazamientos angulares son similares, aunque si hay cambios cuando la persona se siente observada, o cuando usa calzado con tacón alto.

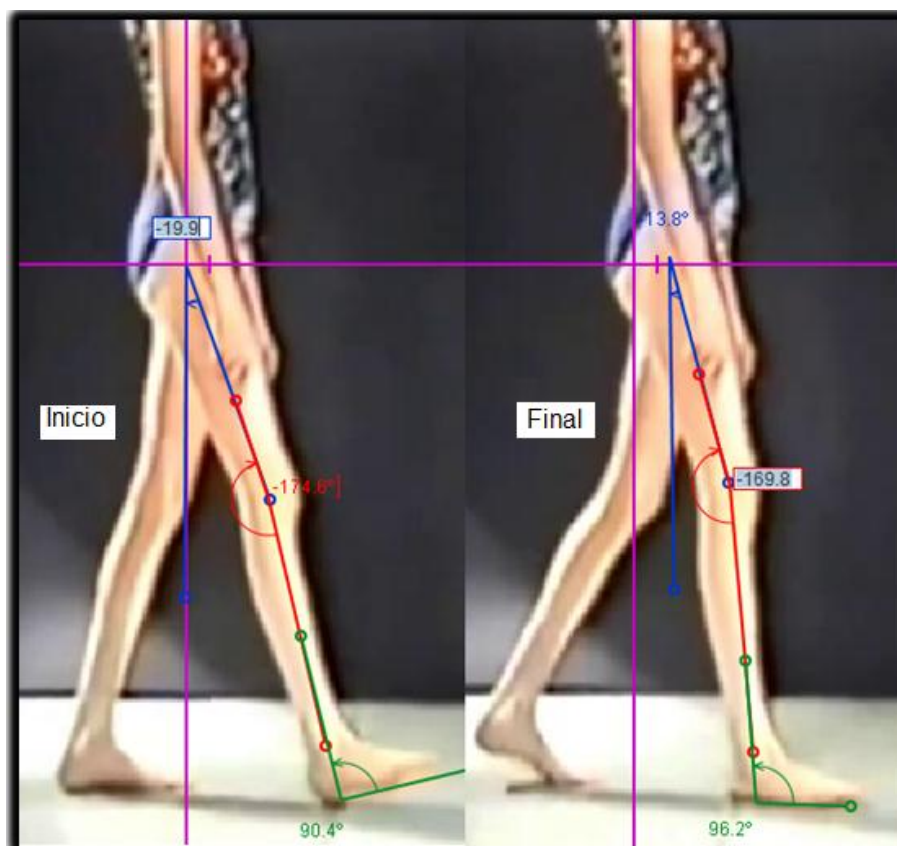


Figura 3: 19 Aceptación del peso.

3.2.1.2 Apoyo medio en el plano sagital.

Al inicio del apoyo medio, la articulación del tobillo está formando un ángulo de 96.2 grados con respecto a la pierna, la extremidad izquierda rebasa a la de referencia, el ángulo entre la pierna y el pie disminuye hasta llegar a los 79.5 grados (Figura 3.20).

La articulación de la rodilla está en 10.2 grados de flexión, después se mueve hacia la extensión y finalmente la rodilla llega a 5.6 grados en el final de la etapa.

Desde una posición de 13 grados en flexión, la cadera continua moviéndose, pasa por la vertical y llega a 9 grados de extensión.

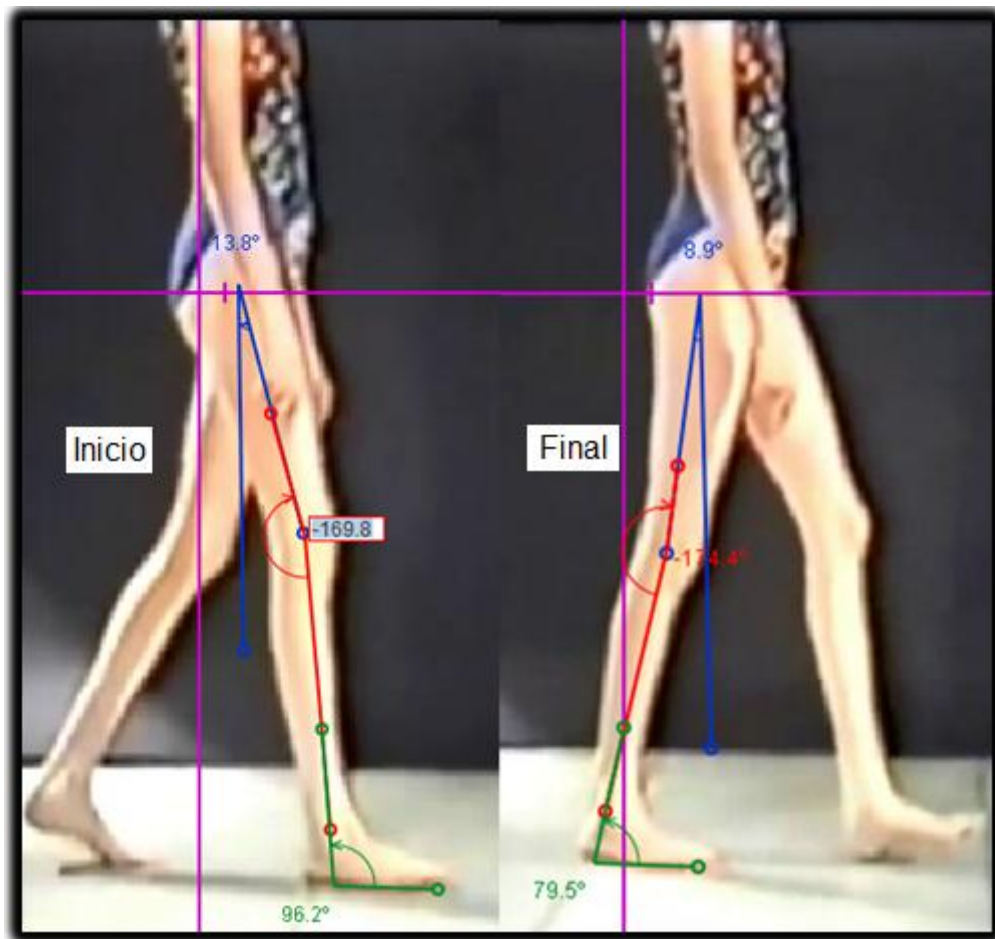


Figura 3: 20 Apoyo medio

3.2.1.3 Despegue en el plano sagital

En esta fase (Figura 3.21) el talón empieza a despegarse, el ángulo entre la pierna y el pie es de 79.5 grados. El tobillo se mueve unos 28 grados, con lo que al despegue del pie la articulación está en unos 107.9 grados con respecto a la pierna.

La rodilla inicia casi en extensión total, a 5.6 grados en flexión, se mueve rápidamente y alcanza los 46.7 grados de flexión, por lo que en esta etapa se ha movido casi 43 grados.

La cadera inicia la etapa con 9 grados de extensión y al iniciar el despegue de los dedos del pie, ha alcanzado la vertical.

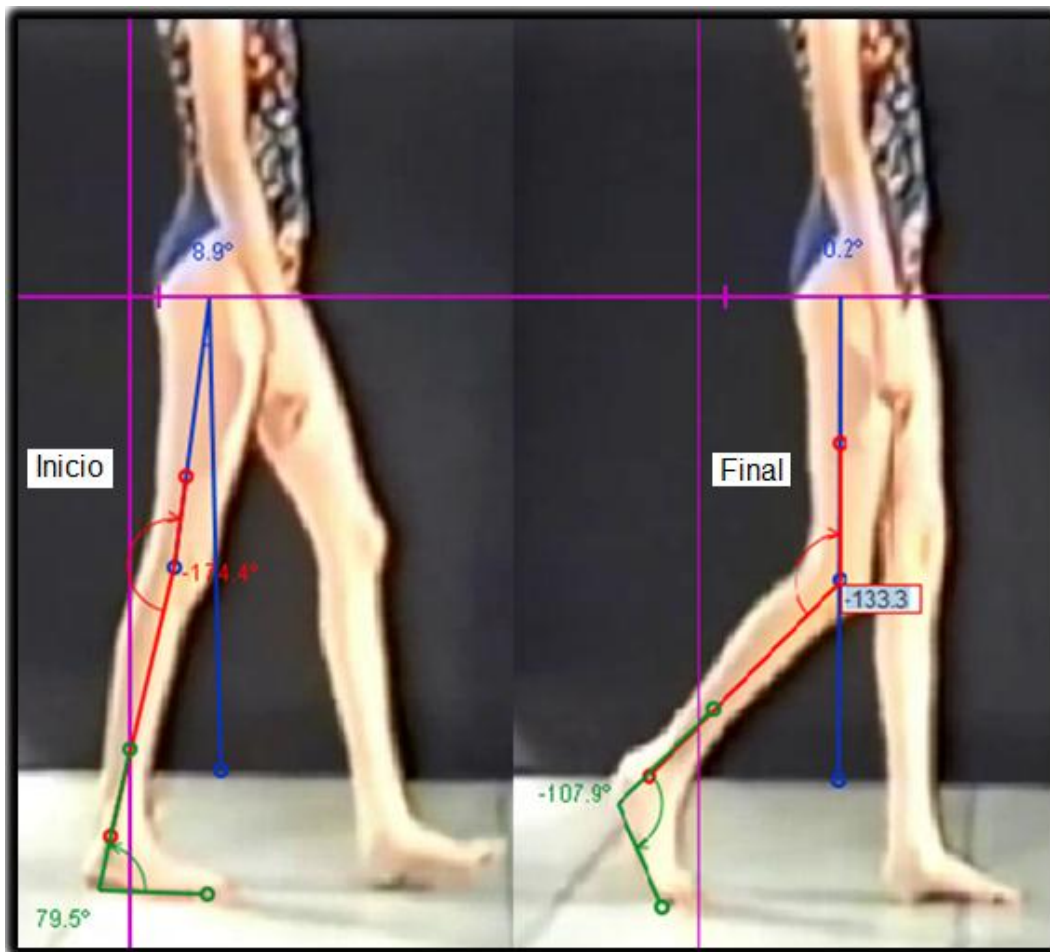


Figura 3: 21 Despegue

3.2.1.4 Aceleración en el plano sagital.

La fase de aceleración (figura 3.22) el tobillo no tiene gran movimiento, permanece en un ángulo de 107 grados con respecto a la pierna. Entre la elevación del pie y el punto medio del balanceo, el pie se mueve de una posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutral, que se mantiene por el resto de la fase de balanceo.

La rodilla inicia con un ángulo de flexión de 46.7 grados y termina con un ángulo de 56.5 grados. Es el máximo ángulo de flexión en la marcha.

La cadera hace que el muslo pase de una posición vertical a una de flexión, el movimiento es de 10 grados.

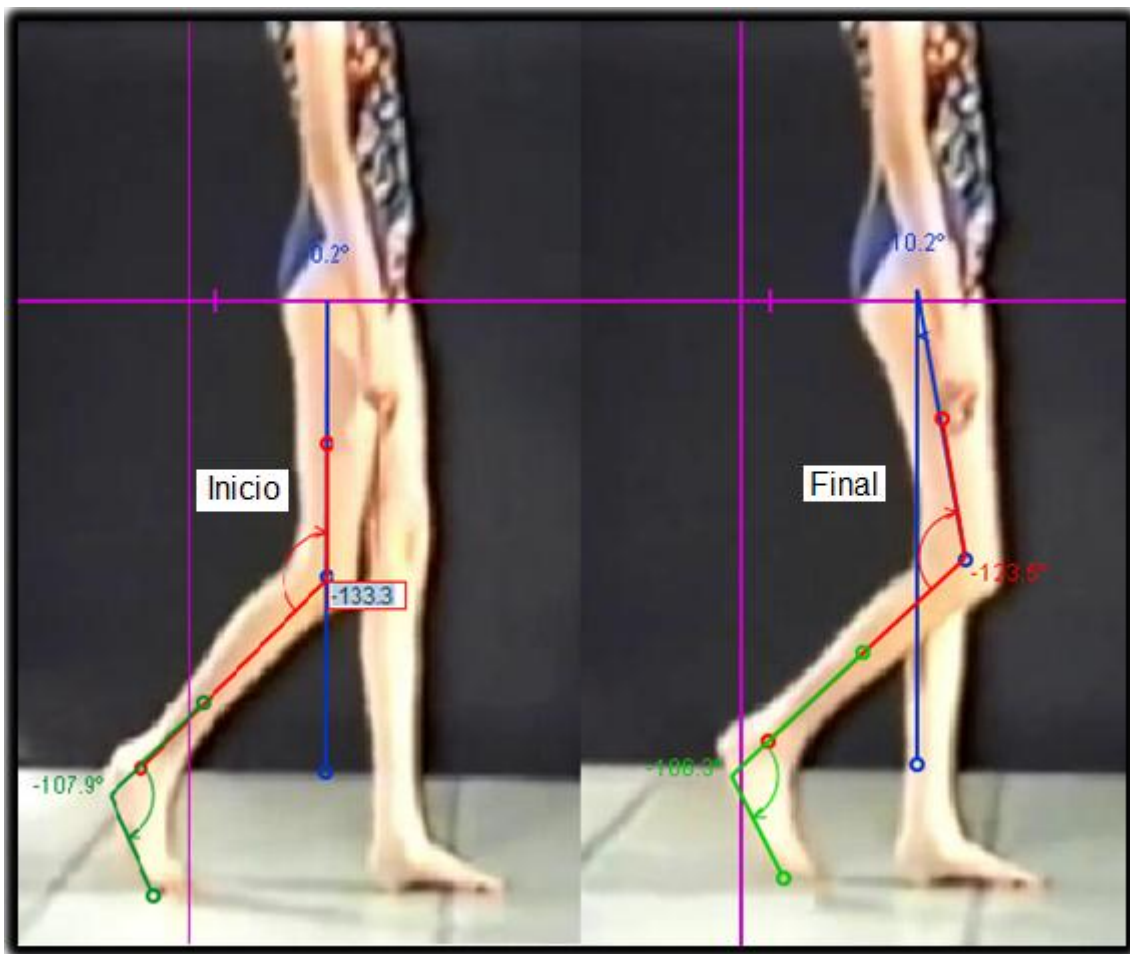


Figura 3: 22 Aceleración.

3.2.1.5 Balanceo medio en el plano sagital.

El balanceo medio (Figura 3.23) inicia cuando la rodilla esta a su máxima flexión y empieza a estirarse, el pie ha librado el principal obstáculo que es el piso para no tropezar. El muslo de referencia rebasa a la extremidad contraria que esta en la fase de apoyo.

La fase inicia con un ángulo entre pierna y pie de 106 grados y termina con 5 grados menos.

La rodilla comienza con un ángulo de 57 grados en flexión, comienza a extenderse y termina con 47 grados.

La cadera inicia con 10 grados de flexión, continua flexionándose y llega a los 24 grados.

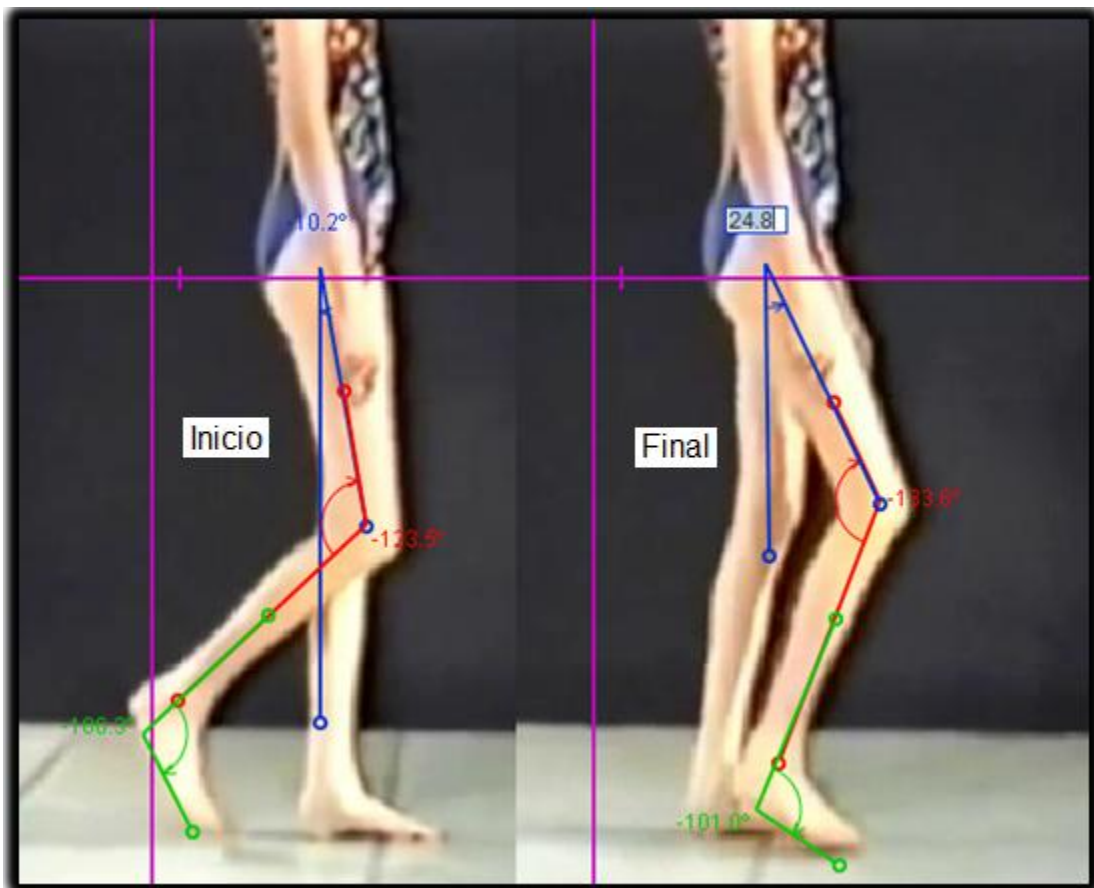


Figura 3: 23 Balanceo medio

3.2.1.6 Desaceleración.

En la última fase del balanceo (Figura 3.24) el tobillo se mueve 10 grados, inicia con un ángulo de 101 grados con respecto a la pierna y termina en una posición casi neutra, es decir 91.8 grados.

La pierna pasa de 46.4 grados de flexión a una posición de extensión, 7.3 grados antes de quedar alineada con el muslo.

La cadera en esta fase empieza su regreso después de haber alcanzado la máxima flexión, inicia con 24.8 grados y termina con 19.7.

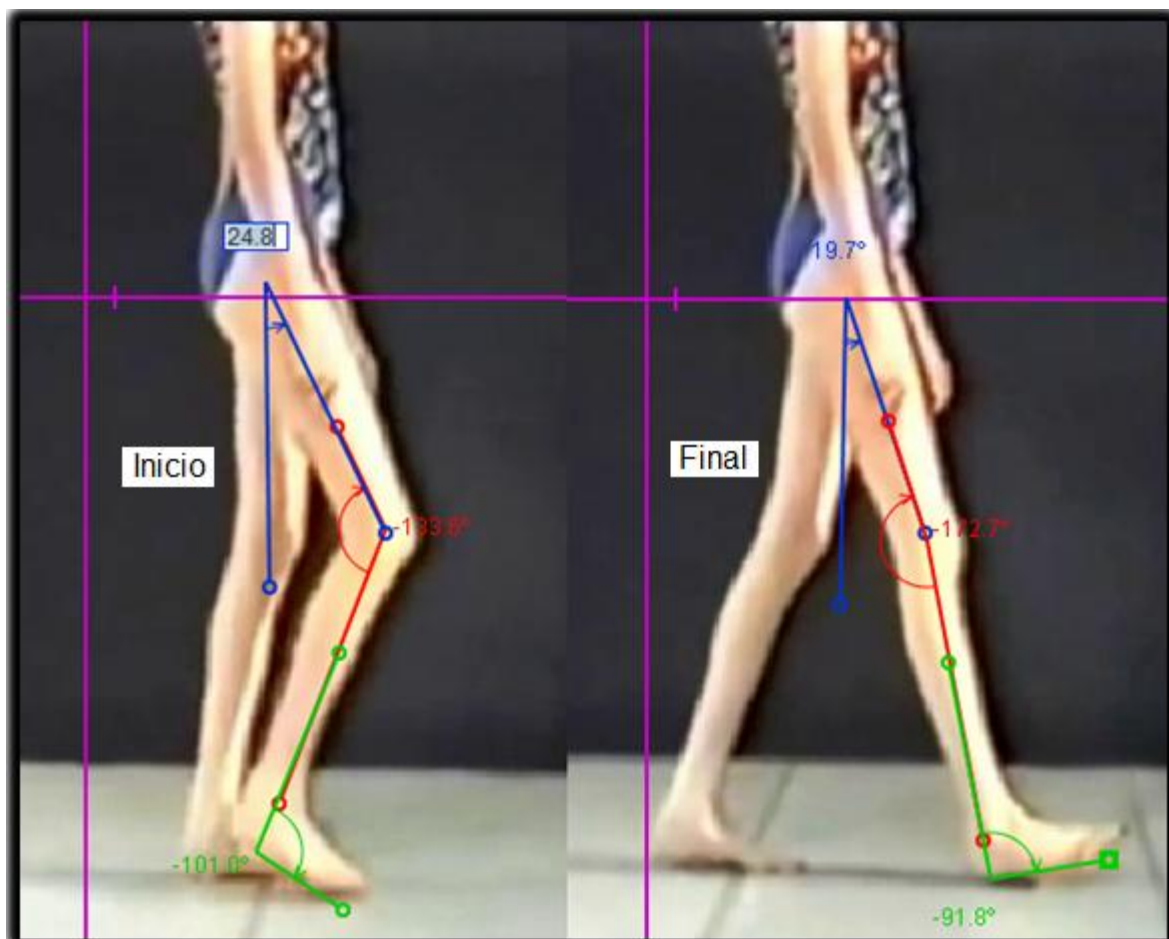


Figura 3: 24 Desaceleración.

3.2.2 ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA EN EL PLANO FRONTAL.

Los análisis de la marcha en el plano frontal son más complicados de realizar que en el plano sagital, los ángulos de abducción y aducción de la pierna y el muslo varían menos de 7 grados. La marcha es un proceso cíclico en el cual la extremidad izquierda repite lo de la derecha, por lo que para ahorrar tiempo y espacio, solamente se describirá los movimientos de la extremidad derecha. Para el determinar los ángulos se analizó un solo ciclo de la extremidad en la fase de apoyo y en la de balanceo. El reporte se hace de forma similar como en el plano sagital.

Al hacer el análisis de videos de personas al caminar se observa una oscilación vertical y horizontal en el plano frontal. Tomando como referencia un sistema de coordenadas y un punto cercano al centro de gravedad de la persona se pudo determinar lo anterior, el centro de gravedad sufre desplazamientos alternados a derecha e izquierda y de arriba a abajo, lo cual garantiza que caiga directamente sobre la base de soporte o el área del pie de apoyo, de acuerdo con la fase en que se encuentre. Estos desplazamientos horizontales y verticales del centro de gravedad se relacionan directamente con el consumo energético de la persona; en otras palabras, si el centro de gravedad presenta desplazamientos exagerados y bruscos, ya sea en sentido vertical, horizontal o en ambos, más allá de la excursión máxima normal que es en promedio de tres a cinco centímetros, esto ocasiona un incremento proporcional del gasto energético, ya que la energía potencial es directamente proporcional a la masa y a la altura.

3.2.2.1 Aceptación del peso

En la parte izquierda de la imagen 3.25 se muestra una persona en el instante de inicio del ciclo de la marcha; es decir, cuando el talón del pie derecho toca el piso. Se tiene un sistema de coordenadas, un eje coincide con el plano sagital y el otro está cerca del plano transversal, se utilizan tres transportadores para medir los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo.

Al inicio del ciclo, el pie está en abducción unos 25 grados, la articulación de rodilla y cadera están en posición neutra, es decir la pierna y el muslo están verticales. El proceso de la marcha sigue y el centro de gravedad se desplaza hacia el pie derecho de la persona para recibir el peso total. El pie izquierdo se coloca sobre la punta de los dedos e imprime un impulso que hará que el cuerpo sea empujado hacia delante.

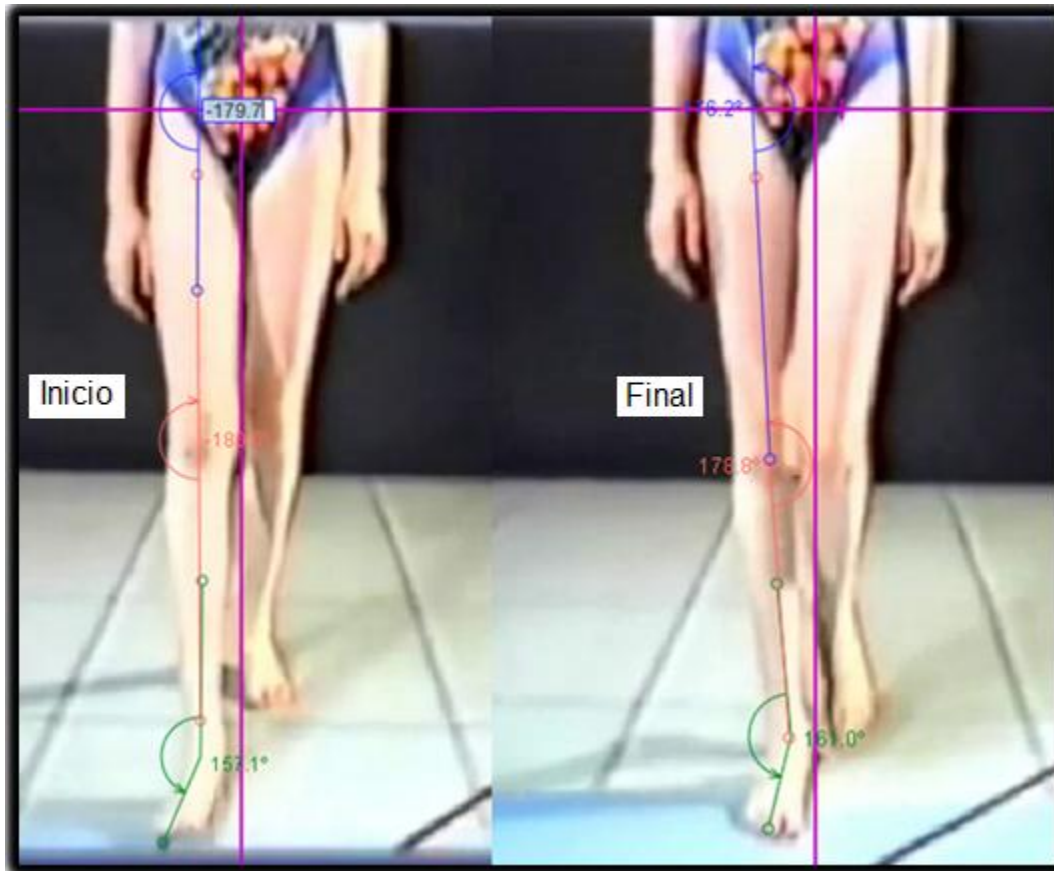


Figura 3: 25 Aceptación del peso.

3.2.2.2 Apoyo medio

En el apoyo medio (Figura 3.26), la persona acerca un poco el tobillo al plano sagital, el centro de gravedad se ha desplazado a la derecha de la persona. El ángulo de abducción del tobillo se ha reducido 5 grados, la rodilla se ha girado un poco, la cadera se ha colocado en 3.8 grados de aducción.

Al finalizar la etapa de apoyo medio, el pie derecho ha sido rebasado por el izquierdo y se han colocado los dos casi sobre el plano sagital. Durante la fase de apoyo medio, los ángulos de rodilla y cadera permanecen constantes, lo que si regresa al plano sagital es el centro de gravedad.

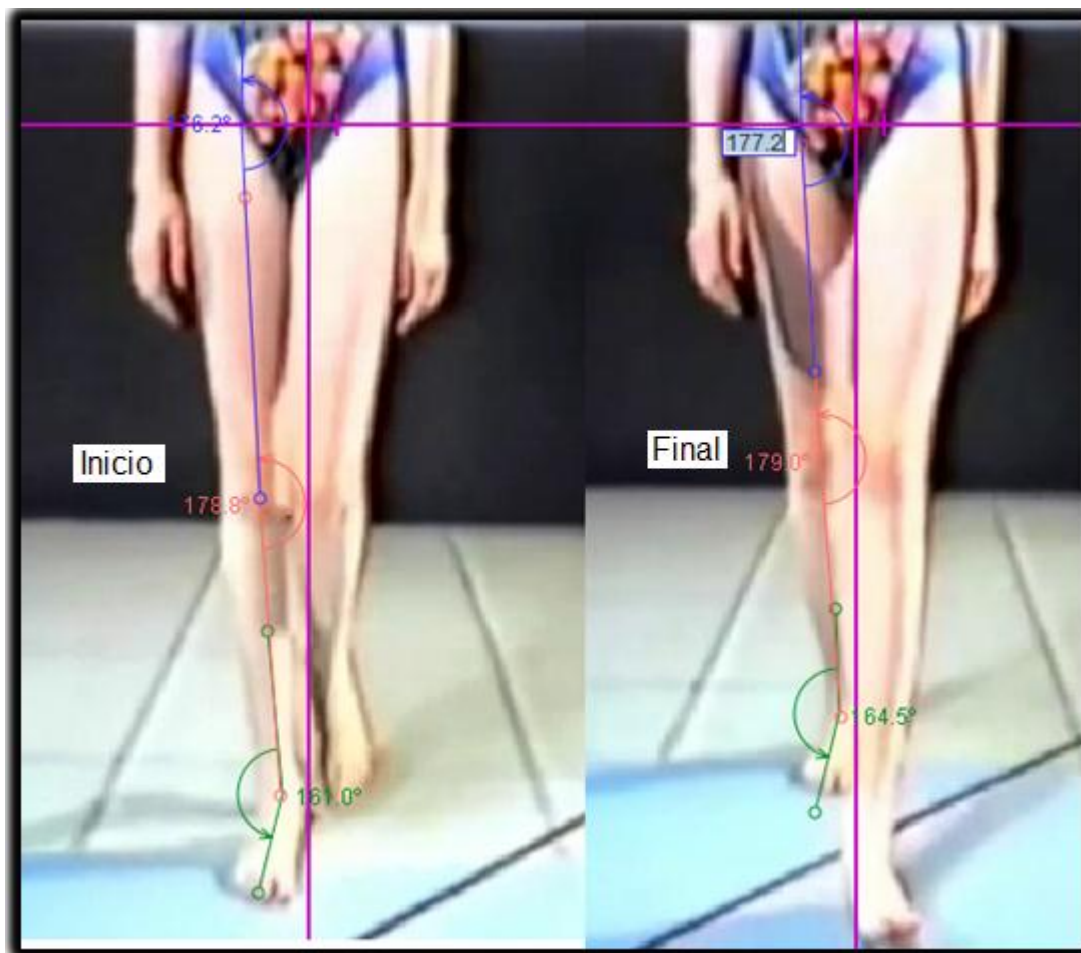


Figura 3: 26 Fase apoyo medio.

3.2.2.3 Despegue

En la figura 3.27 se muestra que el pie ha reducido casi completamente el ángulo de abducción, el muslo sigue girando pasa de un ángulo de 2.8 grados de aducción a una posición neutra, la pierna al flexionarse empieza a girarse internamente. El centro de gravedad ya se desplazo al lado izquierdo.

La rodilla tiene rotación interna como externa, la primera lleva la punta del pie hacia dentro durante la aducción del pie, mientras que la externa hace lo contrario. La amplitud de la rotación varía dependiendo de lo flexionada que se encuentre la rodilla.

La rodilla cuenta con una rotación que se puede considerar como automática que se presenta de forma involuntaria cuando se hacen movimientos de flexión y extensión. Cuando la rodilla entra en extensión existe rotación externa y cuando se flexiona la rotación será interna.

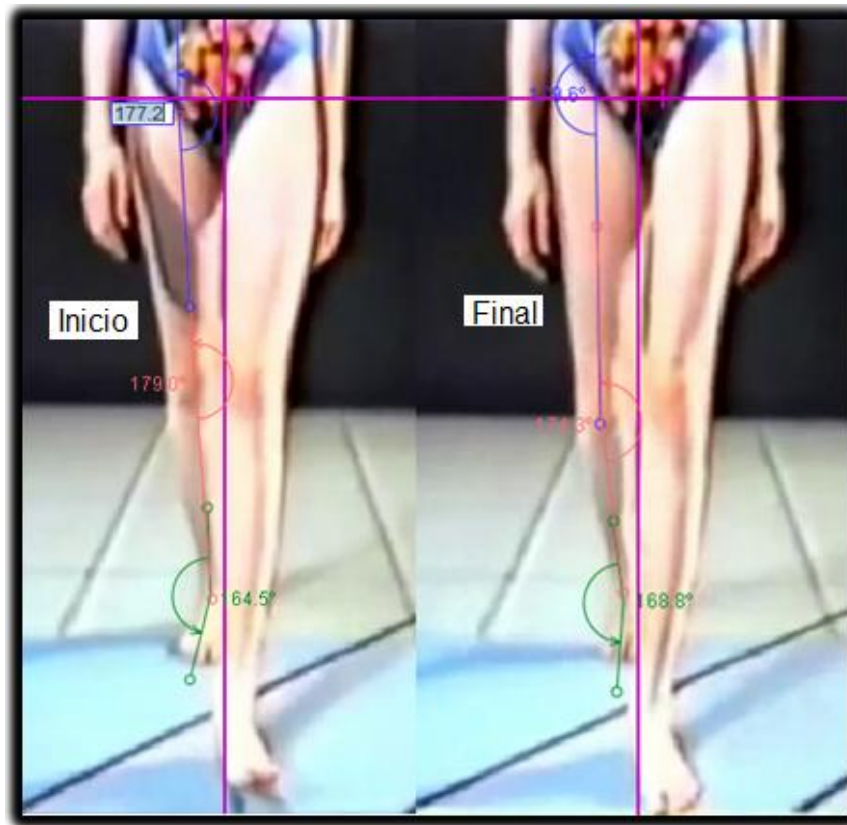


Figura 3: 27 Fase de despegue.

3.2.2.4 Aceleración

En esta fase (Figura 3.28) el centro de gravedad se ha desplazado completamente al lado izquierdo, el pie derecho incrementa su velocidad, la rodilla comienza la extensión y por lo tanto involuntariamente empieza a girar externamente.

El pie izquierdo está en fase de apoyo y el movimiento de la rodilla en el plano frontal es mínimo durante la fase de apoyo. Hay cierta tendencia hacia una ligera abducción de la tibia al contacto del talón, pero inmediatamente después la reacción del suelo tiende a producir aducción de la tibia.

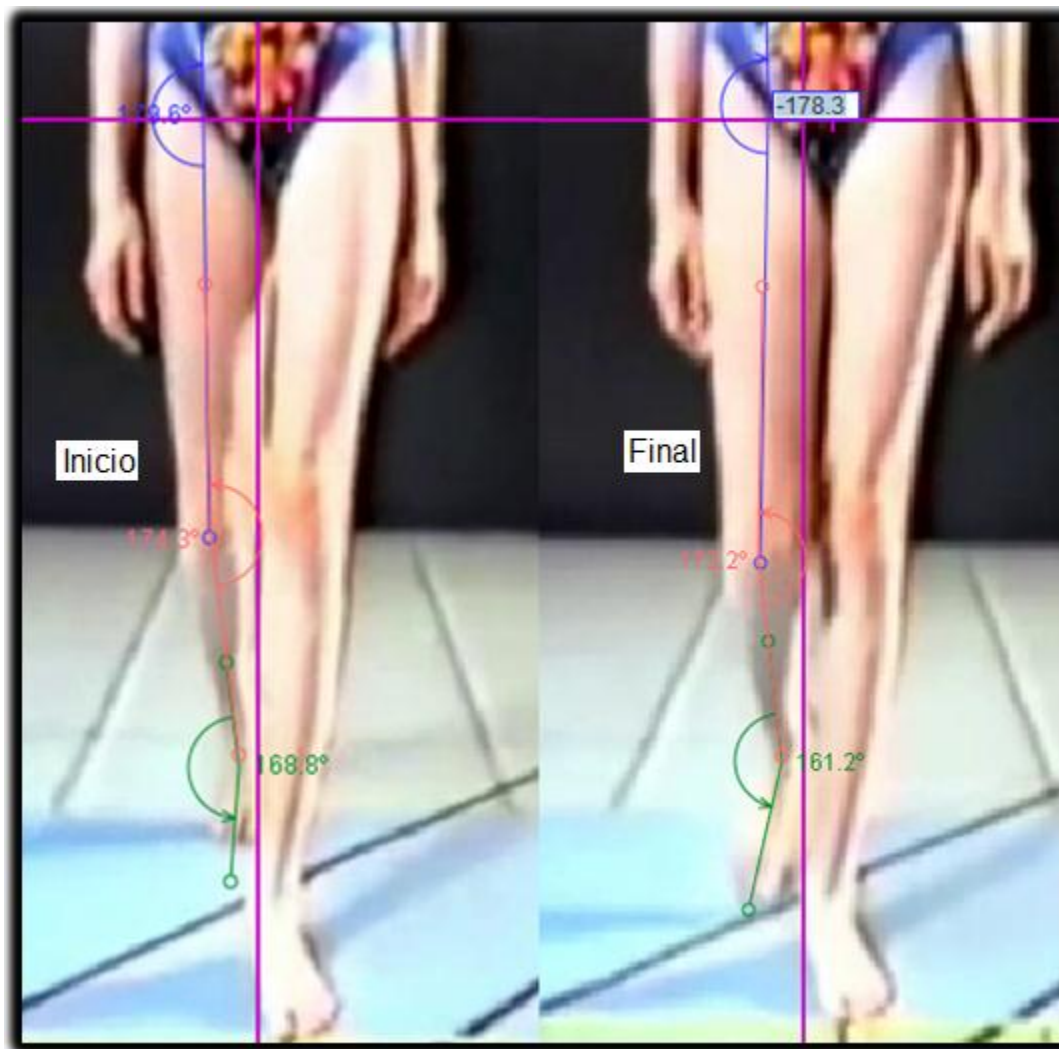


Figura 3: 28 Fase de aceleración.

3.2.2.5 Balanceo medio

En la figura 3.29 se muestra que la pierna que se balancea se encuentra casi en posición neutra con respecto con la vertical, la rodilla se ha extendido y por lo

tanto involuntariamente se giró externamente, lo anterior se observa por la colocación del pie y por el ángulo entre muslo y pierna.

Durante la primera parte de la fase de apoyo del pie izquierdo, la pelvis cae unos 5 grados de la horizontal en el lado opuesto, conforme esta pierna empieza su fase de balanceo.

El discreto descenso de la pelvis del lado sin apoyo (en balanceo), 5° con respecto a la horizontal, empuja hacia abajo el centro de gravedad, aproximadamente 0.5 cm. De esta forma, se constituye en un mecanismo relevante para controlar un excesivo ascenso del centro de gravedad.

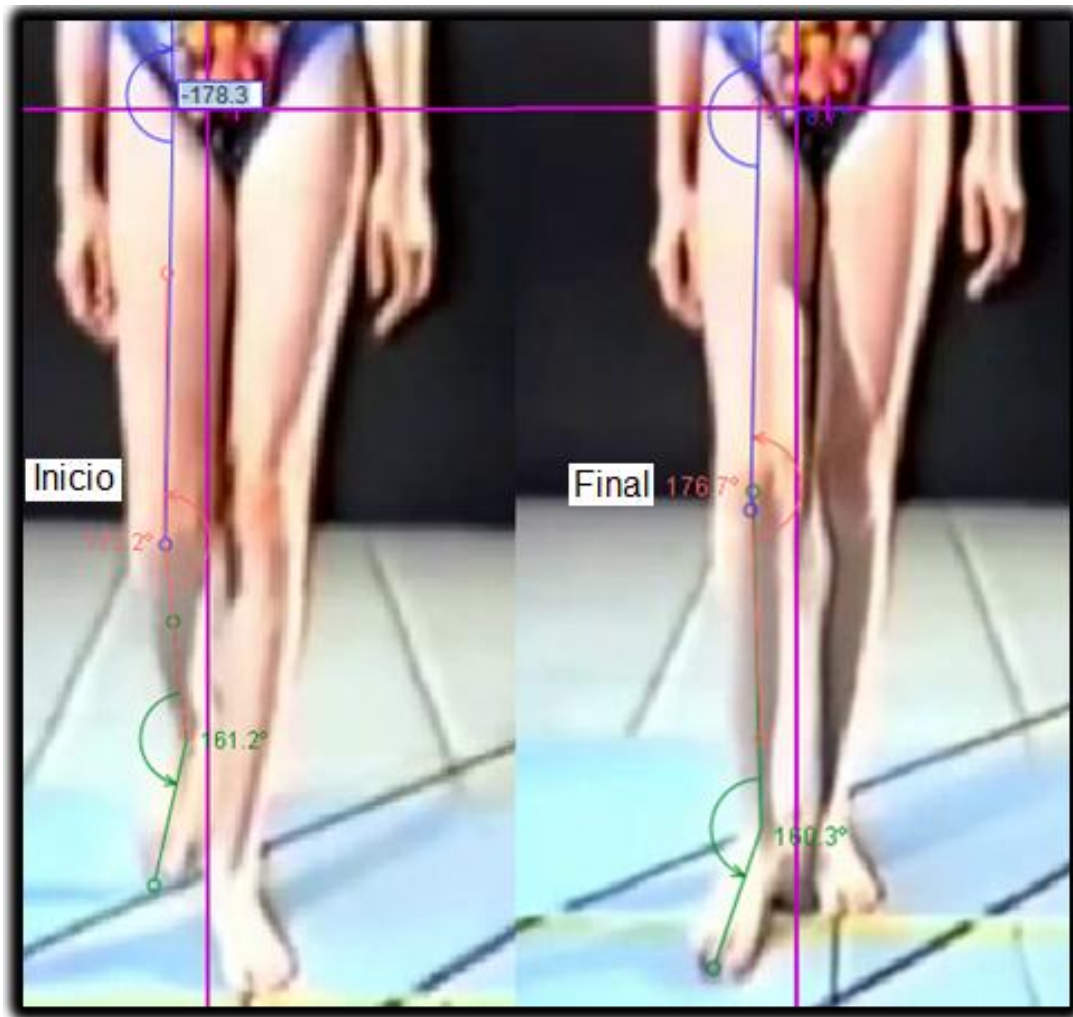


Figura 3: 29 Fase de balanceo medio.

3.2.2.6 Desaceleración

En la última fase del ciclo de la marcha (figura 3.30) la rodilla se extiende lo máximo que la articulación lo permite, empieza un doble apoyo; es decir, un pie esta recibiendo el peso y el otro esta impulsando al cuerpo al frente.

El centro de gravedad corporal tiende a alcanzar su máxima altura cuando el peso se transfiere de una extremidad a la otra, el centro de gravedad alcanza su punto más alto a medida que el peso corporal cruza sobre la extremidad apoyada, es decir que durante el soporte simple normalmente asciende.

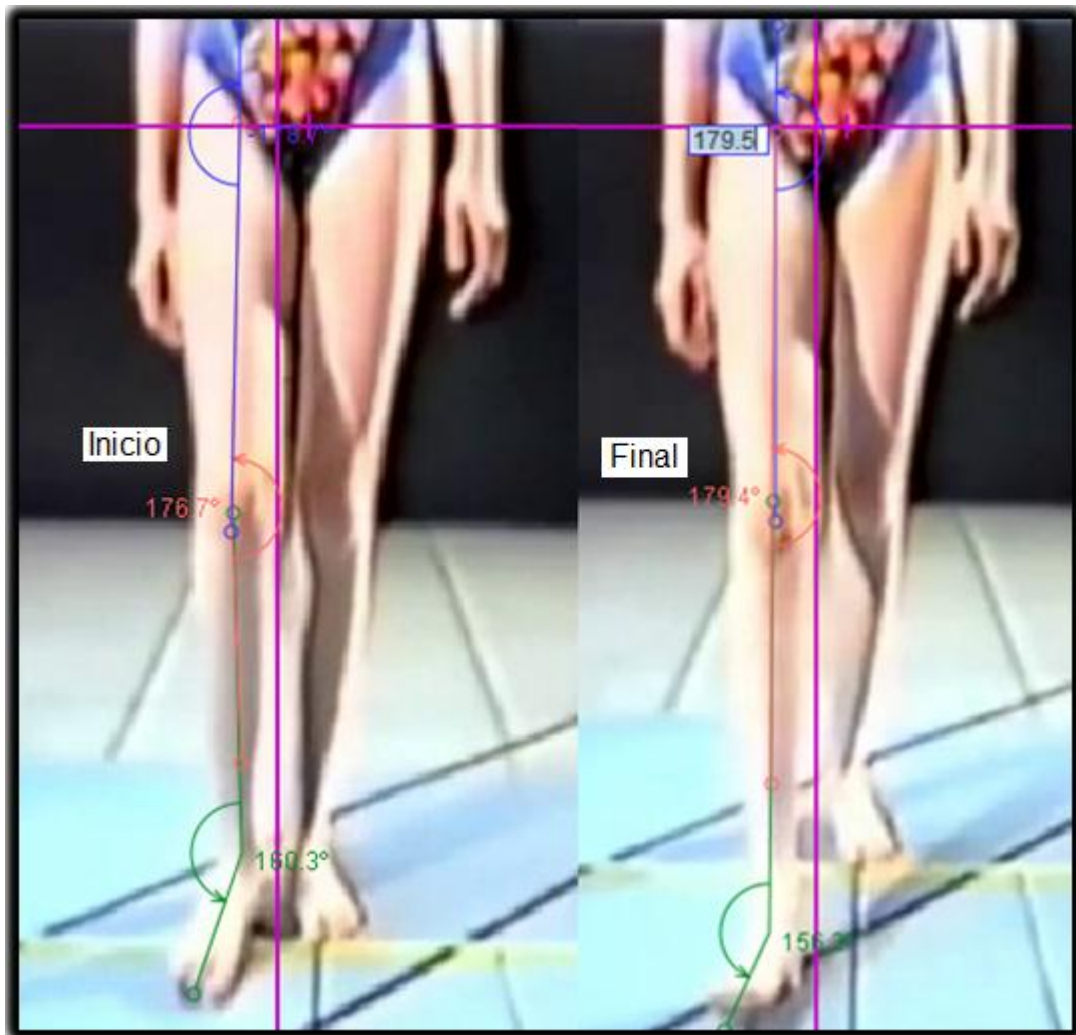


Figura 3: 30 Fase de desaceleración.

3.2.3 ANÁLISIS DE LA MARCHA UTILIZANDO SENSOR DE ROTACIÓN

Al querer hacer un análisis cuadro por cuadro del video de la marcha humana y posteriormente hacer una grafica para determinar la trayectoria de las extremidades, los resultados obtenidos no eran muy confiables ya que los videos se obtuvieron con una cámara que tiene una velocidad de 30 cuadros por segundo, y esta velocidad no es suficiente para algunas fases de la marcha, como la de aceleración. Las imágenes del video tienen un problema adicional, el cual es referente a la baja calidad de las imágenes, por lo que no es posible medir el ángulo que forman las articulaciones. Así, se decidió diseñar y construir un dispositivo que pudiera medir desplazamiento angular del pie, rodilla y cadera; el dispositivo consistió en un potenciómetro de 10 k Ω montado en el eje de giro de dos reglas acopladas (Figura 3.31); se hizo un circuito y se conecto a una computadora para que al momento de girar se generaran las gráficas.

