

UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA

SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Trabajo de titulación previo a
la obtención del Título de
Ingeniero Electrónico

PROYECTO TÉCNICO:

“ANÁLISIS DEL DIMENSIONAMIENTO ELECTRÓNICO Y SIMULACIÓN EN 3D DE
UN EXOESQUELETO PARTE INFERIOR PARA MARCHA BÍPEDA”

AUTORES:

WILLIAM MAURICIO CUZCO SIMBAÑA

FRANCISCO DE JESÚS ILLESCAS ARCENTÁLEZ

TUTOR:

LUIS JAVIER SERPA ANDRADE, MSc.

CUENCA – ECUADOR

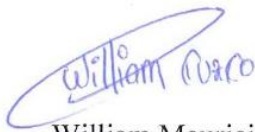
2016

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros: William Mauricio Cuzco Simbaña, con documento de identificación N° 0105337893 y Francisco de Jesús Illescas Arcentález, con documento de identificación N° 0103892956, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de grado titulado: “Análisis del dimensionamiento electrónico y simulación en 3D de un exoesqueleto parte inferior para marcha bípeda” mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Electrónico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, Octubre del 2016.



William Mauricio Cuzco Simbaña.
C.I. 0105337893
AUTOR 1



Francisco de Jesús Illescas Arcentález.
C.I. 0103892956
AUTOR 2

CERTIFICACIÓN

Yo declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “ANÁLISIS DEL DIMENSIONAMIENTO ELECTRÓNICO Y SIMULACIÓN EN 3D DE UN EXOESQUELETO PARTE INFERIOR PARA MARCHA BÍPEDA”, realizado por William Mauricio Cuzco Simbaña y Francisco de Jesús Illescas Arcentález, obteniendo el Proyecto Técnico, que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, octubre de 2016

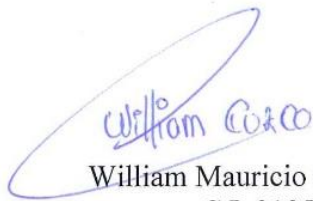


Ing. Luis Javier Serpa Andrade, MSc
C.I. 0103779096
TUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

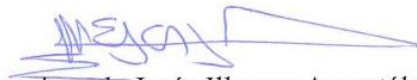
DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, William Mauricio Cuzco Simbaña, con documento de identificación N° 0105337893 y Francisco de Jesús Illescas Arcentález, con documento de identificación N° 0103892956 autores del trabajo de titulación ANÁLISIS DEL DIMENSIONAMIENTO ELECTRÓNICO Y SIMULACIÓN EN 3D DE UN EXOESQUELETO PARTE INFERIOR PARA MARCHA BÍPEDA, certificamos que el total contenido del Proyecto Técnico son de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, octubre de 2016



William Mauricio Cuzco Simbaña.
C.I. 0105337893
AUTOR 1



Francisco de Jesús Illescas Arcentález.
C.I. 0103892956
AUTOR 2

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

ANTECEDENTES

JUSTIFICACIÓN

Índice.....	V
Índice de gráficas	XI
Índice de tablas.....	XIII
Introducción	XIV
Agradecimientos.....	XV
Dedicatoria.....	XVI
Antecedentes.....	XVII
Justificación.....	XVIII
1. FUNDAMENTO TEÓRICO.....	1
1.1. La marcha bípeda	1
1.1.1. Conceptos.....	1
1.1.1.1. Concepto de marcha bípeda	1
1.1.1.2. Concepto de ciclo de marcha bípeda.....	1
1.1.2. La marcha como un proceso.....	1
1.1.3. Conceptos claves que se involucran en la marcha bípeda	2
1.1.3.1. Paso	2
1.1.3.2. Longitud de zancada	2
1.1.3.3. Longitud de paso	2
1.1.3.4. Cadencia de marcha	3
1.1.3.5. Ancho de paso o amplitud de base	3
1.1.3.6. Altura de paso	3
1.1.3.7. Ángulo del paso	3
1.1.4. Desarrollo de la marcha bípeda.....	4
1.1.4.1. Proceso uno (inicial) de la marcha	4
1.1.4.2. Proceso dos de la marcha	4
1.1.4.3. Proceso tres de la marcha	4
1.1.4.4. Proceso cuatro de la marcha.....	4
1.1.4.5. Proceso cinco de la marcha	4
1.1.4.6. Proceso seis de la marcha.....	4
1.1.4.7. Proceso siete de la marcha	5
1.1.4.8. Proceso ocho de la marcha	5
1.1.4.9. Proceso nueve de la marcha	5
1.1.4.10. Proceso diez de la marcha	5
1.1.5. Longitud y velocidad en el desarrollo de la marcha.....	5