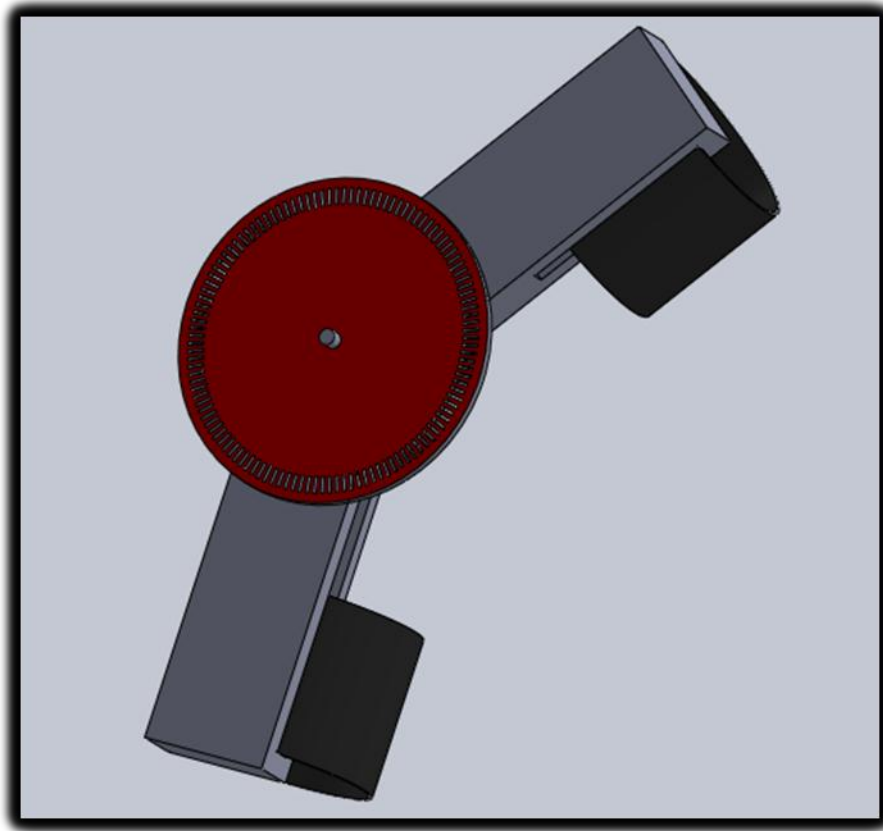


Figura 3: 31 Dispositivo para medir desplazamiento angular

La alimentación de corriente al dispositivo y lectura de datos fue hecha por una tarjeta fabricada por *National Instruments*, utilizando el puerto USB de una computadora, la generación de graficas con los datos adquiridos fue hecha con el programa *LabView*.

El programa (Figura 3.32) consistió en un botón que ajustaba el número de muestras por segundo que se requerían para hacer el análisis, posteriormente el botón se conecto a la herramienta *DAQ Assistant*, la cual es el controlador de la tarjeta que adquiere los datos. La siguiente etapa del programa, fue acondicionar la señal analógica que oscila entre cero y cinco voltios a una señal que indique un desplazamiento angular en grados. Una etapa importante del programa es la utilización de filtros pasa baja, pasa altas y pasa banda; lo cual sirve para eliminar señales no deseables. La última etapa del programa fue utilizar una herramienta para graficar las señales adquiridas por el dispositivo (*Waveform Graph*).

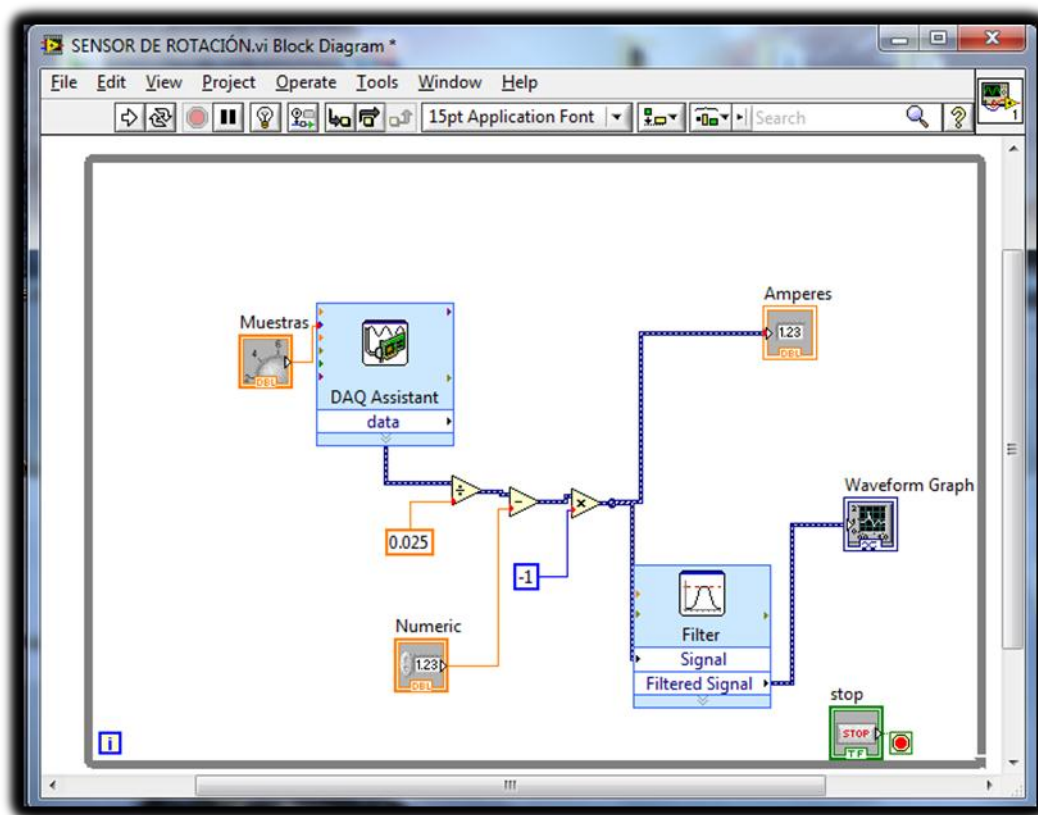


Figura 3: 32 Programa para medir desplazamiento angular

El panel frontal (Figura 3.33) que se utiliza para el control y análisis de datos contiene un área para visualizar la gráfica, un cuadro para el ingreso y control de cursores, rectángulo para visualizar numéricamente el desplazamiento angular, botón para indicar el número de muestras por segundo que se quiere utilizar, y por ultimo una barra de herramienta que sirve para hacer acercamientos o desplazamientos de la grafica.

Las escalas de los ejes pueden variar de forma automática de acuerdo a la amplitud de la señal recibida, pero también se pueden dejar fijos. El eje vertical es la diferencia de potencial de la señal emitida por el sensor, el eje horizontal es el tiempo.

Para el análisis de la grafica se pueden ingresar varios cursores a los que se les puede variar sus coordenadas en forma numérica y utilizando el mouse de la computadora, estos cursores se utilizan para determinar la amplitud del desplazamiento angular y del tiempo que se tarda en hacerlo.

La graficación de datos no es en tiempo real, ya que primero se adquiere datos por un tiempo determinado, se analizan y posteriormente se grafican; el proceso se repite en forma automática utilizando un ciclo *While Loop*

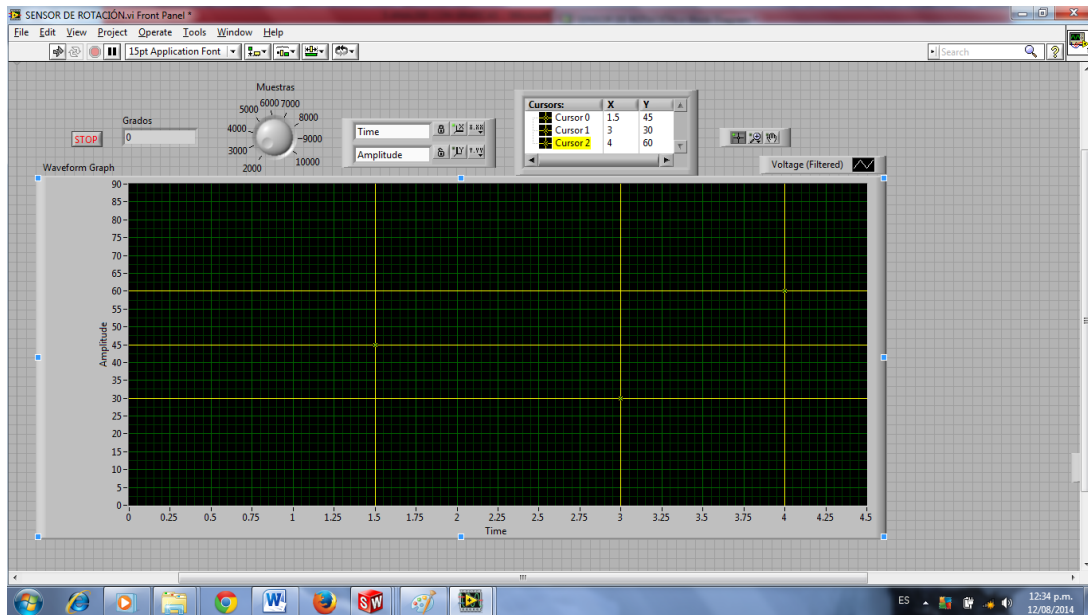


Figura 3: 33 Panel frontal

3.2.3.1 Análisis de la articulación de cadera en el plano sagital

Para iniciar el análisis del movimiento de cadera, se acoplo un extremo del dispositivo a la cadera y el otro al muslo de la persona, la conexión entre sensor y computadora fue en forma alámbrica. Se hizo caminar a la persona a lo largo de una habitación durante 10 segundos y se graficaron varios ciclos de la marcha; para tener una mejor apreciación se recorto la gráfica y solamente se presentan tres pasos, equivalentes a 4.5 segundos de marcha, el rango del eje vertical se ajusto de menos diez grados a veinticinco grados.

El eje vertical esta graduado en grados y el eje horizontal en segundos, Las líneas verticales indican el inicio y fin del paso (Figura 3.34).

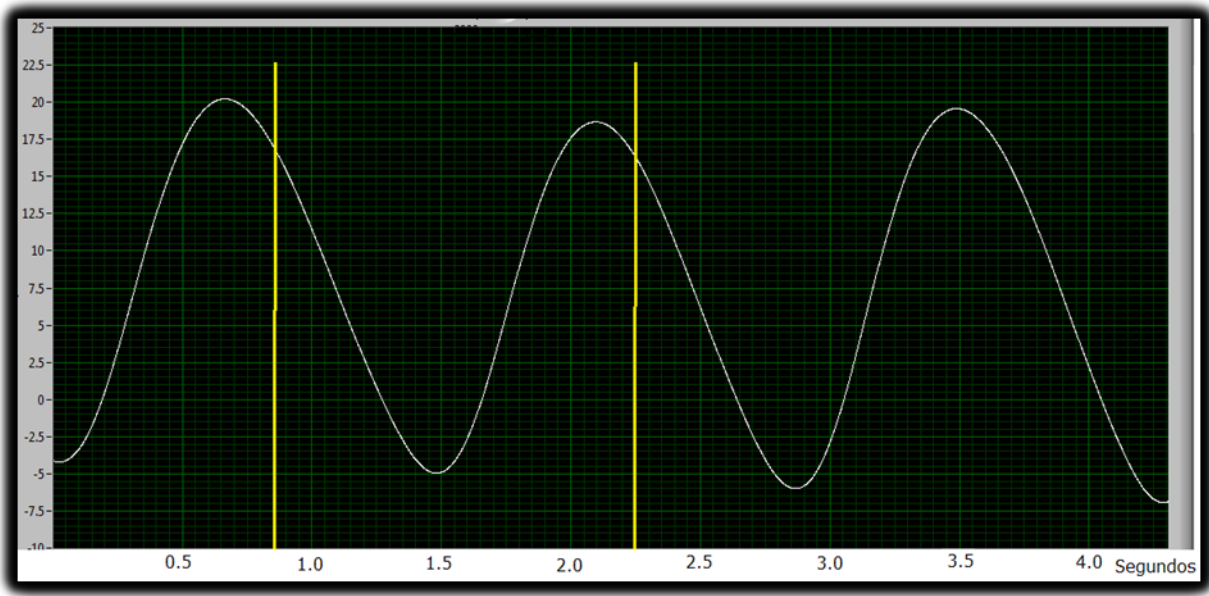


Figura 3: 34 Gráfica del movimiento de la articulación de cadera.

En la gráfica de cadera (Figura 3.34) se observa que el ángulo máximo de extensión de la cadera es de 7.5 grados y el de flexión es de 20 grados. Ángulos muy similares obtenidos anteriormente con el análisis de videos. El periodo es de 1.35 segundos, que corresponde a una marcha lenta de 90 pasos por minuto. Haciendo cálculos y utilizando las gráficas se obtiene que la fase de apoyo tarda 55 por ciento y la fase de balanceo tarda un 45 por ciento.

Se comparó la grafica obtenida con las de otros trabajos de investigación [36] y se encontraron muchas similitudes (Figura 3.35).

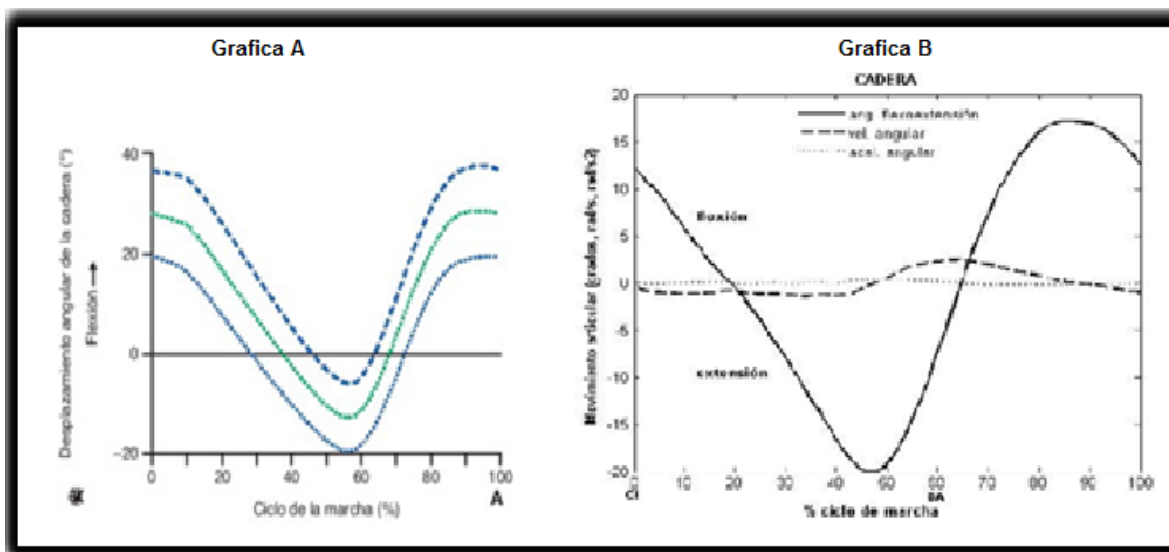


Figura 3: 35 Graficas de la articulación de cadera

En la figura 3.35 se observa dos graficas del movimiento de cadera, ambas inician cuando el talón hace contacto con el piso. Se observan dos trayectorias bien diferenciadas: extensión progresiva durante la fase de apoyo y un poco antes de llegar al 60 por ciento del ciclo de la marcha, el sentido del movimiento cambia e inicia la fase de balanceo iniciando la flexión de la cadera.

En la grafica A de la figura 3.35 se observa que la extensión de la cadera para una marcha normal, varía de los menos diez grados a los veinte grados, lo cual parece congruente con los resultados que se obtuvieron en nuestro estudio.

En la grafica B de la figura 3.35, se observa que la extensión de la cadera es de menos veinte grados y la flexión de quince. Datos que no corresponden a una marcha normal, ya que en los estudios realizados siempre se encontró que el ángulo de flexión de la cadera es mayor a la extensión.

3.2.3.2 Análisis de la articulación de rodilla en el plano sagital

En el caso del análisis de la articulación de rodilla, se acopló una regla del dispositivo al muslo y la otra regla a la pierna, la gráfica de la rodilla se obtuvo de forma similar a la de la cadera, se graficaron diez segundos de marcha en línea recta y con zapatos redondeados en la punta y talón a fin de que la grafica

obtenida tuviera una trayectoria suave. Se recortó la grafica y se dejó el tramo correspondiente a tres pasos (Figura 3.36).

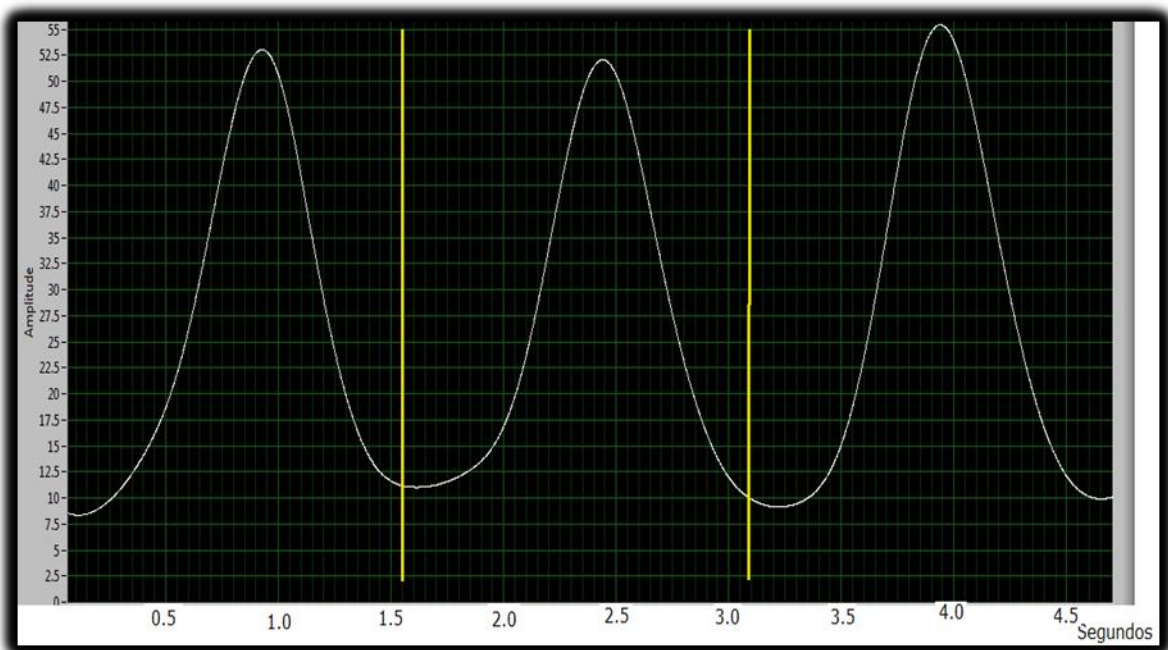


Figura 3: 36 Gráfica del movimiento de la articulación de rodilla

El eje vertical correspondiente al desplazamiento angular se le asignó un rango constante de cero a cincuenta y cinco grados. Las dos líneas verticales muestran el inicio y final del ciclo de la marcha. En el instante en que se ha recorrido 1.5 segundos el talón hace contacto con el piso; en ese momento la rodilla se encuentra flexionada diez grados, a partir de ese momento la rodilla se flexiona lentamente para que se lleve a cabo la recepción del peso en esa extremidad y posteriormente continúa así hasta el final de la fase de apoyo. La pierna en la fase de balanceo continúa la flexión aumentando la velocidad angular hasta alcanzar la flexión máxima de cincuenta y dos grados, en ese momento el pie ha librado el piso y por acción de la fuerza de gravedad la articulación de la rodilla empieza a extenderse iniciando la pierna y el pie el descenso. El proceso del movimiento de la articulación de rodilla termina en instante del tiempo igual a tres segundos, por lo que el proceso dura 1.5 segundos.

Haciendo una comparación con los resultados obtenidos en el análisis de video hay similitudes, ya que al ángulo de flexión de la rodilla en la fase de aceptación del peso inicia en ambos casos entre siete y diez grados. Se esperaba que durante la fase de apoyo la rodilla casi no se flexionara por la forma de los zapatos y se consiguió; esa trayectoria facilita su reproducción en el exoesqueleto.

Cuando se flexiona la rodilla en la fase de balanceo, el ángulo máximo es de 55 grados; el ángulo es muy similar al que se midió en el análisis del video.

Comparando la grafica con las de otro artículo de investigación [36] se observa que en la fase de apoyo en algunos casos inicia con cinco grados, se flexionan más o menos a siete grados, permanece constante el resto de la fase de apoyo y después acelera la flexión en la etapa de balanceo (Figura 3.37).

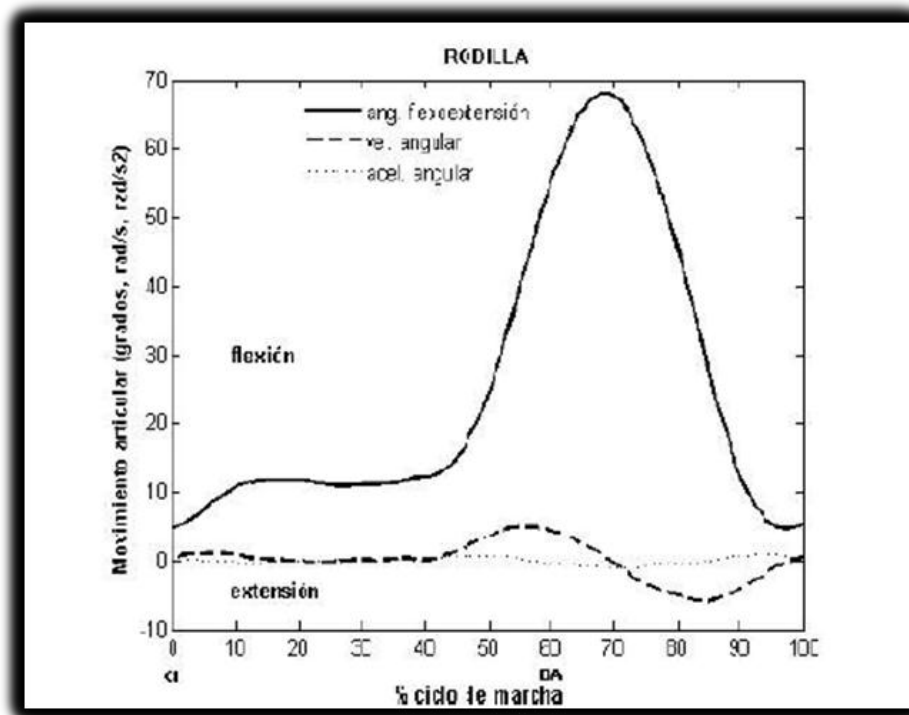


Figura 3: 37 Grafica de la articulación de rodilla

3.2.3.3 Análisis de la articulación de tobillo en el plano sagital

Para el análisis de la articulación de tobillo se colocó el centro de giro del dispositivo sobre el tobillo, una de las reglas se sujetó a la pierna y la otra al

zapato; de las misma forma que las anteriores graficas, se generaron diez segundos de datos de la marcha y posteriormente se recortaron y presentaron tres ciclos de marcha; lo anterior, para desechar la información de la desaceleración que ocasiona el detenerse.

Para graficar los datos se fijo el rango de movimiento de menos cuatro grados a nueve grados, las líneas verticales muestran el inicio y final del ciclo que dura 1.5 segundos (Figura 3.38).

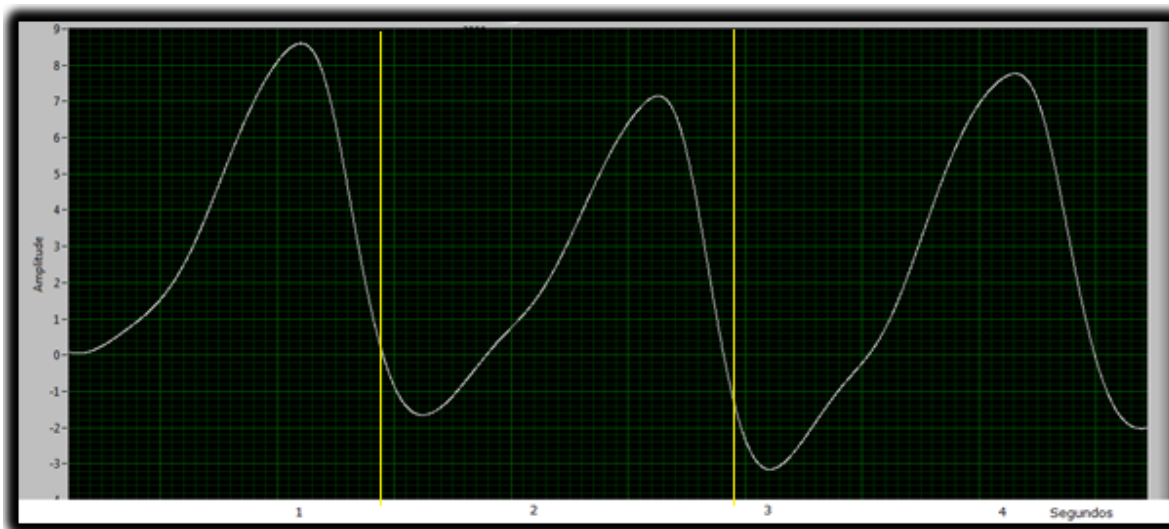


Figura 3: 38 Gráfica de la articulación del tobillo con zapato con curvas mecedoras.

Haciendo el análisis se observa que al iniciar la fase de apoyo el juego del tobillo está en posición neutra; es decir que, el ángulo que se forma entre pierna y pie es de noventa grados. Se sigue el proceso de la marcha hasta que toda la planta del pie hace contacto con el suelo y se determina que durante el proceso de aceptación del peso la articulación del tobillo empieza a moverse y llega a un punto en el cual el pie y la pierna forman un ángulo de ochenta y siete grados.

Al inicio del balanceo la extremidad izquierda rebasa a la de referencia, el ángulo entre la pierna y el pie aumenta hasta llegar en algunos casos a noventa y nueve grados, en la última fase del balanceo el tobillo termina en una posición casi neutra, es decir ochenta y nueve grados entre pierna y pie.

Comparando la grafica con la de otra fuente de investigación [36], el desplazamiento angular usando zapatos con curvas mecedoras es más regular que sin zapatos; es decir, desaparece un máximo relativo y la trayectoria es más suave (Figura 3.39).

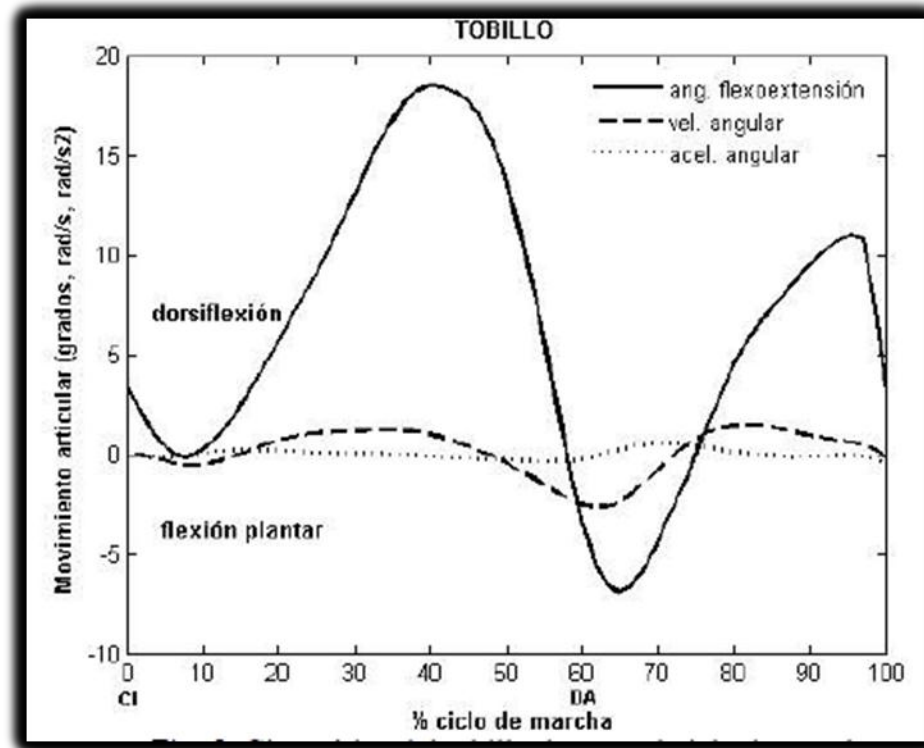


Figura 3: 39 Gráfica de articulación de tobillo

3.2.3.4 Análisis de la articulación de cadera en el plano frontal.

Los análisis de la marcha en el plano frontal es más complicado de realizar que en el plano sagital, los ángulos de abducción y aducción del muslo varían menos de siete grados, por lo que el dispositivo debe quedar firmemente sujetado para evitar desplazamientos ajenos al circular; una de las reglas se fijó a la parte frontal del muslo y la otra regla a la cintura como se muestra en la figura 3.40.

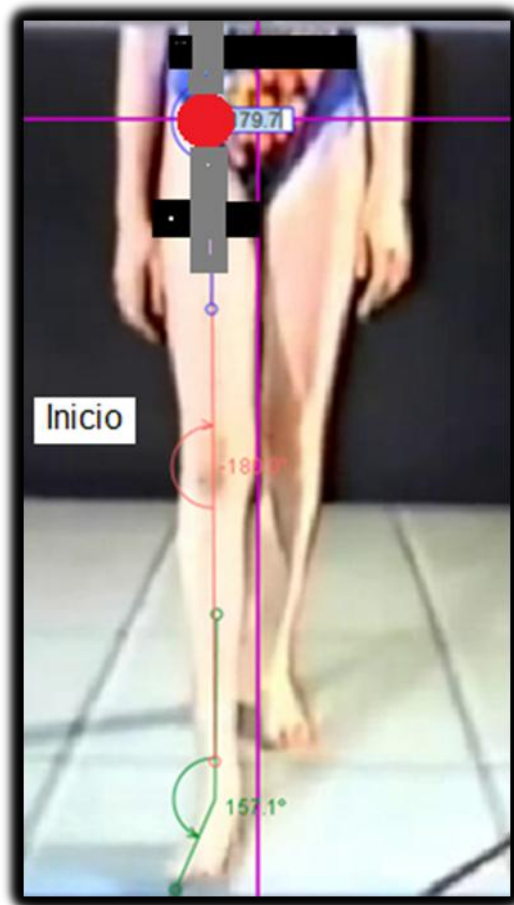


Figura 3: 40 Colocación del dispositivo para análisis frontal de cadera

Para determinar la variación del muslo con respecto al tronco del cuerpo se analizó las fases de apoyo y balanceo del pie derecho durante diez segundos, y al igual que en los anteriores casos se graficó cuatro segundos de marcha (Figura 3.41), que es un poco más de tres ciclos. El tiempo de cada ciclo fue de 1.3 segundos, por lo tanto se dieron 46 ciclos en un minuto que es lo mismo que 92 pasos por minuto.

El inicio del ciclo comenzó al tocar el talón del pie derecho, el ángulo inicial fue un grado en abducción, posteriormente el muslo se fue desplazando en aducción hasta alcanzar los 5.5 grados al terminar la fase de apoyo. Al iniciar la fase de balanceo el muslo empieza a regresar a la vertical y lo consigue al terminar el ciclo de la marcha.

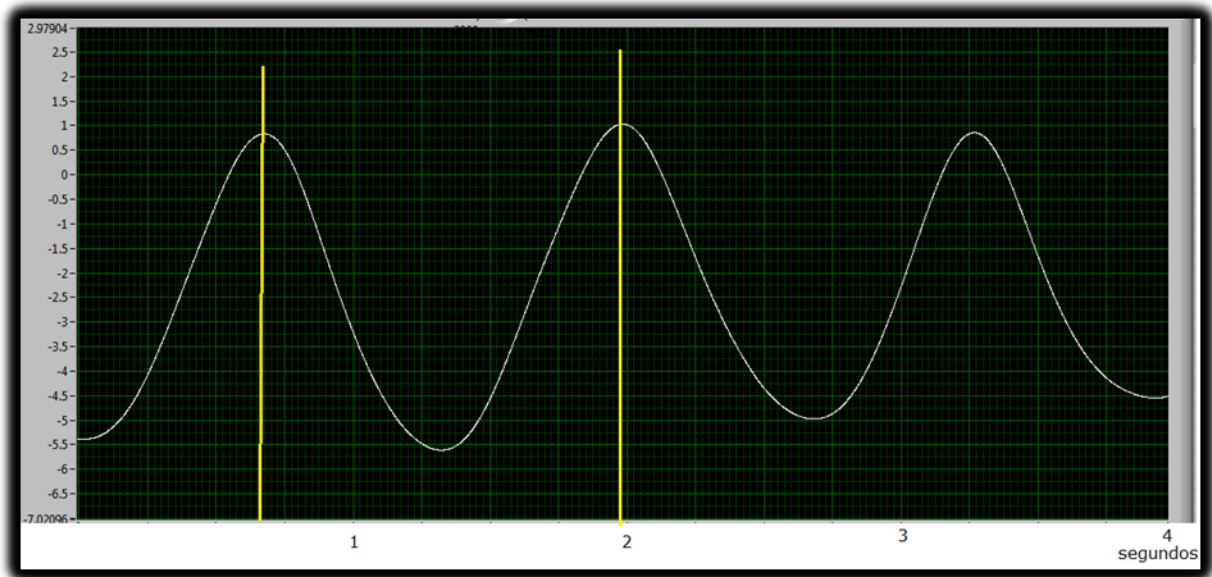


Figura 3: 41 Gráfica del desplazamiento angular frontal de la cadera.

El desplazamiento angular frontal de cadera es de forma senoidal y además es simétrico, el desplazamiento angular se ve exagerado porque se graficó de -7 grados a 3 grados. Al inicio del ciclo, la cadera está en posición casi neutra, es decir la pierna y el muslo están verticales. El proceso de la marcha sigue y el centro de gravedad se desplaza hacia el pie derecho de la persona para recibir el peso total, el centro de gravedad se ha desplazado a la derecha de la persona, la cadera se ha colocado en 5.5 grados de aducción. En el intervalo de despegue el pie ha reducido casi completamente el ángulo de abducción, el muslo sigue girando, pasa de un ángulo de 3 grados de aducción a una posición neutra, el centro de gravedad ya se desplace al lado izquierdo y se termina el ciclo.

Al comparar los resultados obtenidos con el sensor de desplazamiento angular y los del análisis de video, se encuentra que el máximo desplazamiento angular es de 6° y 5° respectivamente, por lo que ha sido demostrado que el desplazamiento de la cadera en el plano frontal es de aproximadamente 5 grados (Figura 3.42).

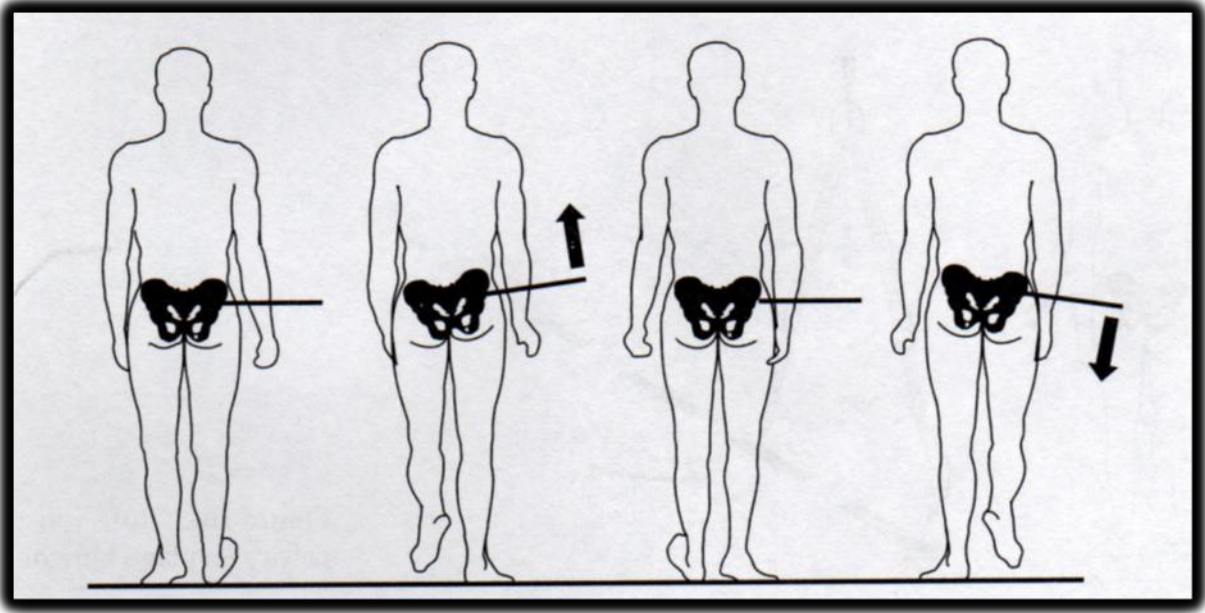


Figura 3: 42 Gráfica del desplazamiento angular frontal de la cadera [16].

Con lo que respecta al movimiento de rodilla y cadera en el plano frontal no se expone, ya que el movimiento de la rodilla no tiene movimiento de aducción o abducción; solamente se gira la rodilla cuando se flexiona. Por otro lado el movimiento de la articulación de tobillo es muy complejo; en el exoesqueleto se restringirán los diferentes grados de libertad y solo se moverá en el plano sagital.

3.3 ESTRUCTURA MECÁNICA, CINÉTICA Y ENERGÍA DEL EXOESQUELETO

3.3.1 ESTRUCTURA MECÁNICA DEL EXOESQUELETO.

El exoesqueleto diseñado y construido (figura 3.43) tiene un peso de 22 kg, se acopla al cuerpo con tiras de tela y un arnés. El exoesqueleto está constituido por una estructura metálica que da soporte a un panel de control, fuente de alimentación, motores eléctricos y sensores. El exoesqueleto tiene articulaciones de cadera, rodilla y tobillo; de las cuales solamente la de cadera y rodilla cuentan con motor, las articulaciones de tobillo tienen resortes para almacenar energía.



Figura 3: 43 Prototipo de exoesqueleto

El diseño y análisis del movimiento del exoesqueleto se realizó utilizando el programa de diseño asistido por computadora *SolidWorks*. Primero se dibujaron todas las piezas que componen el exoesqueleto; después se hizo el ensamble de ellas, y para terminar se realizó un análisis de movimiento.

3.3.1.1 Estructura de la articulación de la cadera del exoesqueleto.

La articulación de la cadera (figura 3.44) está formada por un engrane de 40 dientes el cual recibe el movimiento rotacional de un engrane de diez dientes acoplado a un motor. El engrane de cuarenta dientes transmite el movimiento rotacional y mediante un mecanismo similar al de uno de cuatro barras acopladas, convierte el movimiento rotacional a uno oscilante.

Una de estas barras es la que tiene la función equivalente a la cabeza del fémur que tiene la capacidad de moverse principalmente en el plano sagital. La articulación de la cadera del exoesqueleto también cuenta con dos estructuras llamadas balancín y leva, las cuales tienen la función de permitir un movimiento de cadera en el plano frontal, ocasionando una oscilación de cadera que permite cambiar el centro de gravedad a fin de liberar un pie del piso para iniciar la fase de balanceo. El resorte montado en el balancín almacena energía potencial para después ser aprovechada en otro intervalo del ciclo de la marcha.

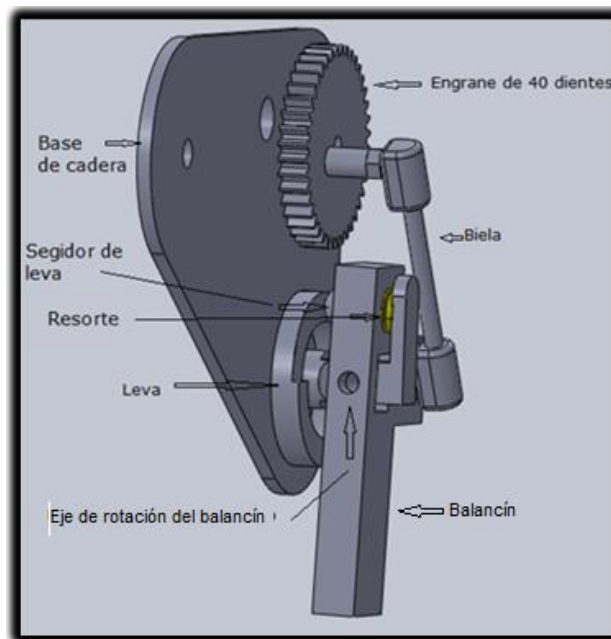


Figura 3: 44 Articulación de cadera.

El mecanismo de cuatro barras acopladas es un sistema formado por tres barras móviles y una cuarta barra fija unidas mediante nudos articulados. Las

barras móviles están unidas a la fija mediante pivotes (Figura 3.45). Usualmente las barras se numeran de la siguiente manera [18,19]:

- Barra 1. Barra imaginaria que vincula la unión de la barra 2 con la unión de la barra 4
- Barra 2. Barra que proporciona movimiento al mecanismo.
- Barra 3. Barra superior.
- Barra 4. Barra que recibe el movimiento.

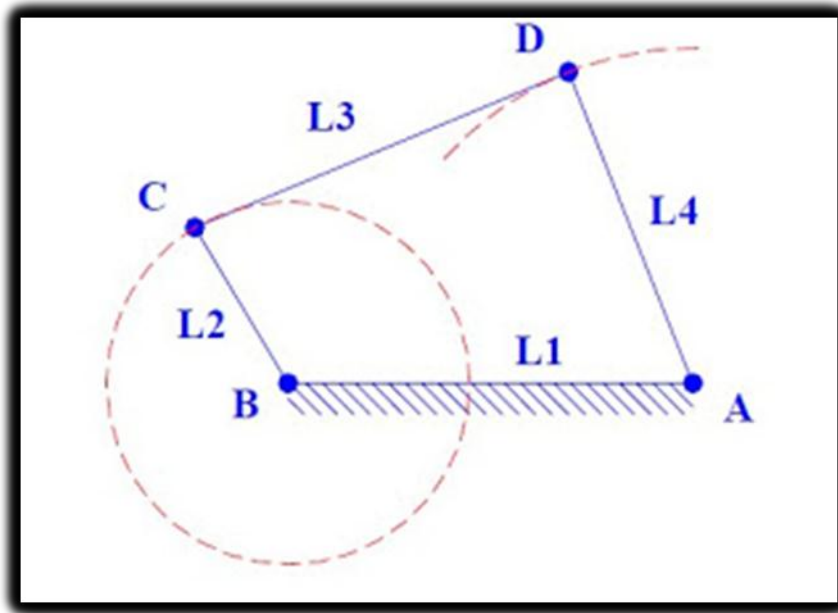


Figura 3: 45 Mecanismo de cuatro barras.

Si la pieza conductora es rígida y gira sobre un eje fijo se le llama manivela conductora o eslabón motor y es donde usualmente, se conoce la velocidad angular ω .

Cuando la pieza conducida es rígida y se mueve sobre un eje fijo con movimiento oscilante se le llama balancín, y si lo hace con movimiento giratorio se le llama manivela conducida. En ambos casos es el eslabón conducido. Al eslabón flotante se le llama biela y el eslabón fijo es el soporte o bastidor de la máquina.

Cuando se va a realizar un análisis cinemático de un mecanismo de 4 barras, es necesario conocer las dimensiones de sus eslabones, además este

mecanismo posee un grado de libertad, por lo tanto es posible agregar datos o valores constantes de entrada, para el caso de la posición se agrega un ángulo, en la velocidad se agrega la velocidad angular de algún eslabón y lo mismo para la aceleración del mismo.

Para observar el comportamiento del mecanismo, se utilizó el programa *SolidWorks*, donde se diseñó el mecanismo de 4 barras. Para el análisis se utilizó el paquete de software de cinemática y dinámica de cuerpos rígidos *SolidWorks Motion Simulation*.

El software de simulación *Motion* se usó para estudiar el desplazamiento, la velocidad y la aceleración que actúan sobre los componentes móviles. Por ejemplo, en la simulación del eslabonamiento de cuatro barras se puede estudiar los parámetros en cada eslabón. Además, el software de simulación *Motion* también ofrece las fuerzas de reacción, momentos que actúan sobre cada relación de posición.

El software de simulación *Motion* contribuyó al diseño de las articulaciones que tienen resortes, amortiguadores y levas; necesario para el funcionamiento del mecanismo. También ayudó a definir el tamaño de motores y actuadores necesarios para accionar el movimiento de los mecanismos.

Solid Works ofrece tres tipos de simulación de movimiento de ensamblajes que facilitaron considerablemente el análisis cinemático y dinámico de las articulaciones:

- La animación: es una simulación de movimiento simple que ignora las fuerzas, los contactos, las propiedades inerciales y otros aspectos de los componentes. Su uso resultó ideal para la verificación de las relaciones de posición.
- Movimiento básico: ofrece cierto nivel de realismo al tener en cuenta, por ejemplo, las propiedades inerciales de los componentes. Sin embargo, no reconoce las fuerzas aplicadas externamente.

- Análisis de movimiento: es la herramienta de análisis de movimiento más completa que refleja las características de análisis necesarias, como las propiedades inerciales, las fuerzas externas, los contactos, la fricción en las relaciones de posición, etc.

Después de haber dibujado los componentes y realizado el ensamble de la articulación de la cadera (Figura 3.46), se procedió a realizar la animación del movimiento en el plano sagital.

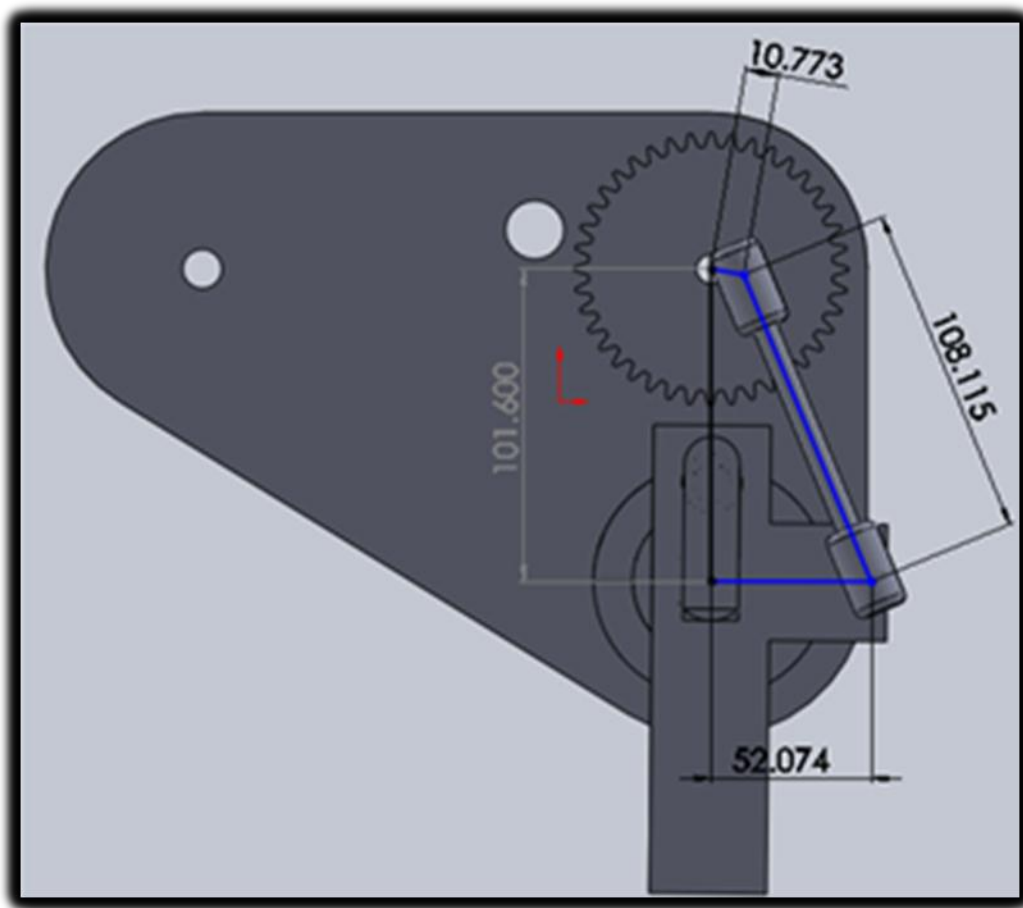


Figura 3: 46 Barras de articulación.