1.1.5.1. Longitud del paso en un niño	5
1.1.5.2. Velocidad de marcha en un niño	6
1.1.6. Resultados de la marcha	6
1.1.7. Fases y variables de la marcha	6
1.1.7.1. Fases de la marcha	6
1.1.7.1.1. Fase de apoyo sencillo o apoyo monopodal	6
1.1.7.1.2. Fase de oscilación o balanceo.....	6
1.1.7.1.3. Fase de apoyo doble o bipodal	7
1.1.7.2. Subfases (etapas) de la marcha.....	7
1.1.7.2.1. Etapa de contacto inicial (CI)	7
1.1.7.2.2. Etapa inicial de apoyo o de respuesta de la carga (AI)	7
1.1.7.2.3. Etapa de media del apoyo o soporte medio (AM)	8
1.1.7.2.4. Etapa final del apoyo (AF)	8
1.1.7.2.5. Etapa previa a la oscilación (OP)	8
1.1.7.2.6. Etapa inicial de la oscilación (OI)	8
1.1.7.2.7. Etapa media de oscilación (OM)	8
1.1.7.2.8. Etapa final de oscilación (OF)	9
1.1.7.3. Variables de la marcha	9
1.1.7.3.1. Velocidad de marcha	9
1.1.7.3.2. Tiempo de paso	9
1.1.7.3.2.1. Tiempo de paso del miembro izquierdo	9
1.1.7.3.2.2. Tiempo de paso del miembro derecho	9
1.1.7.3.3. Período de apoyo	10
1.1.7.3.4. Período de oscilación.....	10
1.1.8. Patologías y factores que modifican la marcha	10
1.1.8.1. Patologías modificadoras de la marcha	10
1.1.8.1.1. Alteraciones neurológicas	10
1.1.8.1.2. Modificaciones fisiológicas.....	11
1.1.8.2. Factores modificadores de la marcha	11
1.1.8.2.1. Factores extrínsecos	11
1.1.8.2.1.1. Terreno.....	11
1.1.8.2.1.2. Calzado	12
1.1.8.2.1.3. Vestido	12
1.1.8.2.1.4. Profesión	12
1.1.8.2.1.5. Consumo de sustancias tóxicas	13
1.1.8.2.1.6. Transporte de carga.....	13
1.1.8.2.2. Factores intrínsecos	13
1.1.8.2.2.1. Género.....	13
1.1.8.2.2.2. Costumbres culturales y clases sociales	13
1.1.8.2.2.3. Fatiga	13
1.1.8.2.2.4. Edad	14
1.1.8.2.2.5. Peso.....	14

1.1.8.2.2.6.	Talla	14
1.1.8.2.3.	Factores psicológicos	14
1.1.8.2.3.1.	Personalidad	14
1.1.8.2.3.2.	Estado de ánimo	15
1.2.	Planos anatómicos	15
1.2.1.	Plano frontal/ coronal	15
1.2.2.	Plano sagital/ mediano/ medio sagital	15
1.2.3.	Plano transversal/ horizontal	16
1.3.	Cinemática de la marcha	16
1.3.1.	Concepto de cinemática	16
1.3.1.1.	Intervalo Uno	16
1.3.1.2.	Intervalo Dos	16
1.3.1.3.	Intervalo Tres	16
1.3.2.	Cinemática del tobillo	17
1.3.2.1.	El tobillo en el intervalo uno	17
1.3.2.2.	El tobillo en el intervalo dos	17
1.3.2.3.	El tobillo en el intervalo tres	17
1.3.3.	Cinemática de la rodilla	17
1.3.3.1.	La rodilla en el intervalo uno	17
1.3.3.2.	La rodilla en el intervalo dos	18
1.3.3.3.	La rodilla en el intervalo tres	18
1.3.4.	Cinemática de la cadera	18
1.3.4.1.	La cadera en el intervalo uno	18
1.3.4.2.	La cadera en el intervalo dos	19
1.3.4.3.	La cadera en el intervalo tres	19
1.4.	Cinética de la marcha	20
1.4.1.	Fuerza intrínseca	20
1.4.1.1.	Fuerzas musculares o de articulaciones	20
1.4.1.1.1.	Contracciones de tipo concéntrico	21
1.4.1.1.2.	Contracciones de tipo excéntrico	21
1.4.1.1.3.	Contracciones de tipo isométrico	21
1.4.2.	Fuerzas extrínsecas	21
1.4.2.1.	Fuerza de gravedad	21
1.4.2.2.	Fuerza de reacción del suelo	22
1.4.2.2.1.	Fuerza de reacción vertical	22
1.4.2.2.2.	Fuerza de reacción horizontal	22
1.4.2.2.3.	Fuerzas de reacción lateral	22
1.4.2.2.4.	Fuerza de torsión	22
1.4.2.3.	Fuerza de fricción o de rozamiento	22
1.4.2.4.	Inercia	22
1.5.	Exoesqueleto	23
1.5.1.	Concepto de exoesqueleto	23