En este caso la barra que transmite el movimiento es un engrane de cuarenta dientes, el eslabón flotante es la biela y el eslabón que recibe el movimiento es el balancín.

Para iniciar con la animación se oprime el botón que aparece en la pantalla con el nombre estudio de movimiento, aparecen una barra de herramientas que contiene motores rotatorios, motores lineales, resortes y amortiguadores entre otras cosas más (Figura 3.47). En el caso de la animación de cadera se utilizó un motor rotatorio al cual se le asignó una velocidad angular de 45 revoluciones por minuto, se especificó la dirección del movimiento y que el engrane era el encargado de mover el mecanismo.

Ya configurado el motor rotatorio en el simulador, se oprime el botón que tiene dibujado un engrane y que sirve para calcular el estudio de movimiento. El siguiente paso es determinar el tiempo de duración del análisis de movimiento; después se oprime el botón que tiene dibujado una flecha y que reproduce el movimiento.

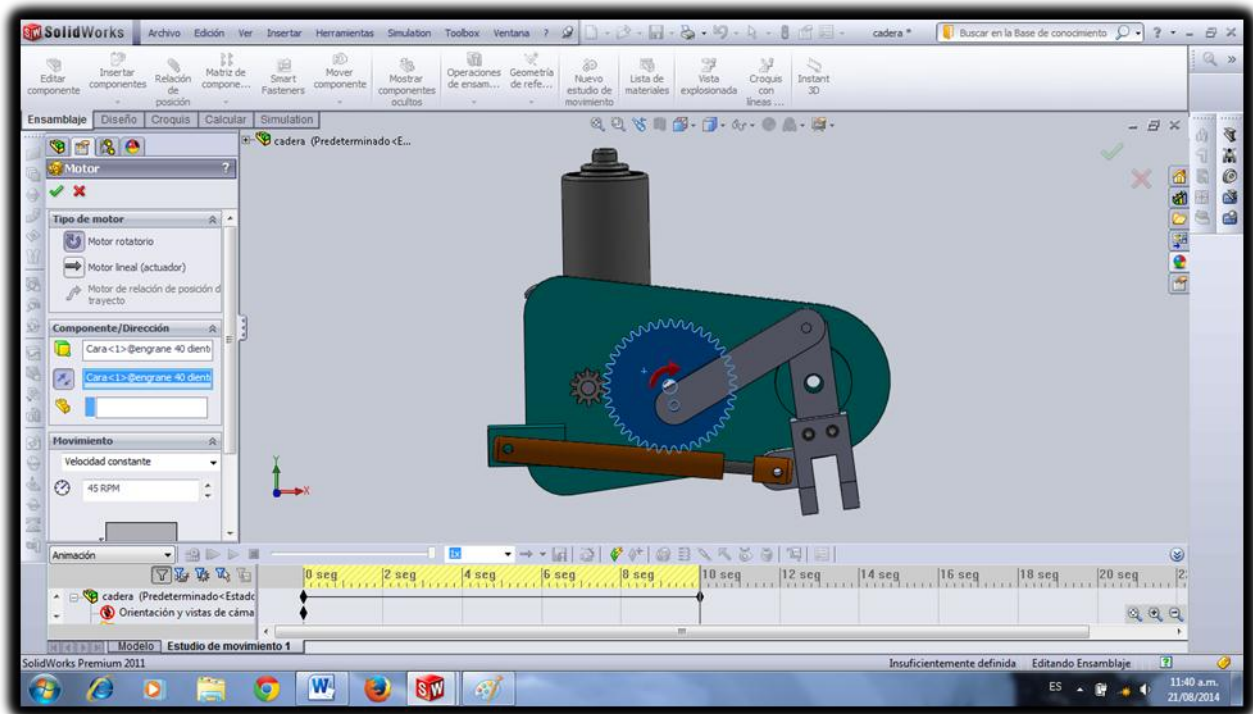


Figura 3: 47 Configurando el estudio de movimiento

El software simulación *Motion* ofrece la posibilidad de hacer videos del movimiento del análisis para después reproducirlo fuera del entorno de *SolidWorks*.

Terminada la configuración del análisis de movimiento y observar el movimiento, se inicia el proceso para determinar los desplazamientos, velocidades, aceleración, fuerzas, momentos, energía consumida, u otras variables físicas. En primera instancia lo que interesa es determinar el desplazamiento angular; para ello se oprime el botón desplazamientos y después se selecciona en la subcategoría el desplazamiento angular (Figura 3.48).

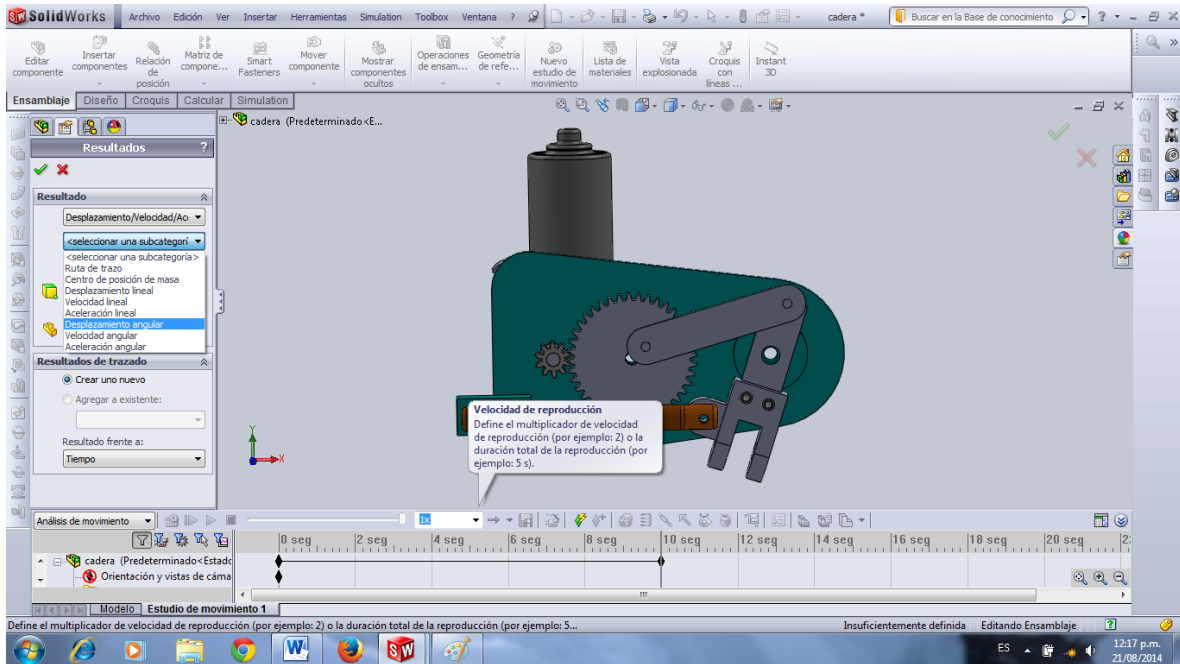


Figura 3: 48 Configuración para obtener desplazamientos

Ya introducida la variable física a determinar, se selecciona la componente del mecanismo a estudiar. Se oprime el botón para hacer el análisis de movimiento y al terminar aparece una grafica de la variación del ángulo con respecto al tiempo. Los rangos del desplazamiento angular y del tiempo se pueden ajustar de acuerdo a la necesidad de tener una mejor apreciación de la grafica. En este caso el intervalo de desplazamiento se ajusto de menos 10 a 22 grados y el tiempo de cero a cuatro segundos (Figura 3.49).

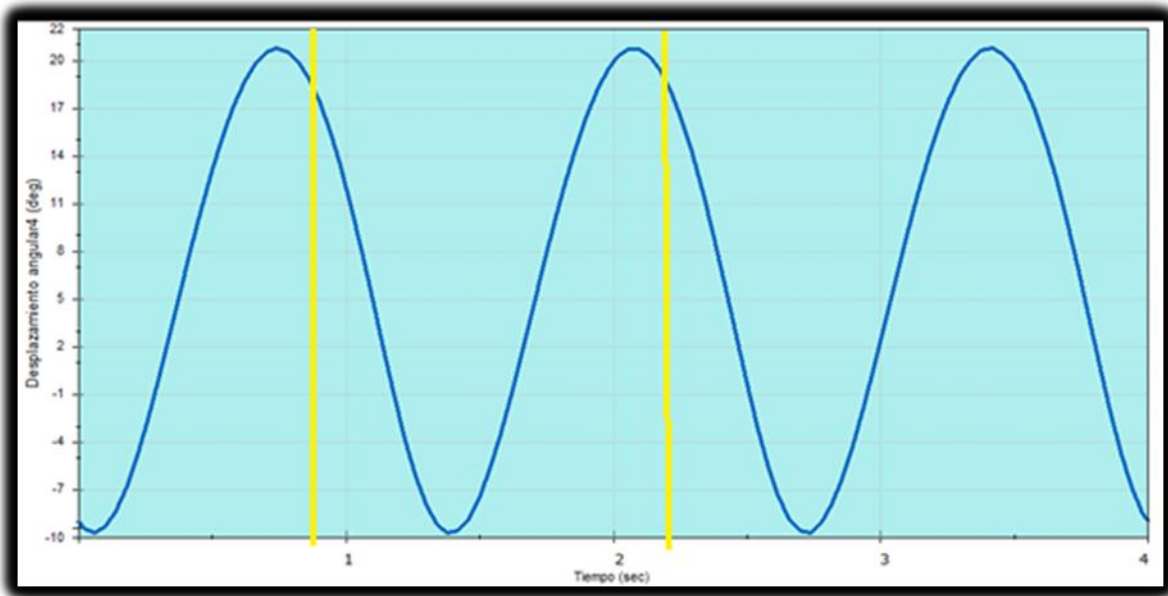


Figura 3: 49 Gráfica de desplazamiento angular de la articulación de cadera en el plano sagital.

Un intervalo de la marcha está marcado entre líneas verticales; la primera línea indica el inicio de la fase de apoyo en la cual el talón del zapato del exoesqueleto haría contacto con el piso. Este inicio se realiza cuando el desplazamiento angular es de 19 grados. El proceso de apoyo continúa durante el tiempo en el cual la línea de la gráfica tiene una pendiente negativa.

En el momento en que la línea ha llegado a menos diez grados, significa que el muslo ha llegado a la máxima extensión y se inicia el proceso de balanceo en el cual la punta del zapato del exoesqueleto se despegó del piso e impulsa al cuerpo hacia adelante cambiando el peso al pie contrario. El balanceo continúa por sus diferentes fases y termina cuando la gráfica llega a la segunda línea vertical.

Se observa en la gráfica que el desplazamiento angular en el plano sagital de la articulación de cadera es muy similar al desplazamiento angular de cadera de una persona, la única diferencia es el porcentaje del ciclo de apoyo y balanceo. Si se quiere hacer una réplica del ciclo de la marcha humana es necesario aumentar la velocidad de los motores en un 5 por ciento en la fase de balanceo. La amplitud de la zancada se modifica regulando las longitudes de los eslabones del mecanismo.

Al hacer el análisis del video de la marcha en el plano frontal, permitió determinar que la fase de balanceo y la de apoyo resultan simétricas. La fase de balanceo comienza con el muslo en una posición de aducción de 5 grados, pasa por una posición vertical y termina con un grado de abducción. En el caso contrario ocurre en la fase de apoyo, el muslo comienza con un grado de abducción, pasa por la vertical y termina con 5 grados de aducción.

Aprovechando la información anterior se decidió anexarle un movimiento a la cadera en el plano frontal; para hacerlo posible se diseñó un mecanismo de leva, resorte y balancín. La leva determina el desplazamiento angular del muslo en el plano frontal, el resorte obliga a que el balancín siga la trayectoria de la leva.

Con la combinación de los mecanismos de cuatro barras y con el de leva se ha conseguido una articulación que en funcionamiento y resultados es muy similar a la de una cadera humana ya que el movimiento en los planos frontal y sagital se da de forma involuntaria y automatizada al caminar.

El ángulo de desplazamiento va de menos 5 grados de aducción a un grado de abducción (Figura 3.50).

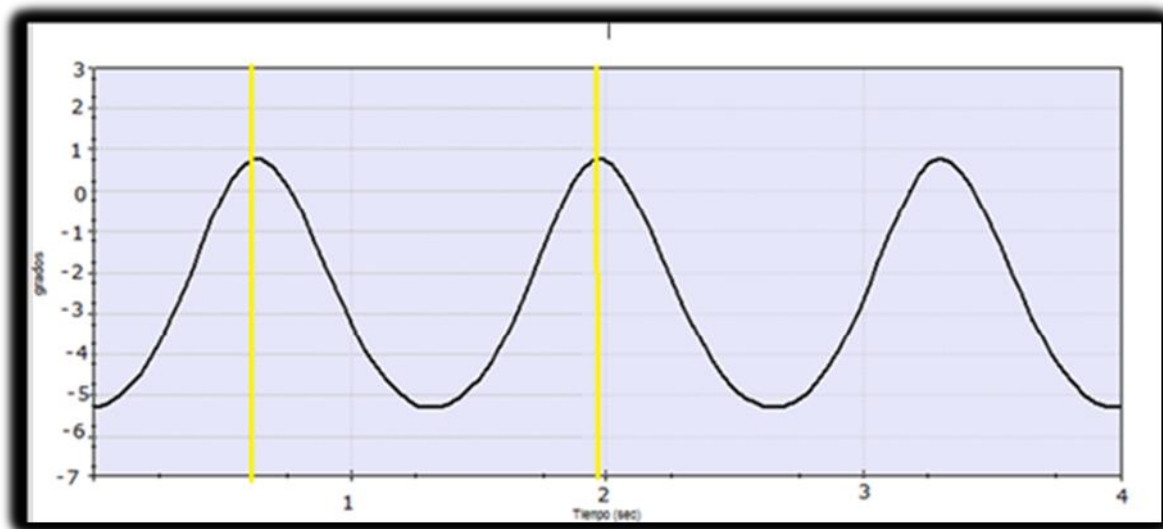


Figura 3: 50 Gráfica del desplazamiento angular frontal de la articulación del exoesqueleto.

La variación del ángulo en el plano frontal se da cuando al girar el balancín en el plano sagital sigue una trayectoria sobre la leva. Si la esfera que sigue la trayectoria está en la parte más elevada, entonces la cadera esta en posición de aducción, por el contrario si la esfera está en la parte más elevada de la leva la cadera estará en abducción (Figura 3.51).

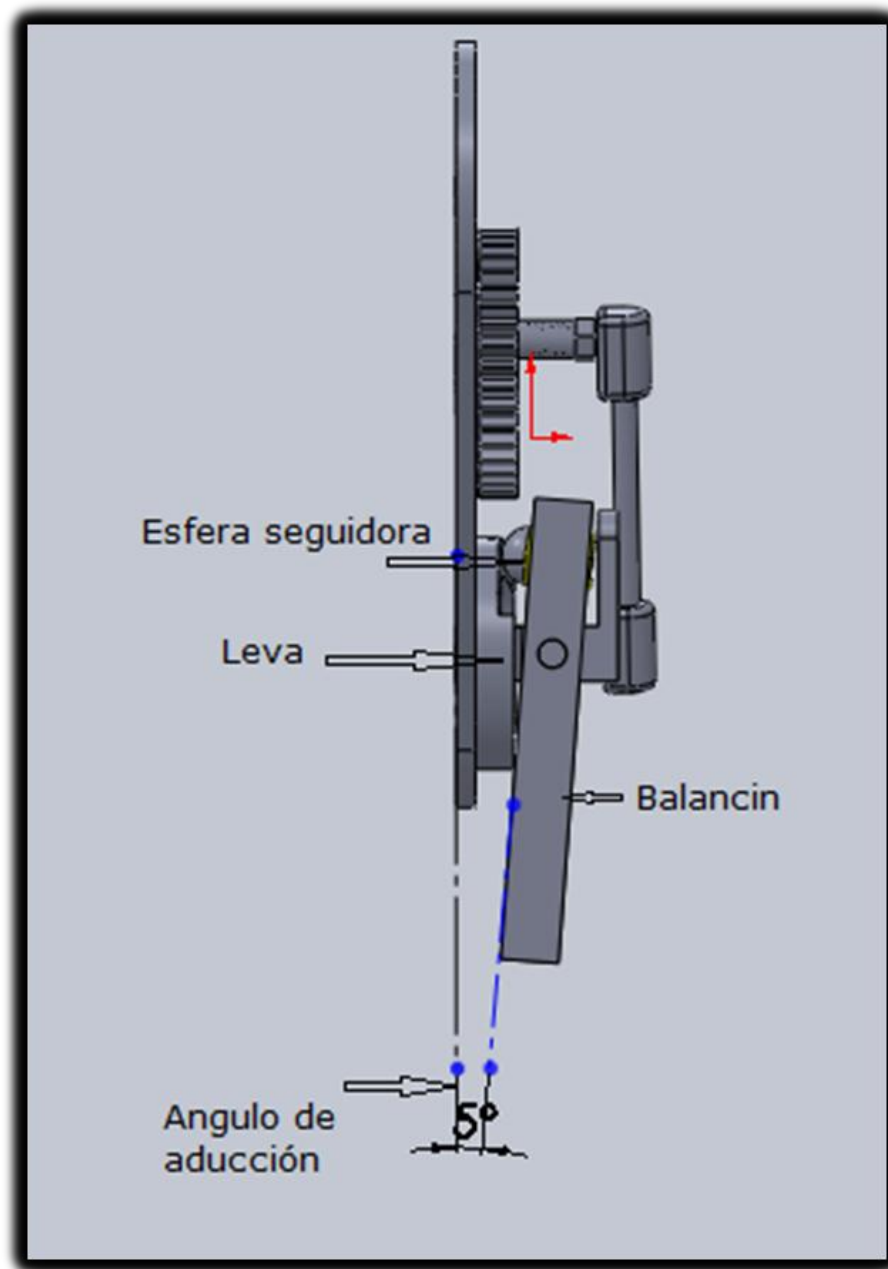


Figura 3: 51 Mecanismo de leva para articulación de cadera.

3.3.1.2 Estructura de la articulación de la rodilla del exoesqueleto.

La articulación de rodilla se muestra en la figura 3.52 y es similar a la articulación de cadera, solamente que el movimiento se limita a flexión y extensión en el plano sagital. La articulación de rodilla está formada por un engrane de 40 dientes el cual recibe el movimiento rotacional del motor por medio de un engrane de 20 dientes.

El engrane de cuarenta dientes transmite el movimiento rotacional y mediante un mecanismo similar al de cuatro barras acopladas, convierte el movimiento rotacional a uno oscilante, el ángulo de oscilación puede variarse modificando la longitud de la biela. La articulación de la rodilla también tiene un mecanismo de balancín y leva, el mecanismo tiene la función de almacenar energía potencial en un resorte cuando la pierna está en la fase de extensión para después ser aprovechada en la flexión del ciclo de la marcha.

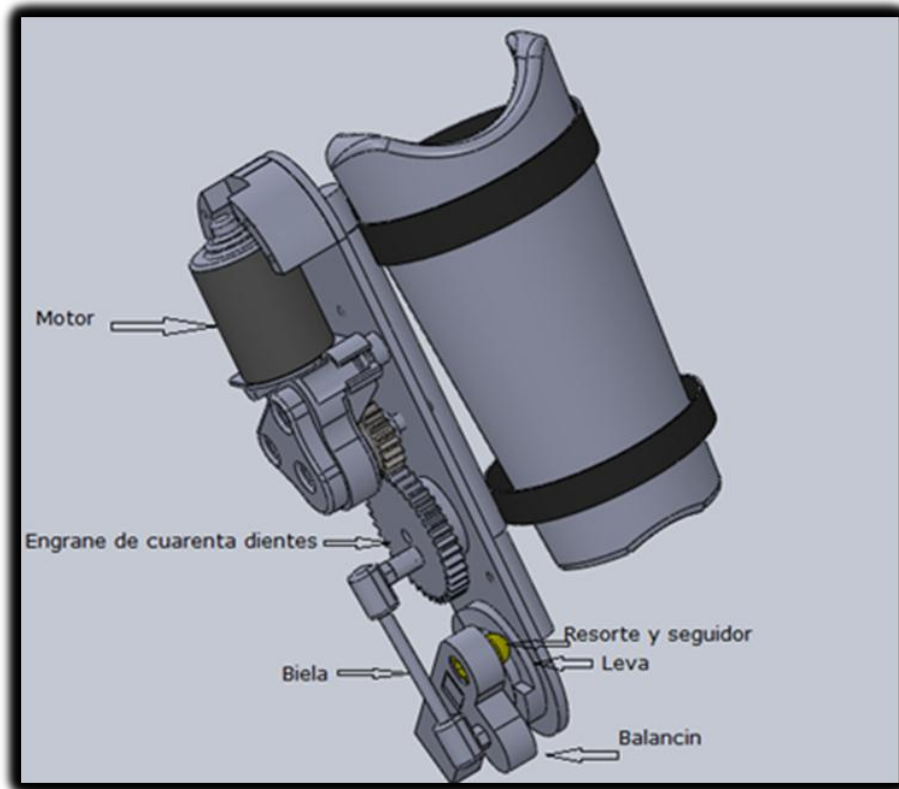


Figura 3: 52 Muslo y articulación de rodilla.

En los datos que se obtuvieron en el análisis del video y la gráfica generada por el sensor de rotación, se determinó que la flexión y la extensión de la rodilla se da principalmente en la fase de balanceo, eso quiere decir que la velocidad de desplazamiento angular de la rodilla es de casi el doble que el de cadera. En la fase de apoyo la rodilla casi no se flexiona o puede mantenerse sin flexionar, dependiendo de la forma de caminar; por lo tanto, en el exoesqueleto se puede mantener la rodilla sin flexionar en la fase de apoyo o dejarla que se flexione un poco a consecuencia de cargar casi el 100 por ciento del peso de la persona y exoesqueleto.

El análisis que se hizo en la computadora fue por tres ciclos, que es un poco más de cuatro segundos y el ángulo de flexión comenzó en 6 grados para terminar en 55 grados. Para lograr que la gráfica fuera similar a la obtenida por el dispositivo para medir desplazamiento angular en la marcha de una persona, se duplicó la velocidad de la articulación con respecto a la velocidad de la cadera y se dejó sin trabajar el motor durante la fase de apoyo (Figura 3.53).

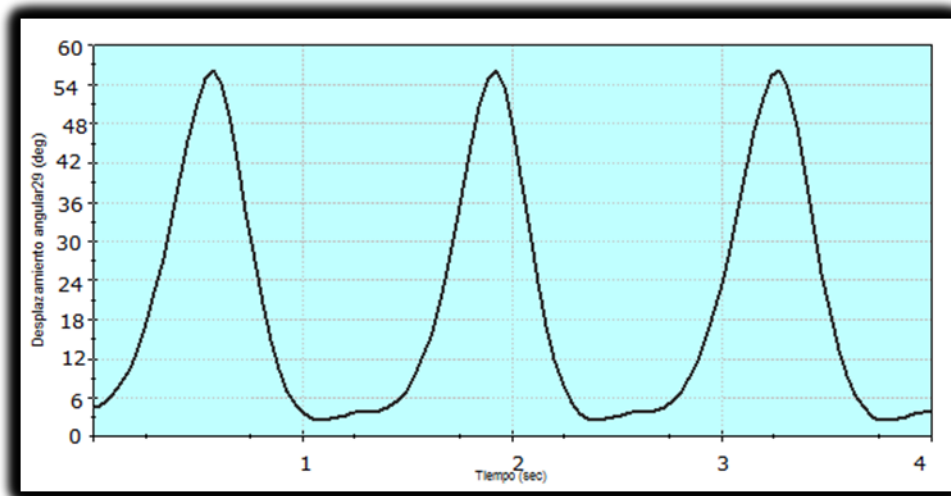


Figura 3: 53 Gráfica de articulación de exoesqueleto

Al lograr la semejanza en las gráficas se ha conseguido que la marcha del exoesqueleto se realice de forma similar a la de una persona, al dejar los motores de la articulación apagados durante un 60 por ciento de la marcha se ahorra

energía eléctrica y con esto las baterías durarán más tiempo, esto se analizará con más detalle cuando se haga el análisis de la dinámica del exoesqueleto.

3.3.1.3 Estructura de la articulación del tobillo y pie del exoesqueleto

La articulación de tobillo no tiene motor, su funcionamiento se basa en un eje que permite un movimiento rotacional en el plano sagital, el tobillo esta construido con acero y aluminio, tiene dos resortes que almacenan energía potencial para después utilizarla. El perfil de la suela del zapato esta formada por tres curvas que facilitan el movimiento de tobillo en la fase de apoyo (Figura 3.54).

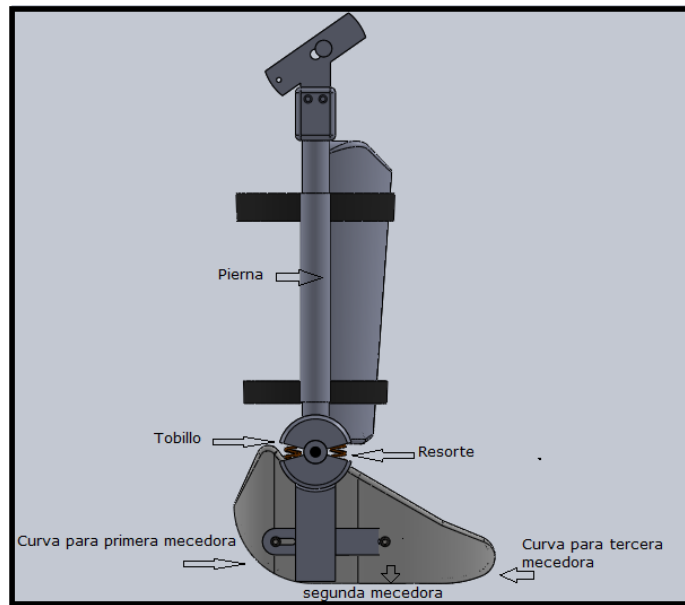


Figura 3: 54 Zapato y articulación de tobillo.

El tobillo es una articulación primordial en el apoyo del pie en el suelo y en consecuencia en la marcha; se trata por tanto, de una estructura móvil pero que también requiere gran estabilidad. La movilidad primaria de la articulación del tobillo se desarrolla en el plano sagital, el arco o rango de flexo-extensión medio es de 43° a 63° , y sólo 30° de este arco son necesarios para una marcha estable, Flexión dorsal o flexión de tobillo.

La posición de referencia es aquélla en la que la planta del pie es perpendicular al eje de la pierna; a partir de esta posición, la flexión del tobillo se define como el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna.

El pie y sus articulaciones permiten la transmisión progresiva de las cargas desde el retropié hacia el antepié, con un mínimo gasto energético. La movilidad de la articulación del tobillo en el plano sagital juega un papel fundamental en la comprensión de la marcha, ya que esta permite la transferencia eficaz de la carga del peso corporal hacia el antepié.

El primer mecanismo de mecedora (Figura 3.55 A) es el del talón, que se encuentra presente durante el contacto inicial cuando comienza la transferencia del peso corporal de una extremidad a la otra. La tuberosidad del calcáneo durante un instante sirve de fulcro o eje para que el pie y la pierna se muevan hacia adelante, el primero en dirección del piso para ampliar la base momentánea de soporte y la segunda en busca de seguir el avance secuencial del peso corporal para preservar la progresión de la marcha.

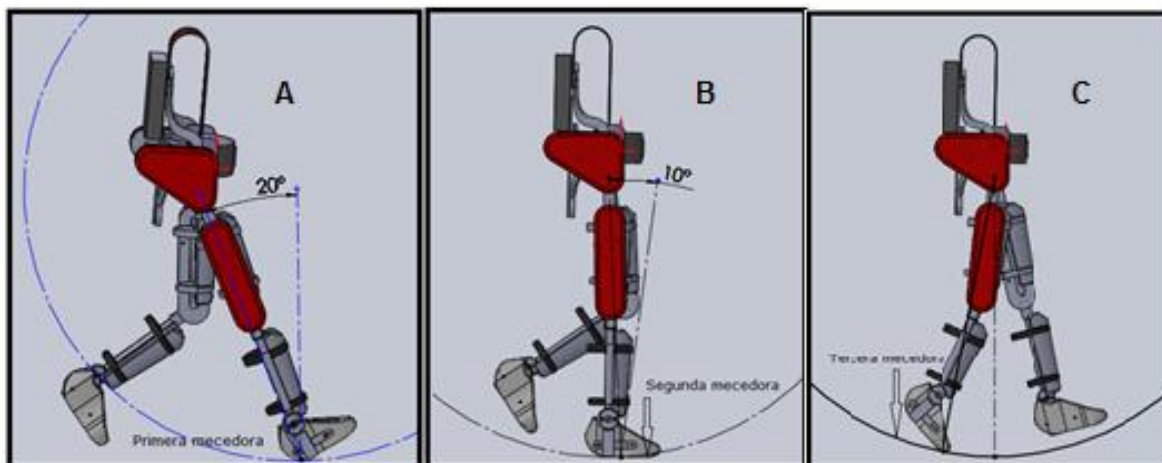


Figura 3: 55 Mecedoras del zapato.

El segundo mecanismo de mecedora es el del tobillo; una vez que el pie se apoya completamente en el piso, el eje mecánico del complejo articular del tobillo permite el desplazamiento corporal hacia adelante. Este, corresponde con las fases de respuesta a la carga y soporte medio (Figura 3.55 B).

Finalmente, el tercer mecanismo de mecedora es el del antepié, presente durante el soporte terminal cuando el peso corporal se alinea con las cabezas de los metatarsianos, el talón se levanta y toma como eje a las articulaciones metatarsofalángicas que aseguran la transferencia de peso hacia los dedos y a la otra extremidad (Figura 3.55 C).

3.3.2. CINÉTICA DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO.

Después de haber investigado la trayectoria angular que siguen las articulaciones de las extremidades inferiores y que será reproducida por el exoesqueleto, es necesario determinar el torque que deben de tener los motores que moverán las articulaciones; ya que lo primero que se necesita saber al comprar un motor es el torque y el voltaje al que va a ser sometido durante su funcionamiento. Por lo tanto, analizaremos a continuación la cinética de la marcha, que estudia las fuerzas que intervienen en la misma.

El torque es una expresión de fuerza de torsión alrededor de un eje. Las unidades utilizadas para comunicar el torque describen tanto el tamaño de la fuerza tangencial como la longitud de palanca a la que se aplica fuerza. Es posible calcular la torsión mediante el análisis de las fuerzas de carga o de las fuerzas del motor que intentan girar un eslabón que soporta una carga.

El momento de fuerza de un motor depende de la longitud efectiva del brazo de palanca con el que actúa. Dado que el sistema de interés en este trabajo es un exoesqueleto de extremidades inferiores, se modeló asumiéndolo como una cadena cinemática de tres eslabones y tres articulaciones rotacionales (Figura 3.56).

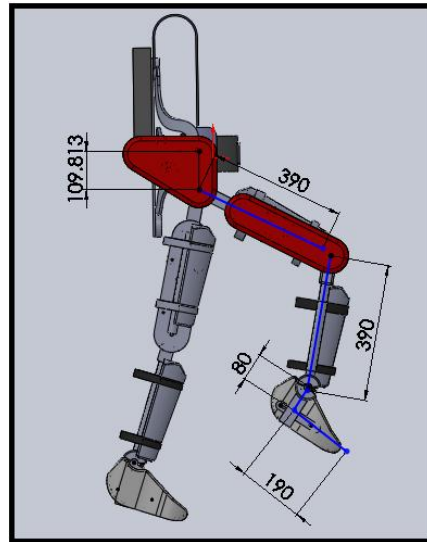


Figura 3: 56 Eslabones del exoesqueleto.

En la tabla 3.5 se señalan las variables geométricas e inerciales a incluir en los análisis dinámicos del exoesqueleto, y se asignan los sistemas de referencia a emplear.

Tabla 3.5 Variables involucradas en el calculo de la cinética del exoesqueleto				
Segmento	Longitud	Masa de la extremidad	Masa del eslabón	CG
Muslo	390 mm	7.2 kg	3.1 kg	145 mm
Pierna	390mm	3.312 kg	0.8 kg	145 mm
Pie	250 mm	1 kg	0.4 kg	125 mm

Cuando una persona se mantiene erecta de pie, con el peso distribuido sobre ambos pies por igual, la carga sobre cada articulación de la cadera es aproximadamente el 35 % del peso total del cuerpo.

Cuando se está sobre un pie, la línea del peso puede ser mantenida sobre la base de sustentación inclinando el tronco, o desplazando lateralmente la pelvis

y el tronco. Una posición similar se adopta repetidamente mientras el peso se desplaza sobre la base de sustentación en la fase de apoyo de la marcha. La carga al miembro en que se apoya es de un 85% del peso del cuerpo, lo que se obtiene restando el peso del miembro de apoyo al peso total del cuerpo.

En la fase de balanceo una extremidad sirve de apoyo y la otra se mantiene en el aire, la articulación de la cadera de la extremidad que se encuentra en balanceo soporta una carga igual al peso de la extremidad, que es aproximadamente un 15 % el peso del cuerpo.

Para el estudio de los sistemas de palancas en el Aparato locomotor hay que identificar los elementos anatómicos que forman parte del sistema de palancas [20]:

1º. Fulcro (F): es el punto fijo o eje de rotación articular alrededor del cual se produce o puede producirse el movimiento rotatorio.

2º. Resistencia (R): es el elemento o carga que se opone al movimiento, puede ser una carga externa, o el propio peso del segmento corporal a mover, o la suma de los dos.

3º. Línea de Fuerza (LF): es la línea que indica la dirección en la que se aplica la Fuerza (Dirección en la que actúa la carga o Resistencia)

4º. Brazo de potencia (BP): representa aquel trozo de la palanca que se encuentra entre el punto donde se aplica la fuerza y el eje de la articulación.

5º. Brazo de resistencia (BR): es el trozo de la palanca que se encuentra entre la resistencia y el punto o eje de rotación articular.

6º. Brazo de palanca (B.PL): es la línea perpendicular a la Línea de Fuerza que pasa por el Fulcro. El Brazo de Palanca=B.PL es la distancia más corta que hay entre el Fulcro=F y la Línea de fuerza=LF, medida mediante una línea perpendicular a la línea de fuerza que pasa por el eje de la articulación.

Dos ejemplos de movimientos rotatorios realizados por dos articulaciones del cuerpo humano, que no son otra cosa que sistemas de palancas, donde naturalmente se generan torques durante el movimiento de cada uno de dichos movimientos. Ambos sistemas de palancas, uno que se da en el movimiento de flexión de cadera, y el otro que se da en el movimiento de extensión de rodilla.

3.3.2.1 Cálculos de torca para el motor de cadera del exoesqueleto

Debido a lo complejo del análisis del movimiento en un ciclo completo de marcha, se dividió el análisis en fase de apoyo y balanceo para la cadera.

Para tener una idea del torque que necesitan los motores que accionan las articulaciones de cadera y rodilla, se harán unos cálculos del torque requerido por el motor de cadera para colocar muslo, pierna y pie en forma horizontal (Figura 3.57).

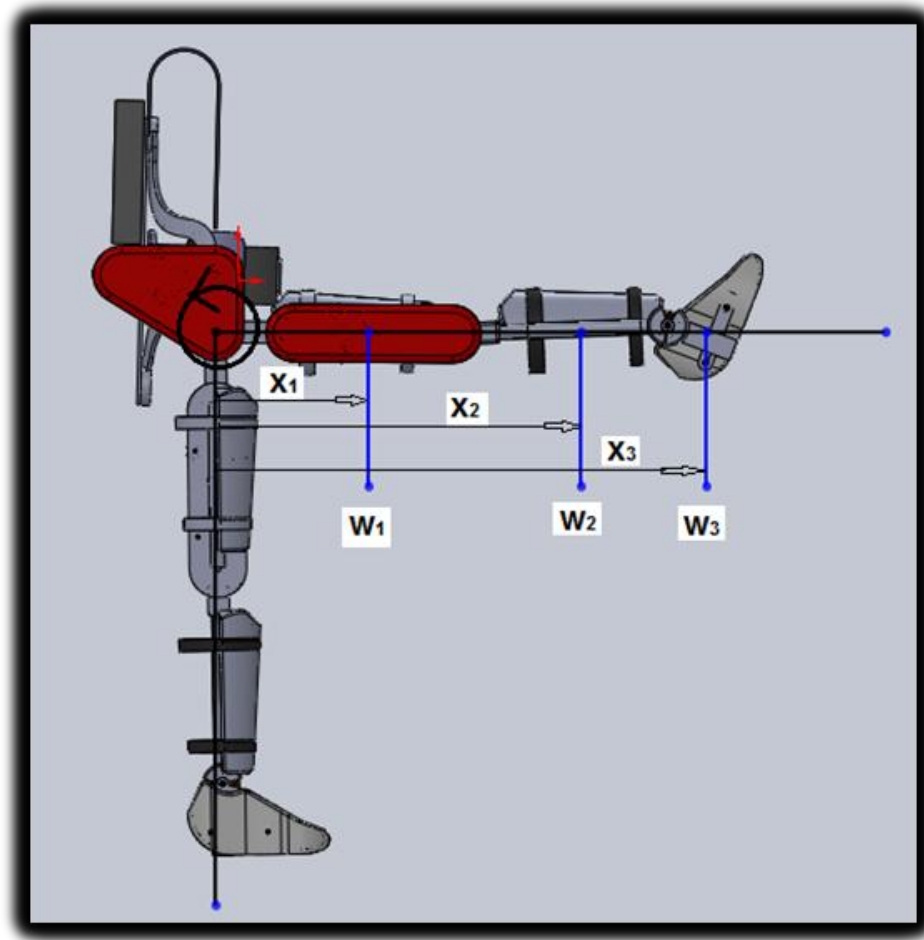


Figura 3: 57 Diagrama de fuerzas para calcular torque de la cadera

El motor de la articulación de cadera esta colocado en el centro del círculo de la figura 3.57.

Los brazos de la palanca que se encuentra entre el punto donde se aplica la fuerza y el eje de la articulación son:

$$X_1 = 0.145 \text{ m}$$

$$X_2 = 0.29\text{m} + 0.145\text{m} = 0.435\text{m}$$

$$X_3 = 0.29\text{m} + 0.29 + .080\text{m} = 0.66\text{m}$$

Las cargas son la masa del muslo, pierna y pie, más la masa de los eslabones del exoesqueleto; multiplicadas por el valor de la gravedad ($9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$).

$$W_1 = (7.2 \text{ Kg} + 3.1 \text{ Kg}) (9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}). = 100.94 \text{ N}$$

$$W_2 = (3.312 \text{ Kg} + 0.8 \text{ Kg}) (9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}). = 40.29 \text{ N}$$

$$W_3 = (1 \text{ Kg} + 0.4 \text{ Kg}) (9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}). = 13.72 \text{ N}$$

El torque requerido en el motor de cadera tiene que ser igual a la suma de todas las torques producidas por las cargas, es decir:

$$\tau_c = \tau_1 + \tau_2 + \tau_3$$

Torque = carga (En Newton=N) X B.PL (Brazo de Palanca en mts.)

Es decir $\tau = WX$ donde:

$$\tau_1 = (100.94 \text{ N})(0.145\text{m}) = 14.63 \text{ Nm}$$

$$\tau_2 = (40.29 \text{ N})(0.435\text{m}) = 17.52 \text{ Nm}$$

$$\tau_3 = (13.72\text{N})(0.66\text{m}) = 9.05 \text{ Nm}$$

Por lo tanto la torca que se requiere en el motor de la cadera es de:

$$\tau_c = 14.63\text{Nm} + 17.52\text{Nm} + 9.05\text{Nm} = \mathbf{41.2\text{Nm}}$$

Destaquemos también que el torque es máximo cuando el ángulo entre el brazo de resistencia (BR) y la línea e la fuerza a aplicar es un ángulo recto (90°) ya que el brazo de palanca es máximo en esta posición. En la marcha normal el ángulo máximo es de 24 grados como se muestra en la figura 3.58.

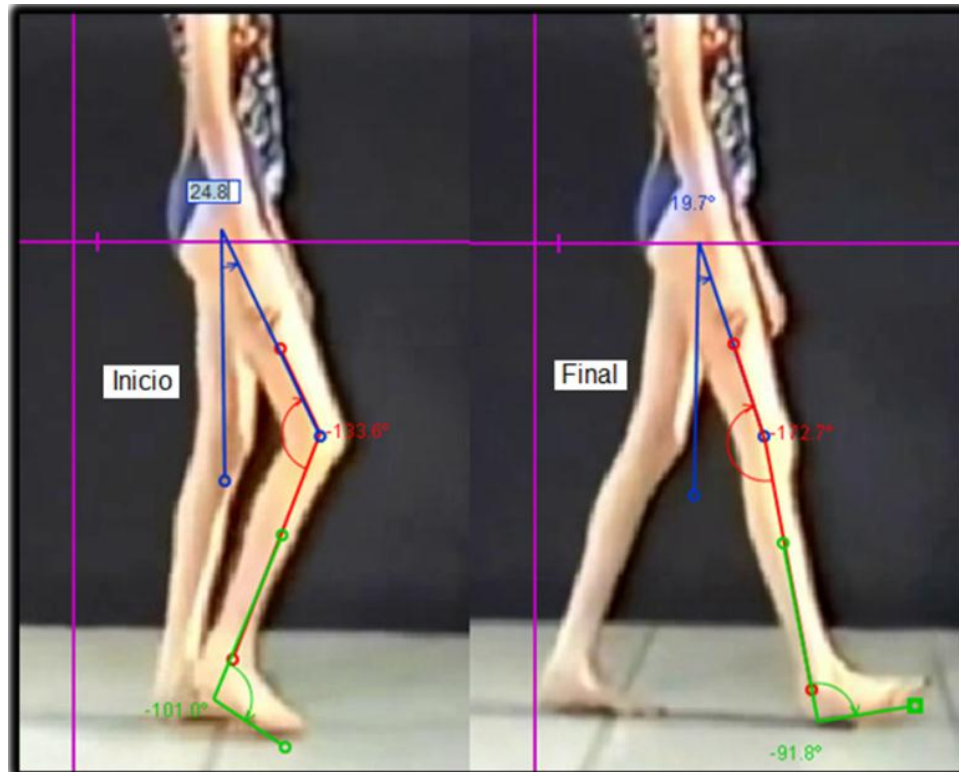


Figura 3: 58 Máximo ángulo de la articulación de cadera en la marcha.

El ángulo de 24 grados se alcanza con la rodilla flexionada, pero posteriormente hay un regreso a 20 grados cuando la pierna se alinea con el muslo, por lo tanto es conveniente calcular el torque máximo que requiere el motor de la cadera del exoesqueleto para levantar el muslo, pierna y pie durante la marcha normal.

Para el caso en que el muslo y la pierna están casi alineados, una buena aproximación del torque requerido para el motor de cadera es multiplicar el torque obtenido anteriormente por el seno de 19.7°.

$$\tau_c = (41.2Nm)(\text{seno } 19.7) = 13.88Nm$$

Por otro lado, el cálculo del torque para cuando el muslo se flexiona 24° se requiere del análisis individual de todas las torcas y posteriormente la suma de ellas.

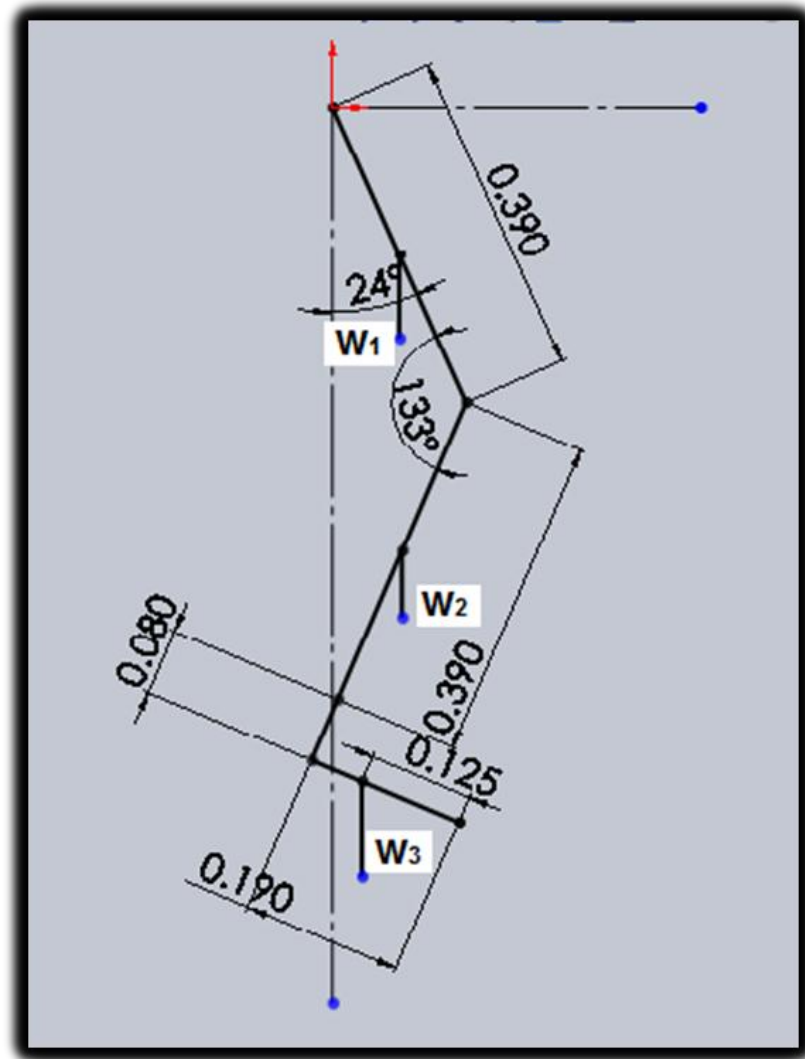


Figura 3: 59 Diagrama de cuerpo libre de extremidad inferior

En el diagrama de cuerpo libre (figura 3.60) se observan líneas anchas continuas que representan los eslabones; cada eslabón cuenta con su longitud y el ángulo en que se localiza.

Para facilitar el análisis de las diferentes torcas producidas por el peso de los eslabones; se dibujarán diagramas de cuerpo libre para cada una de ellas.

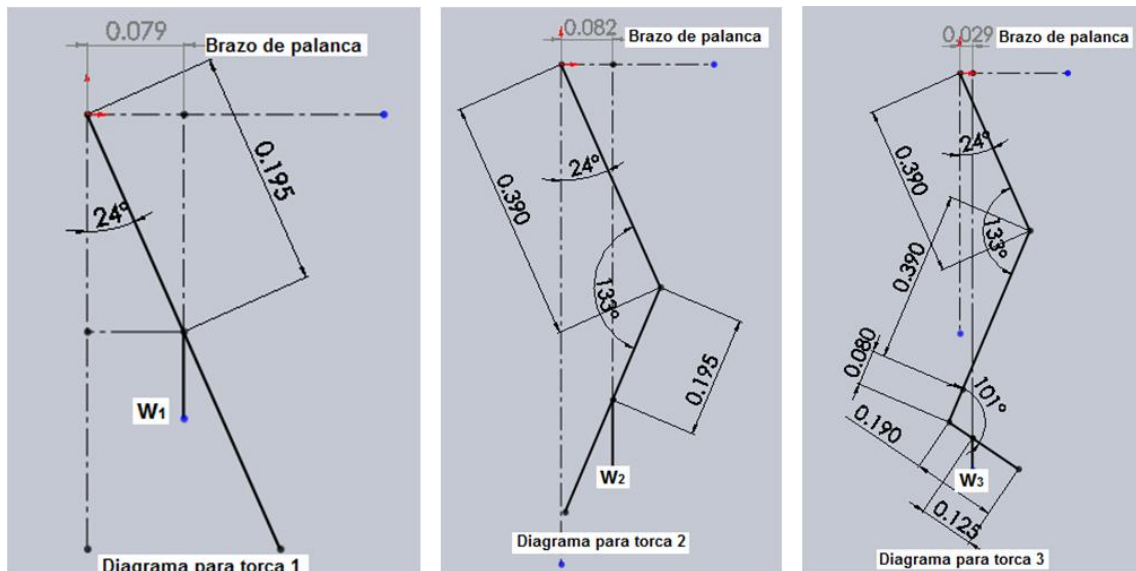


Figura 3: 60 Diagramas de cuerpo libre para calcular las tres torcas

Los brazos de la palanca que se encuentra entre el punto donde se aplica la fuerza y el eje de la articulación son:

$$X_1 = 0.079 \text{ m}$$

$$X_2 = 0.082 \text{ m}$$

$$X_3 = 0.029 \text{ m}$$

Las cargas son las mismas que se usaron anteriormente.

$$W_1 = (7.2 \text{ Kg} + 3.1 \text{ Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right) = 100.94 \text{ N}$$

$$W_2 = (3.312 \text{ Kg} + 0.8 \text{ Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right) = 40.29 \text{ N}$$

$$W_3 = (1 \text{ Kg} + 0.4 \text{ Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right) = 13.72 \text{ N}$$

Por lo tanto.

$$\tau_1 = (100.94 \text{ N})(0.079 \text{ m}) = 7.97 \text{ Nm}$$

$$\tau_2 = (40.29 \text{ N})(0.082 \text{ m}) = 3.30 \text{ Nm}$$

$$\tau_3 = (13.72 \text{ N})(0.029 \text{ m}) = 0.39 \text{ Nm}$$

Así que la torca total es $\tau_c = \tau_1 + \tau_2 + \tau_3$

$$\tau_c = 7.97Nm + 3.30Nm + 0.39Nm = 11.66Nm$$

Para determinar el torque de los motores del exoesqueleto durante el balaceo se hizo un análisis de movimiento en Solid Works y posteriormente se comprobó midiéndolo experimentalmente.

Sumando el peso del eslabón a las extremidades del usuario se obtuvo la gráfica mostrada en la Figura 3.61.

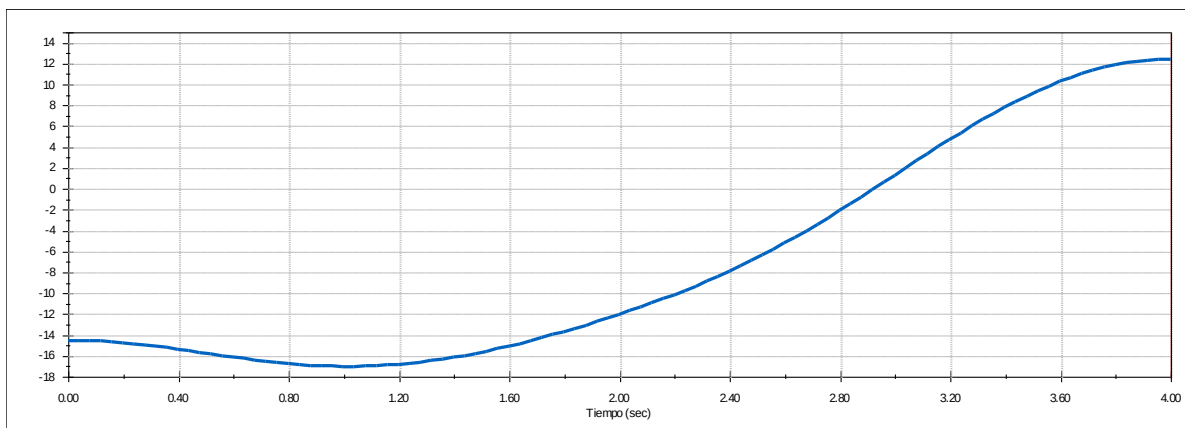


Figura 3: 61 Gráfica de fuerza de torsión de la cadera en la fase de balanceo.

En la gráfica se determina que cuando la cadera inicia la fase de balanceo hay energía potencial, por lo cual aparece un signo negativo y la fuerza de torsión es de -16 Newtons por metro, al hacer el análisis de movimiento se pudo comprobar que al flexionarse la rodilla hay una fuerza de reacción en el muslo que ocasiona una disminución en la fuerza de torsión de la cadera, es decir al flexionar la rodilla, la cadera tiende a flexionarse. Al final de la curva la fuerza de torsión crece hasta 12 Newtons por metro; resultados muy similares a los que se obtuvieron cuantitativamente.

3.3.2.2 Análisis cinético de la rodilla en la fase de balanceo.

El motor que mueve la articulación de rodilla se encuentra en el muslo del exoesqueleto y por lo tanto se reduce considerablemente el peso del eslabón que sostiene la pierna del usuario, y eso contribuye a que el motor requiera un menor torque que el motor de la articulación de cadera.

Para determinar el torque requerido para mover la articulación de rodilla se sigue un proceso similar al de cadera. Primero hay que recordar que el máximo ángulo al que se flexiona la pierna en el proceso de la marcha es de 56.5° (Figura 3.62).

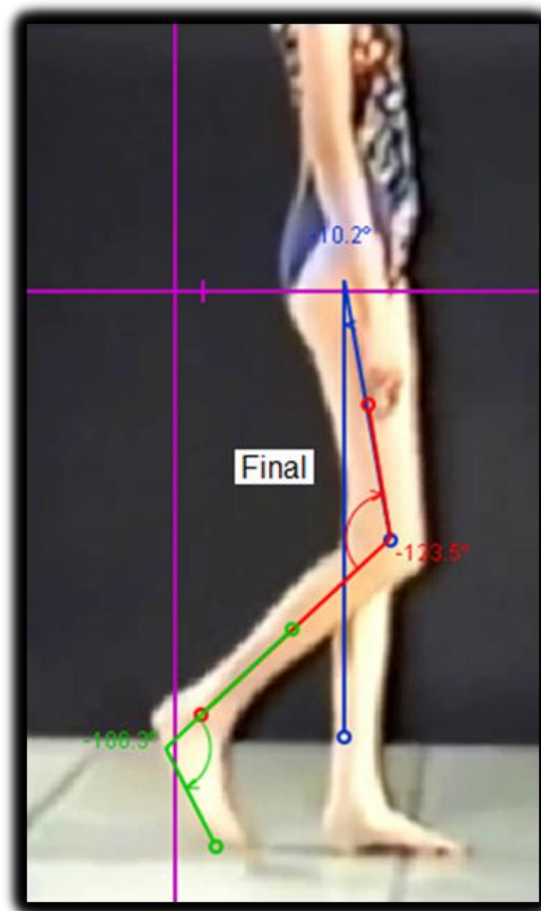


Figura 3: 62 Ángulo máximo de flexión de rodilla

Las cargas que contribuyen a las torcas que tiene que vencer el motor son la de la pierna y la del pie. Para el análisis una vez más creamos un diagrama de cuerpo

libre para tener claro las magnitudes de los eslabones y sus respectivos ángulos (Figura 3.63).

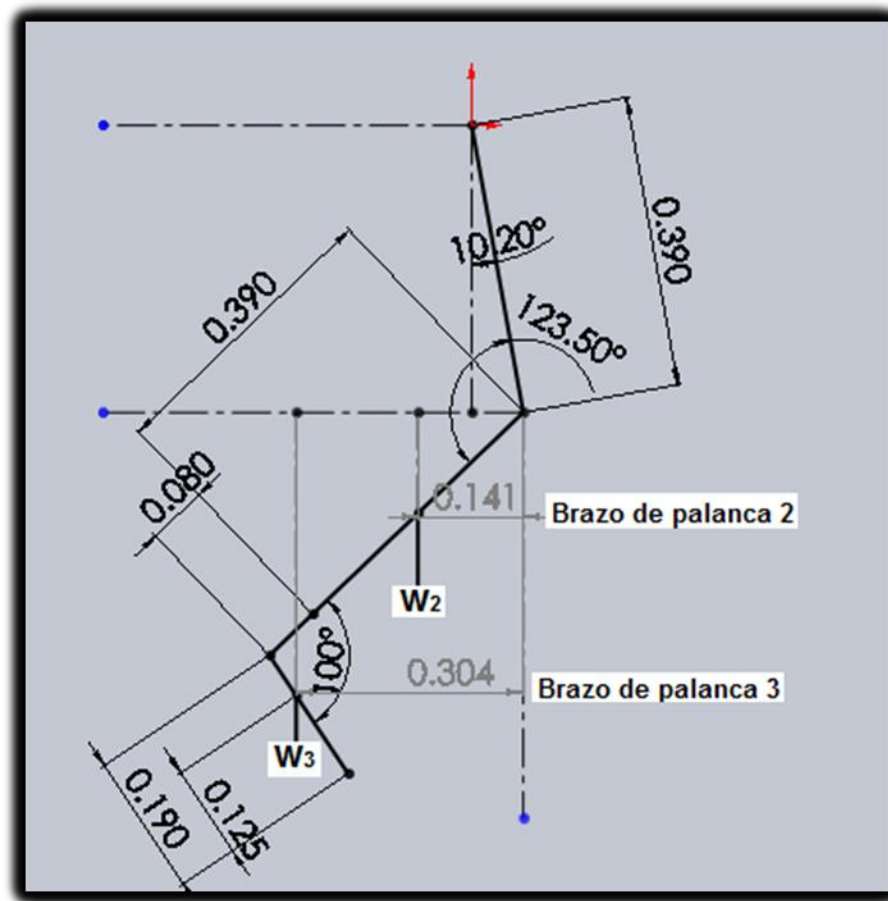


Figura 3: 63 Diagrama de cuerpo libre para articulación de rodilla

Los brazos de la palanca que se encuentra entre el punto donde se aplica la fuerza y el eje de la articulación son:

$$X_2 = -0.141m$$

$$X_3 = -0.304m$$

Las cargas son la masa de la pierna y pie, más la masa de los eslabones del exoesqueleto; multiplicadas por el valor de la gravedad ($9.8 \frac{m}{s^2}$).

$$W_2 = (3.312 Kg + 0.8 Kg) \left(9.8 \frac{m}{s^2} \right) = 40.29 N$$

$$W_3 = (1 \text{ Kg} + 0.4 \text{ Kg})(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}) = 13.72 \text{ N}$$

Por lo tanto.

$$\tau_2 = (40.29 \text{ N})(-0.141 \text{ m}) = -5.68 \text{ Nm}$$

$$\tau_3 = (13.72 \text{ N})(-0.304 \text{ m}) = -4.17 \text{ Nm}$$

Así que la torca total es $\tau_r = \tau_2 + \tau_3$

$$\tau_r = -5.68 \text{ Nm} - 4.17 \text{ Nm} = -9.85 \text{ Nm}$$

Para determinar el torque del motor de la rodilla del exoesqueleto durante el balanceo se hizo un análisis de movimiento en Solid Works y posteriormente se comprobó midiéndolo experimentalmente. Sumando el peso del eslabón a las extremidades del usuario se obtuvo la grafica mostrada en la Figura 3.64

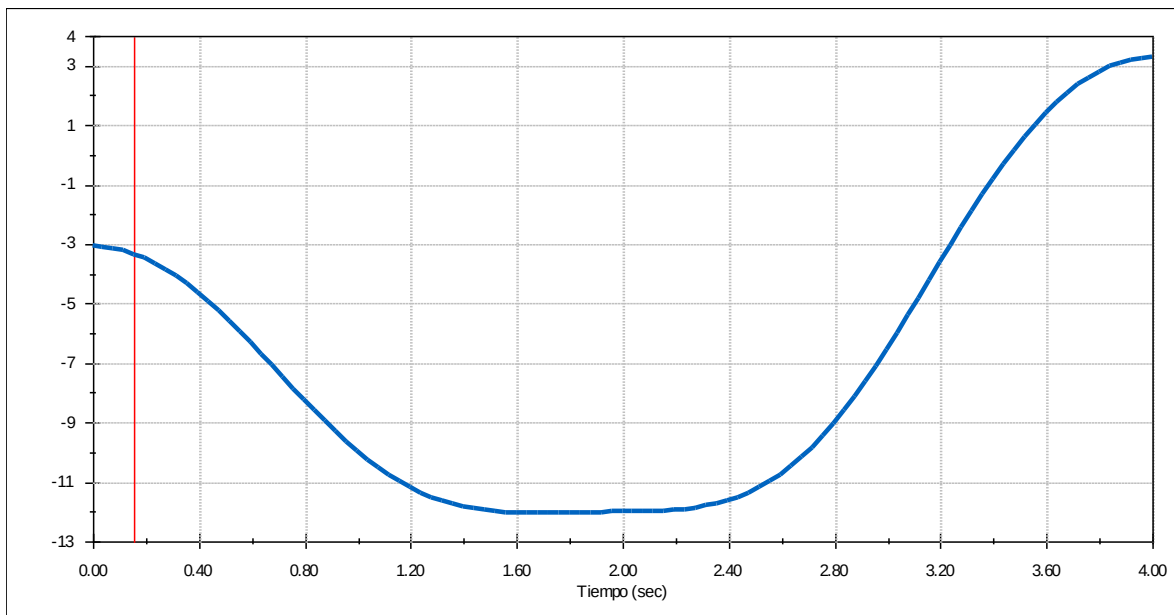


Figura 3: 64 Gráfica de fuerza de torsión de la rodilla en la fase de balanceo

Al hacer el análisis de la gráfica se observa que la fuerza de torsión inicia en -3 Newtons y sigue hasta -12 Newtons, el signo menos es por la dirección del movimiento y la fuerza de torsión es máxima cuando la rodilla esta flexionada, al empezar a extenderse la rodilla, la fuerza de gravedad empieza a hacer su trabajo

a favor del motor y la fuerza de torsión disminuye hasta pasar por cero y llegar a 3 Newtons por metro. Los resultados coinciden con los obtenidos cuantitativamente.

Las mediciones experimentales se realizaron físicamente con el exoesqueleto, se utilizó un torquímetro y se evaluó en diferentes desplazamientos angulares a fin de comprobar los resultados del análisis cinético por computadora.

3.3.2.3 Análisis cinético de la cadera en la fase de apoyo.

La marcha se caracteriza por la traslación del centro de gravedad del cuerpo hacia adelante, llegando momentáneamente más allá del borde anterior de la base de sustentación, lo que origina una pérdida transitoria del equilibrio y la acción de la gravedad tiende a hacer caer el cuerpo hacia adelante y abajo, incrementando la velocidad y transformando la energía potencial en cinética, en este punto el pie que oscilaba se sitúa en el suelo, recuperando el equilibrio, al ofrecer una base de sustentación mucho más amplia y evitando, así, la caída del cuerpo.

La fuerza de reacción que ejerce el suelo sobre el individuo, a través de los pies y que es de igual magnitud que el impulso hacia abajo del pie durante la marcha, pero en sentido contrario. En el momento del choque de talón producimos una fuerza de frenado, mientras que en el momento del despegue se produce una fuerza de empuje hacia delante. En el impulso y en el frenado la dirección de la fuerza de reacción es diagonal y puede resolverse en dos componentes: La componente vertical sirve para contrarrestar la tensión hacia abajo de la fuerza de gravedad, mientras que el componente horizontal sirve *en el choque del talón*, para frenar el movimiento hacia adelante y *en el despegue del antepié* para generar la propulsión.

La marcha requiere además una fricción adecuada entre el pie y el piso para no resbalar. La fuerza de fricción o de rozamiento dependerá del tipo de materiales en contacto y de las fuerzas que ejercen presiones entre ellos. Para que la marcha sea eficaz, la fricción debe ser suficiente para equilibrar el

componente horizontal de las fuerzas de impulso y de frenado. Si es insuficiente, el pie se deslizará.

Conociendo el proceso de la marcha es necesario hacer un análisis cuantitativo que refuerce lo que se dice con palabras, para ello hay que recordar que en la fase de apoyo la cadera esta flexionada y posteriormente se extiende (Figura 3.65).

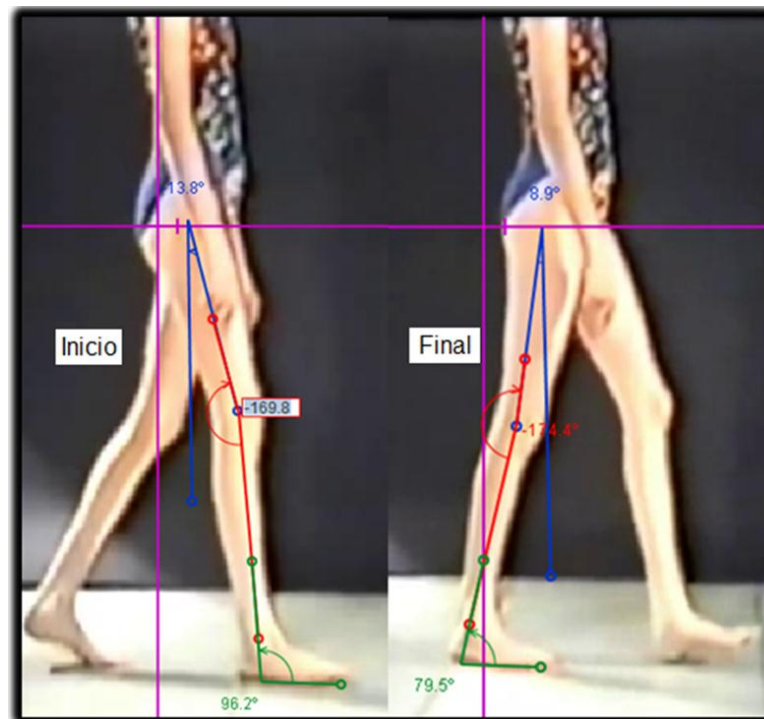


Figura 3: 65 Movimiento de cadera y pie

La rodilla casi no se flexiona; así que los centros de giro están en la articulación de cadera y tobillo. En el diagrama de cuerpo libre de la figura 3.66 se muestra encerrado con círculos las articulaciones y con línea continua los eslabones y sus respectivas cargas.

Observando y analizando el diagrama de cuerpo libre se da uno cuenta que por mas que se mueva la articulación de cadera seria imposible conseguir la vertical de todo el cuerpo. Lo único que se hace con la articulación de cadera es alinear el muslo con el tronco, pero eso es insuficiente para alcanzar la vertical; incluso puede haber una caída hacia atrás

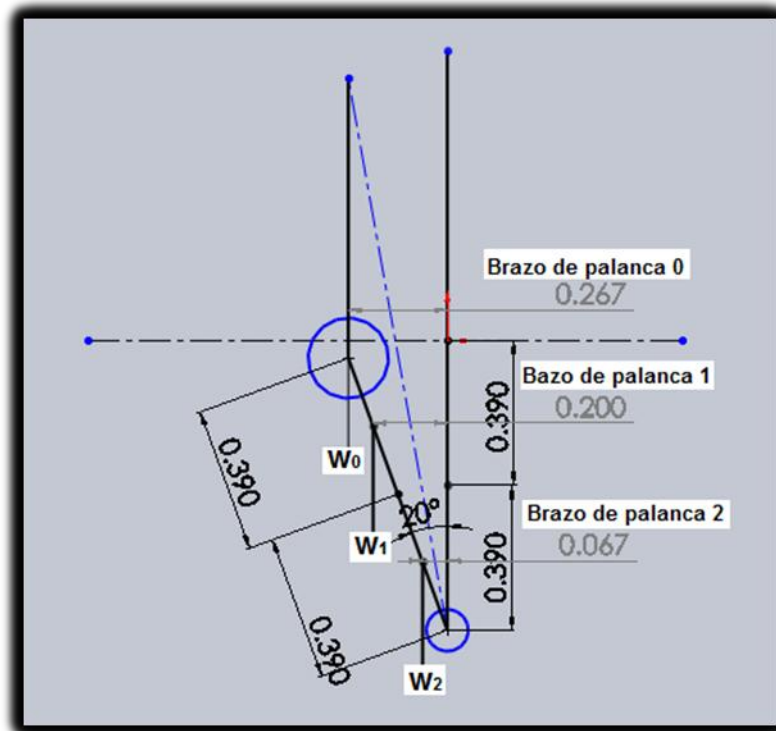


Figura 3: 66 Diagrama de cuerpo libre en la fase de apoyo.

La forma de echar el cuerpo hacia delante es que la articulación de tobillo tuviera un motor y el torque que tendría que hacer se calcula a continuación.

Los brazos de la palanca que se encuentra entre el punto donde se aplica la fuerza y el eje de la articulación son:

$$X_0 = 0.267 \text{ m}$$

$$X_1 = 0.20 \text{ m}$$

$$X_3 = 0.06 \text{ m}$$

Las cargas son las mismas que se usaron anteriormente.

$$W_0 = (47 \text{ Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right) = 460 \text{ N}$$

$$W_1 = (7.2 \text{ Kg} + 3.1 \text{ Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right) = 100.94 \text{ N}$$

$$W_2 = (3.312 \text{ Kg} + 0.8 \text{ Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right) = 40.29 \text{ N}$$

Por lo tanto.

$$\tau_0 = (460N)(0.267m) = 122.98 Nm$$

$$\tau_1 = (100.94 N)(0.20m) = 20.188 Nm$$

$$\tau_2 = (40.29 N)(0.06m) = 2.41 Nm$$

Así que la torca total es $\tau_t = \tau_0 + \tau_1 + \tau_2$

$$\tau_t = 122.98Nm + 20.188Nm + 2.41Nm = 145.5Nm$$

El análisis muestra que si se dejara al tobillo aplicar toda la fuerza de torsión utilizaría una torca más grande de la que proporcionan los motores que hay en el mercado (figura 3.67)[34]. Por lo que es necesario el uso de muletas para impulsarse hacia delante con las manos.

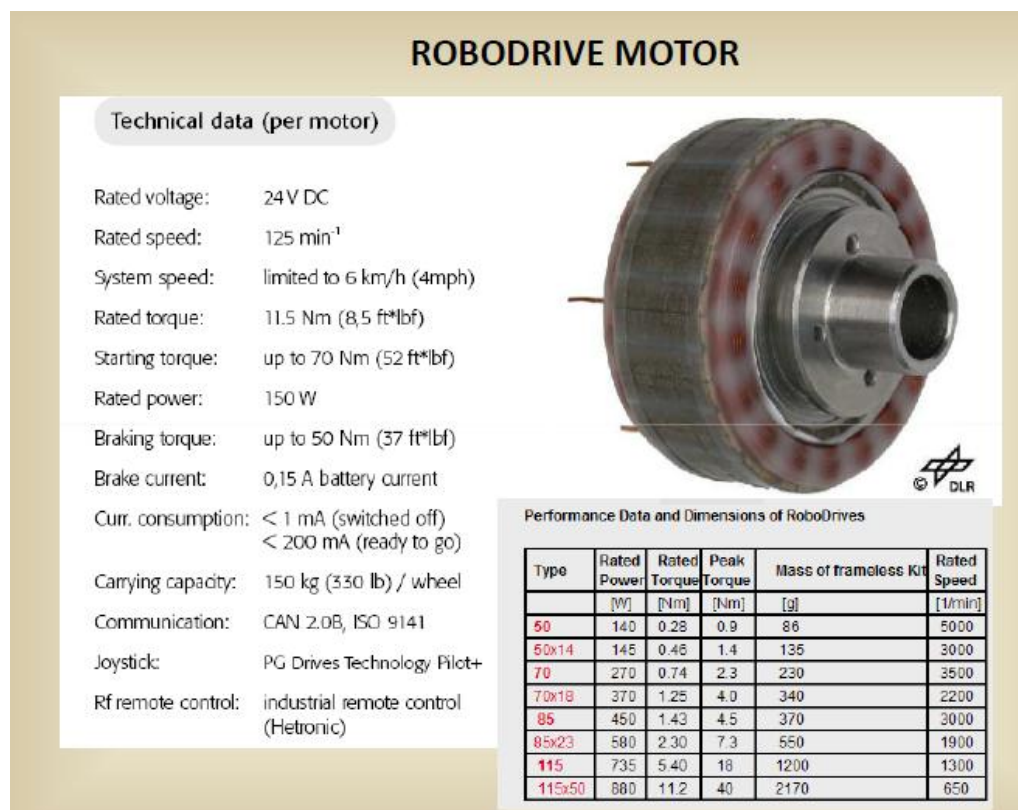


Figura 3: 67 Características de un motor usado en algunos exoesqueletos

Todo se resolvería si se consigue ayuda de la extremidad opuesta en la fase de aceleración, es decir cuando el pie contrario despegar del suelo. Cuando inicia la fase de apoyo, la extremidad comienza con una tercera parte del peso y la extremidad que esta en parte posterior y que va a iniciar la fase de balanceo, soporta dos terceras partes del peso. Al flexionar el pie posterior al levantar el talón, se empuja el cuerpo hacia delante y se invierte el peso que soporta cada extremidad.

3.3.3 ESTUDIO ENERGÉTICO DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO.

Un tema realmente importante en el diseño y construcción de un exoesqueleto es determinar el consumo de energía eléctrica por parte de los motores, ya que uno de los principales problemas de los exoesqueletos humanos es la poca autonomía energética que tienen. Por otro lado es necesario conocer la corriente eléctrica que circulará por los circuitos, pues de no hacerlo se corre el riesgo de quemar el sistema de control y provocar cortos circuitos que terminarían produciendo un incendio.

En la actualidad hay baterías que almacenan energía eléctrica que es utilizada para el control y funcionamientos de los motores hasta por dos horas de trabajo continuo; así que, es necesario hacer una investigación sobre la energía que utilizarán los motores. Para esto, inicialmente se utilizaron programas de diseño asistido por computadora, se hicieron cálculos, y posteriormente se hicieron mediciones directas de la corriente eléctrica que utilizan los motores en condiciones normales de trabajo, para después comparar los resultados con las emulaciones hechas en la computadora y los cálculos.

Para iniciar con el tema es necesario saber algunos conceptos relacionados a la energía cinética, mecánica y eléctrica. Conceptos que se basan en las leyes de Newton, Ohm, Ampere, Joule y Faraday. Que a través de los años se han expresado en palabras de diferentes formas, pero, en ecuaciones no.

En el Sistema Internacional de Unidades la energía se mide en Joules. En física, “la energía cinética de un cuerpo es aquella energía que posee debido a su movimiento”. En forma de ecuación la energía cinética está descrita por la siguiente ecuación.

$$E_c = \frac{1}{2}mv^2$$

E_c es la energía cinética en joules, m es la masa en kilogramos y v es la velocidad en metros / segundo

“La energía potencial es el tipo de energía mecánica asociada a la posición o configuración de un objeto”. Podemos pensar en la energía potencial como la energía almacenada en el objeto debido a su posición y que se puede transformar en energía cinética o trabajo. La forma de determinar la energía potencial que tiene un objeto es usando la siguiente ecuación.

$$E_p = mgh$$

E_p es la energía potencial y su unidad de medida es el joule, m es la masa en kilogramos, g es la aceleración de la gravedad de la tierra y es igual a $9.81 \frac{m}{s^2}$ y h es la altura en metros.

“Se dice que una fuerza realiza trabajo cuando altera el estado de movimiento de un cuerpo. El trabajo de la fuerza sobre ese cuerpo será equivalente a la energía necesaria para desplazarlo de manera acelerada”. El trabajo es una magnitud física escalar que se representa con la letra W (del inglés *Work*) y se expresa también en *joules*.

El trabajo realizado por la fuerza durante un desplazamiento elemental de la partícula sobre la que está aplicada es una magnitud escalar, que podrá ser positiva, nula o negativa, según que el ángulo θ sea agudo, recto u obtuso.

Si la partícula P recorre una cierta trayectoria en el espacio, su desplazamiento total entre dos posiciones A y B puede considerarse como el

resultado de sumar infinitos desplazamientos elementales dr y el trabajo total realizado por la fuerza F en ese desplazamiento será la suma de todos esos trabajos elementales; o sea

$$W_{AB} = \int_A^B F \cdot dr$$

“Siempre que un objeto se mueve sobre una superficie o en un medio viscoso, hay una resistencia al movimiento debido a la interacción del objeto con sus alrededores. Dicha resistencia recibe el nombre de fuerza de fricción”.

Las fuerzas de fricción son importantes en la vida cotidiana. Nos permiten caminar y correr. Toda fuerza de fricción se opone a la dirección del movimiento relativo.

Empíricamente se ha establecido que la fuerza de fricción estática es proporcional a la fuerza normal N , siendo μ_s la constante de proporcionalidad, esto es, $F_f = \mu_s N$

Para el hule sobre concreto el coeficiente de fricción estática (μ_s) es de 1

“Definimos energía eléctrica como la forma de energía que resulta de la existencia de una diferencia de potencial entre dos puntos”. Cuando estos dos puntos se los pone en contacto mediante un conductor eléctrico obtenemos una corriente eléctrica. Una forma de cuantificar la energía eléctrica es dividiendo la potencia entre el tiempo.

$$E_s = \frac{P}{t}$$

Donde E_s es la energía eléctrica, P la potencia en watts y t el tiempo en segundos. La potencia se puede determinar multiplicando la diferencia de potencial por la corriente eléctrica.

3.3.3.1 Gasto energético del exoesqueleto

La marcha del exoesqueleto ocasiona un gasto energético, por lo que se debe diseñar un tipo de marcha eficiente para su estructura particular, con el menor gasto energético posible. Si el exoesqueleto se desplazará sobre ruedas, el centro de gravedad seguiría una trayectoria rectilínea, se produciría un deslizamiento continuo y la locomoción requeriría de muy poca energía. Sin embargo, el aparato locomotor del exoesqueleto imprime al centro de gravedad un movimiento que no es rectilíneo sino que describe unos desplazamientos, verticales y horizontales, que conducen a un mayor gasto de energía eléctrica; no obstante, se han desarrollado diversos mecanismos que mejoran el rendimiento de la marcha, a través de *transferencias de energía* y de la *reducción del desplazamiento del centro de gravedad*.

Un ejemplo evidente de las transferencias entre energía potencial y energía cinética es el desplazamiento rítmico vertical del cuerpo y su centro de gravedad durante la marcha. En los periodos de doble apoyo el centro de gravedad se encuentra en su punto más bajo y en los periodos de apoyo unipodal, alcanza su punto más alto. Cuando el centro de gravedad se eleva va aumentando la energía potencial almacenada, alcanzando su valor máximo en el momento de mayor elevación. Cuando desciende va transformándose en energía cinética, la cual es máxima en el punto más bajo y es empleada para impulsar el cuerpo hacia delante, mientras se va transformando de nuevo en energía potencial.

Para reducir el desplazamiento del centro de gravedad, el exoesqueleto cuenta con unos factores mecánicos que intervienen para hacer que su trayectoria sea menos amplia, más suave, y por tanto harán la marcha más flexible y así conseguir que la batería dure más.

Los factores mecánicos que reducen y suavizan los desplazamientos verticales del centro de gravedad son:

1. El descenso de la cadera hacia el lado oscilante. El mecanismo de la cadera ocurre en el plano frontal y consiste en una caída hacia el lado de la

pierna oscilante. La amplitud del movimiento es de alrededor de 5° y contribuye a disminuir el desplazamiento vertical del centro de gravedad.

2. La flexión de la rodilla en el lado del apoyo. En el momento del contacto del talón, la rodilla se halla en extensión inmediatamente y tan pronto como el pie se apoya plano en el suelo, se flexiona de 10° a 15° , lo que contribuye a disminuir la elevación del centro de gravedad.
3. También influye la velocidad de la marcha en el consumo de energía, una marcha lenta tiene un gasto energético importante, ya que se pierde la energía cinética y es como si se volviera a empezar a caminar en cada paso, por lo que se diseñó un mecanismo que almacene la energía cinética en un resorte y después se utilice.

3.3.3.2 Energía requerida para el motor de la cadera en la fase de balanceo.

Si queremos estudiar cómo se realiza el gasto energético durante la marcha, nos interesa analizar el desplazamiento que sufre el centro de gravedad de cada eslabón del exoesqueleto acoplado a la extremidad del usuario. Durante la marcha el pie, la pierna y el muslo sufren un desplazamiento hacia arriba y abajo (Figura 3.68), este desplazamiento vertical es directamente proporcional al consumo de energía.

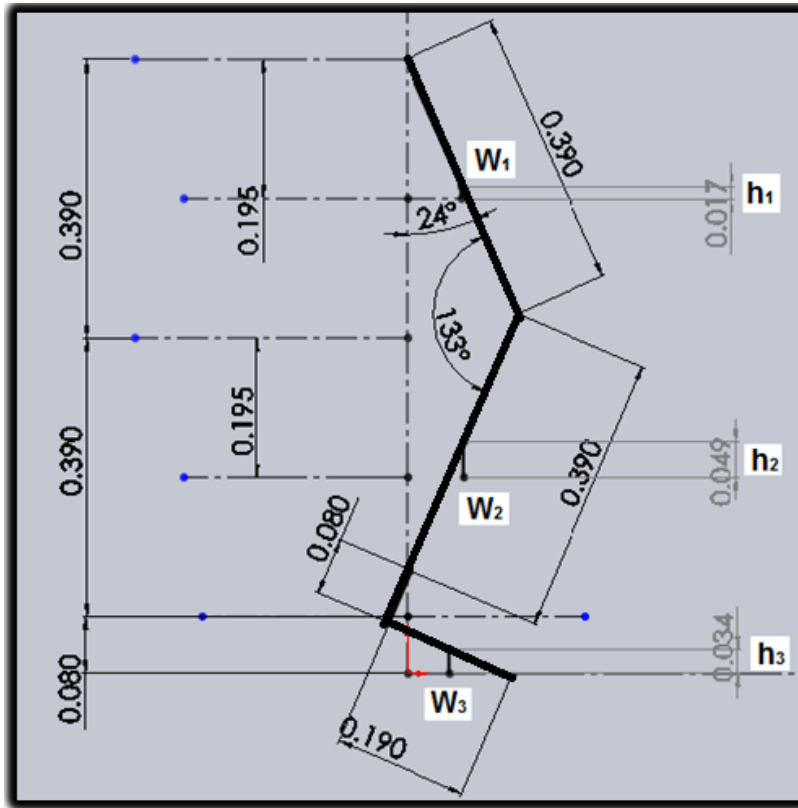


Figura 3: 68 Desplazamientos verticales de los eslabones

Analicemos el caso ideal donde la energía eléctrica que se consume se convierte en energía potencial

Para hacer el análisis de energía se asigna el cero de energía potencial cuando la pierna y el muslo están en posición vertical, y el pie esta paralelo al suelo. Posteriormente hay flexión de pierna y muslo a fin de librar el suelo y dar un paso, la altura que se eleva el centro de masa de cada eslabón de obtiene de la siguiente manera:

$$h_1 = 0.195m - (0.195m)(\cos 24^\circ) = 0.195m - 0.178m = \mathbf{0.017m}$$

$$h_2 = 0.390m - (0.39m)(\cos 24^\circ) + 0.195m - (0.195m)(\cos(180^\circ - 24^\circ - 133^\circ)) \\ = 0.390m - 0.356m + 0.195m - 0.179m = \mathbf{0.049m}$$

$$h_3 = 0.390m - (0.390m)\cos 24^\circ + 0.470 - (0.470)(\cos 23) + \left(\frac{0.19}{2}\right)(\sin 23) \\ = 0.390m - 0.356m + 0.470m - 0.432m - 0.037m = \mathbf{0.034m}$$

Las cargas son las mismas que se usaron anteriormente.

$$W_1 = (7.2 \text{ Kg} + 3.1 \text{ Kg}) (9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}). = \mathbf{100.94 \text{ N}}$$

$$W_2 = (3.312 \text{ Kg} + 0.8 \text{ Kg}) (9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}). = \mathbf{40.29 \text{ N}}$$

$$W_3 = (1 \text{ Kg} + 0.4 \text{ Kg}) (9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}). = \mathbf{13.72 \text{ N}}$$

Conociendo que la energía potencial es igual al peso multiplicado por la altura se obtiene que la energía potencial total es la suma de las energías de los tres eslabones:

$$E_{pt} = E_{p1} + E_{p2} + E_{p3}$$

$$E_{p1} = W_1 h_1 = (100.94 \text{ N})(0.017 \text{ m}) = \mathbf{1.715 \text{ J}}$$

$$E_{p2} = W_2 h_2 = (40.29 \text{ N})(0.049 \text{ m}) = \mathbf{1.974 \text{ J}}$$

$$E_{p3} = W_3 h_3 = (13.72 \text{ N})(0.034 \text{ m}) = \mathbf{0.466 \text{ J}}$$

Por lo tanto

$$E_{pt} = 1.715 \text{ J} + 1.974 \text{ J} + 0.466 \text{ J} = \mathbf{4.155 \text{ J}}$$

La potencia requerida para subir los eslabones va a depender del tiempo, así que mientras más rápido sea el movimiento mayor será la potencia. Por ejemplo si se quiere alcanzar las alturas que se muestran en el diagrama de cuerpo libre de la figura 8.1 en dos segundos; la potencia que se requiere es de:

$$P = \frac{E_{pt}}{t} = \frac{4.155 \text{ J}}{2 \text{ s}} = \mathbf{2.077 \text{ watts}}$$

La eficiencia de un motor depende de varios factores, la energía que se pierde se convierte en calor. Un motor acoplado a un sistema de engranes puede tener menos de un 20% de eficiencia.

El motor que se utiliza en el exoesqueleto esta conectado a una diferencia de potencial de 12 voltios y sin hacer un trabajo externo tiene un consumo de 0.75 A. Por lo que si se calcula la potencia eléctrica, multiplicado voltaje por corriente eléctrica, se obtiene la potencia del motor sin estar haciendo trabajo.

$$P_g = IV = (12V)(0.75A) = 9 \text{ watts}$$

Entonces si le sumamos la potencia que se predijo en la simulación, se requeriría una potencia de 11.077 watts para mover la cadera en la fase de balanceo. En la gráfica de la figura 8.2 se observa que el primer máximo en la potencia es al inicio y fue de 12 watts, y eso es normal ya que se requiere de energía extra para vencer la inercia del motor y de la extremidad.

Al medir la corriente que consume el motor de la cadera del exoesqueleto en la fase de balanceo y graficarla se observa el consumo de energía eléctrica sobre unidad de tiempo (Figura 3.69).

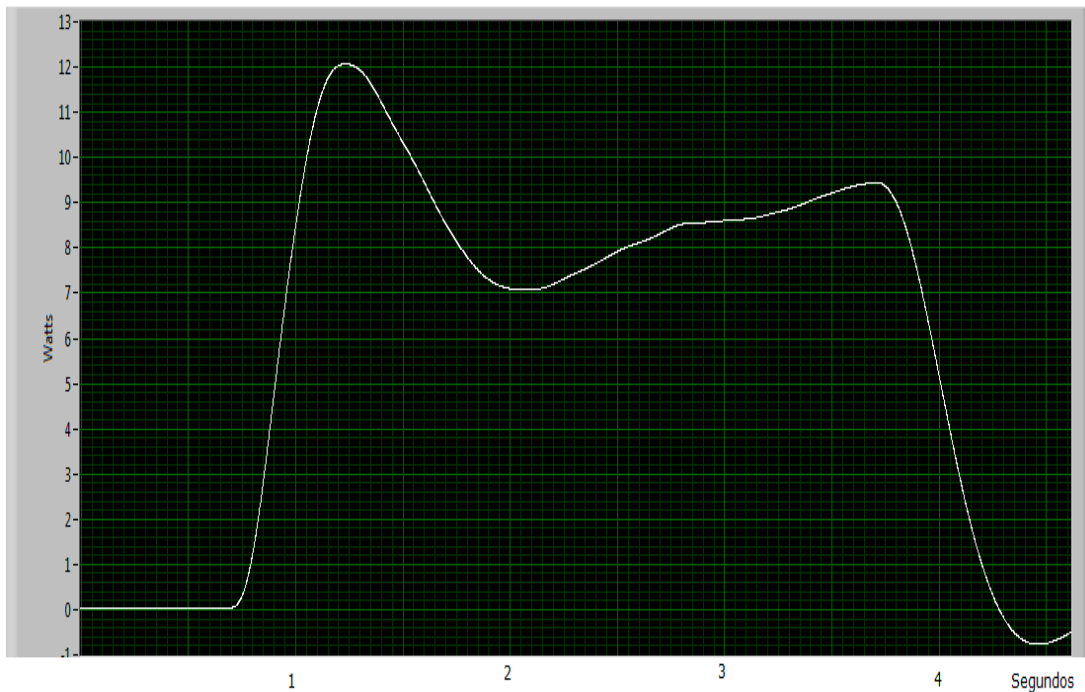


Figura 3: 69 Gráfica de potencia contra tiempo de la cadera del exoesqueleto en la fase de balanceo.

3.3.3.3 Potencia requerida para la rodilla para una flexión de 60 grados.

Antes de hacer el estudio del movimiento se pensaría que la articulación de la cadera utilizaría más potencia que la articulación de la rodilla, pero no es así, esto es porque la articulación de la cadera tiene un movimiento de 10 grados en extensión y 20 grados en flexión, el desplazamiento vertical del centro de gravedad de la extremidad es mínimo y lo más importante es que al flexionarse la rodilla hay una fuerza de reacción en el muslo y esto hace que la cadera se flexione.

Como en el caso de la cadera, es necesario hacer un diagrama de cuerpo libre para hacer un estudio sobre el desplazamiento vertical del centro de masa del eslabón que tiene sujeta a la pierna del usuario del exoesqueleto, para posteriormente hacer cálculos de la energía potencial que se gana al gastar energía eléctrica consumida por el motor encargado de la articulación de rodilla.

El estudio que se realizó del motor de la articulación de rodilla, fue colocando la pierna en forma vertical y posteriormente se flexionó hasta alcanzar un ángulo de 60 grados; ángulo que corresponde a la flexión que sufre la pierna en la marcha (Figura 3.70).

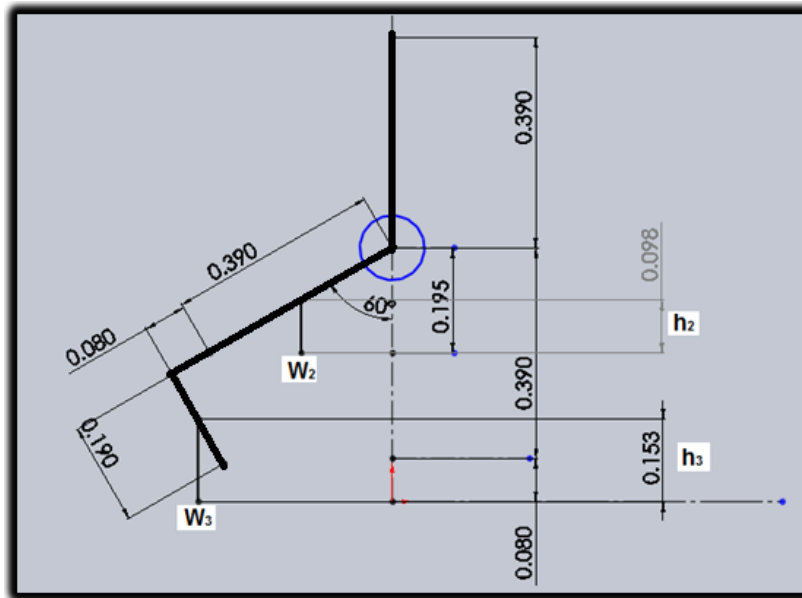


Figura 3: 70 Diagrama de cuerpo libre de articulación de rodilla

$$h_2 = 0.195m - (0.195m)(\cos 60) = 0.195m - 0.097m = \mathbf{0.098m}$$

De forma similar se calcula h_3

$$h_3 = \mathbf{0.153m}$$

Las cargas son las mismas.

$$W_2 = (3.312 \text{ Kg} + 0.8 \text{ Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) = \mathbf{40.29 \text{ N}}$$

$$W_3 = (1 \text{ Kg} + 0.4 \text{ Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) = \mathbf{13.72 \text{ N}}$$

La suma de las energías de los dos eslabones es:

$$E_{pt} = E_{p2} + E_{p3}$$

$$E_{p2} = W_2 h_2 = (40.29\text{N})(0.098\text{m}) = \mathbf{3.948 \text{ J}}$$

$$E_{p3} = W_3 h_3 = (13.72\text{N})(0.153\text{m}) = \mathbf{2.099 \text{ J}}$$

Por lo tanto

$$E_{pt} = 3.948\text{J} + 2.099 \text{ J} = \mathbf{6.047 \text{ J}}$$

La potencia requerida para subir los eslabones depende del tiempo, así que mientras más rápido sea el movimiento mayor será la potencia. El motor de la articulación de rodilla se mueve al doble de velocidad del motor de la cadera; así que si se quiere alcanzar las alturas que se muestran en el diagrama de cuerpo libre de la figura 8.3 en un segundo; la potencia que se requiere es de:

$$P = \frac{E_{pt}}{t} = \frac{6.047 \text{ J}}{1\text{s}} = \mathbf{6.047 \text{ watts}}$$

Como ya se mencionó, la corriente que utiliza el motor sin hacer trabajo es de 0.75 A.

Entonces la potencia que se predice será de 9 watts, mas 6.047 watts. Lo que nos da como resultado una potencia de 15.047 watts.

En el primer tercio del movimiento la rodilla tiene que ayudar a impulsar al cuerpo hacia adelante y vencer la fuerza de gravedad al flexionar la pierna. Llegando a la flexión máxima empieza el descenso y el motor empieza a frenar a la pierna para que no caiga en caída libre. La articulación de la rodilla del exoesqueleto fue diseñada con un resorte que almacena energía potencial y con esto el ahorro de energía eléctrica es considerable, ya que en lugar de consumir 4 amperes como máximo al flexionarse, consume solamente la mitad de esto. La idea del resorte es equilibrar su fuerza con la producida por la gravedad, equilibradas dichas fuerzas, la flexión de la pierna se hace con menos gasto de energía.

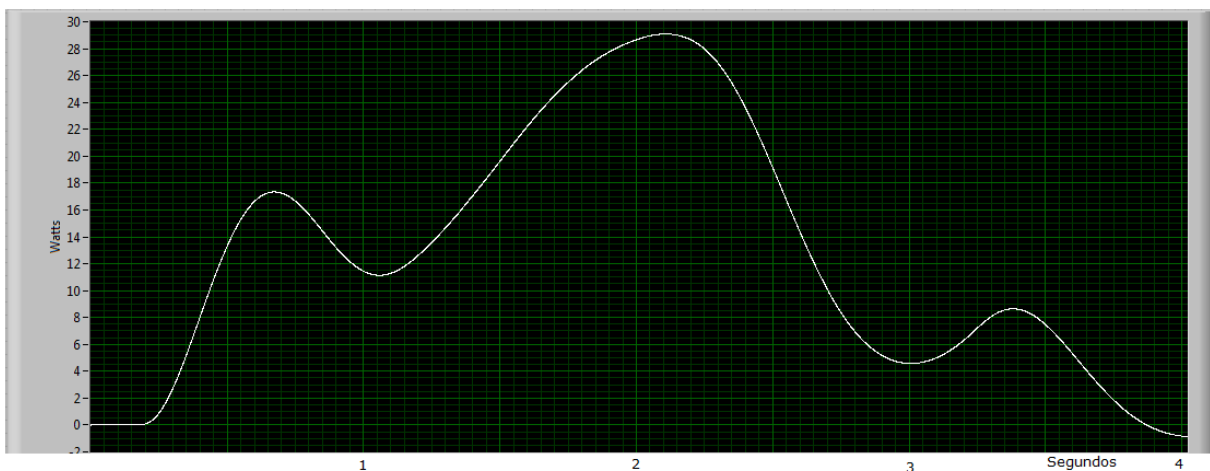


Figura 3: 71 Gráfica de potencia contra tiempo de la rodilla del exoesqueleto en la fase de balanceo.