1.5.2. Funciones de los exoesqueletos.....	23
1.5.3. Historia.....	23
1.5.3.1. Exoesqueleto de Nicolás Yang.....	23
1.5.3.2. Exoesqueleto BLEEX.....	24
1.5.3.3. Exoesqueleto “EL ELEGs”.....	24
1.5.3.4. Exoesqueleto “WALK AGAIN PROJECT”.....	25
1.5.3.5. Exoesqueleto “LOKOMAT”.....	25
1.5.3.6. Exoesqueleto para rehabilitación.....	26
1.6. Antropometría.....	27
1.6.1. Puntos antropométricos.....	27
1.6.1.1. Técnicas de medición antropométricas.....	28
1.6.1.2. Características de las mediciones de peso corporal y talla de pie, diámetro óseo y las circunferencias corporales.....	28
1.6.2. La ergonomía.....	29
1.6.2.1. Tipos de Ergonomía.....	29
1.6.3. Modelo biomecánico.....	29
1.6.3.1. Biomecánica en la cinemática.....	30
1.6.3.2. Biomecánica en el centro de masas.....	30
1.6.3.3. Biomecánica en el centro de gravedad de un cuerpo.....	30
1.6.3.4. Biomecánica en los modelos.....	30
1.6.3.5. Biomecánica en la característica física del cuerpo humano.....	31
1.6.3.6. Biomecánica en los movimientos del cuerpo humano y descriptores anatómicos.....	31
2. ANÁLISIS Y DISEÑO DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN.....	34
2.1. Análisis de la marcha.....	34
2.1.1. Observación de un individuo mientras camina.....	34
2.2. Tipos de protocolos.....	35
2.2.1. Protocolo de posicionamiento de marcadores.....	35
2.2.1.1. Protocolo de posicionamiento de marcadores Newington.....	36
2.2.1.2. Errores a darse en los protocolos de marcadores.....	37
2.2.2. Parámetros de normalidad reportados en la literatura.....	37
2.2.2.1. Parámetros para la cinemática.....	37
2.2.3. Sistema de vídeo.....	38
2.3. Diseño de los sistemas de medición.....	39
2.3.1. Material y método.....	39
2.3.1.1. Población objeto de estudio.....	39
2.3.1.2. Procedencia de la muestra.....	39
2.3.1.3. Criterios de inclusión y exclusión.....	39
2.3.1.3.1. Criterios de inclusión.....	39
2.3.1.3.2. Criterios de exclusión.....	39
2.3.1.4. Mediciones antropométricas.....	39
2.3.1.4.1. Peso y altura.....	39
2.3.1.4.2. Medición de los diámetros óseos.....	40