Midiendo la corriente eléctrica que consume el motor de la articulación de rodilla y con esto graficando la potencia eléctrica requerida en la fase de balanceo se observa un pico a la mitad del recorrido, el cual indica que la potencia llega hasta 30 watts (Figura 3.71). Potencia que es el doble de lo que se predijo; así que es necesario equilibrar en todo el recorrido la fuerza del resorte con la fuerza de gravedad.

3.3.3.4 Potencia requerida para la cadera en la fase de apoyo.

Esta fase inicia con la cadera en 20 grados de flexión, la rodilla casi en extensión completa y la otra extremidad a punto de iniciar la fase de balanceo, este proceso es el que consume mayor energía eléctrica, ya que es cuando el centro de gravedad alcanza la altura máxima. Para hacer eficiente el inicio de la fase de apoyo es necesario que el pie que inicia el balanceo, de un impulso, lo trasmita a la cadera y la logre poner en posición vertical e inicie su descenso. Es importante comentar que si se le deja todo el trabajo al motor de la cadera, la columna vertebral del usuario del exoesqueleto podría sufrir daños debido a la fuerza de reacción.

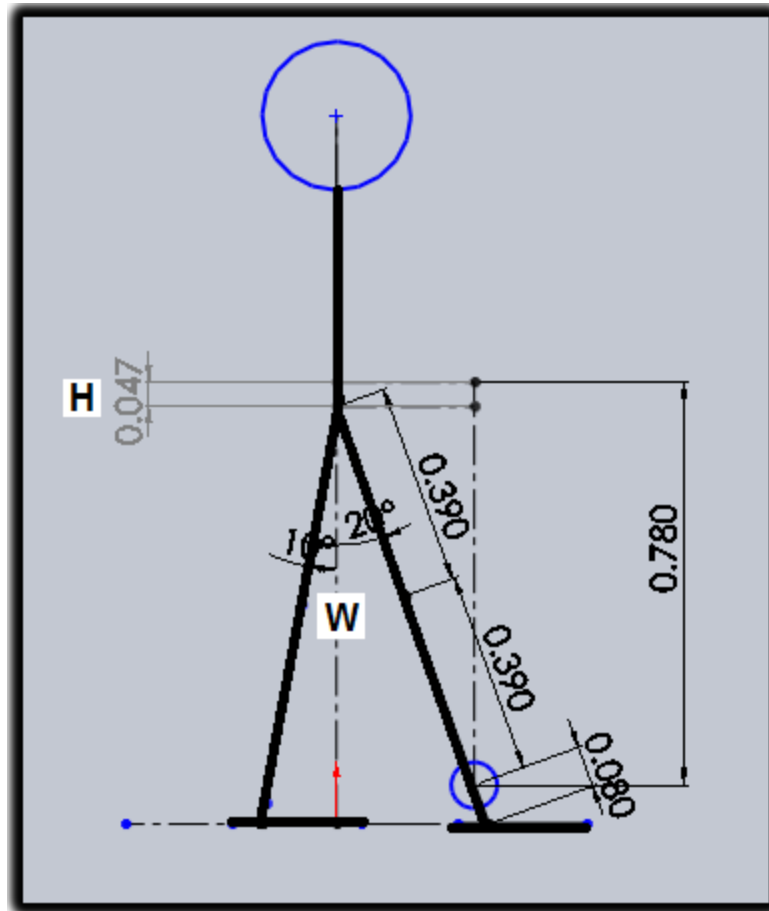


Figura 3: 72 Diagrama de cuerpo libre para análisis en la fase de apoyo

Lo primero que se tiene que hacer es calcular la altura que se eleva la articulación de cadera al quedar la pierna y muslo en forma vertical.

$$H = 0.780m - (0.780m)(\cos 20^\circ) = 0.780m - 0.732m = \mathbf{0.047m}$$

Los cálculos que se han hecho es para un usuario del exoesqueleto cuyo peso es de 72 kgF y el peso del exoesqueleto es de 22 kgF; entontes el peso total es de 94kgF.

Así que la energía que se tiene que suministrar al exoesqueleto para que pase del doble apoyo a una posición de altura máxima es:

$$E_p = WH = (94kg) \left(9.8 \frac{m}{s^2} \right) (0.047m) = \mathbf{43.296J}$$

La máxima altura se consigue en 2 segundos; así que la potencia requerida sería de:

$$P = \frac{E_p}{t} = \frac{43.296J}{2s} = \mathbf{21.248 \text{ watts}}$$

Al hacer las mediciones de la corriente eléctrica y hacer una gráfica del comportamiento de la misma a lo largo de la fase de apoyo (Figura 3.73), se observa que la potencia que se requiere para mover el motor de la cadera es de 37 watts, lo cual nos muestra que la sincronización entre el movimiento de cadera y el empuje del pie posterior no están funcionando bien.

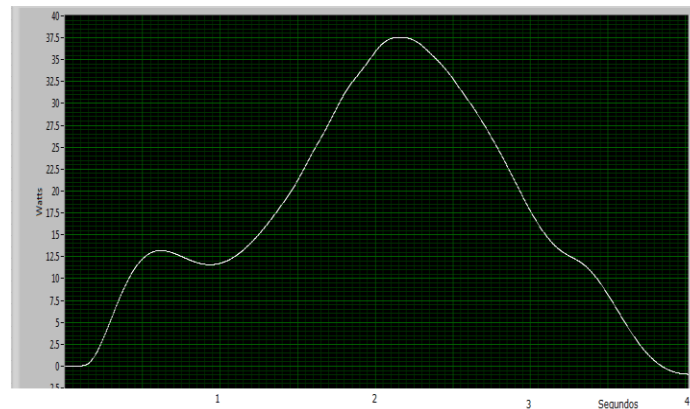


Figura 3: 73 Gráfica de potencia contra tiempo de motor de la cadera en la fase de apoyo.

3.3.3.5 Fuerza de fricción y trabajo del pie posterior

El simple hecho de tener adelantado o atrasado un pie implica que hay fuerzas de fricción que evitan que se resbalen los zapatos sobre el piso, por otro lado el pie posterior es el encargado de impulsar al cuerpo hacia delante al querer dar un paso. También eso implica que hay unas fuerzas de fricción que sirven de apoyo a un pie para catapultar el cuerpo hacia el frente. Así que una vez más se va a dibujar un diagrama de cuerpo libre del exoesqueleto en una posición donde el peso esta soportado por las dos extremidades y se va a analizar las fuerzas que actúan en el sistema formado por el exoesqueleto y el piso (Figura 3.74).

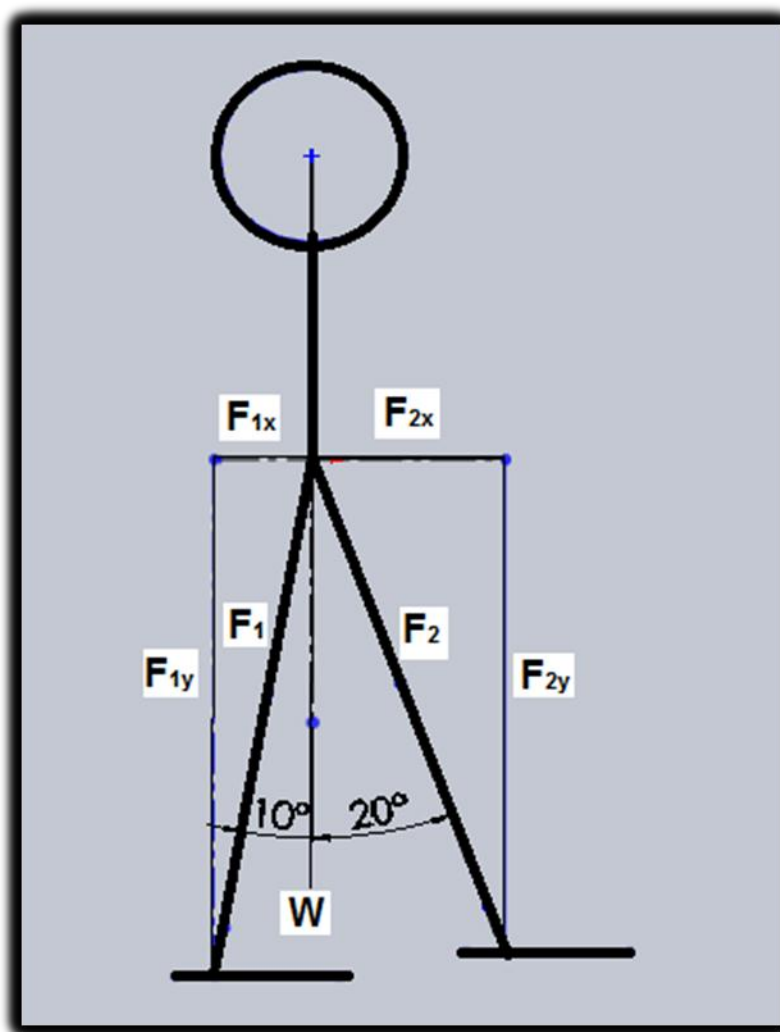


Figura 3: 74 Diagrama horizontales y trabajo para analizar fuerzas

En el diagrama de cuerpo libre de la figura 8.7 el pie posterior se encuentra a 10 grados del plano frontal y el pie que se encuentra adelante esta a 20 grados

del mismo plano. La extremidad que tiene el ángulo de 10° soporta un peso F_1 . Mientras que la otra extremidad soporta un peso F_2 . Para hacer el análisis se descomponen las fuerzas en la dirección “X” y en la dirección “Y”.

Al estar parado sobre los dos pies el peso se reparte en las dos extremidades; pero no se sabe que peso soporta cada una de ellas. Lo que se sabe es que el peso del exoesqueleto es de 22 Kg y el peso del usuario sería de 72 Kg.

Al estar en una posición estática el exoesqueleto, la suma de fuerzas en la dirección vertical y en la horizontal; tienen que ser igual a cero.

Es decir $\sum F_x = 0$ y $\sum F_y = 0$

Utilizando relaciones trigonométricas

$$F_{1x} = -F_1 \sin 10^\circ$$

$$F_{2x} = F_2 \sin 20^\circ$$

$$F_{1y} = F_1 \cos 10^\circ$$

$$F_{2y} = F_2 \cos 20^\circ$$

Así que utilizando la relación de equilibrio en la dirección “X”

$$-F_1 \sin 10^\circ + F_2 \sin 20^\circ = 0$$

Despejando F_2 se tiene que $F_2 = \frac{F_1 \sin 10^\circ}{\sin 20^\circ} = 0.507 F_1$

De forma semejante se hace en la dirección “Y”

$$F_1 \cos 10^\circ + F_2 \cos 20^\circ - (94 \text{Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) = 0$$

Utilizando que $F_2 = 0.507 F_1$ se obtiene

$$F_1 \cos 10^\circ + (0.507 F_1) \cos 20^\circ - (94 \text{Kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) = 0$$

Despejando F_1 se obtiene que:

$$F_1 = \frac{921.2N}{\cos 10^\circ + .507 \cos 20^\circ} = \frac{921.2N}{1.461} = \mathbf{630.5N}$$

$$\text{Por lo tanto } F_2 = (.507)(630.5N) = \mathbf{319.6N}$$

$$F_{1x} = -F_1 \sin 10^\circ = \mathbf{109.4N}$$

$$F_{2x} = F_2 \sin 20^\circ = \mathbf{109.4N}$$

$$F_{1y} = F_1 \cos 10^\circ = \mathbf{620.9N}$$

$$F_{2y} = F_2 \cos 20^\circ = \mathbf{300.3N}$$

Haciendo un análisis de los resultados obtenidos se da uno cuenta que:

1. El pie que se encuentra en la parte posterior soporta verticalmente 620.9N. si lo pasamos a kilogramos fuerza; serían 63.35 Kg.
2. El pie que se encuentra adelante soporta verticalmente 300.3 N. si lo pasamos a kilogramos fuerza; serían 30.64 Kg.
3. La fuerza de fricción entre piso y zapato del pie que forma 10° con la vertical; es de 109.4 N. En kilogramos fuerza serían 11.16 Kg
4. La fuerza de fricción entre piso y el otro zapato; sería de igual magnitud, pero en sentido contrario.
5. Para impulsar el cuerpo hacia delante, lo que se hace es levantar el talón del pie posterior y aplicar una fuerza horizontalmente, superior a $(2)(109.4N) = 218.8$ N. Que seria en kilogramos fuerza igual a 22.3 Kg
6. Para determinar la energía que se consume al realizar trabajo al impulsar el cuerpo hacia delante en la dirección x. Solamente se multiplica la fuerza por la distancia recorrida.

$$W = FX = (218.8N)(0.78m)(\sin 20^\circ) = \mathbf{58.37J}$$

3.4 CONTROL DEL EXOESQUELETO, CIRCUITOS Y PROGRAMACIÓN

Una vez definida la cinemática, dinámica y diseño de articulaciones del exoesqueleto, se inicia con el problema de diseñar la forma en que se va a controlar el exoesqueleto. Para ello se hizo una investigación en diferentes medios de información [1, 14,24] para determinar las formas que se están usando en los principales exoesqueletos.

A continuación se presenta la información sobre el tipo de control que utilizan cuatro exoesqueletos de diferentes compañías.

1. El Control del Exoesqueleto ReWalk está basado en sensores de movimiento. Por medio del uso de algoritmos, los movimientos de la parte superior del cuerpo son analizados y utilizados para activar y mantener los patrones de caminata y otros medios de operación (como el subir escaleras y cambiar de estar sentado a estar parado). Es decir, el Exoesqueleto ReWalk percibe el movimiento de la parte superior del cuerpo. Los botones en un control remoto permiten al usuario seleccionar varias configuración y seleccionar el modo de movimiento, caminar, subir gradas, sentarse y pararse, etc.

2. En estos momentos, el EKSO (antes eLEGS) requiere una segunda persona para controlarlo mediante un mando a distancia, pero los planes de la compañía es que sea autónomo, integrando los controles en las muletas. El EKSO consta de cuatro motores eléctricos, ordenador integrado y 15 sensores

3. El sistema HAL, es uno de los desarrollos comerciales más importantes en el momento, Este sistema, ejecuta un comportamiento de marcha, basándose en las señales biológicas EMG, para identificar la intencionalidad de la persona y poder realizar el movimiento deseado. Según las señales obtenidas, la unidad es controlada para moverse junto al movimiento muscular de quien lo usa. Si no hay señales, “HAL” también tiene un sistema de control autónomo que ofrece movimientos similares a los humanos al exoesqueleto. Utiliza motores DC Harmonic Drive, para asistir con el torque requerido.

4. El exoesqueleto Rex A diferencia de otros exoesqueletos está controlado por una palanca, no por “sensores”. Esto significa que no es necesario ningún movimiento o funciones nerviosas para operar el exoesqueleto Rex.

La mayoría de los exoesqueletos actuales no ofrecen control de balance o paso. Los exoesqueletos actuales requieren que el usuario tenga suficiente fuerza de la parte superior del cuerpo para que el exoesqueleto y el usuario no se caigan. El balance de los exoesqueletos actuales es usualmente controlado con el uso de muletas (Figura 3.75). Con cada paso que se da, se lanza el cuerpo hacia adelante y se mueve el otro pie para que reciba el peso y así evitar caer.



Figura 3: 75 Control del balance del exoesqueleto con muletas

Se puede clasificar las formas de controlar un exoesqueleto en dos: la que tiene sus movimientos programados sin retroalimentación de la parte humana y que se usa cuando las personas sufren enfermedades o discapacidades de las extremidades y que no tienen movimiento, la otra es cuando el usuario puede transmitir señales biológicas y hacer que el exoesqueleto funcione conforme a los deseos del usuario.

Los exoesqueletos analizados utilizan diferentes tipos de sensores para su control, con los cuales se determina la posición, velocidad, aceleración, fuerza y otras variables físicas de los eslabones. Los sensores son la vista, el oído y el tacto para los exoesqueletos.

Conociendo las diferentes formas de controlar un exoesqueleto y determinando que la aplicación de alguna de ellas dependerá de las capacidades que tenga el usuario; ya que una persona que tiene problemas en sus manos no podrá hacer uso de un control de palanca o interruptores, por otro lado un usuario que tiene problemas con el sistema nervioso y muscular, no podrá hacer uso de un sistema de control con señales electromiograficas.

Por lo tanto se ha decidido que el exoesqueleto diseñado y construido tenga dos formas de ser controlado, la primera es usando un control con interruptores normalmente abiertos conectados en paralelo, la segunda forma de control es usando señales eléctricas, que puede ser generadas por un micrófono usando comandos de voz, o señales eléctricas generadas por los músculos al contraerse.

En la figura 3.76 se muestra el primer prototipo construido, el exoesqueleto esta montado en una andadera para que se puedan hacer pruebas de los movimientos de las diferentes articulaciones utilizando control manual y comandos de voz. En el extremo derecho de la imagen aparece una computadora la cual esta monitoreando el consumo de corriente eléctrica y trayectoria de las articulaciones.



Figura 3: 76 Primer prototipo de exoesqueleto diseñado y construido

3.4.1.1 Control manual del exoesqueleto

El control manual está formado por ocho interruptores conectados en paralelo, cada uno de ellos tiene una función determinada que hace mover las articulaciones de forma individual, dar un paso ó iniciar la marcha en forma continua, y por supuesto un interruptor de paro de emergencia (Figura 3.77). A los interruptores se les asigno una función de acuerdo a su posición para que no fuera difícil su memorización.

Interruptor de rodilla derecha: se encuentra en la esquina inferior derecha del control, su función al ser oprimido es cerrar un circuito eléctrico que hará que

la rodilla derecha se flexione o se extienda, cada vez que se oprima la articulación de la rodilla funcionará medio segundo.

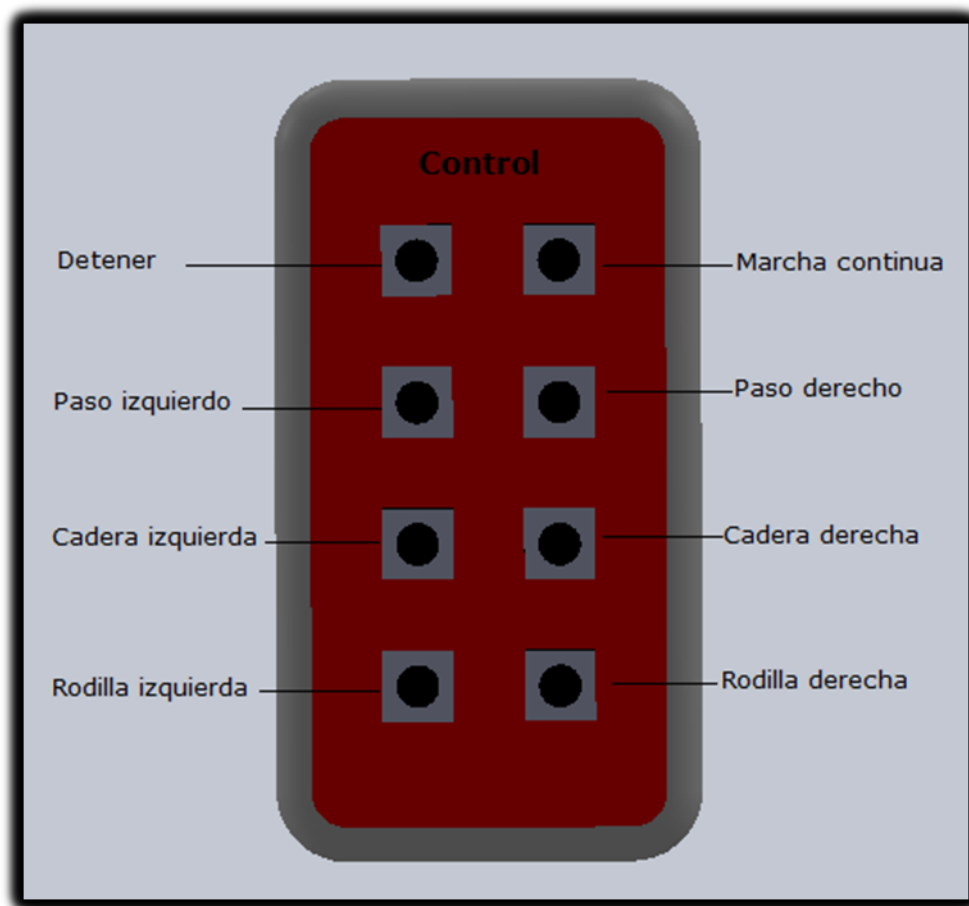


Figura 3: 77 Control manual del exoesqueleto

Interruptor de rodilla izquierda: para recordar que controla una extremidad izquierda, el interruptor se encuentra del lado izquierdo en la parte inferior de control; al igual que el interruptor de la articulación derecha, si se oprime la articulación se moverá por medio segundo, si se desea que se mueva más tiempo es necesario oprimirlo una vez más o mantenerlo oprimido.

Interruptor de cadera derecha: como la articulación de cadera se encuentra por arriba de la articulación de rodilla, entonces lo mismo ocurre con los interruptores, el interruptor de cadera esta arriba o adelante del interruptor de rodilla; dependiendo de la forma de colocar el control. Al igual que los interruptores

de articulación de rodilla, al oprimir el interruptor se pone en movimiento el motor de la articulación de la cadera derecha.

Interruptor de cadera izquierda: se encuentra del lado izquierdo y arriba del interruptor de rodilla izquierda, el funcionamiento es similar a los anteriores.

Interruptor de paso derecho: al accionar el interruptor se inicia el paso derecho, lo cual significa que la cadera se encuentra en extensión, es decir el muslo se encuentra atrás del plano frontal, la pierna esta en extensión y el pie inicia la fase de aceleración. En resumen, al accionar el interruptor, la extremidad derecha inicia la fase de balanceo y la izquierda inicia la fase de apoyo. El movimiento de las extremidades termina cuando la señal de los sensores determine que se ha llegado al final de la fase.

Interruptor de paso izquierdo: Cuando los sensores del fin del paso derecho manden la señal de que ha terminado la fase de balanceo del paso derecho y la extremidad izquierda haya terminado la fase de apoyo; entonces todo estará listo para accionar el interruptor de paso izquierdo y se inicia un proceso similar a la del paso derecho.

Interruptor de marcha continúa: cuando el terreno en el que se camina es plano y no se quiere girar, es momento de accionar el interruptor e iniciar una marcha continua que terminará hasta accionar el interruptor “detener”.

Interruptor detener: el interruptor detener tiene la función de parar cualquier proceso en el que se encuentre el exoesqueleto, es un interruptor que cumple las funciones de seguridad y de terminación de un movimiento.

Para conectar el control a la caja de circuitos se utilizó un conector DB9, este es similar conector al que utilizaban las computadoras en el puerto serial. El conector DB9 (Figura 3.78) es un conector analógico de 9 clavijas, se utiliza principalmente para conexiones en serie, en el exoesqueleto el control es una serie de interruptores conectados en paralelo, así que la trasmisión de información

se da en paralelo, es decir, cada pin servirá para accionar una entrada del pic16F877A.

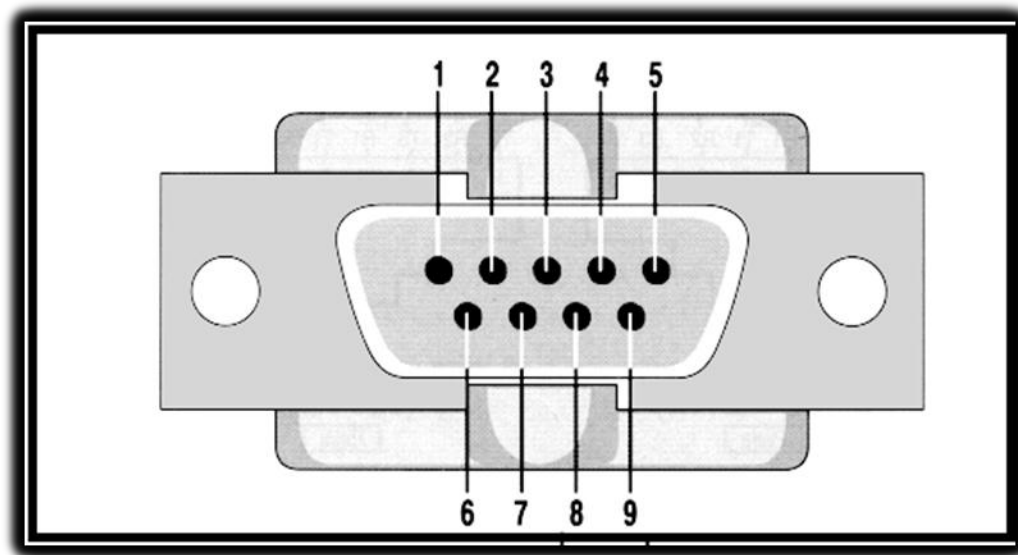


Figura 3: 78 Conector DB9

Tabla 3.6 de disposición de pines	
PIN	Aplicación
1	Rodilla derecha
2	Cadera derecha
3	Rodilla izquierda
4	Cadera izquierda
5	Paso derecho
6	Paso izquierdo
7	Marcha continua
8	Detener cualquier proceso (paro de emergencia)

9	Pin para alimentar la masa a los interruptores
---	--

3.4.1.2 Control por comandos de voz.

Para controlar el exoesqueleto usando la voz se utilizó una tarjeta comercial que viene acompañada con un programa para computadora para grabar las voces o sonidos, esta tarjeta se le dio la aplicación de controlar al puerto C del pic16F877A.

El módulo de reconocimiento de voz elegido para este proyecto es el denominado EasyVR (Figura 3.79). Este hardware tiene las siguientes características:

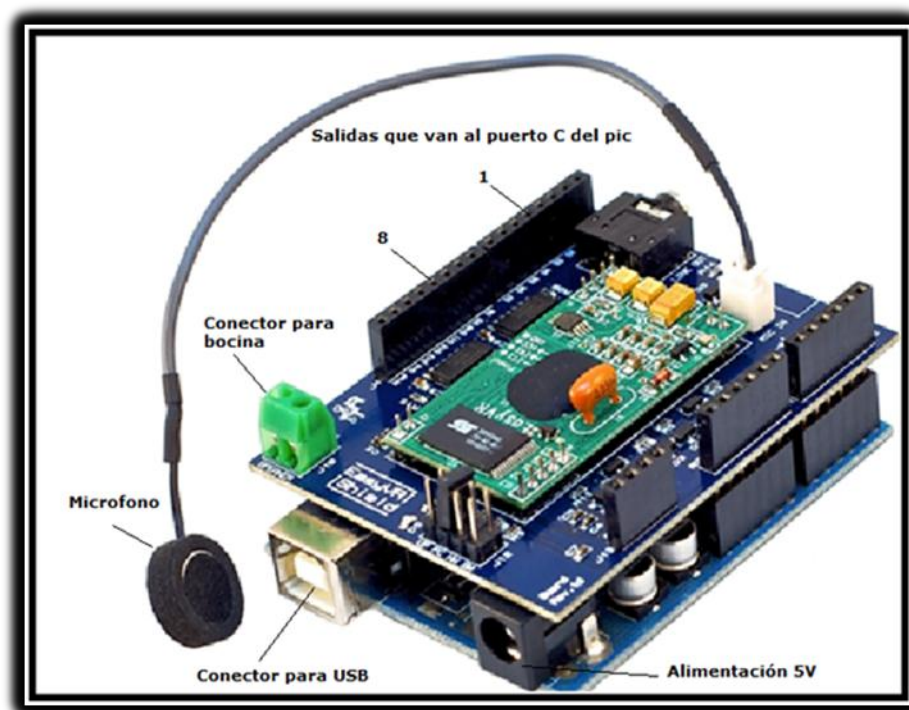


Figura 3: 79 Tarjeta EasyVR

1. espacio para 32 comandos de voz.
2. Los comandos de voz se organizan en grupos. Para poder realizar cualquier operación sobre un comando de voz hay que indicar el grupo al que pertenece y la posición del comando de voz dentro del grupo.

3. Los comandos de voz son dependientes del usuario y por tanto precisan de ser entrenados para que puedan ser reconocidos.
4. La tarjeta ya trae comandos grabados en diferentes idiomas
5. La tarjeta tiene entradas para alimentación y micrófono
6. Cuenta con una salida para bocina de 8Ω
7. Se le pueden grabar hasta 9 minutos de sonido

La tarjeta tiene varias entradas de pines que pueden ser configuradas como entradas o salidas. En el caso de la aplicación que se le esta dando, se utilizaron 8 de ellas como salidas, al emitir una orden por el micrófono, se activa la salida y se crea una diferencia de potencial de 5 voltios entre la masa y la salida. Las salidas están conectadas al puerto C del pic. Por lo tanto la señal eléctrica recibida por el pic la interpretará como una señal para accionar los relevadores que alimentan los motores.

El funcionamiento básico del sistema permite a los usuarios controlar al exoesqueleto a través de la combinación de comandos de voz. Internamente el reconocimiento de voz es llevado a cabo por el módulo EasyVR (controlado por la placa Arduino), el módulo EasyVR sólo soporta comandos de voz dependientes del usuario. Es decir, los comandos de voz para controlar el exoesqueleto deben de ser grabados por la persona que vaya a usarlos. De no ser así el módulo de reconocimiento no responderá a lo que diga el usuario. Esto impone el requerimiento de que debe haber una fase de entrenamiento del usuario del exoesqueleto.

Para que sea más amigable la interacción entre usuario y maquina se han grabado voces que pregunten al usuario que es lo que se desea hacer.

Un usuario empieza a interactuar con el sistema diciendo una palabra clave, para dar una orden el usuario debe decir una acción. Si el reconocimiento tiene

éxito entonces el sistema pide al usuario información de la acción. La interacción con el sistema siempre se iniciaría de la siguiente forma:

- ☐ usuario: "Mover"
- ☐ sistema: "Que quieres que haga"

Posteriormente el usuario tiene que ordenar que articulación se quiera mover.

Los comandos de voz del usuario son:

- ☐ usuario: "Rodilla derecha"
- ☐ usuario: "Cadera derecha"
- ☐ usuario: "Rodilla izquierda"
- ☐ usuario: "Cadera izquierda"
- ☐ usuario: "Paso derecho"
- ☐ usuario: "Paso izquierdo"
- ☐ usuario: "Caminar"
- ☐ usuario: "Detener"

El modulo de reconocimiento de voz (Figura 3.80) acoplado a la tarjeta Arduino facilita que se le grabe sonidos y comandos de voz. Las características, y asignación de conectores del modulo y tarjeta son las siguientes:

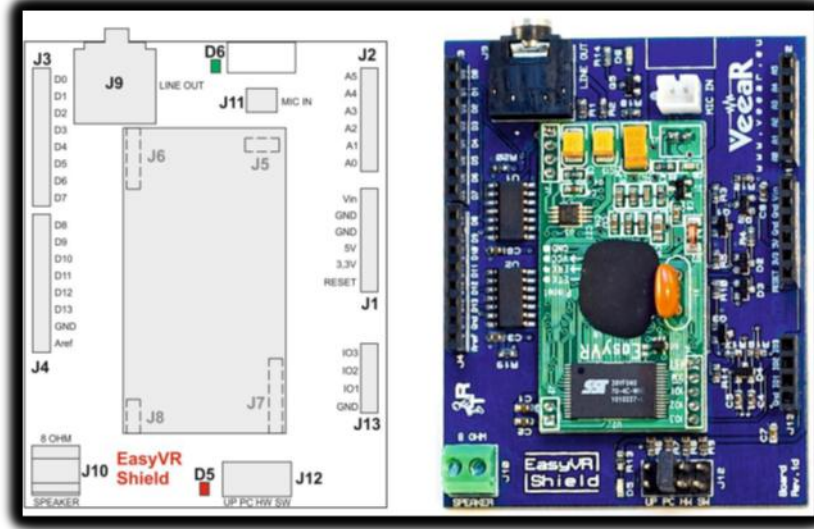


Figura 3: 80 Módulo de reconocimiento de voz

Tabla 3.7: Asignación de conectores del modulo

Conector	Nombre	Descripción
J1, J2 J3, J4		Estos conectores son los mismos que los conectores de la tarjeta Arduino, son entradas o salidas Los conectores 0-1 estan en uso cuando el conector J12 esta colocado en la posición UP, PC o HW Los conectores 12-13 están en uso cuando el conector J12 esta en la posición SW
J9	Salida	Conector de salida para audífonos de 3.5 mm de diámetro
J10	Bocina	Salida de audio, se puede conectar una bocina de 8 Ω
J11	Micrófono	Conector para micrófono
J13	GND	Referencia de la tierra
	101	Entradas o salidas de uso general

	102	
	103	
J12	Modo de operación	Este conector selecciona el modo de operación del modulo <i>EasyVR</i> y puede ser colocado en uno de cuatro posibles posiciones. UP – Flash update mode Se usa cuando se quieren grabar sonidos en la memoria del modulo <i>EasyVR</i> desde un archivo almacenado en una computadora, usando el puerto serial de la computadora y la tarjeta <i>Arduino</i>. PC – PC connection mode Se utiliza esta conexión para grabar los comandos de voz en la tarjeta <i>EasyVR</i> utilizando un programa que se llama <i>EasyVR commannder</i> HW – Hardware serial mode Usar esta forma de conectar para controlar el modulo <i>EasyVR</i> desde el puerto USB de la computadora y el conector serial de la tarjeta <i>Arduino</i> (usando los pines 0-1) SW – Software serial mode Es similar que el modo HW, solamente que utiliza los pines 12-13

El uso de comandos de voz para el control del exoesqueleto implica hacer grabaciones en la tarjeta; para esto es necesario saber cual es la aplicación de los diferentes conectores del módulo, cargar programas controladores del módulo para grabar voces y sonidos que se utilizarán para interaccionar con el control del exoesqueleto, y por ultimo es necesario que el usuario grabe los comandos de voz que se utilizarán para accionar los motores de las articulaciones. Por lo que a continuación se mocionarán uno a uno los anteriores puntos a tratar.

1. insertar el modulo *EasyVR* sobre la tarjeta *Arduino*

2. Si se quiere escuchar un sonido o una voz, hay que conectar una bocina de $8\ \Omega$ en la terminal **(J10)**, o conectar la terminal de unos audífonos en la salida **(J9)** que tiene un diámetro de 3.5 mm
3. Conectar el micrófono en el conector **(J11)**
4. Conectar la tarjeta Arduino a la computadora utilizando el puerto USB
5. Poner el conector **J12** en el modo de conexión **PC**

El Módulo *EasyVR* puede también reproducir sonidos de cualquier tipo (música, voces, señales acústicas, etc.) previamente almacenadas en su memoria flash interna. El módulo incorpora de serie el sonido “beep”.

Los sonidos se organizan en lo que se llama una “una tabla de sonidos” que el usuario debe generar mediante la aplicación QuickSynthesis (QS5) de la firma sensory. Esta aplicación se instala cuando instalamos el programa *EasyVR Commander*, los pasos más importantes que se deben seguir son:

1. Preparar los archivos de audio que se quieren reproducir mediante el módulo. Estos archivos deben tener el formato WAV, con 16 bits sin compresión y mono de 22050 Hz. Para crear este tipo de archivos existe gran cantidad de programas y aplicaciones. En este trabajo se empleo el programa “Audacity”
2. Abrir la aplicación QuickSynthesys y crear un nuevo proyecto especificando la familia RSC4. A continuación se nos pide el nombre del proyecto
3. Se va añadiendo cada uno de los ficheros WAV con los que se quiere construir la “tabla de sonidos” para su posterior grabación y reproducción en el módulo *EasyVR*. Con cada archivo añadido se debe indicar el tipo de compresión que se le va a aplicar (Figura 3.81).

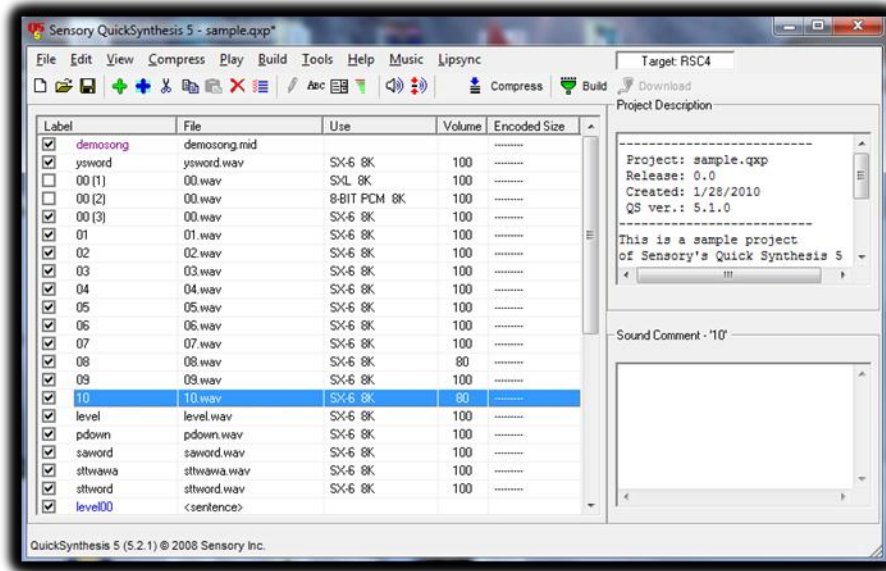


Figura 3: 81 Añadiendo ficheros WAV para construir “Tabla de sonidos”

La compresión para cada archivo tiene que ver con la calidad de reproducción y el tiempo total de reproducción disponible en el módulo *EasyVR*. En general, a menor compresión más calidad, aunque también ocupa mayor espacio en la memoria del módulo.

Una vez que, con los pasos anteriores, se ha obtenido la tabla de sonidos, se debe descargarla en el módulo *EasyVR*. Los pasos a seguir son:

1 conectar cambiar el jumper J12 al UP (Figura 3.82)

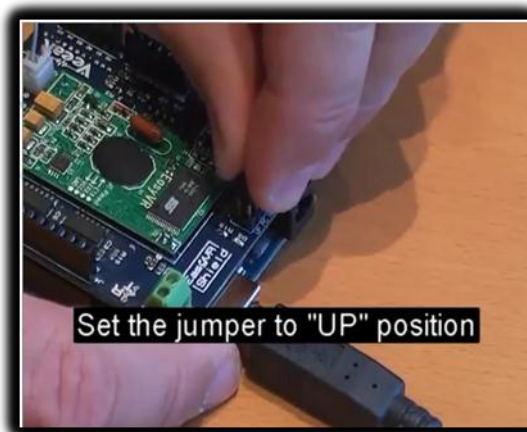


Figura 3: 82 Cambiando el jumper

2. Restablecer la comunicación entre el programa EasyVR y el módulo, se observa que el botón “Update Sound Table” queda habilitado (Figura 3.83).

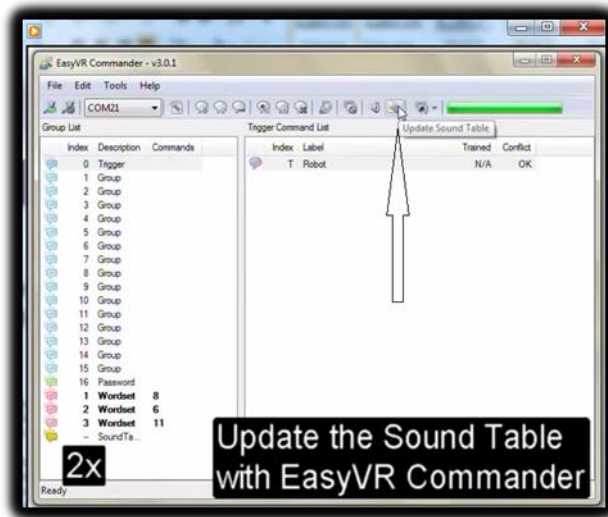


Figura 3: 83 Grabar tabla de sonidos

3. Pulsamos ese botón. Se abre una ventana de dialogo que permite buscar el fichero con la tabla de sonidos, que se ha obtenido con la aplicación Quick Synthesis.

4. Aparece una ventana en la que se aprecia la lista de sonidos. Activamos la casilla “Slow transfers” y se pulsa “Download”. Se tiene que esperar cierto tiempo para que la tabla de sonidos se grabe sobre la memoria del módulo.

5. Regresar el jumper a la posición PC (Figura 3.84).



Figura 3: 84 Colocando el jumper en la posición PC

Ahora la memoria flash del módulo *EasyVR* contiene las voces y sonidos que se le quieren grabar. Estos se pueden ver en el área de grupos, en el grupo llamado “Sound” para reproducir cualquiera de ellos basta con seleccionarlo y pulsar el botón “play Sound”. Es necesario tener conectado la bocina de 8 ohms en el conector J10.

Para grabar los comandos de voz se carga en la computadora el programa *EasyVR commander*. Se trata de una aplicación para computadora que permite usar y configurar el módulo *EasyVR* de una forma muy sencilla.

Una vez haciendo las conexiones e instalando el programa. Nos aparecerá una ventana de trabajo como la que se muestra 3.85.

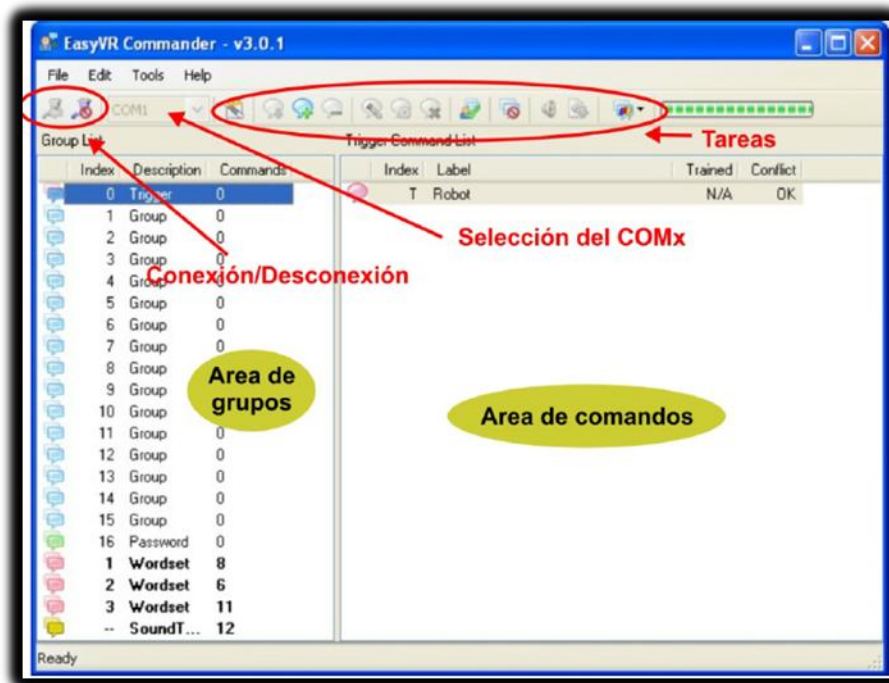


Figura 3: 85 Área de trabajo de la EasyVR Comander

En el ángulo superior izquierdo tenemos un desplegable que permite seleccionar el canal COM disponible en la computadora. También disponemos de dos botones para la conexión y desconexión de la comunicación entre el módulo y la computadora.

En la parte superior central existen una serie de botones con las diferentes tareas que se pueden realizar con el módulo: añadir, editar, borrar comandos, enseñanza de las voces asociadas a los comandos, reconocimiento de esas voces, reproducción de sonidos, etc.

Cada vez que se establece la comunicación el software *EasyVR commander* lee el contenido del módulo en su totalidad y lo traslada a las diferentes áreas de trabajo: el área de grupos y el área de comandos.

En el área de grupos aparecen los grupos 0-16 disponibles para almacenar las voces definidas por el usuario y otros tres grupos llamados “Wordset 1-3” donde están almacenadas las voces pregrabadas, al lado de cada grupo aparecerá el numero de voces que contiene el mismo. Las voces se pueden almacenar o clasificar en diferentes grupos si es necesario. Debajo de la ventana de trabajo hay un último grupo. *SoundT*, donde se pueden almacenar diferentes sonidos digitalizados para su posterior reproducción.

En el área de comandos se Editan, Visualizan las etiquetas o comandos asociados a las voces y que posición ocupan dentro de un determinado grupo. Un comando o etiqueta es una cadena ASCII de hasta 32 caracteres. Toda etiqueta o comando debe estar asociado a una voz o viceversa, durante el proceso de enseñanza. De esta forma, cuando el módulo reconozca una voz, devuelve el comando o etiqueta asociado a la misma. Solo se admiten etiquetas formadas por los caracteres ASCII en mayúsculas desde la A a la Z.

Las voces predefinidas vienen grabadas de fábrica y no pueden ser modificadas. Pueden ser reconocidas en 6 idiomas diferentes: ingles, italiano, japonés, alemán, español y francés. Están almacenadas en los grupos llamados *Trigger*, *Wordset*.

Para realizar un reconocimiento de voces predefinidas se sigue el siguiente procedimiento:

1. Se selecciona, mediante el botón “*Set Language*”, el idioma deseado.

2. Seleccionamos el grupo en que se encuentran las voces a reconocer.
3. Mediante el botón “*Test Group*” se inicia el reconocimiento.
4. Se dicta cualquiera de las voces disponibles en el grupo seleccionado.
5. Si la voz es reconocida, la etiqueta o comando asociada a ella quedará resaltada.
6. repetir el proceso con diferentes voces de ese grupo o de cualquier otro.
7. Si una vez iniciando el proceso de reconocimiento, se tarda un tiempo más de lo permitido en dictar la voz, aparecerá un mensaje de rebasamiento del tiempo.

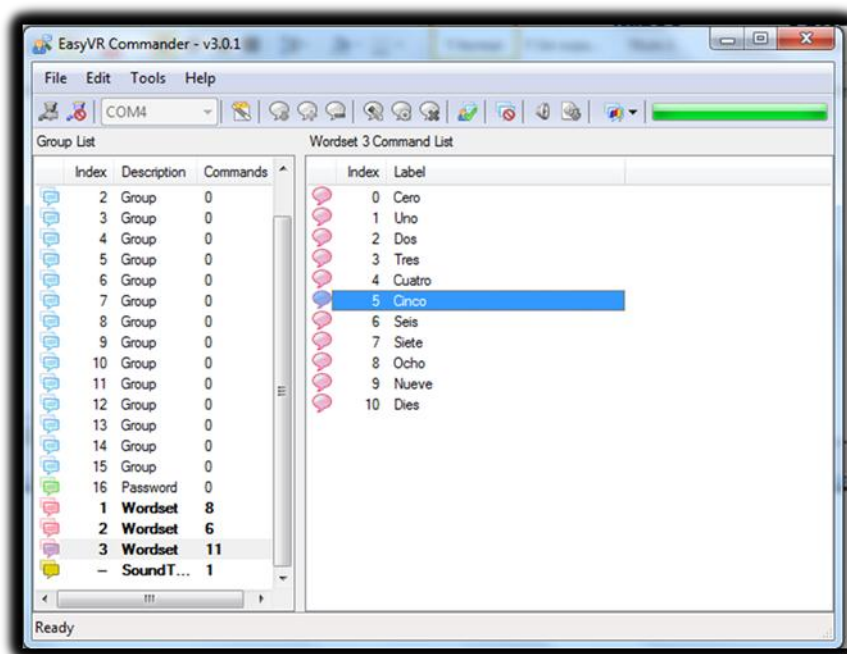


Figura 3: 86 Reconocimiento de una voz

En la figura 3.86 se muestra el resultado de reconocer una voz. En primer lugar en el área de grupos aparece resaltado el grupo Wordset 3 seleccionado, que tiene 11 voces, En el área de datos aparece resaltada en verde la etiqueta o comando correspondiente a la voz pronunciada, que ocupa la posición 5 del grupo seleccionado.

Una etiqueta o comando se asociará a una voz de forma que, cuando esta sea reconocida, el sistema responderá con ese comando asociado. En primer lugar se crea o edita una serie de comandos. Para ello se siguen los siguientes pasos:

1. se selecciona el grupo deseado
2. Mediante el botón “*Add command o insert Command*” se va añadiendo todas las etiquetas o comandos deseados.
3. se puede emplear los botones “*Remove Command o Rename command*” para borrar o renombrar una etiqueta o comando de la lista.
4. Se puede apreciar que a cada comando se le asigna un número que corresponde con la posición o índice de ese comando respecto al grupo en que se encuentra (Figura 3.87).
5. En el área de grupos, el grupo seleccionado, va representando el número de comandos que contiene según se va añadiendo.

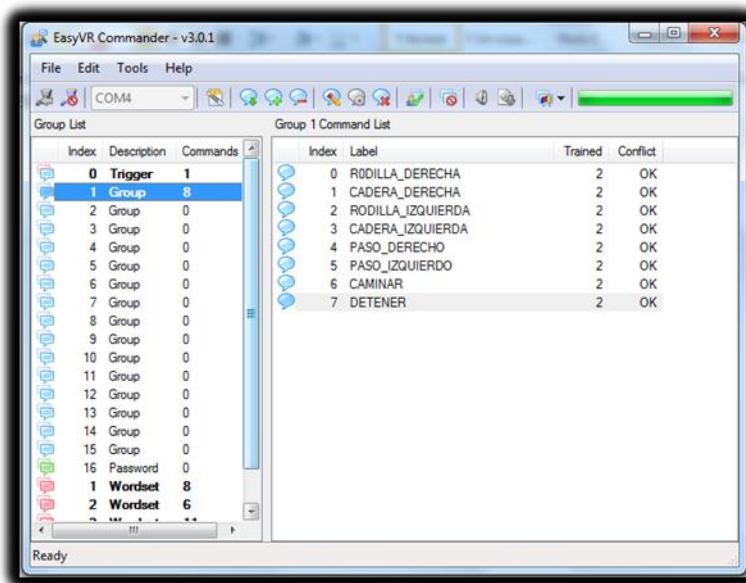


Figura 3: 87 Edición de comandos del grupo 1

El ciclo de enseñanza consiste en grabar las voces que se asociarán a los comandos editados anteriormente y que se usarán el reconocimiento. Para ello:

1. Seleccionar el grupo al que pertenece el comando al que queremos asociar una voz.
2. Seleccionar el comando propiamente dicho
3. Mediante el botón “Train Command” se inicia el ciclo de enseñanza.
4. Disponemos de un cierto tiempo para dictar la voz que queramos
5. Esa voz hay que dictarla por segunda vez para tener una mayor garantía en los posteriores reconocimientos.
6. Observamos que a la derecha del comando aparece un valor que expresa el número de veces que la voz ha sido enseñada, seguida de OK cuando se finaliza el ciclo.
7. Si rebasamos el tiempo o si la repetición de la voz por segunda vez no corresponde con la de la primera, aparecerá el correspondiente mensaje de error.
8. Repetimos el proceso con todos los comandos disponibles en todos los grupos.

Se debe mencionar que, aunque es frecuente que una voz coincida con su correspondiente comando, esto no tiene porqué ser necesariamente así. Hay una asociación entre voz y comando o etiqueta aunque sean diferentes. Por ejemplo a la etiqueta “Detener” le podemos asociar la voz “ALTO”. Durante el posterior, reconocimiento cuando dictemos la voz “ALTO”, el módulo nos responderá con la etiqueta asociada “Detener” y la posición que ocupa dentro del grupo.

3.4.2 CIRCUITOS

Desde siempre los humanos han creado maquinas que imitan lo que ya hay en la naturaleza, la forma, estructura o movimiento de los animales y personas. En el caso del exoesqueleto no es la excepción, la estructura es una imitación del esqueleto externo de algunos insectos, los motores hacen el trabajo de los músculos, los sensores son los sentidos del exoesqueleto. Para que el sistema funcione de forma adecuada requiere un cerebro conectado a sensores y actuadores, el cerebro procesa la información sensorial que está constantemente generándose desde los sensores del exoesqueleto y posteriormente envía señales a los actuadores. Si los circuitos eléctricos son incorrectos, el sistema no trabajará adecuadamente y el exoesqueleto no funcionará.

Los principales componentes electromecánicos que componen al exoesqueleto son las fuentes de alimentación eléctrica las que pueden ser baterías de polímero de iones de litio que son recargables, motores eléctricos que son alimentados con una diferencia de potencial de doce voltios, sensores que sirven como interruptores eléctricos, interruptores electromagnéticos que soportan corrientes hasta 10 amperes y módulos electrónicos para comando de voz.

La caja que contiene los circuitos que controlan el exoesqueleto esta diseñada de tal forma que se pueda desmontar fácilmente del exoesqueleto, además, tiene diferentes conectores en su perímetro que facilitan la alimentación y programación de los componentes (Figura 3.88).

En la parte superior de la caja hay un conector para el control alámbrico de 9 pines, un conector para programar el pic16f877A (Ver Anexo A), un conector para grabar los comandos de voz y un conector para micrófono. En la parte inferior de la caja hay dos conectores de 5 pines que alimentan los motores y 2 que reciben la información de los sensores que se encuentran en las extremidades del exoesqueleto. En la parte inferior en los extremos hay un conector para alimentación de motores 12 V, y un conector para alimentación de circuitos.

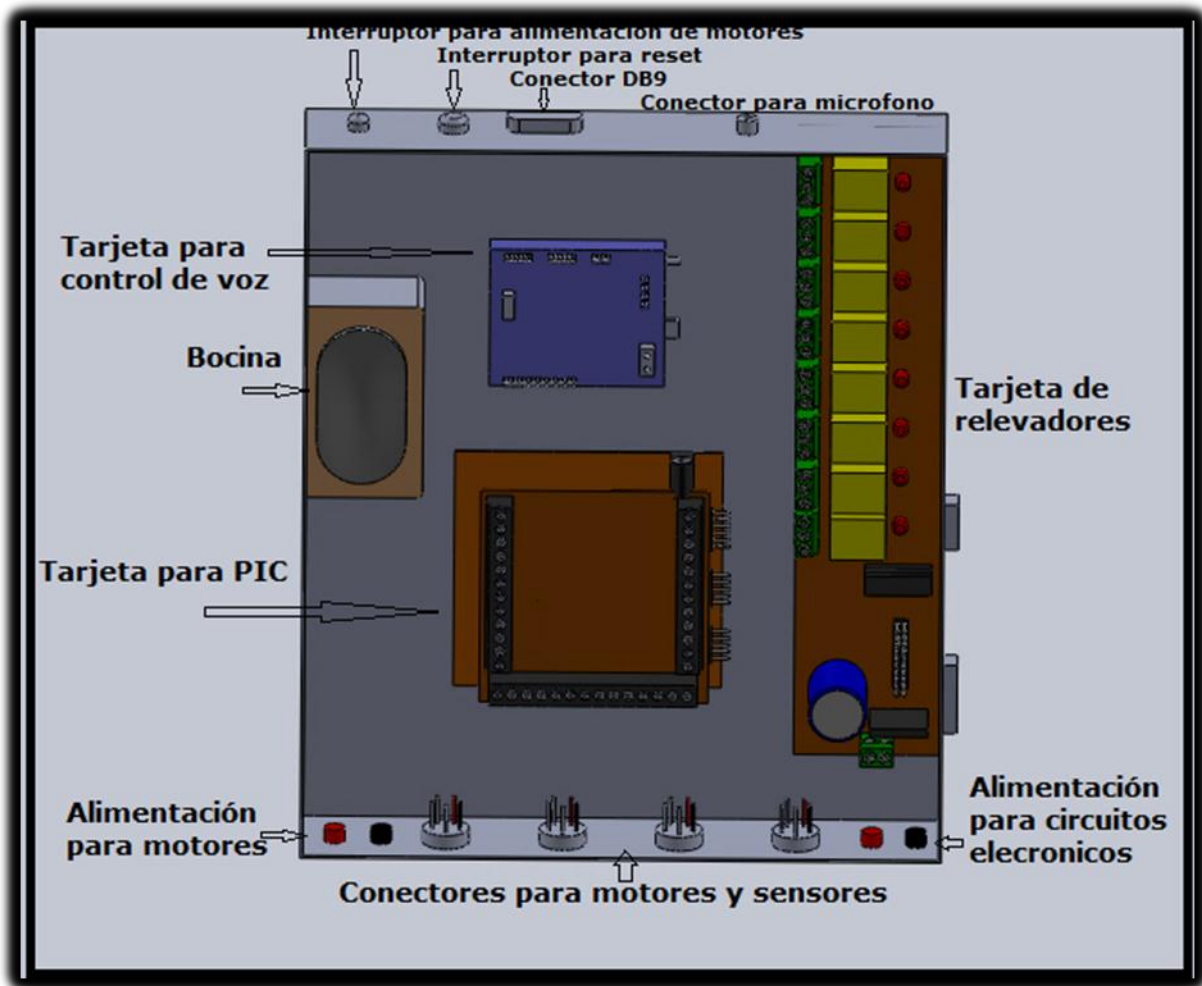


Figura 3: 88 Caja de circuitos

Los principales componentes en el interior de la caja de circuitos son: tarjeta de relevadores, tarjeta de reconocimiento de voz, tarjeta para conectar cables a los pines del circuito integrado, y bocina de 8 ohms.

Así que en el presente capítulo se describirá cada componente y la forma que están conectados entre si, para que en un futuro se pueda reproducir o mejorar por cualquier persona interesada en el proyecto.

3.4.2.1 Fuentes de alimentación

El exoesqueleto requiere para su funcionamiento dos fuentes de alimentación de corriente directa, una es para alimentar los motores a doce voltios y la otra es a 5 voltios para alimentar los circuitos de control. Las dos fuentes de alimentación deben ser independientes; ya que si estuvieran alimentados los circuitos electrónicos con la misma fuente, el alto consumo de corriente eléctrica por parte de los motores ocasiona alteraciones en la diferencia de potencial en la alimentación de los circuitos y esto ocasionaría un mal funcionamiento del sistema.

La fuente de alimentación de los motores consiste en baterías de 12v A 1.8 Amperes Ion-litio Polimero Recargable (Figura 3.89), modelo DC1298A y proporciona 9.8 A durante una hora. Eso quiere decir que la carga almacenada podría alcanzar para hacer funcionar el exoesqueleto por una hora, pero si se utiliza una batería para cada motor el exoesqueleto puede funcionar hasta cuatro horas. El precio de cada batería es de trescientos cuarenta pesos mexicanos.



Figura 3: 89 Batería para alimentar los motores

Sus Dimensiones son (13 cm x 6,5 cm x 2,5 cm) y su peso es de 249 g.

3.4.2.2 Tarjeta con un circuito ULN2803 y ocho relevadores alimentados a 12V.

La etapa de potencia consiste en una tarjeta (Figura 3.90) encargada de recibir pequeñas señales eléctricas de un PIC, las cuales se utilizan para controlar los relevadores encargados de alimentar los motores que usan corrientes grandes.

La tarjeta tiene como principal componente un circuito integrado (ULN2803), en su interior se encuentran 8 transistores **NPN** Darlington. Es un circuito integrado que sirve como interfaz entre las salidas de un PIC y dispositivos que necesiten una corriente más elevada para funcionar, que en este caso son los relevadores.

Los pines RB0 hasta el RB7 se conectarán a los pines del puerto B del PIC en ese orden.

Los LED son indicadores de que los relevadores se han accionado y por lo tanto los motores respectivos están en funcionamiento.

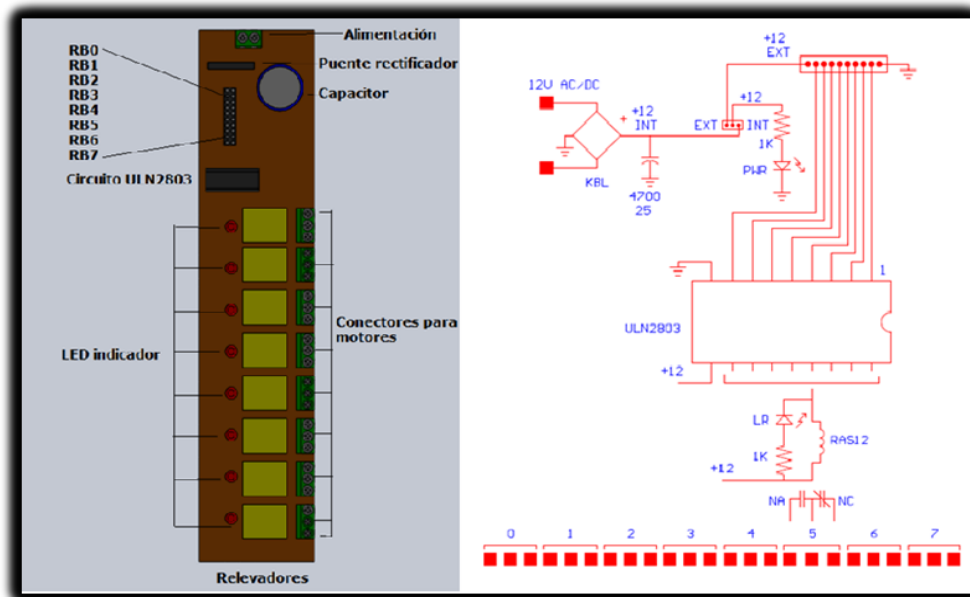


Figura 3: 90 Tarjeta de relevadores

Los motores eléctricos están conectados a los relevadores que son alimentados con negativo y positivo de la batería y al ser accionados cierran el circuito eléctrico que alimenta los motores (Figura 3.91).

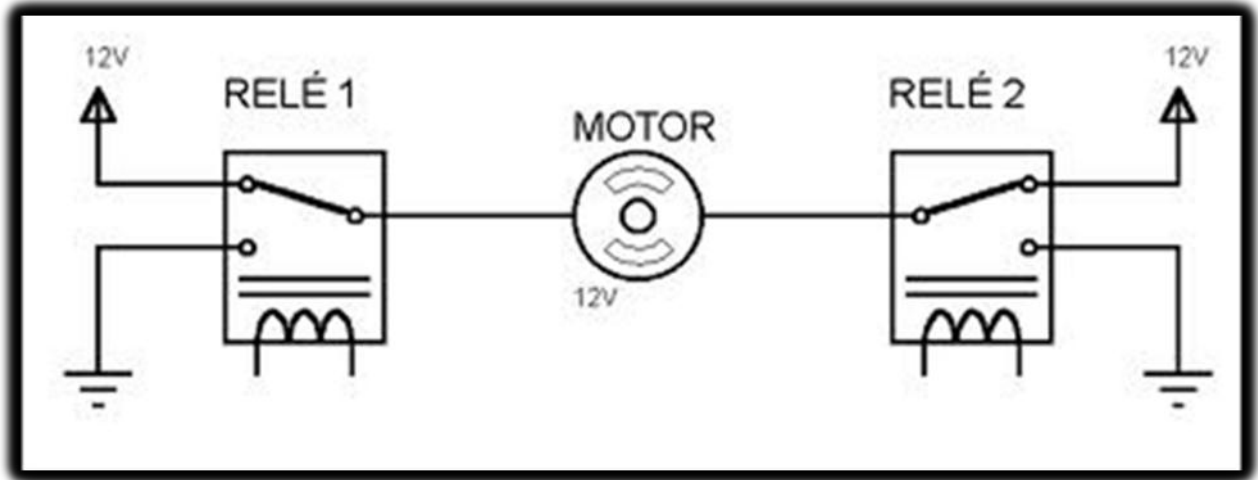


Figura 3: 91 Circuito de relevadores y motores

3.4.2.3 Circuito integrado programable

En el caso del exoesqueleto el cerebro es un microcontrolador pic16f877A. En su memoria solo reside un programa destinado a gobernar una aplicación determinada, sus líneas de entradas y salidas (I/O) permiten la conexión de los sensores, relevadores y motores. Una vez programado y configurado el microcontrolador solamente sirve para gobernar las articulaciones.

El PIC16F877 (Figura 3.92) es un microcontrolador con memoria de programa tipo FLASH, lo que permite reprogramarlo nuevamente sin ser borrado con anterioridad. El encapsulado más común para este microcontrolador es el de 40 pines, para el dispositivo tipo industrial que puede trabajar hasta a 20 MHz.

Los pines de entrada/salida de este microcontrolador están organizados en cinco puertos el puerto A con 6 líneas, el puerto B con 8 líneas, el puerto C con 8 líneas, el puerto D con 8 líneas y el puerto E con 3 líneas. Cada pin de esos puertos se puede configurar como entrada o como salida independiente.

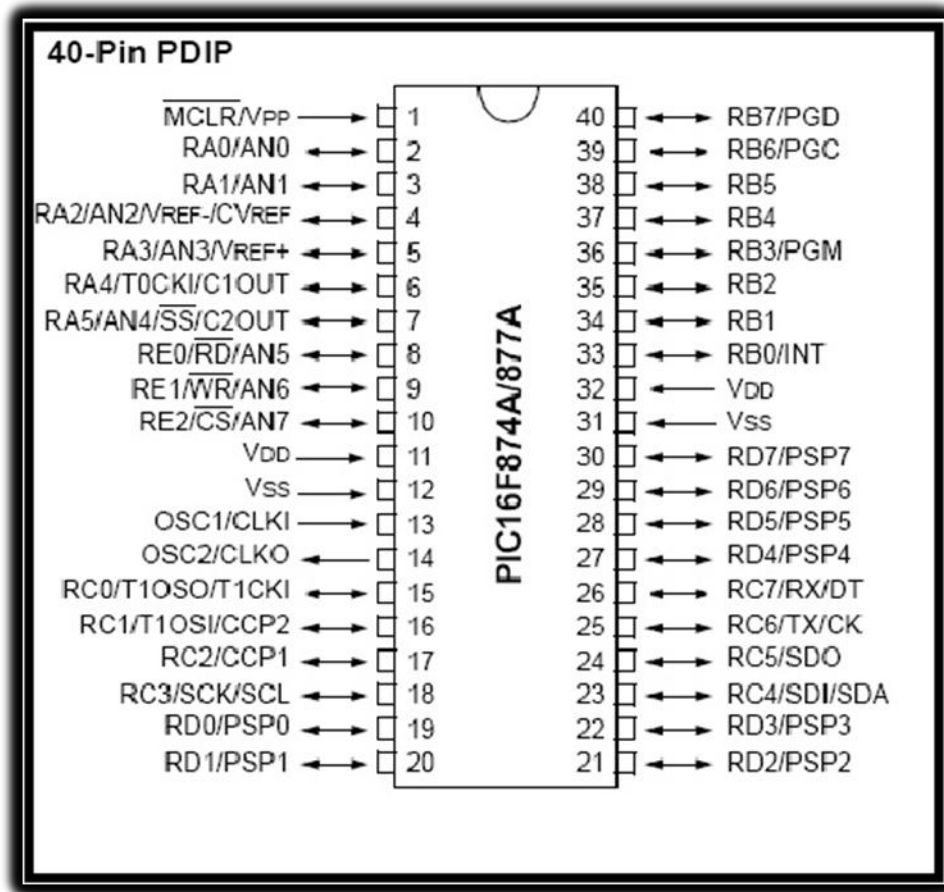


Figura 3: 92 PIC16F877A

3.4.2.4 Descripción de los pines y puertos del Circuito integrado programable (MCLR / Vpp):

Es un pin de múltiples aplicaciones, es la entrada del Reset (master clear) si está a nivel bajo y también es la habilitación de la tensión de programación cuando se está programando el dispositivo. Cuando su tensión es la de VDD el PIC funciona normalmente.

EL PIC16F877 posee internamente un circuito temporizador conectado al pin de reset que funciona cuando se da alimentación al micro, se puede entonces conectar el pin de MCLR a la fuente de alimentación (Figura 3.93). Esto hace que al encender el sistema el microcontrolador quede en estado de reset por un tiempo

mientras se estabilizan todas las señales del circuito, Además de que puede servir por si el micro en algún momento no responde.

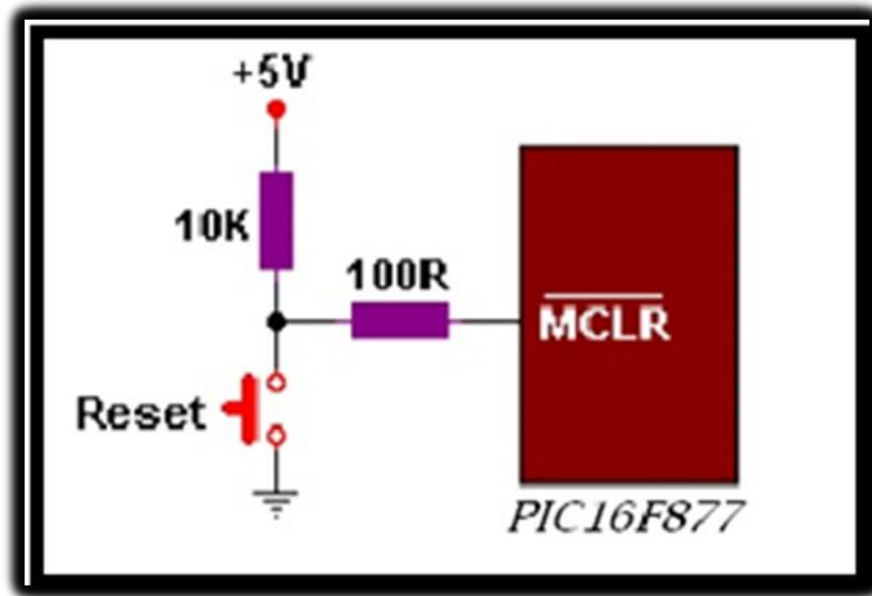


Figura 3: 93 Conexión del interruptor para resetear

(VSS y VDD):

Son respectivamente las pines de masa y alimentación. La tensión de alimentación del PIC es de 5 V.

(OSC1/CLKIN y OSC2/CLKOUT):

Corresponden a los pines de la entrada externa de reloj y salida de oscilador a cristal respectivamente. Todo microcontrolador requiere un circuito externo que le indique la velocidad a la que debe trabajar. Este circuito, que se conoce como oscilador o reloj, es muy simple pero de vital importancia para el buen funcionamiento del sistema. El oscilador externo es un circuito externo que le indica al micro la velocidad a la que debe trabajar. El PIC16F877A utiliza un oscilador de Cristal de 20MHz. Internamente esta frecuencia es dividida por cuatro, lo que hace que la frecuencia efectiva de trabajo sea de 5 MHz, por lo que cada instrucción se ejecuta en 0.2 microsegundos. El cristal debe ir acompañado

de dos condensadores y el modo de conexión se indica en la Figura 3.94 En el momento de programar o “quemar” el microcontrolador se debe especificar que tipo de oscilador se usa.

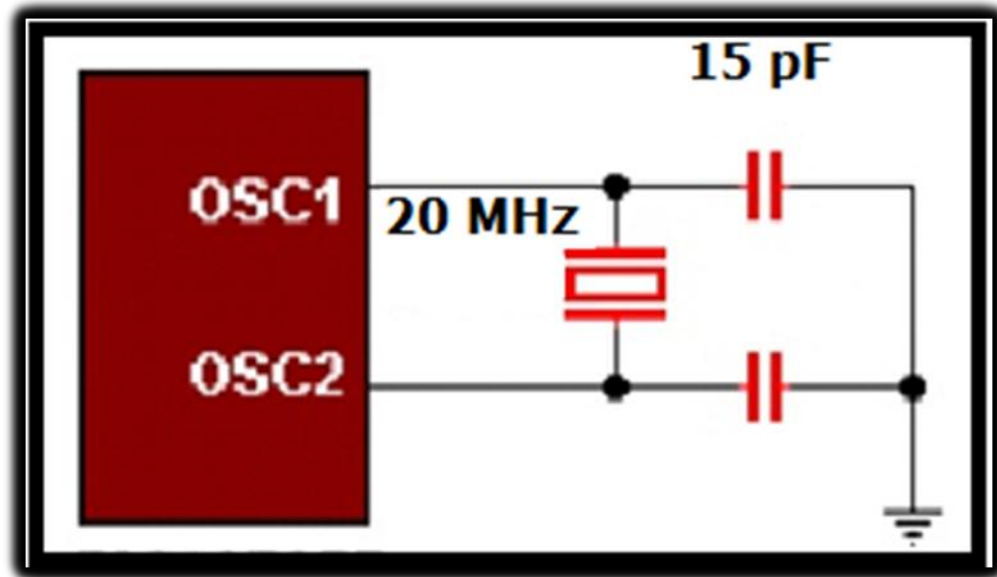


Figura 3: 94 Oscilador para el PIC

Puertos

Los pines de entrada/salida de este microcontrolador están organizados en cinco puertos, el puerto A con 6 líneas, el puerto B con 8 líneas, el puerto C con 8 líneas, el puerto D con 8 líneas y el puerto E con 3 líneas. Cada pin de esos puertos se puede configurar como entrada o como salida independiente. Dichos pines del microcontrolador también pueden cumplir otras funciones especiales, siempre y cuando se configuren para ello.

Tabla 3.7 de la aplicación de cada Pin o patilla del microcontrolador.

Puerto	Nombre del Pin	Número del pin	Aplicación
A	RA0	2	Interruptor de rodilla derecha

CONTROL DEL EXOESQUELETO, CIRCUITOS Y PROGRAMACIÓN

	RA1	3	Interruptor cadera derecha
	RA2	4	Interruptor rodilla izquierda
	RA3	5	Interruptor cadera derecha
	RA4	6	Interruptor paso derecho
	RA5	7	Interruptor paso izquierdo
B	RB0	33	Motor de rodilla derecha
	RB1	34	Motor de cadera derecha
	RB2	35	Motor de rodilla izquierda
	RB3	36	Motor de cadera izquierda
	RB4	37	
	RB5	38	
	RB6	39	
	RB7	40	
C	RC0	15	Control de voz para mover rodilla derecha
	RC1	16	Control de voz para mover cadera derecha
	RC2	17	Control de voz para mover rodilla izquierda
	RC3	18	Control de voz para mover cadera izquierda
	RC4	23	Control de voz para dar paso derecho
	RC5	24	Control de voz para dar paso izquierdo
	RC6	25	Control de voz para marcha continua
	RC7	26	Control de voz para detener cualquier movimiento por comando de voz

D	RD0	19	Sensor de rodilla izquierda en extensión
	RD1	20	Sensor de rodilla izquierda en flexión
	RD2	21	Sensor de cadera izquierda en extensión
	RD3	22	Sensor de cadera izquierda en flexión
	RD4	27	Sensor de rodilla izquierda extensión
	RD5	28	Sensor de rodilla izquierda en flexión
	RD6	29	Sensor de cadera izquierda en extensión
	RD7	30	Sensor de cadera izquierda en flexión
E	RE0	8	Interruptor para marcha continua
	RE1	9	Interruptor para detener cualquier movimiento en forma manual
	RE2	10	

3.4.2.4 Tarjetas para acoplar el circuito integrado programable

La tarjeta (Figura 3.95) tiene 40 conectores hembra para acoplar el circuito integrado programable, en uno de sus extremos hay un conector para su alimentación y en el otro extremo hay cinco conectores para grabar el PIC. Además, la tarjeta cuenta con un circuito electrónico que mantiene constante el voltaje a cinco voltios. Igualmente la tarjeta tiene conectores hembra que sirven para conectar los sensores o el circuito integrado ULN2803 para el control de relevadores.

El uso de una tarjeta con estas características ayuda a prolongar la vida del PIC, ya que se puede grabar sin estarlo desmontando de la tarjeta y así se evitan daños a las patitas. Por otro lado el circuito regulador siempre alimentará al PIC de forma correcta y con el voltaje adecuado.

el registro del puerto un cero lógico. Y un uno cuando se suelte y la entrada estén a 5 voltios. Si no estuviera la resistencia, la entrada quedaría sin un potencial prefijado cuando el interruptor no fuera accionado, ni cero voltios ni 5, quedaría la entrada flotante.

Los puertos A, D y E están configurados como entradas y los puertos B y C como salidas; así que es necesario conectar resistencias eléctricas en entre sensores y el PIC de los puertos A, D, y E. Para ello se diseñó una tarjeta (Figura 10.10) con conectores, resistencias y pines para acoplarse a la tarjeta de la figura 3.96.

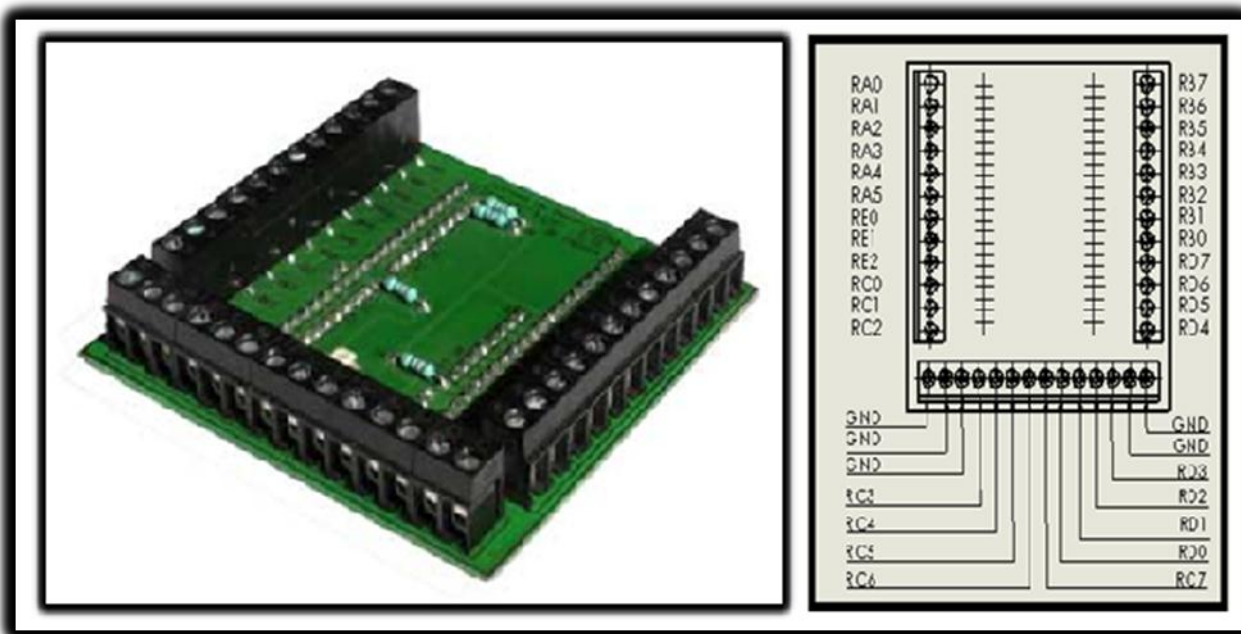


Figura 3: 97 Tarjeta con resistencias y conectores con tornillos

Los interruptores del control manual están alimentados en uno de sus extremos por un cable de masa (GND) que sale de un conector de la misma tarjeta (Figura 3.97) al oprimirse un interruptor se pone en cero el pin correspondiente del PIC y pone en alto una salida que va a los relevadores.

Los sensores tienen conexiones similares al control manual, uno de los extremos de cada sensor es alimentado por la masa de la tarjeta, al accionarse el sensor uno de los pines del PIC se pone en cero y ocasiona que se ponga en alto

una salida que va a la tarjeta del control de voz, ocasionando que se accione una articulación.

Los conectores que van a los relevadores y a la tarjeta de control de voz están configurados como salidas y solamente emiten una pequeña corriente a 5 voltios cuando están en alto y cuando están en bajo no fluye corriente.

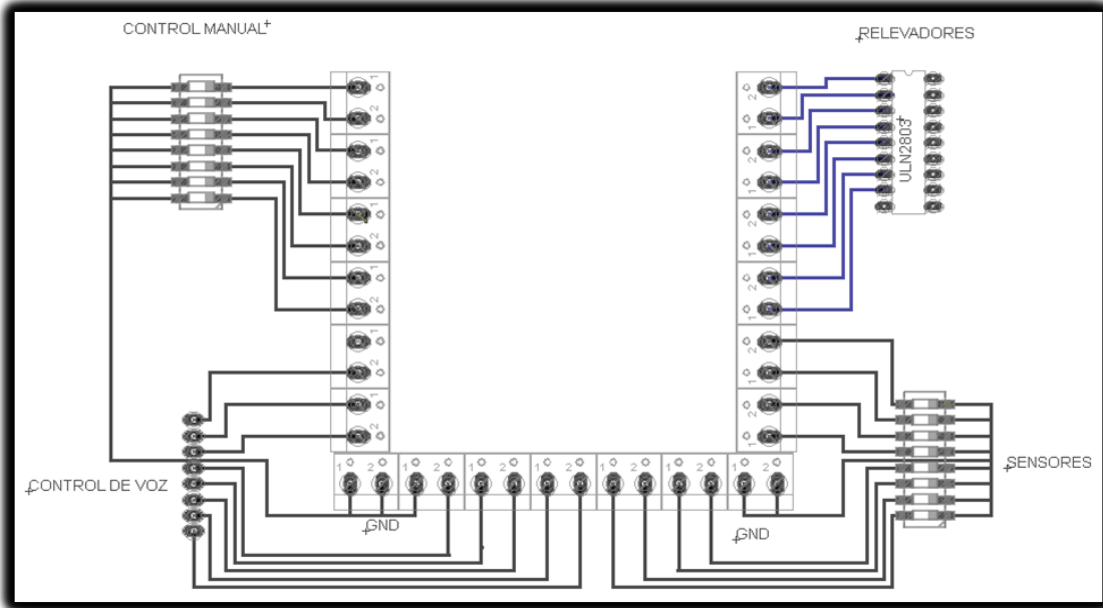


Figura 3: 98 Diagrama de conexiones

3.4.2.5 Control de velocidad de los motores

La variación de la velocidad de las articulaciones con respecto al ángulo de giro depende totalmente del mecanismo de las barras acopladas; pero sin embargo es indispensable controlar la velocidad de los motores para que se pueda controlar el número de pasos por minuto.

Hay varias formas de controlar la velocidad de motores de corriente continua; pero después de hacer un estudio se encontró que lo más adecuado y económico es controlar los motores mediante un circuito de modulación de ancho de pulso (PWM) el cual consiste en producir un pulso rectangular con un ciclo de trabajo determinado, este ciclo de trabajo puede variar de 0 a 100%. En la Figura 3.98 se muestra un pulso con un ciclo de trabajo del 50%, es decir $T_{on}/T = 0.5$.

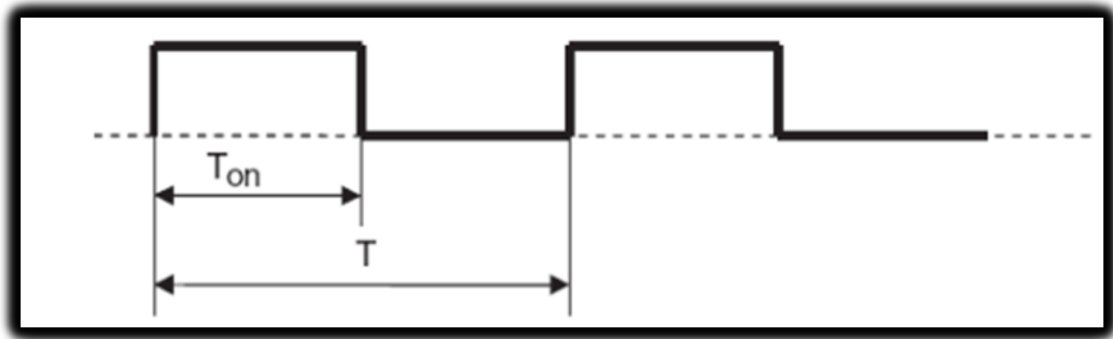


Figura 3: 99 Modulación de ancho de pulso

Un ciclo de trabajo del 0% significa que la señal siempre está nivel bajo; y un ciclo de trabajo del 100% significa la señal siempre en nivel alto, el número de casos intermedios posibles es un número finito llamado resolución del PWM y se expresa como $\text{Log}_2(\text{número de casos})$. Por ejemplo si puede haber 256 ciclos de trabajo posibles se dice que el PWM tiene una resolución de 8 bits.

Al realizar los diferentes prototipos de exoesqueletos se hicieron varios circuitos que cumplieran con la función de controlar la velocidad. El principal problema que se encontró es que es relativamente muy tardado hacer los circuitos; por que se decidió buscar si había controladores de motores a bajo costo y que cumplieran con las características que se requieren.

Se encontraron varias opciones que cumplieran con el voltaje de trabajo y la corriente que tenían que soportar. El circuito (Figura 3.99) es el más económico y funcional que se encontró, es un controlador de motores que tienen las siguientes características.

- Voltaje: DC 12V - DC 40V
- Potencia: 0.01 - 400W
- Frecuencia PWM: 13 KHz.
- Medidas: 7cm x 6cm x 2.5cm



Figura 3: 100 Control de velocidad de motores

CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS

Después de tres años de investigación y varios prototipos de exoesqueletos se obtuvo un exoesqueleto con articulaciones de cadera, rodilla, y tobillo; orientado a la ayuda de personas parapléjicas (figura 4.1)



Figura 4: 1 Prototipo de exoesqueleto

En la figura 4.1 se muestra la vista posterior y frontal del exoesqueleto. En la parte superior se observa el micrófono con el cual el exoesqueleto es controlado por comandos de voz, del lado derecho de la imagen a la altura de la mano se encuentra el control alámbrico que por medio de siete interruptores normalmente abiertos se controla las diferentes articulaciones del exoesqueleto y la marcha continua.

El arnés que sujeta al usuario consiste en dos correas con hebillas que pasan sobre los hombros cruzando el torso y una faja que abraza la cintura de la persona que es soportada, correas y faja están sujetas a una estructura de aluminio la cual tiene la curvatura adecuada al dorso.

Los muslos y piernas del usuario del exoesqueleto son sujetados mediante soportes semirrígidos acolchonados para evitar daños ocasionados por los continuos cambios de velocidad y dirección.

La vista posterior de la figura 4.1 se aprecia en la espalda la caja que contiene los circuitos electrónicos y fuentes de alimentación, los motores que mueven las articulaciones de cadera están cerca de la cintura del usuario; los motores que mueven las articulaciones de la rodilla se localizan en los muslos del exoesqueleto, esto es para concentrar la mayor cantidad de peso cerca de las articulaciones superiores y con esto disminuir el torque requerido por los motores para mover las extremidades.

El calzado utilizado es de uso comercial y el tamaño será de acuerdo al usuario; lo único que hay que hacer es dos perforaciones para que entren dos tornillos que sirven para acoplarse al exoesqueleto.

El ancho del exoesqueleto se ajusta mediante el uso de varillas roscadas que se encuentran en la espalda a la altura de la cintura; el ajuste se realiza girando una serie de tuercas y contratuercas. Las estructuras de las extremidades del exoesqueleto tienen una serie de barrenos que permiten variar la longitud de las extremidades.

4.1 ANÁLISIS DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

Para el análisis de la marcha en el plano sagital, se video grabo al exoesqueleto montado en un maniquí emulando caminar, ya teniendo los videos se procedió al análisis. De forma similar que en el análisis de la marcha humana se estructuro de la siguiente forma

Tabla 4.1: Marcha en el plano sagital

Plano	Fase	Intervalos	Articulación
Sagital	Apoyo	Aceptación del peso	Rodilla, cadera
		Apoyo medio	Rodilla, cadera
		Despegue	Rodilla, cadera
	Balanceo	Aceleración	Rodilla, cadera
		Balanceo medio	Rodilla, cadera
		Desaceleración	Rodilla, cadera

4.1.1 INICIO DEL PROCESO DE LA MARCHA

Al inicio el exoesqueleto esta parado con el tronco recto y con los muslos en posición vertical, las rodillas están ligeramente flexionadas formando un ángulo de 7 grados con respecto a la vertical, el peso del exoesqueleto se encuentra repartido en los dos zapatos como se muestra en la figura 4.2

En ese momento se puede iniciar el proceso de la marcha dando paso por paso, o marcha continua. La orden se puede dar utilizando comandos de voz o el utilizando el control alámbrico formado por interruptores normalmente abiertos.



Figura 4: 2 Posición al iniciar el proceso de la marcha

Al dar la orden de iniciar el movimiento, el peso del cuerpo se tiene que desplazar al pie izquierdo para liberar el zapato derecho del piso y poder iniciar el movimiento de las articulaciones de cadera izquierda, cadera derecha y rodilla derecha. La cadera izquierda se va a flexionar sin mover del suelo el pie izquierdo, la cadera derecha se extenderá al mismo tiempo que la rodilla del mismo lado se flexionará y posteriormente se extenderá.

4.1.2 ACEPTACIÓN DEL PESO EN EL PLANO SAGITAL

Esta fase se puede describir como un sistema de balanceo en el que hay un contacto inicial del talón con el piso, el cuerpo debe mantener el equilibrio mientras se eleva y se lanza hacia adelante. Esta fase inicia con la aceptación gradual del peso de la persona y termina cuando la planta del pie está en contacto con el piso y el peso se encuentra distribuido una vez más en las dos extremidades (Figura 4.3).

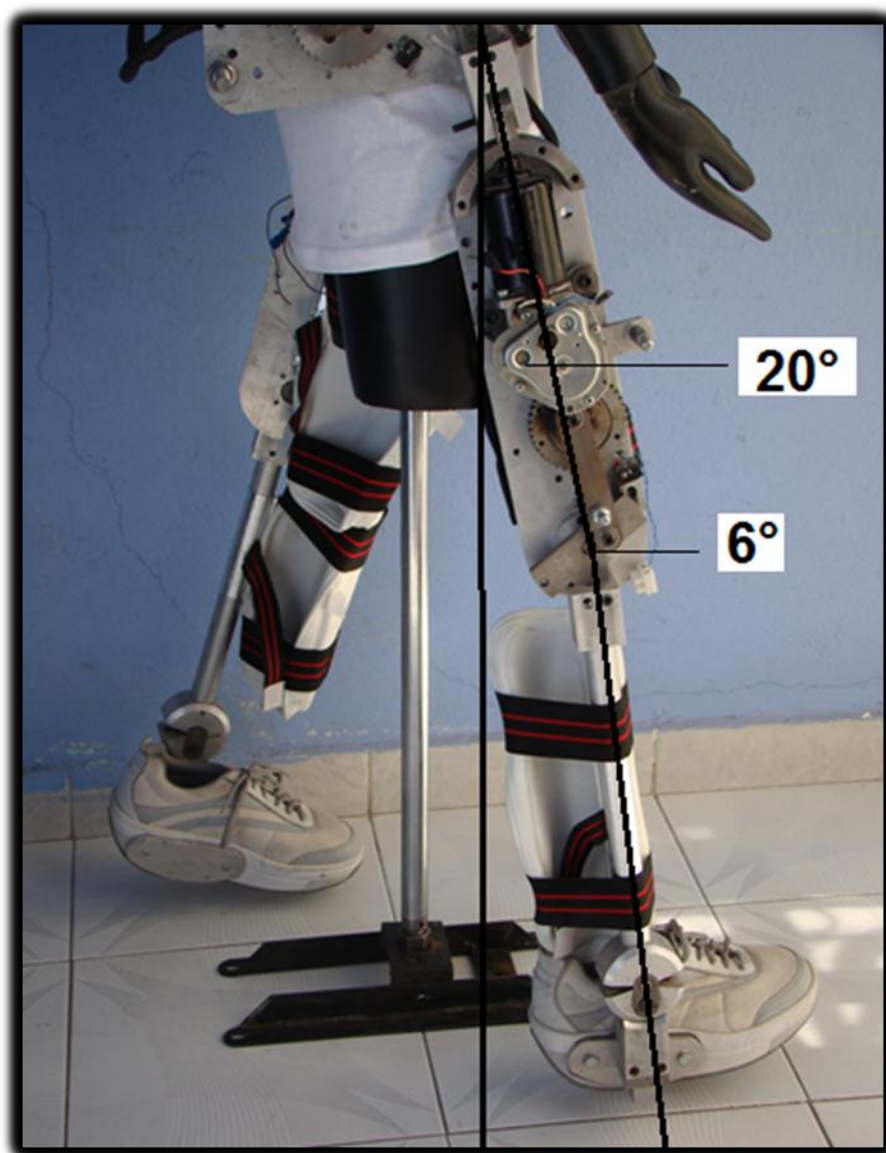


Figura 4: 3 Aceptación del peso.

Al inicio de la fase de aceptación del peso los sensores de cadera izquierda, cadera derecha y rodilla derecha se activaron e hicieron que por unos segundos se detuvieran los motores. La fase inicia con el talón en contacto con el piso, se trazaron diferentes líneas a lo largo de los miembros uniendo las articulaciones y se midió los ángulos entre líneas. Haciendo el análisis se observa que la rodilla esta flexionada 6 grados. Después del inicio de la fase de aceptación del peso, la articulación empieza a flexionar hasta que la planta del pie está casi plana en el suelo, el ángulo de flexión de la pierna con respecto al muslo fue de 10 grados.

Por ultimo en esta fase, se analiza el movimiento de la cadera y se encuentra que inicialmente está aproximadamente a 20 grados de flexión, es decir el muslo esta adelantado 20 grados con respecto al plano frontal. Posteriormente la articulación de la cadera empieza a disminuir el ángulo hasta llegar a 14 grados.

4.1.3 APOYO MEDIO EN EL PLANO SAGITAL.

Después de la aceptación del peso inicia la fase de apoyo medio. La pierna de la extremidad izquierda se flexiona mientras que rebasa a la extremidad derecha, que es la de referencia en el análisis (Figura 4.4 A)

La articulación de la rodilla está en 10.2 grados de flexión cuando inicia la fase de apoyo y después se mueve hacia la extensión y finalmente la rodilla llega a 3 grados en el final de la etapa (Figura 4.4 B).

Desde una posición de 13 grados en flexión al inicio de la fase de apoyo medio la cadera derecha continúa moviéndose pasando por la vertical y llegando a 10 grados de extensión, con lo cual finaliza la fase de apoyo medio.

Una forma de determinar que la fase de apoyo medio ha finalizado es porque el sensor de cadera izquierda en flexión, sensor de cadera derecha de extensión y sensor de rodilla izquierda de extensión se han activado y enviaron una señal eléctrica al micro controlador para que detenga una vez más los motores por unos segundos.