2.3.1.4.3.	Mediciones de las circunferencias o perímetros corporales	41
2.3.1.4.4.	Tablas y nomenclaturas	44
2.3.1.4.5.	Mediciones de longitudes, diámetros y perímetros de segmentos corporales	47
2.3.1.5.	Toma de trayectorias en un ciclo de marcha	48
2.3.1.6.	Tabla de resultados de ángulos promedio de cadera, rodilla y tobillo en un ciclo de marcha	49
3.	PROCESAMIENTO DE DATOS.....	52
3.1.	Cálculos de masas y momentos de inercia de los segmentos	52
3.1.1.	Cálculo de masa de segmentos corporales	52
3.1.2.	Ecuaciones para predicción de masas de los segmentos corporales de extremidades inferiores	53
3.1.3.	Ecuaciones para predicción de momentos de inercia de los segmentos corporales de extremidades inferiores	55
3.1.4.	Muestra cinemática promedio de cadera, rodilla y tobillo.....	57
3.1.4.1.	Cálculos de normalización y su inversa para el ciclo de marcha	58
3.1.5.	Ecuaciones de cadera, rodilla y tobillo.....	59
3.1.5.1.	Ecuación de la cadera derecha	59
3.1.5.2.	Ecuación de la cadera izquierda	59
3.1.5.3.	Ecuación de la rodilla derecha	59
3.1.5.4.	Ecuación de la rodilla izquierda.....	60
3.1.5.5.	Ecuación del tobillo derecho	60
3.1.5.6.	Ecuación del tobillo izquierdo.....	60
3.1.6.	Gráficas de las ecuaciones de cadera, rodilla y tobillo derecha e izquierda	60
3.1.7.	Datos de cadera, rodilla y tobillo por medio de software OpenSim	61
3.1.8.	Comparación de datos obtenidos versus datos de Opensim	62
3.1.9.	Obtención de velocidad y aceleración de cadera, rodilla y tobillo	64
3.2.	Análisis de torques	64
4.	SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO	66
4.1.	Estructura general del exoesqueleto	66
4.1.1.	Funcionalidad del exoesqueleto	66
4.2.	Los controladores	67
4.2.1.	Características de los controladores P, I y D.....	68
4.3.	Cálculo de potencias	68
4.3.1.	Análisis de materiales	69
4.4.	Análisis de elementos electrónicos requeridos.....	71
4.4.1.	Actuadores	71
4.4.1.1.	Servomotor Dynamixel MX-106T	71
4.4.1.2.	Torxis i01856 12V High Torque Industrial Servo Motor.....	72
4.4.1.3.	Motor ET-FGM119-1 ETON MOTOR.....	73
4.4.2.	Selección de la fuente de energía	74
4.4.3.	Driver para el motor.	75
4.4.4.	Integrado L298.....	75
4.4.5.	High-Power Motor Driver 36v9.....	76
4.4.6.	MDO3 H-bridge motor driver	76

4.4.7. Retroalimentación	77
4.4.8. Microcontrolador Atmega2560	78
4.5. Boceto del exoesqueleto.....	79
4.5.1. Simulación en Matlab del exoesqueleto.....	80
4.6. Función de transferencia de la planta	85
4.6.1. Sintonización del controlador.....	87
4.6.2 Simulación del controlador	88
4.7. Análisis de esfuerzos y deformaciones	91
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	94
APÉNDICES	95
APÉNDICE A.....	95
APÉNDICE B.....	96
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	99

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Figura 1. Ciclo de la marcha bípeda [19].	1
Figura 2. Paso y longitud de zancada [17].	2
Figura 3. Longitud de paso [17].	3
Figura 4. A) ancho de paso. B) Ángulo de paso [17].	3
Figura 5. Componentes de la marcha.	7
Figura 6. Subfases o etapas de la marcha bípeda [17].	9
Figura 7. Planos anatómicos [10].	15
Figura 8. Cinemática del tobillo en la marcha bípeda en los tres intervalos [9].	17
Figura 9. Cinemática de la rodilla en la marcha bípeda en los tres intervalos [9].	18
Figura 10. Cinemática de la cadera en la marcha bípeda en el intervalo uno [9].	18
Figura 11. Cinemática de la cadera en la marcha bípeda en los intervalos dos y tres [9].	19
Figura 12. Cinemática del tobillo en la marcha bípeda [2].	19
Figura 13. Cinemática de la rodilla en la marcha bípeda [2].	20
Figura 14. Cinemática de la cadera en la marcha bípeda [2].	20
Figura 15. Exoesqueleto “Apparatus for facilitating walking, running and jumping” [21].	23
Figura 16. Exoesqueleto BLEEX [21].	24
Figura 17. El ELEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System) [22].	24
Figura 18. El Exoesqueleto Walk Again Project [22].	25
Figura 19. El exoesqueleto Lokomat [22].	26
Figura 20. Diagrama de bloques de los componentes del prototipo [24].	26
Figura 21. Delimitación de los puntos Antropométricos [29].	28
Figura 22. División del cuerpo por segmentos funcionales [29].	31
Figura 23. Descriptores anatómicos [29].	32
Figura 24. Pista de marcha (caminadora).	34
Figura 25. Modelo Newington [30].	36
Figura 26. Balanza de contrapeso.	40
Figura 27. Estadiómetro.	40
Figura 28. Medición del diámetro Biilecretideo.	41
Figura 29. Medición del diámetro Biepicodilar del fémur.	41
Figura 30. Medición del diámetro Biepicodilar del tobillo.	41
Figura 31. Medición del perímetro de la cintura.	42
Figura 32. Medición del perímetro de la cadera.	42
Figura 33. Medición del perímetro del muslo.	43
Figura 34. Medición del perímetro de la pierna.	43
Figura 35. Medición de longitudes antropométricas.	44
Figura 36. Gráfica de trayectorias con el software Kinovea.	48
Figura 37. Ubicación de cámaras para el análisis de un ciclo de marcha.	49
Figura 38. Análisis de ciclo de marcha.	49
Figura 39. Modelado, numerado y etiquetado del cuerpo [29].	52
Figura 40. Medidas antropométricas para predecir masas corporales y momentos de inercia [29].	53
Figura 41. Ejes ortogonales principales del muslo y su semejanza como cilindro [29].	55
Figura 42. Movimientos de la rodilla izquierda [29].	55
Figura 43. Análisis de ángulos de la cadera izquierda normalizada.	57
Figura 44. Análisis de ángulos de la rodilla izquierda normalizada.	58
Figura 45. Análisis de ángulos del tobillo izquierdo normalizado.	58
Figura 46. Gráficas de las funciones encontradas de: a) cadera, b) rodilla y c) tobillo derecho e izquierdo.	61