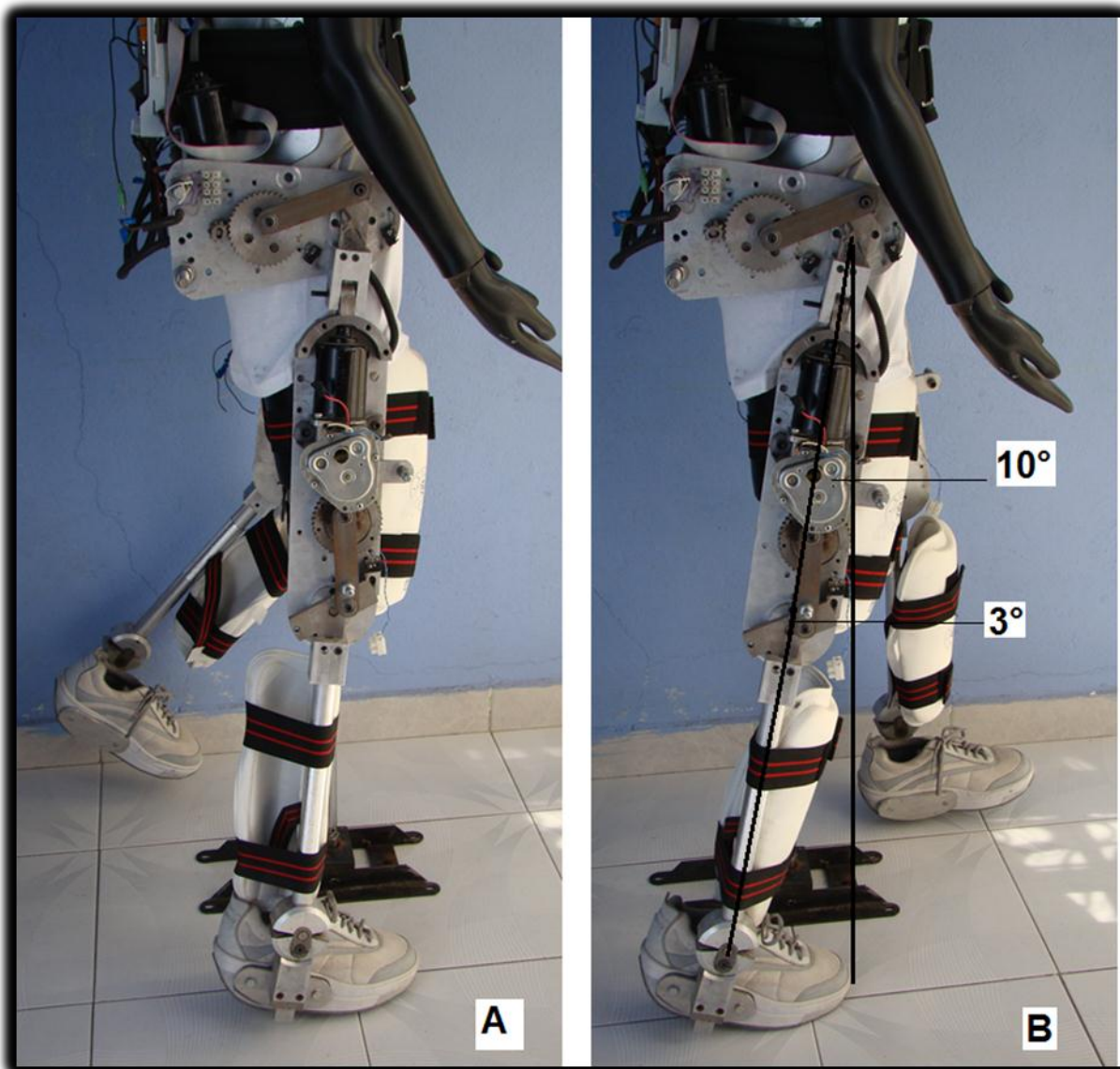


Figura 4: 4 Apoyo medio.

4.1.4 DESPEGUE EN EL PLANO SAGITAL

En esta fase (Figura 4.5) el talón empieza a despegarse, la rodilla inicia casi en extensión total, a 3° grados en flexión, se mueve rápidamente y alcanza los 47° grados de flexión, por lo que en esta etapa se mueve casi 44 grados.

La cadera inicia la etapa con 10 grados de extensión, se mueve relativamente lenta en comparación con la pierna y finaliza con un ángulo 6° en extensión.

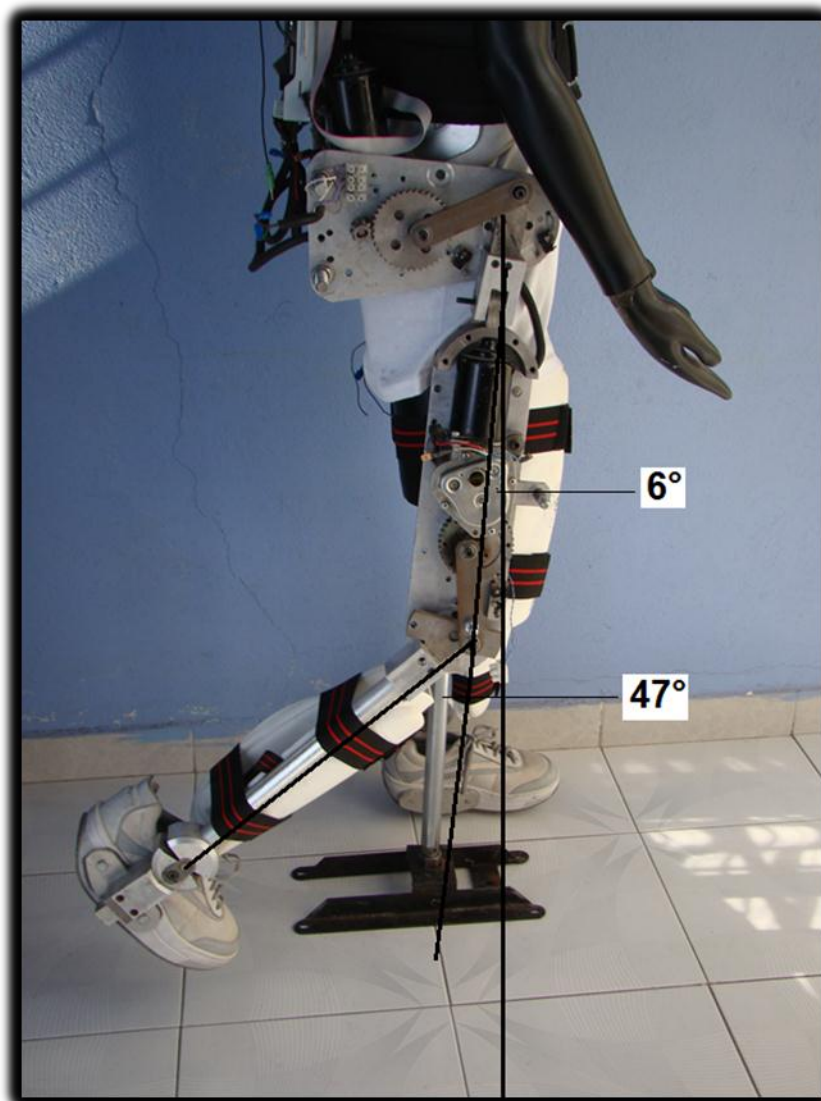


Figura 4: 5 Despegue.

4.1.5 ACELERACIÓN EN EL PLANO SAGITAL.

La fase de aceleración (figura 4.6) La pierna inicia con un ángulo de flexión de 47 grados con respecto al muslo y termina con un ángulo de 56 grados; es el máximo ángulo que alcanza la articulación de la rodilla en flexión en la marcha.

La cadera sigue una trayectoria lenta, hace que el muslo pase de una posición de extensión a una de flexión; el movimiento es de 17 grados, por lo que al final de la fase alcanza los once grados con respecto a la vertical.

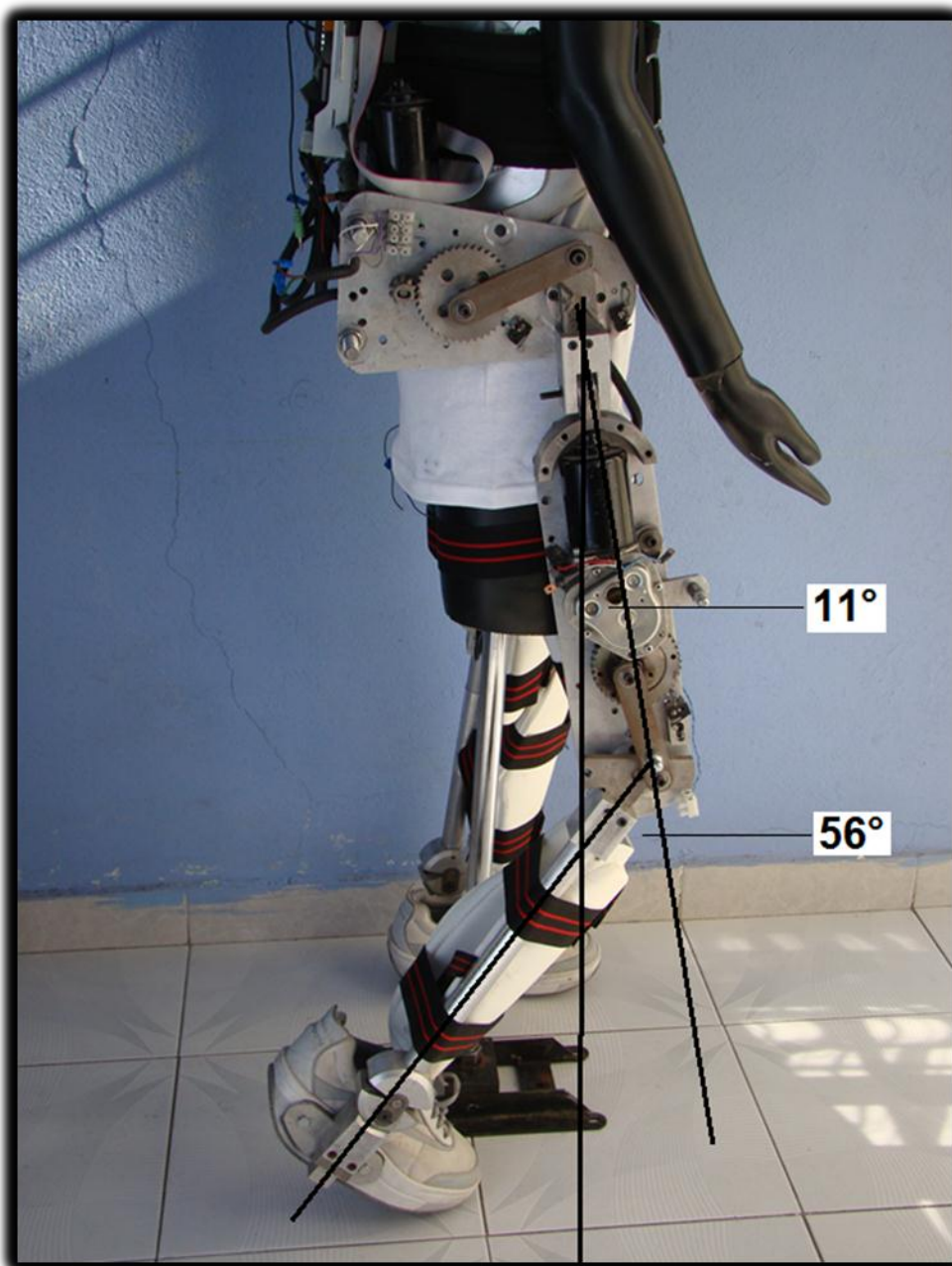


Figura 4: 6 Aceleración

4.1.6 BALANCEO MEDIO EN EL PLANO SAGITAL.

El balaceo medio (Figura 4.7) inicia cuando la rodilla esta a su máxima flexión y empieza a estirarse, el pie ha librado el principal obstáculo que es el piso para no tropezar. El muslo de referencia rebasa a la extremidad contraria que esta en la fase de apoyo.

PRUEBAS Y RESULTADOS

La rodilla comienza con un ángulo de 56 grados en flexión, comienza a extenderse y termina con 47 grados.

La cadera inicia con 11 grados de flexión, continua flexionándose y llega a los 23 grados.

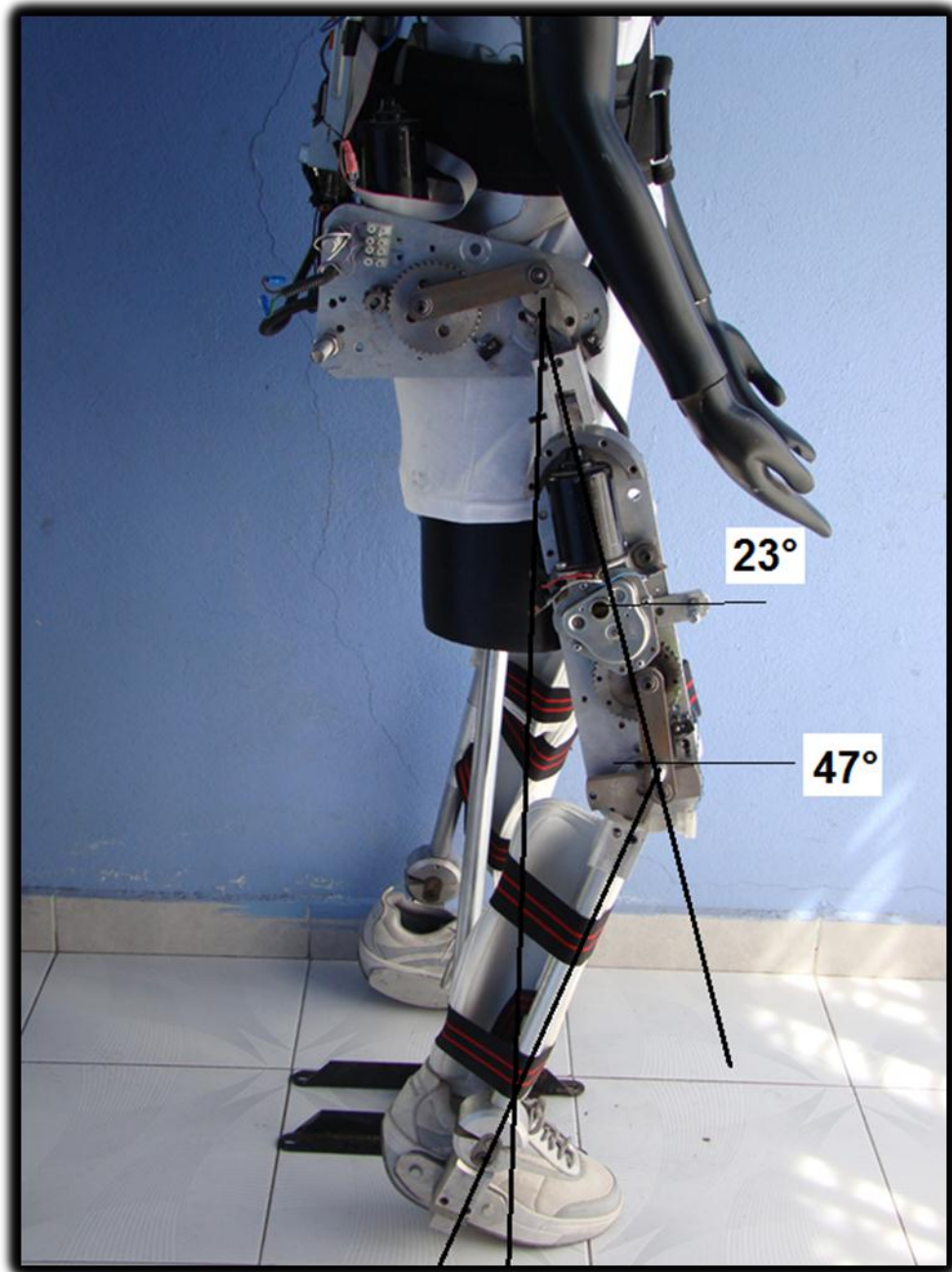


FIGURA 4: 7 BALANCEO MEDIO.

4.1.7 DESACELERACIÓN.

La pierna pasa de 47 grados de flexión a una posición de extensión, 6 grados antes de quedar casi alineada con el muslo (Figura 4.8).

La cadera en esta fase empieza su regreso después de haber alcanzado la máxima flexión, inicia con 23 grados y termina con 20; con lo que ha terminado un ciclo de marcha.

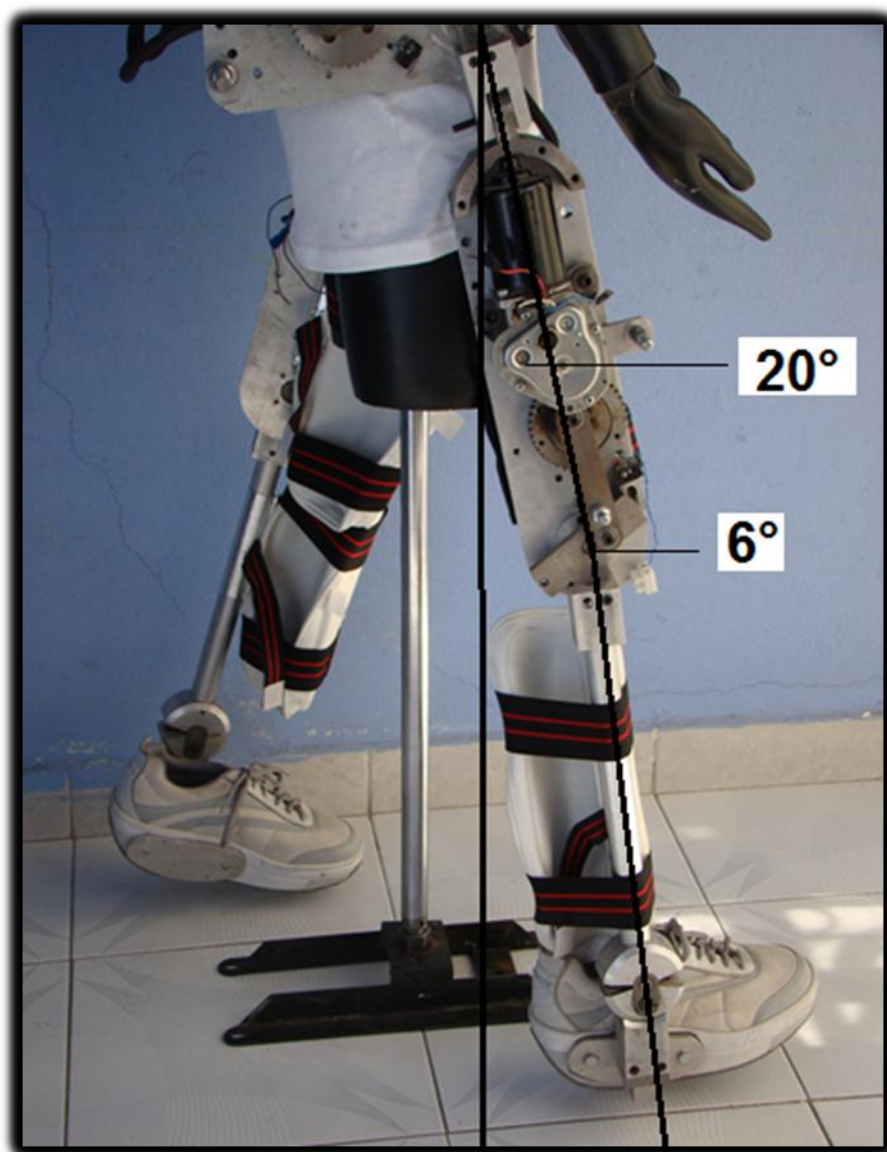


Figura 4: 8 Desaceleración.

Después de hacer el análisis del proceso de la marcha del exoesqueleto se compararon los ángulos con los resultados obtenidos en el análisis de la marcha de una persona al caminar y se determinó que son muy similares.

4.2 ANÁLISIS DE LA TRAYECTORIA DE LAS ARTICULACIONES DEL EXOESQUELETO

En el análisis anterior solamente se examinaron algunas imágenes de las diferentes fases de la marcha, por lo que es necesario hacer un estudio de toda la trayectoria que siguen las articulaciones de cadera y rodilla; para ello se utilizará un sensor de rotación montado en el exoesqueleto.

Para iniciar el análisis del movimiento de la articulación de cadera, se acoplo un extremo del dispositivo al tronco del exoesqueleto y el otro a la parte que sostiene el muslo de la persona, la conexión entre sensor y computadora fue en forma alámbrica. Se accionó la articulación por dos ciclos equivalentes a 5.5 segundos de marcha, el rango del eje vertical se ajustó de menos veinte grados a treinta grados (Figura 4.9).

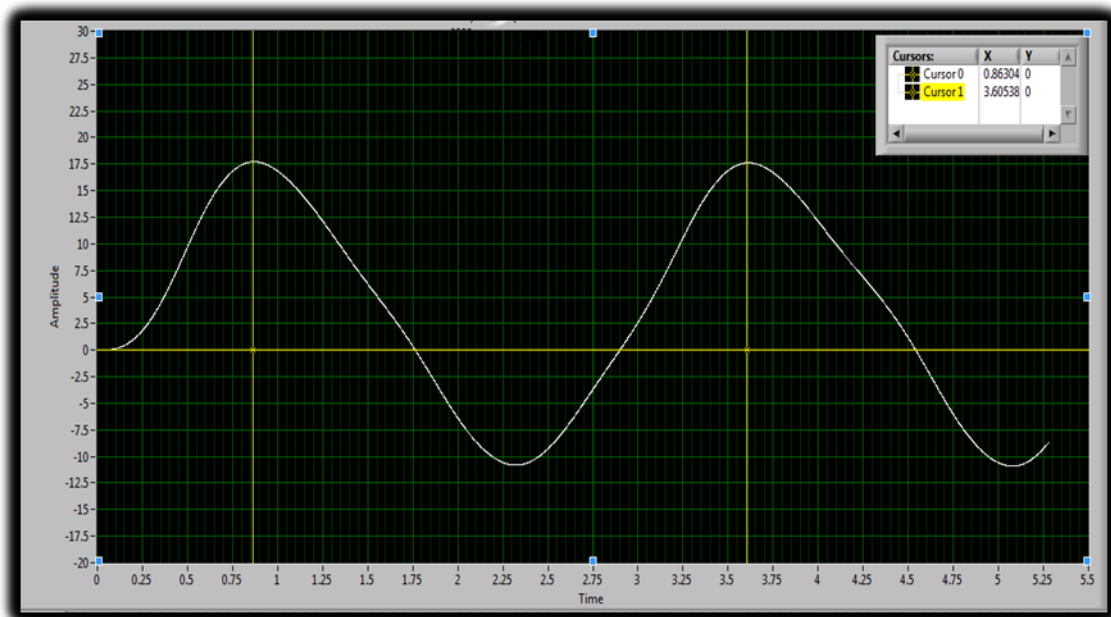


Figura 4: 9 Trayectoria de la articulación de cadera del exoesqueleto

El eje vertical está graduado en grados y el eje horizontal en segundos, Las líneas verticales indican el inicio y fin de un ciclo.

PRUEBAS Y RESULTADOS

En la gráfica de cadera (Figura 4.9) se observa que el ángulo máximo de extensión de la cadera es de -10 grados y el de flexión es de 17.5 grados. Ángulos muy similares obtenidos anteriormente con el análisis de videos. El periodo es de 2.74 segundos, que corresponde a una marcha lenta.

En la figura 4.9 hay dos líneas verticales que indican el inicio y fin de ciclo del movimiento de cadera, inician cuando el talón hace contacto con el piso. Se observan dos trayectorias bien diferenciadas: extensión progresiva durante la fase de apoyo y un poco antes de llegar al 60 por ciento del ciclo de la marcha, el sentido del movimiento cambia e inicia la fase de balanceo iniciando la flexión de la cadera.

En el caso del análisis de la articulación de rodilla, se acopló una regla del dispositivo al muslo del exoesqueleto y la otra regla a la pierna, la gráfica de la rodilla se obtuvo de forma similar a la de la cadera, se graficaron tres ciclos y se muestran en la figura 4.10

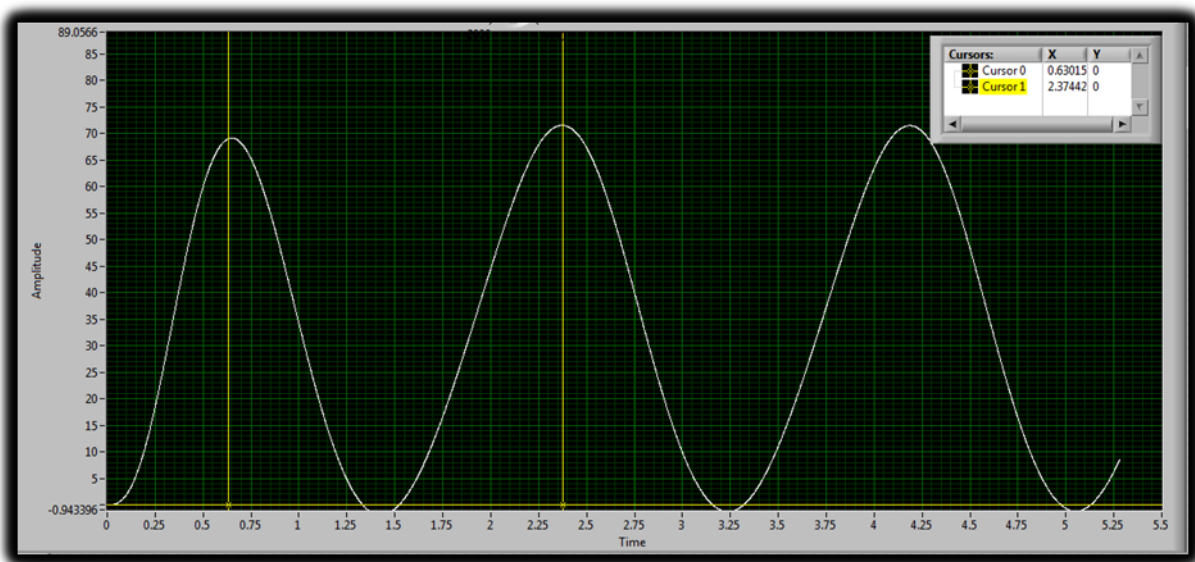


Figura 4: 10 Articulación de cadera del exoesqueleto

El eje vertical correspondiente al desplazamiento angular se le asignó un rango constante de cero a noventa grados. Las dos líneas verticales muestran el inicio y final de un ciclo. En el inicio de la gráfica se muestra cuando la rodilla se

empieza a flexionar para iniciar la fase de balanceo, la pierna en la fase de balanceo continúa la flexión aumentando la velocidad angular hasta alcanzar la flexión máxima de sesenta y siete grados, en ese momento el pie ha librado el piso y por acción de la fuerza de gravedad la articulación de la rodilla empieza a extenderse iniciando la pierna y el pie el descenso. El proceso del movimiento de la articulación de rodilla termina en instante del tiempo igual a 2.74 segundos, por lo que el proceso dura 1.37 segundos en movimiento y 1.37 segundos en reposo.

CAPITULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

5.1 CONCLUSIONES

Las aplicaciones y el poder de los exoesqueletos son bastos y se puede mejorar conforme el estudio de cada configuración del movimiento humano se realice; sin embargo, aunque las investigaciones hechas en este campo son extensas los desarrollos todavía se encuentran en etapas primarias con respecto a la investigación, diseño y construcción de estos dispositivos. Se encontró que se ha hecho investigación en algunas instituciones de educación superior públicas y privadas, pero nada aun relevante que muestre diseños maduros como para ser llevado a aplicaciones comerciales viables.

Para realizar el proyecto se inició consultando todo lo relacionado a exoesqueletos en páginas de internet y otras fuentes de divulgación, la información que se pudo obtener fueron imágenes, videos y artículos que abordaban el tema en forma de divulgación o publicidad. Los costos de los exoesqueletos fue una de las principales cosas que llamó la atención ya que eran muy similares a comprarse un auto de lujo, también se pudo determinar que los países que tienen mayor avance en el desarrollo e implementación de exoesqueletos son Japón, Estados Unidos de América y un poco atrás están China, Israel y España.

También se determinó en base a la investigación del estado del arte, que los exoesqueletos son diseñados con la finalidad de amplificar las habilidades motrices de las personas o bien ayudar en la rehabilitación; actualmente los exoesqueletos están en etapas de desarrollo, lo que se hace que se limite el tiempo de su uso.

Cuando se inició con el proyecto se empezó diseñando una estructura de exoesqueleto sin motores para sentir lo que es limitarse en grados de libertad en las diferentes articulaciones; por lo que fue necesario conocer lo más relevante de

la anatomía topográfica, funcional, y descriptiva de la extremidad inferior del cuerpo humano, con el objetivo principal de diseñar un exoesqueleto ergonómico que no causara lesiones al usarse. Después de lo anterior al querer implementar la forma mover y controlar las articulaciones se tuvo que profundizar en el sistema muscular y nervioso de la extremidad inferior ya que aunque el exoesqueleto no sería controlado por señales electromiográficas, la información podría usarse en el futuro para diseñar un sistema que en forma paralela al movimiento de los eslabones del exoesqueleto, también puedan ejercitarse los músculos del usuario mediante la aplicación de impulsos eléctricos a los músculos de manera externa.

El análisis del proceso de la marcha, necesario para el desplazamiento del dispositivo, se realizó mediante un análisis de la literatura referente al aparato locomotor, biomecánica y de control motor. El problema llega cuando se encuentran inconsistencias en explicaciones y gráficas del proceso de la marcha, por lo que es necesario invertir tiempo en describir y entender el proceso de la marcha, y la mejor forma de hacerlo es analizando sucesiones de imágenes tomadas de un vídeo; ya que dice un refrán que: “una imagen dice más que mil palabras”.

Es fundamental para el diseño de exoesqueleto conocer los movimientos que hacen las articulaciones de la extremidad inferior y como están sincronizadas entre ellas; ya que cualquier falla en la sincronización de movimientos podría ocasionar que el exoesqueleto no se desplazara, o que el usuario y exoesqueleto perdieran el equilibrio y cayeran.

Después de hacer el análisis de la marcha utilizando un vídeo se determinó el ángulo máximo que alcanzan el muslo, pierna y pie; pero lo más relevante fue ver como se mueven las articulaciones con respecto al tiempo, ya que la información obtenida sirvió para programar el circuito integrado que controla los motores de las articulaciones del exoesqueleto.

El análisis de video nos proporcionó información relevante para conocer como están sincronizados los movimientos de muslos y piernas, pero no brinda

información continua de toda la trayectoria de las articulaciones es por ello que se utilizó sensores de rotación acoplados a las extremidades de una persona para generar graficas de la variación de ángulos con respecto al tiempo. El estudio realizado con el sensor de rotación permitió conocer la trayectoria de los desplazamientos angulares de las extremidades inferiores durante el proceso de la marcha y replicarlas en el exoesqueleto. Los estudios de la marcha con video y sensores de rotación se complementan y ayudan a evitar cometer errores de interpretación.

Otro dato relevante que se encontró en el análisis de la marcha es que hay una oscilación vertical y horizontal de la cadera en el plano frontal. El centro de gravedad sufre desplazamientos alternados de derecha a izquierda y de arriba a abajo, lo cual garantiza que el peso caiga directamente sobre la base de soporte o el área del pie de apoyo, de acuerdo con la fase en que se encuentre. Estos desplazamientos horizontales y verticales del centro de gravedad se relacionan directamente con el consumo energético de la persona; en otras palabras, si el centro de gravedad presenta desplazamientos exagerados y bruscos, ya sea en sentido vertical, horizontal o en ambos, más allá de la excursión máxima normal que es en promedio de tres a cinco centímetros, esto ocasiona un incremento proporcional del gasto energético, ya que la energía potencial es directamente proporcional a la masa y a la altura; también se consume energía al hacer desplazamientos horizontales ocasionado por la fricción en las articulaciones.

Teniendo los conocimiento de lo que se esta realizando a nivel mundial sobre exoesqueletos era tiempo de iniciar con el proyecto de diseñar y construir un exoesqueleto. La creación de prototipos resulta costosa económicamente ya que muchos errores de diseño se detectan en el proceso y al terminar la construcción, y cuando ocurre esto ya se ha gastado en materiales y tiempo en la fabricación de los componentes. Es por esto que se utilizaron programas de diseño asistido por computadora, lo cual resultó de mucha ayuda en la detección de errores de diseño y funcionamiento, pero sobre todo se ahorro mucho tiempo al evitarse hacer cálculos engorrosos.

Después de diseñar diferentes estructuras y articulaciones se llegó a la conclusión que se usaría mecanismos de cuatro barras acopladas para evitar posibles daños al usuario del exoesqueleto por sobrepasar el límite de movimiento de las diferentes articulaciones; ya que varios diseños de exoesqueletos tienen el problema de sobrepasar el límite de movimiento de las articulaciones ocasionado por fallas en los sensores y en los componentes electrónicos; lo cual resulta peligroso para la integridad del usuario. Los mecanismos diseñados tienen un desplazamiento angular muy similar a la trayectoria que tienen las articulaciones humanas en el proceso de la marcha; por lo cual, se simplifica considerablemente la programación del circuito integrado que recibirá la información de sensores y controlará los motores de las diferentes articulaciones.

Uno de los principales problemas al diseñar exoesqueletos fue encontrar los motores adecuados que cumplieran con el torque requerido para poder mover la estructura y la extremidad de la persona, y que fueran de tamaño reducido. Al principio de la investigación se empezó a buscar información de los motores que se utilizan en los exoesqueletos diseñados en otros países, la mayoría usa motores que tienen un costo superior a los diez mil pesos mexicanos; por lo que por cuatro motores su costo sería superior a los cuarenta mil pesos. Costo que va en contra de uno de los objetivos del proyecto de investigación el cual es obtener un producto económicamente accesible.

El realizar los cálculos de cinética y torque requerido para los motores fue indispensable para encontrar los motores adecuados que cumplieran con ser económicos y compactos. Con respecto al torque se tuvo que diseñar un sistema de engranes; ya que los motores encontrados tenían velocidad superior a la requerida y un torque que no era suficiente. Por lo que se tuvo que ajustar los dos parámetros a lo que se necesitaba.

La fuente de energía para circuitos y motores es un problema al que se enfrentan todos los diseñadores de exoesqueletos. Fue necesario hacer los cálculos matemáticos sobre la energía que se consume; ya que esa información

no se encontró publicada y es forzoso contar con ella para determinar el tiempo que durará la energía almacenada en la batería. Se encontró mediante análisis matemático el gasto energético que tendrán los motores en condiciones normales de trabajo durante la marcha del exoesqueleto tomando en cuenta que la eficiencia de los motores eléctricos acoplados a caja de engranes es relativamente baja. Se calculó que el exoesqueleto consume en promedio de 8 amperes en marcha continua; por lo que si se usa una batería que proporcione 16 amperes en una hora, entonces la energía alcanzará para dos horas.

Conociendo los resultados se diseñaron las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo, se construyó el exoesqueleto y se hicieron mediciones físicamente de la fuerza de torsión y de la energía que se consumía. Se compararon los resultados con lo que se había predicho y se determinó que en algunos casos los valores eran muy semejantes, pero en otros casos no. Lo anterior sirvió para rediseñar el exoesqueleto y lograr un menor consumo de energía eléctrica.

Con respecto al control del exoesqueleto. Algunas formas de control utilizando potenciales evocados o señales electromiograficas asombran a la gente por ser lo más adelantado en tecnología; pero al profundizar en estas técnicas de control se da uno cuenta que la forma de controlar el exoesqueleto dependerá de las capacidades o limitaciones que el usuario tiene. Para algunas personas les resulta más eficiente los controles por palancas o interruptores, para otras les resultará el control por voz o por señales electromiograficas. Lo que si es indispensable, es que la forma de control sea confiable para evitar daños al usuario del exoesqueleto por fallas en la programación o en los circuitos.

En el presente trabajo se concluyo que el mejor método de controlar el exoesqueleto es el de interruptores, el cual es el más eficiente, si es que el usuario los pude accionar con las manos; ya que un control por voz o por señales electromiograficas presentan problemas de reconocimiento. Frecuentemente se confunden los comandos por tener una forma de onda eléctrica asignada muy

similar y esto ocasiona que se mueva una articulación que no es la adecuada; también pueden ocurrir fallas por emitir comandos en forma involuntaria, ocasionados por ruidos exteriores o por señales eléctricas producidas por diferentes fuentes de campos electromagnéticos que hay a nuestro alrededor.

El sistema de control utilizado en el exoesqueleto es muy limitado en complejidad, por lo cual los circuitos electrónicos son relativamente sencillos de hacer. Se diseñaron mediante programas de computadora y posteriormente se fabricaron las tarjetas que contienen las pistas, para después montar los diferentes componentes electrónicos.

En la parte final del proyecto era indispensable programar el circuito integrado que controla los motores al recibir información de los sensores, este trabajo es difícil y tardado de realizar por lo cual se decidió usar programas de alto nivel que sin ser programadores expertos es posible el desarrollo de proyectos complejos con el simple hecho de hacer diagramas de flujo, asignación de las salidas de los puertos y declaración de variables. El único problema del uso de programas de alto nivel es que se utilizan más recursos de los circuitos integrados programables; que cuando se utilizan lenguajes de bajo nivel.

Con lo que respecta a la programación del módulo de voz también se utilizó programas de alto nivel que con tan solo asignar el nombre a las variables y asignarles la actividad por hacer se genera casi en la totalidad el programa con solo oprimir un botón. Aunque la programación fue relativamente sencilla se utilizaron varios días en obtener la programación y depuración de los programas; Sería egoísta hacer que personas interesadas en repetir el proceso empezarán desde cero por lo que los programas obtenidos se pondrán en la sección de referencias.

Finalmente, se puede concluir que el dispositivo desarrollado en este trabajo de tesis es una solución robusta y asequible ya que es un exoesqueleto para las extremidades inferiores, el cual ayudará a las personas con lesión medular y a los

adultos mayores, que no pueden caminar por problemas motrices, a tener movilidad en sus piernas. Cuenta con 2 grados de libertad en las articulaciones la cadera, uno para la rodilla y otro para el tobillo. El exoesqueleto está hecho principalmente de aluminio, funciona con motores de corriente directa y tiene mecanismos de reducción de velocidades; por lo que todos sus componentes se pueden conseguir en México sin ningún problema a un costo muy similar a comprarse una motocicleta de las más económicas.

5.2 TRABAJOS FUTUROS

Un trabajo de investigación como el que aquí se presenta, destinado a ofrecer aportaciones sobre el diseño y fabricación de exoesqueletos, no podría tener fin, ya que cualquier aspecto electrónico, mecánico o de programación puede ser susceptible a mejoras.

Hay varios problemas de resolver de mecánica, electrónica y programación; pero hay que reconocer también que se ha diseñado y construido un exoesqueleto robusto que de a cuerdo a las pruebas, puede ser utilizado para rehabilitación en el movimiento de las extremidades inferiores.

Como trabajos futuros, se pretende generar nuevos prototipos; mejorando la estructura, articulaciones, el control, peso y resolver problemas relacionados al suministro de energía por tiempos más prolongados.

Los engranes utilizados fueron hechos de acero cuya densidad es de $\frac{8g}{cm^3}$, por lo cual se puede intentar hacerlos de un material menos denso; pero con similares propiedades físicas. La estructura del exoesqueleto que soporta al usuario y a los componentes fue hecha de materiales solidos, por lo que se podría utilizar materiales más ligeros y huecos que proporcionen la misma resistencia a la carga y a los esfuerzos que son sometidos durante el proceso de la marcha.

Con respecto a la energía, el simple hecho de disminuir el peso del exoesqueleto se estará ahorrando energía eléctrica al disminuir el trabajo que implican los movimientos horizontales y verticales de los eslabones del

exoesqueleto. Se tiene que seguir trabajando en diseños mecánicos eficientes con poca fricción entre sus componentes con movimiento a fin de disminuir el gasto de energía eléctrica por convertirla en calor.

El desarrollo de mejoras del exoesqueleto diseñado en trabajos futuros no es lo más relevante. Es indispensable cambiar la forma de pensar de los niños y jóvenes con respecto a la investigación de la ciencia y tecnología, ya que una gran mayoría cree que la investigación se tiene que hacer en un laboratorio aislado en el cual se pueda ocultar todos los descubrimientos a colegas y público en general. Es necesaria la retroalimentación entre investigadores y la sociedad; para ello se plantea divulgar mediante artículos y pláticas lo que se ha investigado y que se ve reflejado en la construcción del exoesqueleto.

También se plantea escribir un manual del uso del exoesqueleto con vocabulario fácil de entender por niños y jóvenes, con el objetivo principal de despertar el interés por la ciencia y tecnología.

Por último con lo que respecta a trabajos de investigación multidisciplinarios es indispensable la colaboración de médicos, terapeutas y psicólogos que hagan posible que las personas acepten usar un exoesqueleto ya que el usuario tiene que recibir ayuda para aprender a controlar sentimientos de culpabilidad, frustración, odio, irritabilidad, depresión, lastima por sí mismo, inseguridad y otros más; ya que:

1. Cuando una persona tiene un accidente y queda parapléjico o sufre daños en las extremidades inferiores, adquiere traumas emocionales difíciles de superar sin ayuda de un profesional.
2. Es necesaria la ayuda adaptarse a la discapacidad adquirida.
3. Las personas en general no les gusta el fracaso o cometer errores frente a los demás. Con el uso del exoesqueleto estará siempre expuesto a fallas mecánicas o eléctricas; así que es necesario preparar mentalmente al usuario del exoesqueleto para posibles caídas.
4. El uso del exoesqueleto implica un gasto de energía mayor como resultado de impulsarse con las manos, se cansa más rápidamente que una persona

normal. Esto tiende a ocasionar una baja motivacional para realizar actividades de rehabilitación o ejercitamiento.

5. El control del exoesqueleto no es completamente automático; así que el usuario necesita prestar atención al hacer los movimientos y esto ocasionará un cansancio emocional.
6. El uso de un exoesqueleto al caminar por las calles ocasionará ser objeto de observaciones y críticas; así que es necesario recibir ayuda para escuchar los buenos comentarios e ignorar los malos.
7. El exoesqueleto al funcionar ocasiona ruidos y eso puede generar ansiedad irritabilidad y hostilidad en el usuario.
8. En la actualidad es más frecuente recibir terapias relacionadas a problemas emocionales ocasionados por déficit de atención de nuestro entorno, ahora si le sumamos una discapacidad el problema se multiplica por la necesidad de requerir más ayuda de las personas que nos rodean ocasionando problemas familiares.
9. El verse limitado en ciertas habilidades motrices podría ocasionar depresión en el usuario y pensar en drogarse, alcalizarse o suicidarse.
10. Son necesarias las terapias para hacer entender al usuario que aun puede ser útil a la sociedad.

ANEXOS

ANEXO 1. PROGRAMACIÓN CON FLOWCODE

El diseño de las articulaciones (mostrado en capítulos anteriores), facilita considerablemente la programación del exoesqueleto propuesto en esta investigación, ya que de forma mecánica se cumple la trayectoria, velocidad y aceleración de las articulaciones. Lo que se requiere es recibir señales eléctricas de los sensores incorporados a la estructura, del módulo de reconocimiento de voz, y posteriormente emitir señales eléctricas que accionen los actuadores que permitirán mover las articulaciones

Para la programación del microcontrolador que utiliza el exoesqueleto, se usó *FlowCode* (Figura A.1). Este, es un lenguaje gráfico, orientado a iconos, con los que se diseña el programa de aplicación, describiendo el organigrama o diagrama de flujo del mismo. La gran ventaja de FlowCode es que el usuario del exoesqueleto puede aprender a programar el circuito integrado, con mínimos conocimientos y en muy poco tiempo [44].

La programación consiste simplemente en seleccionar iconos y arrastrarlos sobre el área de trabajo para confeccionar un diagrama de flujo que responda a las necesidades del exoesqueleto. No es necesario escribir un programa de la forma tradicional, instrucción a instrucción.



Figura A: 1 Área de trabajo de FlowCode

Cuando se diseña un programa, su funcionamiento se puede simular totalmente en la computadora. El ejecutable obtenido se puede grabar directamente sobre la memoria de programa del microcontrolador. También al igual que la mayor parte de los lenguajes gráficos de alto nivel, el usuario pueda insertar sus propias funciones o subrutinas escritas en lenguaje ensamblador o en C.

El panel de montaje es donde colocamos y conectamos los componentes eléctricos que forman parte del proyecto y que serán controlados desde el programa. Permite la simulación del funcionamiento de los mismos.

Una vez compilado y ensamblado el diagrama de flujo, se obtiene el programa ejecutable .HEX. Este fichero puede ser utilizado por la mayor parte de equipos grabadores disponibles en el mercado, para proceder a grabar la memoria de programa del controlador. También soporta herramientas como el PICKit 2 de Microchip, en este caso basta un simple clic para compilar el diagrama de flujo y quemar directamente el PIC.

La mecánica de trabajo con FlowCode 4 es muy similar a la empleada con cualquier otro lenguaje. Simplemente, seleccionando y arrastrando los diferentes iconos de comandos disponibles, se va dibujando el organigrama o diagrama de flujo de la aplicación. Haciendo clic sobre esos iconos de comandos se puede ajustar los diferentes parámetros y propiedades asociados a ellos. De este modo, el diseño de programas complejos se realiza rápidamente. FlowCode dispone de una gran variedad de periféricos típicos como leds, interruptores, pantallas LCD, etc. En el panel de montaje podemos colocar los que necesitemos en nuestra aplicación y asignarles sus correspondientes propiedades y conexiones. Es decir, podemos realizar el montaje del circuito eléctrico.

FlowCode dispone de herramientas para la simulación y depuración del programa. Se puede ejecutar el programa paso a paso, icono a icono, analizar los resultados obtenidos sobre los componentes del sistema, editar y/o visualizar las variables del programa o ejecutar la simulación en tiempo real. Podemos

comprobar el correcto funcionamiento, interactuando directamente con los componentes que hemos colocado en el panel de montaje.

ANEXO 2. PROGRAMA PARA EL MICRO CONTROLADOR DEL EXOESQUELETO

Para la programación del micro controlador que rige los movimientos del exoesqueleto, se creó una interfaz grafica con una serie de botones, interruptores y focos que permiten una emulación del programa en la computadora antes de grabar el circuito integrado. Los focos simulan a los motores, algunos interruptores emulan ser sensores. En la parte inferior de cada objeto se puso la actividad a realizar, en la parte superior y en algunos casos en el lado izquierdo del objeto se escribió a que pin del circuito integrado al que va conectado (Figura A.2).