Figura 47. Gráficas de las funciones encontradas en OpenSim 3.3 de: a) cadera, b) rodilla y c) tobillo izquierda y derecha.	62
Figura 48. Muestras de comparación de mediciones realizadas vs mediciones en OpenSim de ángulos de a) cadera b) rodilla c) tobillo izquierdo.	63
Figura 49. Datos de (a) velocidades y (b) aceleración de cadera, rodilla y tobillo izquierdo.	64
Figura 50. Señales de torques de cadera, rodilla y tobillo [42].	65
Figura 51. Esquema funcional del exoesqueleto.	67
Figura 52. Gráficas de las potencias en cada articulación [42].	69
Figura 53. MX-106T.	71
Figura 54. Servo Motor Torxis [47].	72
Figura 55. Motor de corriente continua [48].	74
Figura 56. Diagrama de bloques control.	74
Figura 57. Fuente de alimentación recargable de litio 12V 15000mAh [49].	75
Figura 58. Integrado L298 [50].	75
Figura 59. Driver 36v9 [51].	76
Figura 60. MDO3 H-bridge motor driver [52].	76
Figura 61. Potenciómetro.	77
Figura 62. Arduino Mega 2560 [44].	78
Figura 63. Boceto exoesqueleto.	80
Figura 64. Diagrama de bloques del modelo exosqueleto parte inferior en Simmechanics.	81
Figura 65. Diagrama de Simulink generación de trayectorias.	82
Figura 66. Graficas cadera-rodilla-pie en Simulink Matlab.	82
Figura 67. Join Actuador.	83
Figura 68. Diagrama Simulink Matlab, simulación de la marcha.	84
Figura 69. Simulación de la marcha y salida ángulo cadera.	85
Figura 70. Respuesta de la planta al escalón.	86
Figura 71. Parámetros L y T método Ziegler y Nichols.	87
Figura 72. Respuesta de la planta lazo cerrado.	89
Figura 73. Respuesta de la planta y controlador retroalimentación unitaria.	90
Figura 74. Diagrama de bloques control PID.	90
Figura 75. Trayectorias entrada y salida.	91
Figura 76. Análisis de fuerza.	92
Figura 77. Análisis de fuerza paralela y perpendicular.	92
Figura 78. Análisis de fuerza.	93