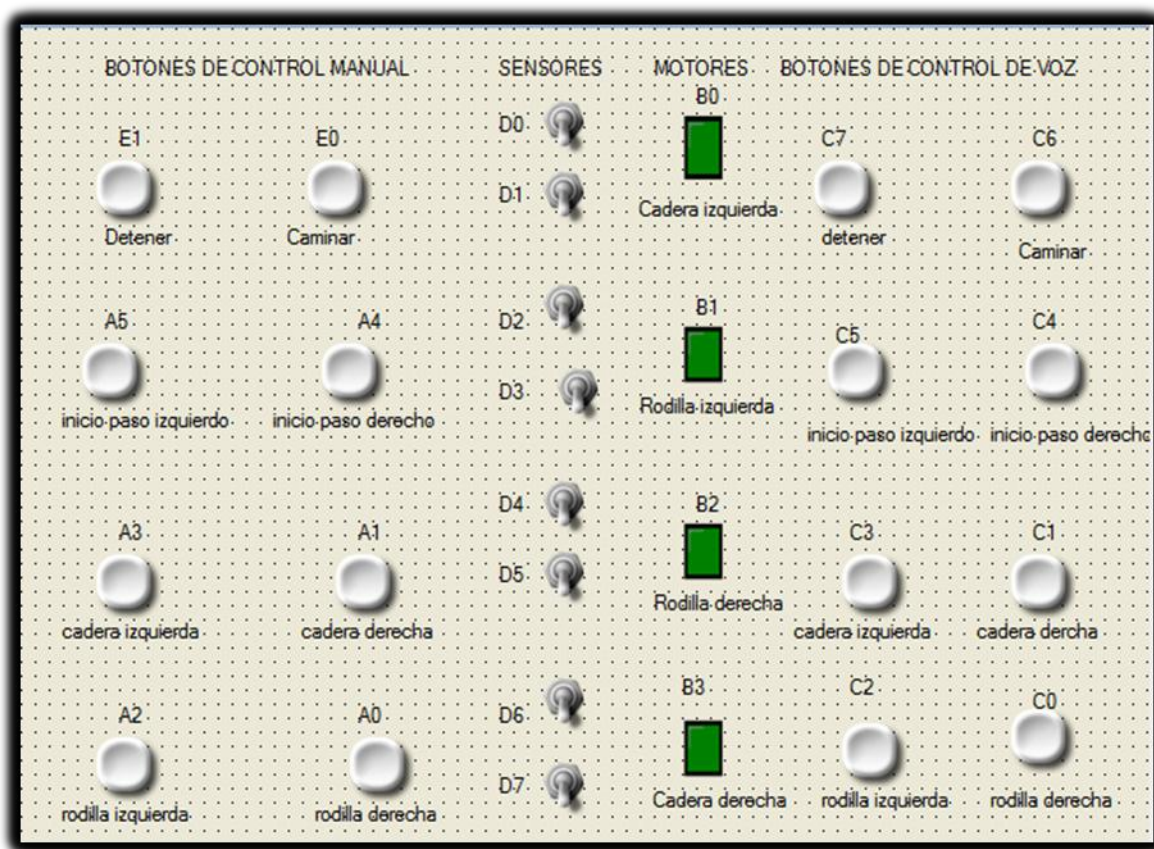


Figura A: 2 Interfaz grafica para emular controles y sensores.

El tronco del programa del exoesqueleto se divide en dos: control manual de articulaciones y control por comando de voz. Cada una de estas partes se dividirán en cuatro ramas: movimiento individual de articulaciones, paso izquierdo, paso derecho, y marcha continua.

La Herramienta de comandos son los iconos o símbolos gráficos con los que vamos a confeccionar los organigramas o diagramas de flujo de nuestra aplicación. Es decir, los comandos se corresponden con tareas concretas con las que vamos a confeccionar los programas. Todas ellas se encuentran en la columna de la izquierda de la pantalla de trabajo. Cuando cualquiera de los iconos de comandos se traslada al área de trabajo, queda automáticamente conectado con el resto de iconos existentes. Vamos dibujando así, paso a paso, el organigrama. Al hacer un doble clic con el botón izquierdo del ratón sobre cualquiera de los iconos existentes, se abrirá su correspondiente ventana de propiedades, en donde estableceremos los diferentes parámetros del comando en cuestión.

El programa inicia con el control manual formado por cuatro interruptores conectados al puerto A que harán posible que las articulaciones se muevan de forma independiente (figura A.3).

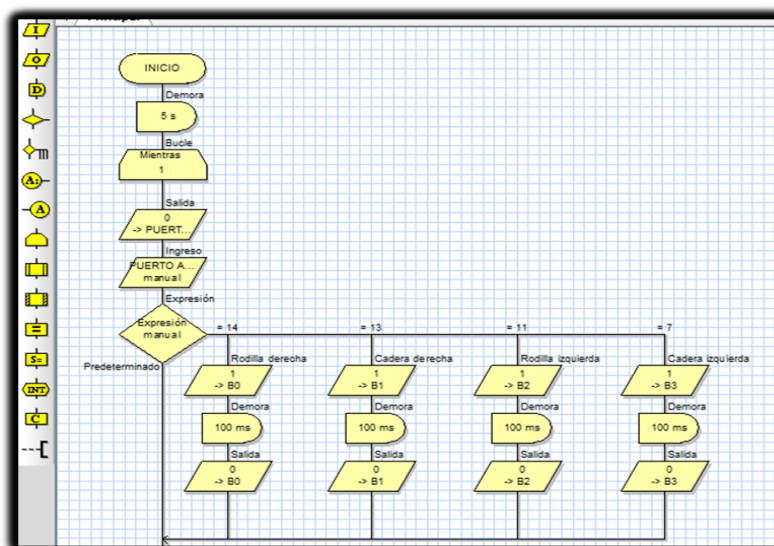


Figura A: 3 Control Manual

El programa inicia con una demora de 5 segundos que permite que los circuitos se estabilicen y evita que los motores se pongan en movimiento antes de recibir la orden de hacerlo.

La *herramienta de Demora (temporización)* permite realizar todo tipo de temporizaciones basadas en la frecuencia de trabajo del sistema que hemos seleccionado mediante las opciones del proyecto (“Ver” → “Opciones de Proyecto”). Su ventana de propiedades se muestra como en todas las herramientas, en el campo “Mostrar Nombre”, podemos incluir un comentario. En el campo “Tiempo de Demora o Variable” introducimos el valor a temporizar. Este valor se puede indicar directamente o bien indicando el nombre de la variable que lo contiene. En este caso pulsamos el botón “Variables...” para seleccionarla de entre todas las que estén definidas y disponibles. Esta ventana de propiedades también nos permite seleccionar las unidades en que se representa el tiempo: Microsegundos, Milisegundos o Segundos.

Después de la demora hay un bucle sin fin, que permite al circuito integrado esperar una indicación para que el ordene otra. La *Herramienta Bucle* se emplea para repetir una tarea, bien de forma incondicional o indefinida, o bien hasta que se cumplan las condiciones indicadas. Esta herramienta siempre se muestra como dos iconos, uno de inicio y otro de final. Entre ambos, a modo de sándwich, se alojan los comandos de programa que forman el bucle. Los comandos encerrados dentro de un bucle se pueden ejecutar mientras se produzca una condición (“Bucle Mientras”) o hasta que se produzca esa condición (“Bucle Hasta”). Las condiciones se pueden evaluar y comprobar si se cumplen, al “Principio” del bucle o al “Final” del mismo. Los comandos o instrucciones que componen un bucle también se pueden ejecutar un número determinado de veces. Para ello, activamos e indicamos en el campo “Recuento de bucle”, el número de veces deseado (entre 1 y 255). También se puede crear un bucle en el que sus comandos se ejecuten de forma indefinida e incondicional. Basta con activar “Bucle Mientras” e introducir el valor 1 en el campo de condiciones; como fue el caso.

La primera instrucción es que todo el puerto B se ponga en ceros, es decir que todos los motores estén apagados. La *Herramienta de Salida* permite ejecutar operaciones relacionadas con los Puertos de salida del controlador. En “Mostrar Nombre” podemos añadir el comentario deseado. En el campo “Variable o Valor” introducimos directamente el valor de salida o bien el nombre de la variable que contiene el valor que deseamos sacar. La escritura sobre un Puerto de salida también se puede realizar a nivel de bit único o a nivel de Puerto completo. En este caso la escritura puede ser o no enmascarada, es decir solamente la orden puede ser para algunos Bits del puerto.

Después de asegurarse que los motores están apagados se da la siguiente instrucción; leer un ingreso que llegue por los primeros cuatro bit del puerto A, que son los interruptores del control manual. La *Herramienta Ingreso* Permite ejecutar tareas relacionadas con la adquisición de datos procedentes de los Puertos de entrada del controlador. En el campo “Mostrar Nombre” podemos añadir un comentario, por ejemplo “Leer entradas”, que aclare la operación que vamos a realizar. En el campo “Variable” indicamos en qué variable se va a guardar el valor leído desde el Puerto de entrada, en esta caso el nombre de la variable es “Manual”. Podemos pulsar el botón “Variables...” que nos abrirá una nueva ventana donde podremos crear, editar y borrar variables de 8 bits. En el campo “Puerto” seleccionamos qué puerto de entrada del microcontrolador vamos a leer. Según el modelo de PIC seleccionado, podemos leer desde el PUERTO A hasta el PUERTO X en función de los Puertos disponibles. La lectura de un Puerto de entrada puede hacerse a nivel de un bit único o a nivel del puerto completo. En este caso podemos hacer además una lectura enmascarada. Es decir, podemos indicar qué bits de ése puerto son los que nos interesa leer. En el exoesqueleto se leen los bits 0, 1, 2 y 3 del Puerto A.

Posteriormente se inserta una decisión múltiple. Si se oprime algún interruptor que controle el bit A0, A1, A2 o A3. El programa entrará a la subrutina y se accionará alguna de las salidas del puerto B, que son las que controlan los motores mediante los relevadores, estas salidas permanecerán en encendidas

durante 100 ms y después se apagarán. Al apagarse las salidas el programa sigue su curso, y si se desea que se encienda otra vez la salida es necesario volver a oprimir el interruptor. La *Herramienta de Expresión o decisiones múltiples* es similar a la herramienta de decisión. La diferencia es que aquella se generan dos posibles resultados (SI o NO) en función de la evaluación. En este caso se pueden evaluar hasta diez posibles condiciones. Resultan especialmente útiles a la hora de personalizar el programa para que reaccione de formas diferentes basándose en una variable de entrada. En el campo “Expresión” se indica el nombre de la variable cuyo contenido se desea evaluar, “manual” en el exoesqueleto. Los campos “Caso”, cuando se activan, permiten determinar con qué valores hay que comparar el contenido de la variable “manual”: 7, 11, 13 o 14. Se evalúa el valor de la variable “manual”. Si es igual a 7, se acciona el Bit B3 por 100 milisegundos y posteriormente se apaga; si es 11 se acciona el Bit B2 por 100 milisegundos y posteriormente se apaga; si es 13 se acciona el Bit B1 por 100 milisegundos y posteriormente se apaga y si es 14 se acciona el Bit B0 por 100 milisegundos y posteriormente se apaga. Si no coincide con ninguno de esos cuatro valores, el programa sigue su curso sin accionar algún Bit.

Ya terminado la rutina para el control manual de los movimientos de rodillas y caderas en forma independiente, comienza las rutinas para paso izquierdo y paso derecho. Para esto se coloca un ingreso en el tronco del programa, este ingreso es por si se acciona el interruptor de paso izquierdo “Bit A5” El nombre de la variable es “Pasolzquierdo” (Figura A.4).

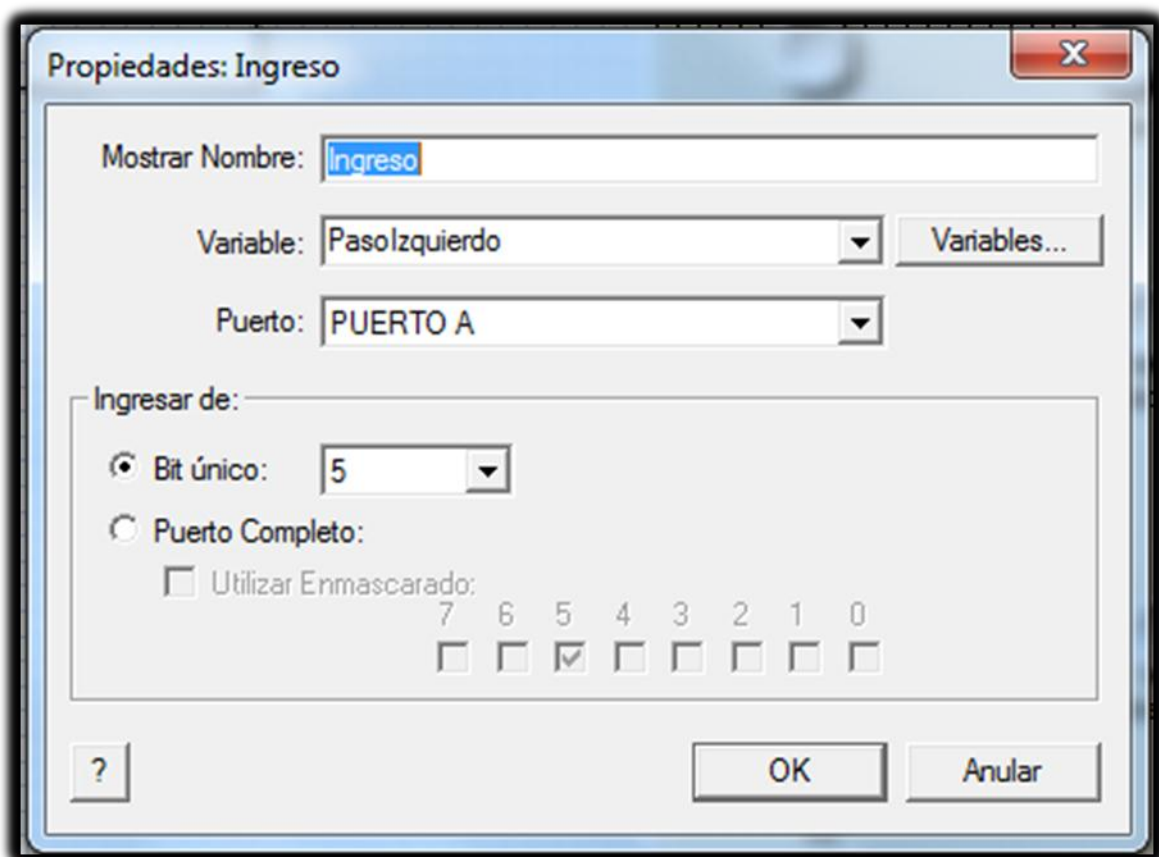


Figura A: 4 Variable Pasolzquierdo

Después del ingreso se coloca una toma de decisión. Se trata de la clásica toma de decisiones. Se realiza una determinada evaluación y, en función del resultado, el flujo del programa va por un camino o por otro. En el campo “En Caso de Que” se establece la condición. Se evalúa si el valor de la variable “Pasolzquierdo” es igual a 0. Esto es equivalente a evaluar si la línea RA5 de la puerta A está a nivel lógico “0” o no. En caso afirmativo, el curso de la ejecución se desvía por la derecha (Figura 1.7). En caso contrario la ejecución continúa su curso. Podemos activar (o no) el campo “Intercambiar Si y No”. En este caso el desvío del curso de la ejecución se produce si NO se da la condición establecida. Las condiciones pueden estar formadas por números y/o variables y uno de los operadores mostrados en la tabla A.1

Tabla A.1 Operadores matemáticos

()	Paréntesis.
=, <>	Igual a, diferente a.
+, -, *, /, MOD	Adición, sustracción, multiplicación, división y módulo.
<, <=, >, >=	Menor que, menor que o igual a, mayor que, mayor que o igual a.
>>, <<	Desplazamiento a la derecha, desplazamiento a la izquierda.
NOT, AND, OR, XOR	Funciones lógicas: NOT, AND, OR u OR exclusiva

El proceso de la subrutina comienza insertando un ingreso para el puerto A, para ser más preciso para el bit A5, después del ingreso se debe tomar una decisión, si se oprime el interruptor que controla el bit A5, entonces comienza la subrutina para el paso izquierdo, si no es así el programa sigue su curso en la línea principal.

Al entrar a la subrutina de paso izquierdo se accionan las salidas B0, B1, y B3. Que son las salidas para los motores de cadera derecha, cadera izquierda y rodilla izquierda (Figura A.5).

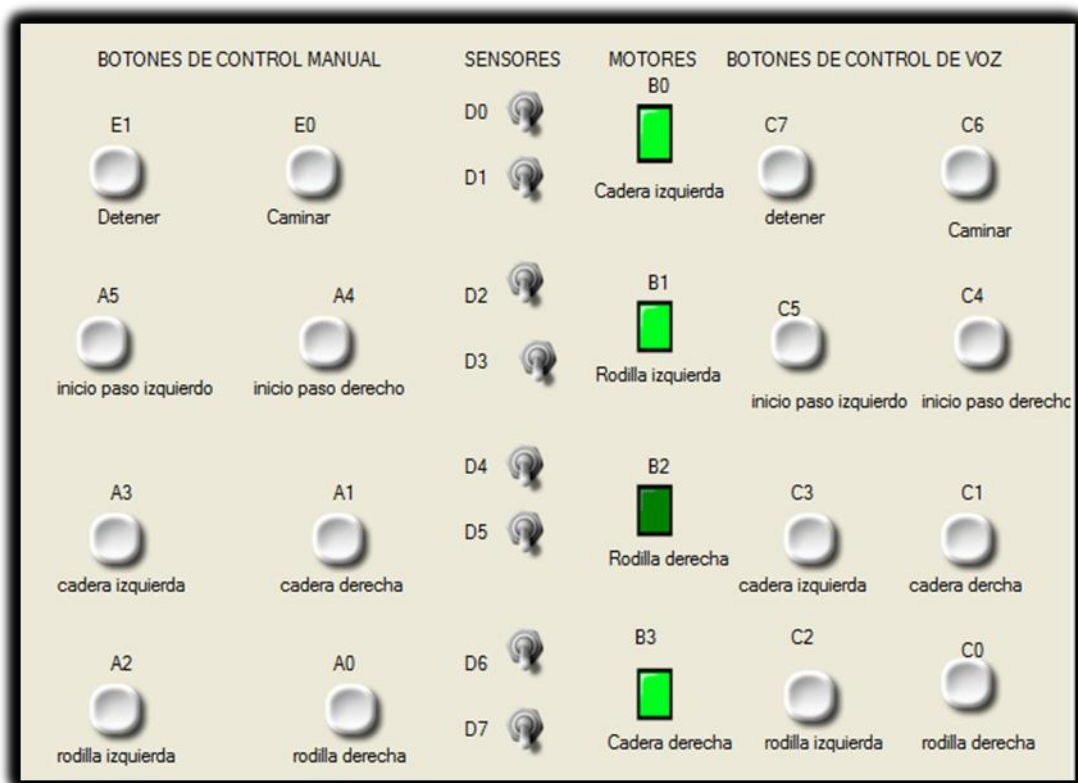


Figura A: 5 Interface al dar paso izquierdo

Después de ser encendidas las salidas, se pone una demora para dar tiempo que se muevan las articulaciones y con esto se habrán los interruptores de las articulaciones, de lo contrario la articulación de rodilla no se movería porque la condición para detener el movimiento es que el sensor de rodilla este activado.

Inmediatamente se inicia un bucle, condicionado su fin hasta que la cadera y rodilla izquierda este en extensión, y la cadera derecha en flexión. La única forma de salir de la subrutina antes que se cumpla la condición es oprimiendo el interruptor de paro de emergencia.

Para el paso derecho es similar el proceso (Figura A.5), la diferencia es que se acciona el interruptor que controla el bit A4 para entrar a la subrutina del paso derecho. Los motores que se activan son el de cadera derecha, cadera izquierda y rodilla derecha (Figura A.6).

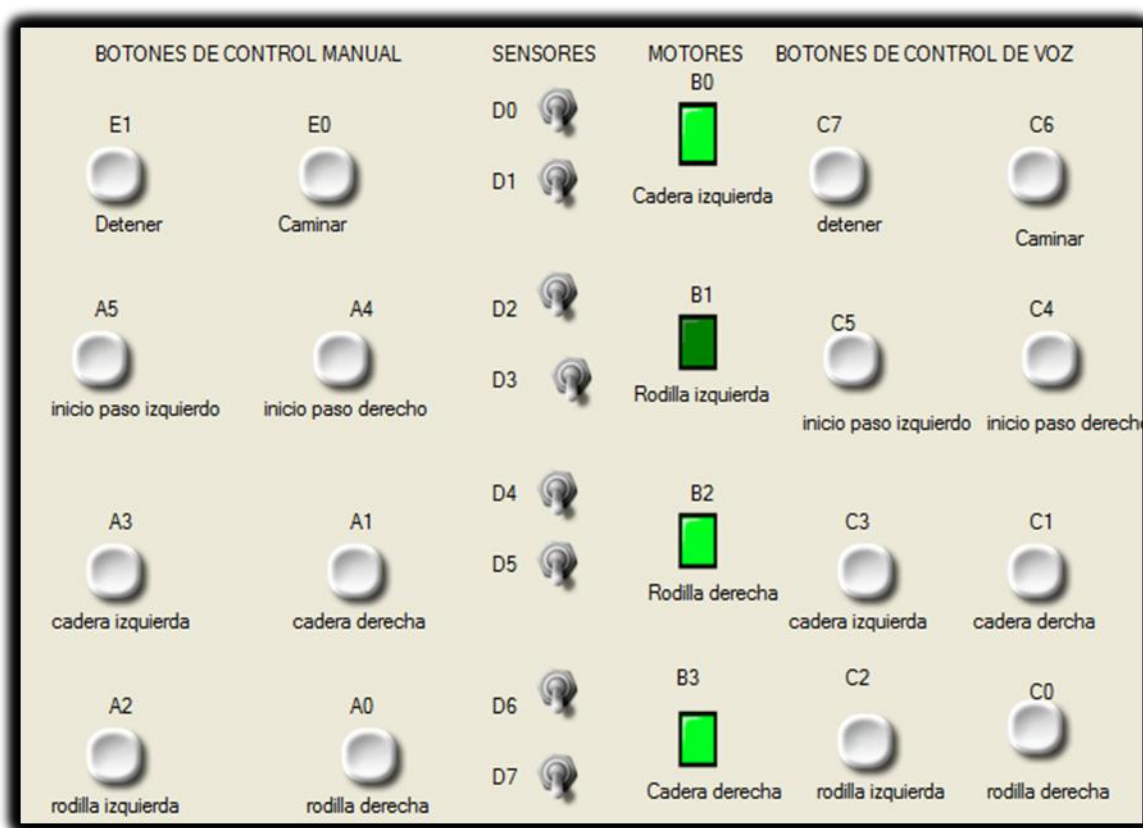


Figura A: 6 Interface al dar el paso derecho

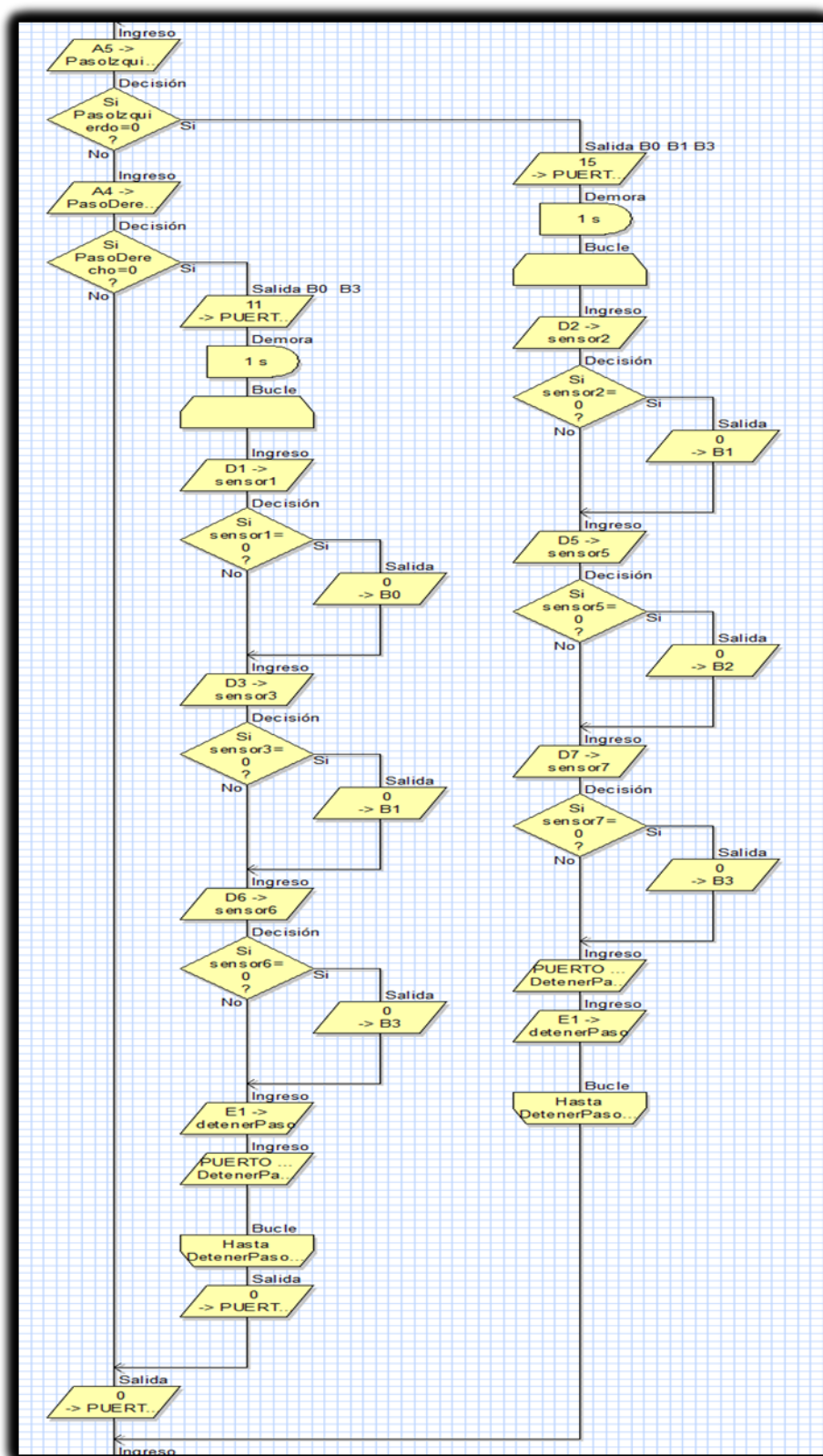


Figura A: 7 Diagrama de paso izquierdo y Paso derecho

El proceso para una marcha continua se inicia al oprimir el interruptor que controla el bit A6, el proceso de marcha continua es dar un paso tras otro paso sin interrupciones. El proceso se detiene al oprimir el interruptor del bit A7.

A grandes rasgos se ha explicado que el control manual tiene 8 interruptores conectados en paralelo, cada uno de estos interruptores controla un bit del puerto A y E, las entradas de estos puertos están normalmente con una diferencia de potencial de 5 V, al ser accionados los interruptores se ponen en cero las entradas y con esto se activan los bits del puerto B, que normalmente se encuentran con una diferencia de potencial cero. Una forma de que se vuelvan a poner en cero los bits del puerto B es que los sensores de las extremidades se accionen. Los sensores controlan los bits del puerto D.

Se explicó solamente la programación del mando manual del exoesqueleto, es decir, mover las articulaciones en forma independiente. También se explicó la programación para que el exoesqueleto de los pasos izquierdo o derecho; se omitió la explicación de la programación de la marcha continua y por comando de voz, ya que es muy similar a lo ya explicado y resultaría repetitivo.

El buen funcionamiento de los sensores de límite de movimiento es realmente importante cuando el exoesqueleto está en la fase de paso a paso o marcha continua, ya que si no se accionan se puede perder la secuencia y ocasionaría una caída del exoesqueleto con todo y usuario.

Flowcode permite comprobar si nuestro programa se ejecuta correctamente en una simulación sobre pantalla. Si el programa no ha tenido errores, ya hemos realizado la parte fundamental del proyecto y estará listo para guardarse con diferentes extensiones.

ANEXO 3. GRABAR EL PIC

El programador PicKit2, es una herramienta de programación para desarrollo de bajo costo. Es capaz de programar la mayoría de los microcontroladores. El PicKit2 se conecta a la computadora usando el puerto USB, tiene tres leds que indican el estado del PicKit2 (Figura 1.8).

1 - Power (Verde) - La alimentación es aplicada al PicKit2 vía USB.

2 - Target (Amarillo) - El PicKit2 está alimentando un dispositivo.

3 - Busy (Rojo) - El PicKit2 está ocupado con una función en progreso, tal como la programación.



Figura A: 8 Grabador de circuitos integrados

El botón 2 que se muestra en la figura A.8 puede ser usado para iniciar la programación de un dispositivo cuando la función **Programmer>Write on PICKIT Button** es seleccionada del menú del programa de aplicación del PicKit2. El botón también puede ser utilizado para poner al sistema operativo del PicKit2 en modo gestor de arranque.

El conector de programación es de 6 pines que se conectan al dispositivo a programar, la aplicación de cada pin se muestra en la figura A.9.

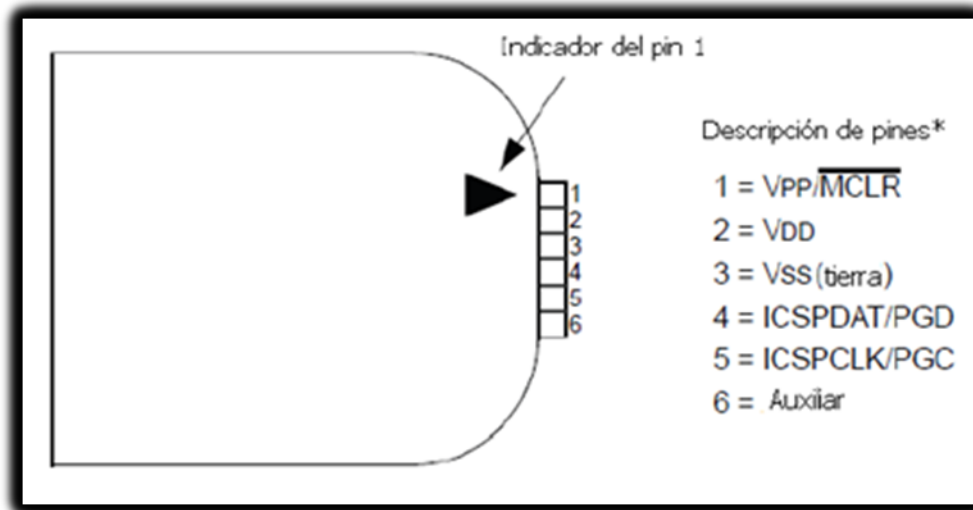


Figura A: 9 Terminales del programador

Cuando se conecta el PicKit2 a la computadora y se inicia su aplicación, aparece una interface de programación como la que se muestra en la figura A.10

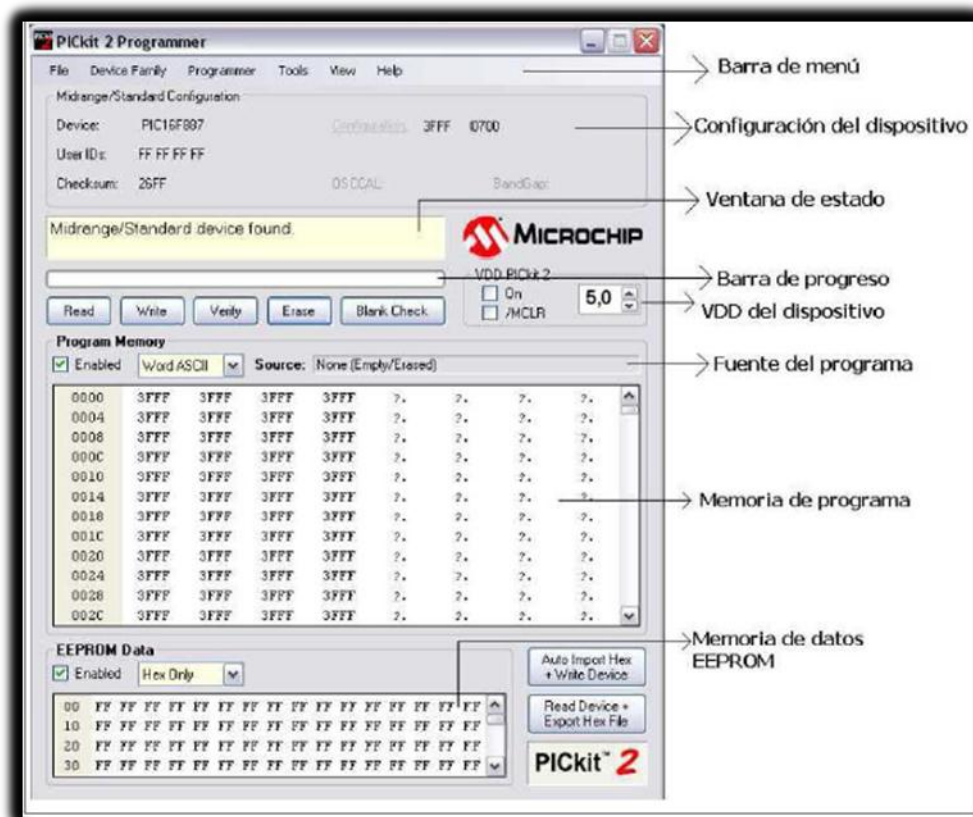


Figura A: 10 Interface del programador

Lo primero que se hace es configurar el voltaje al que va a trabajar el dispositivo (5 voltios).

Para importar el archivo generado con FlowCode se busca **“Import HEX”** en **“file”** de la barra de menú y se selecciona el archivo deseado.

Posteriormente se graba el PIC con el botón **“Write”** Escribe la memoria de programa, la memoria eeprom de datos, las locaciones ID y los bits de configuración.

Hay otras opciones que se pueden usar en el desarrollo de proyectos, algunas de estas son: exportar archivos, leer archivos del PIC, borrar archivos y otras más.

ANEXO 4. CONTROL POR COMANDO DE VOZ

Para controlar el exoesqueleto usando la voz se utilizó una tarjeta comercial que viene acompañada con un programa para computadora para grabar las voces o sonidos, esta tarjeta se le dio la aplicación de controlar al puerto C del pic16F877A. Al mandar el usuario del exoesqueleto un comando de voz por un micrófono, la señal eléctrica generada es utilizada para emitir una señal eléctrica a un bit del puerto C.

El funcionamiento básico del sistema permite a los usuarios controlar al exoesqueleto a través de la combinación de comandos de voz. Internamente el reconocimiento de voz llevado a cabo por el módulo EasyVR (controlado por la placa Arduino), el módulo EasyVR sólo soporta comandos de voz dependientes del usuario. Es decir, los comandos de voz para controlar el exoesqueleto deben de ser entrenados por la persona que vaya a usarlos. De no ser así el módulo de reconocimiento no responderá a nada de lo que diga el usuario. Esto impone el requerimiento de que debe haber una fase de entrenamiento.

Para hacer más amigable el uso del exoesqueleto se ha elegido que el sistema se vuelve interactivo. El usuario empieza a interactuar con el sistema dando una orden y si el reconocimiento de voz tiene éxito, entonces el sistema

pide al usuario información de la acción. La interacción con el sistema se inicia de la siguiente forma:

- usuario: "Mover"
- sistema: "Que quieres que mueva"

Los comandos de voz del usuario son:

- usuario: "Rodilla derecha"
- usuario: "Cadera derecha"
- usuario: "Rodilla izquierda"
- usuario: "Cadera izquierda"
- usuario: "Paso derecho"
- usuario: "Paso izquierdo"
- usuario: "Caminar"
- usuario: "Detener"

La información para grabar los comandos de voz y sonidos en la tarjeta se encuentra en diferentes manuales [45] o videos en internet, lo relevante para escribir y explicar es el programa usado por el módulo EasyVR (controlado por la placa Arduino). Gran parte del programa es generado por el software controlador del módulo de reconocimiento de voz; solamente que con algunos errores y hay que introducir el estado de las salidas o entradas de la tarjeta, y por ultimo se tiene que asignar una actividad por cada comando de voz. El programa obtenido es el siguiente.

```
#if defined(ARDUINO) && ARDUINO >= 100
#include "Arduino.h"
#include "SoftwareSerial.h"
SoftwareSerial port(12,13);
```

```
#else                                // Arduino 0022 - use modified NewSoftSerial

#include "WProgram.h"

#include "NewSoftSerial.h"

NewSoftSerial port(12,13);

#endif

#include "EasyVR.h"

EasyVR easyvr(port);

                                //Grupos y comandos

enum Groups

{

    GROUP_0 = 0,

    GROUP_1 = 1,

};

enum Group0

{

    G0_MOVER = 0,

};

enum Group1

{

    G1_RODILLA_DERECHA = 0,

    G1_CADERA_DERECHA = 1,

    G1_RODILLA_IZQUIERDA = 2,

    G1_CADERA_IZQUIERDA = 3,

    G1_PASO_DERECHO = 4,

    G1_PASO_IZQUIERDO = 5,

    G1_DETENER = 6,

};
```

```
EasyVRBridge bridge;
int8_t group, idx;
void setup()
{
  // bridge mode?
  if (bridge.check())
  {
    cli();
    bridge.loop(0, 1, 12, 13);
  }
  // run normally
  Serial.begin(9600);
  port.begin(9600);
  if (!easyvr.detect())
  {
    Serial.println("EasyVR not detected!");
    for (;;)
  }
  easyvr.setPinOutput(EasyVR::IO1, LOW);
  Serial.println("EasyVR detected!");
  easyvr.setTimeout(5);
  easyvr.setLanguage(4);
  group = EasyVR::TRIGGER; //<-- start group (customize)
  pinMode(4,OUTPUT);      // Declaración de entradas, salidas y estado
  digitalWrite(4, HIGH);
  pinMode(5,OUTPUT);
  digitalWrite(5, HIGH);
```

```
pinMode(6,OUTPUT);
digitalWrite(6, HIGH);
pinMode(7,OUTPUT);
digitalWrite(7, HIGH);
pinMode(8,OUTPUT);
digitalWrite(8, HIGH);
pinMode(9,OUTPUT);
digitalWrite(9, HIGH);
pinMode(10,OUTPUT);
digitalWrite(10, HIGH);
}
void action();
void loop()
{
  easyvr.setPinOutput(EasyVR::IO1, HIGH); // LED on (listening)
  Serial.print("Say a command in Group ");
  Serial.println(group);
  easyvr.recognizeCommand(group);
  do
  {
    // can do some processing while waiting for a spoken command
  }
  while (!easyvr.hasFinished());
  easyvr.setPinOutput(EasyVR::IO1, LOW); // LED off
  idx = easyvr.getWord();
  if (idx >= 0)
  {
```

```
// built-in trigger (ROBOT)

// group = GROUP_X; <-- jump to another group X
return;
}
idx = easyvr.getCommand();
if (idx >= 0)
{
    // print debug message

    uint8_t train = 0;
    char name[32];
    Serial.print("Command: ");
    Serial.print(idx);
    if (easyvr.dumpCommand(group, idx, name, train))
    {
        Serial.print(" = ");
        Serial.println(name);
    }
    else
        Serial.println();
    easyvr.playSound(0, EasyVR::VOL_FULL);
    // perform some action
    action();
}
else // errors or timeout
{
    if (easyvr.isTimeout())
        Serial.println("Timed out, try again...");
}
```

```
int16_t err = easyvr.getError();
if (err >= 0)
{
    Serial.print("Error ");
    Serial.println(err, HEX);
}
}
}

void action()
{
    switch (group)
    {
    case GROUP_0:
        switch (idx)
        {
        case G0_MOVER:
            // write your action code here

            group = GROUP_1; // group = GROUP_X; <-- or jump to another group X for
composite commands

            easyvr.playSound(0, EasyVR::VOL_FULL);

            break;
        }
        break;
    case GROUP_1:
        switch (idx)
        {
        case G1_RODILLA_DERECHA: // código para las instrucciones
            digitalWrite(4, LOW);
```

```
    delay(200);

    digitalWrite(4, HIGH); // write your action code here

    group = GROUP_1;

    // group = GROUP_X; <-- or jump to another group X for composite
    commands

    break;

case G1_CADERA_DERECHA:

    digitalWrite(5, LOW);

    delay(200);

    digitalWrite(5, HIGH); // write your action code here

    group = GROUP_1; // group = GROUP_X; <-- or jump to another group X for
    composite commands

    break;

case G1_RODILLA_IZQUIERDA:

    digitalWrite(6, LOW);

    delay(200);

    digitalWrite(6, HIGH); // write your action code here

    group = GROUP_1; // group = GROUP_X; <-- or jump to another group X for
    composite commands

    break;

case G1_CADERA_IZQUIERDA:

    digitalWrite(7, LOW);

    delay(200);

    digitalWrite(7, HIGH); // write your action code here

    group = GROUP_1; // group = GROUP_X; <-- or jump to another group X for
    composite commands

    break;

case G1_PASO_DERECHO:

    digitalWrite(8, LOW);
```

```
    delay(200);

    digitalWrite(8, HIGH);// write your action code here

    group = GROUP_1;// group = GROUP_X; <-- or jump to another group X for
composite commands

    break;

case G1_PASO_IZQUIERDO:

    digitalWrite(9, LOW);

    delay(200);

    digitalWrite(9, HIGH);// write your action code here

    group = GROUP_1;// group = GROUP_X; <-- or jump to another group X for
composite commands

    break;

case G1_DETENER:

    digitalWrite(10, LOW);

    delay(200);

    digitalWrite(10, HIGH);

    group = GROUP_1;

    break;

}

break;

}

}
```

REFERENCIAS

1. *Berkeley.edu*. (3 de Marzo de 2004). Recuperado el 3 de Mayo de 2013, de http://www.berkeley.edu/news/media/releases/2004/03/03_exo.shtml
2. A, V. (1978). Estudio de la marcha fisiológica en individuos normales y en portadores de endoprótesis. Barcelona, España.
3. A, V. P. (1996). *Significado de la postura y de la marcha humana*. Madrid: Complutense.
4. Angulo, M. A. (3º Edición). *Microcontroladores pic 16f87x diseño practico de aplicaciones segunda parte*. McGrawHil.
5. Angulo, M. A. (Primera parte). *Microcontroladores PIC Diseño practico de aplicaciones*. McGrawHil.
6. Berkeley-bionics. (s.f.). *Elegs (s.f.)*. Recuperado el 14 de Octubre de 2013, de <http://www.exoesqueleto.com.es/berkeley-bionics.html>
7. Cinvestav. (25 de Septiembre de 2013). *Comunicación Cinvestav*. Recuperado el 6 de Enero de 2014, de <http://comunicacion.cinvestav.mx/Inicio/TabId/55/ArtMID/954/ArticleID/31/Creador-mexicanos-exoesqueleto.aspx>
8. CRONICA.COM.MX. (9 de Noviembre de 2012). Recuperado el 17 de Junio de 2014, de <http://www.cronica.com.mx/notas/2012/705556.html>
9. *cyberdyne*. (s.f.). Recuperado el 25 de Mayo de 2014, de http://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html
10. *cyberdyne*. (s.f.). *Hal*. Recuperado el 16 de Septiembre de 2013, de <http://www.cyberdyne.jp/english/>
11. David Halliday, R. R. (1983). *Física combinada: partes 1*. Compañía Editorial Continental.
12. Ducroquet, R. (1991). *Marcha normal y patológica*. España: Masson.
13. *eksobionics*. (s.f.). Recuperado el 5 de Abril de 2014, de <http://intl.eksobionics.com/>
14. Emmer, G. (s.f.). *Exoesqueleto*. Recuperado el 16 de Febrero de 2014, de <http://www.exoesqueleto.com.es/berkeley-bionics.html>

15. Field, D. (2004). *ANATOMÍA. Palpación y localización superficial*. Editorial Paidotribo.
16. HALLIDAY, D., RESNICK, R., & WALKER, J. (2001). *FUNDAMENTOS DE FÍSICA (VOL. I) (3ª ED.)*. GRUPO PATRIA .
17. Hibbeler, R. C. (2006). *Mecánica de materiales*. México: Pearson.
18. Hoyos JV, V. P. (1985). Estructura de un laboratorio para el análisis biomecánico de la marcha. *Revista de instrumental Médico y Bioingeniería*, 1:7.
19. Lacuesta, J. S. (s.f.). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: , Instituto de Biomecánica de Valencia.
20. LE VEAU, B. (1991). *BIOMECÁNICA DEL MOVIMIENTO HUMANO*. Trillas.
21. León Chaitow, J. W. (2006). *Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares tomo II extremidades inferiores*. Paidotrib.
22. M.L.E, G. (2012). *Órtesis activa de miembro inferior*. México: UNAM.
23. Marks, P. H. (27 de Julio de 2001). *newscientist*. Recuperado el 15 de Mayo de 2014, de http://www.newscientist.com/article/dn1072#.VQxJG9KG_al
24. Marlborough, M. (26 de Junio de 2014). *ReWalk*. Recuperado el 16 de Agosto de 2014, de <http://www.rewalk.com/>
25. Martínez, J. L. (s.f.). *Problemas resueltos de teoría de máquinas y mecanismos*. Valencia: UPN.
26. Microchip. (s.f.). *PIC16F87XA Data Sheet*; Recuperado el 17 de Febrero de 2012, de <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39582b.pdf>;
27. Mosher, R. (1965). *cyberneticzoo.com*. Recuperado el 12 de Mayo de 2014, de <http://cyberneticzoo.com/man-amplifiers/1966-69-g-e-hardiman-i-ralph-mosher-american/>
28. Oasepeyo, G. (1987). *Estudio cinemático de la marcha mediante la pista de marcha*. Avances 1987;17:35.
29. Once noticias. (21 de Noviembre de 2012). *Desarrolla IPN exoesqueleto como apoyo al caminar*. Recuperado el 5 de Mayo de 2014, de <https://www.youtube.com/watch?v=j1TS5FLBTCw&t=14>

30. R, D. R. (1966). *Body segments parameters*. New York University New: School of Engineering and Science.
31. Raymond A. Serway, J. W. (2008). *Física para ciencias e ingeniería*. CENGAGE Learning .
32. REED, M. K. (23 de Noviembre de 2014). *theyshallwalk.org*. Recuperado el 15 de Diciembre de 2014, de <http://www.theyshallwalk.org/lifesuit-updates-and-news/paralyzed-marine-walks-to-receive-his-bronze-star-using-robotic-system/>
33. ReWalk . (s.f.). *Walk Again.(s.f)*. Recuperado el 20 de Junio de 2014, de <http://rewalk.com/>
34. Robotics and Mechatronics Center. (s.f.). *ROBODRIVE Motor*. Recuperado el 25 de Enero de 2012, de http://www.dlr.de/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-3761/6104_read-206/
35. robotshop. (s.f.). *Manual, User Manual Release 3.0*. Recuperado el 12 de Diciembre de 2014, de <http://www.robotshop.com/media/files/PDF/easyvr-user-manual-vrb-001.pdf>
36. Rodrigo, S. E. (s.f.). *Modelación y Simulación del Sistema Locomotor Humano*. Facultad de ingeniería, UNSJ.
37. Rouvière, H., A Delmas, o., & Delmas, V. (2005). *Anatomía humana : descriptiva, topográfica y funcional. 4, Sistema nervioso central, vías y centros nerviosos*. barcelona: Masson.
38. Tippens, P. E. (s.f.). *Física, Conceptos y aplicaciones*. Mc Graw Hil.
39. UC Berkeley . (3 de Marzo de 2004). *researchchers developing robotic exoskeleton that can enhance human strenght and endurance*. Recuperado el 13 de Mayo de 2014, de http://www.berkeley.edu/news/media/releases/2004/03//03_exo.shtml
40. Vera Luna, P. (1999). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: IBV.
41. Viel, E. (2002). *La marcha humana, la carrera y el salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones*. Madrid: Masson.

42. Voegeli, A. V. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor* . Springer Science & Business Media.
43. Yang, B. S. (3 de marzo de 2004). *UC Berkeley*. Recuperado el 12 de Mayo de 2013, de http://www.berkeley.edu/news/media/releases/2004/03/03_exo.shtml
44. Matrix Technology Solutions. (2015). *Flowcode* . Recuperado el 15 de 01 de 15, de <http://www.matrixsl.com/flowcode/features/>
45. RoboTech srl. (s.f.). *EasyVR 2.0*. Recuperado el 20 de 12 de 14, de http://www.veear.eu/files/easyvr_user_manual_3.6.7.pdf
46. Farris, R. J. (2012). *Design of a powered lower-limb exoskeleton and control for gait assistance in paraplegics* (Doctoral dissertation, Vanderbilt University).
47. Lugo, E., Ponce, P., Molina, A., & Castro, S. Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior.
48. Hermosillo, J. A. M., & Hernández, I. Z. (2014). Diseño de un Exoesqueleto de Miembros Inferiores para la Movilidad de Personas con Paraplejía.