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Articulaciones funcionales [29].	33
Tabla 2. Articulaciones estructurales [29].	33
Tabla 3. Nomenclatura de segmentos corporales [29].	44
Tabla 4. Nomenclatura de datos varios [29].	44
Tabla 5. Nomenclatura de perímetros corporales [29].	45
Tabla 6. Nomenclatura de diámetros corporales [29].	45
Tabla 7. Fragmento de la tabla de segmentos corporales inferiores [Kg] [29].	46
Tabla 8. Tablas de longitudes de segmentos corporales [m] [29].	46
Tabla 9. Medición de longitudes, diámetros y perímetros de segmentos corporales.	47
Tabla 10. Ángulos promedio de cadera, rodilla y tobillo derecho e izquierdo en el ciclo de marcha.	51
Tabla 11. Segmentos corporales para el modelado [29].	53
Tabla 12. Medición de masas de segmentos corporales.	54
Tabla 13. Momentos de inercia.	57
Tabla 20. Características el Driver MD03 [52].	77
Tabla 21. Características Arduino Mega 2560 [44].	79
Tabla 22. Valores K_p , T_i , T_d método Ziegler y Nichols [53].	87

INTRODUCCIÓN

Siempre ha llamado la atención ver como la ingeniería ha sido desafiada a solucionar problemas en todas las áreas existentes en la sociedad y así poder mejorar su calidad de vida. En el área de la medicina no ha sido la excepción desde hace varios años atrás, como por ejemplo el mencionar un proyecto trascendental y de gran beneficio, es la de poder auxiliar los tratamientos médicos preventivos y de rehabilitación [4] [7] [11] [13].

Si se enfoca la ingeniería a la rehabilitación de personas que tienen problemas locomotores por diferentes causas, fruto de una lesión medular; esta ciencia podría obtener un beneficio como es un exoesqueleto de miembros inferiores con el propósito del mejorar o corregir los movimientos de las extremidades inferiores [15] [19] [23] [26].

Para que el exoesqueleto cumpla esta función de forma eficiente, su diseño debe cumplir con algunas características específicas como la seguridad al paciente, evitar movimientos inesperados y fuerzas desmedidas al usuario; es aquí donde se pone en juego la unión de un diseño mecánico-electrónico. La parte electrónica del instrumento permite intervenir en dichas perturbaciones llegando a ser confiable, de alta precisión y eficaz para tomar las decisiones oportunas; y a la vez, su parte mecánica sea robusta, estable para que sume esfuerzos al rendimiento total del equipo.

El exoesqueleto está diseñado para pacientes de nivel cervical cuarto y quinto referente a lesiones medulares y deseen caminar con la naturalidad posible; Este tipo de personas no tienen movilidad, ni sensibilidad en los miembros inferiores del cuerpo, ni en los músculos de la espalda baja, pero tienen control de brazos, manos y músculos de la espalda, pectorales, y cuello [38].

Con este propósito el proyecto de investigación realiza una presentación de resultados del análisis cinemático y cinético del ciclo de marcha utilizando la antropometría para la obtención de datos más reales, acogiéndose a normas, protocolos y parámetros existentes y necesarios a seguir; presenta también el estado de arte del desarrollo y simulación del exoesqueleto a fabricar, que ayuda a solucionar posibles problemas a enfrentar en el diseño estructural real del mismo.

AGRADECIMIENTOS

Un agradecimiento eterno a mi madre Guadalupe, por su apoyo, amor, comprensión e incluso por sus silencios, por haber estado en las buenas y en las malas, por tus gestos duros y delicados, los regaños que desde niño me sirvieron y formaron mi carácter; en definitiva, por ser mi modelo y molde a seguir; te amo, adoro y valoro mucho mi mujer virtuosa digna de ser honrada y alabada por tu hijo (Proverbios 34:10-31). A mi Padre, por su apoyo incondicional, por su comprensión, amor, paciencia, porque me enseñó la honradez, rectitud, responsabilidad y entrega total a todo lo que se hace, por ser instrumento de Dios para mirar bien mi futuro; mis respetos padre mío. A mi familia espiritual CENTI por sus oraciones incesantes a mi “Papito Dios”, por sus consejerías oportunas y acertadas, por su entrega a la gran comisión a la cual formo parte sin esperar recompensa del mundo; que Dios los siga usando por siempre. Para mis hermanos, cuñadas, sobrinos, sobrinos nietos, tíos, primos y todos los que conforman mi familia biológica; por su apoyo, consejería, aminos y cariño; les llevo siempre presentes en mi corazón y mi mente a pesar de que algunos los tengo lejos. Para mis verdaderos amigos, por apoyarme, acompañarme, regañarme y echarme una mano para que mis sueños no desaparezcan en el olvido, y sobre todo para que esta gran meta se cumpla; abrazo fuerte a todos y que Dios me permita tenerle siempre a mi lado.

Francisco Illescas Arcentález

A mis padres, que, a pesar de la distancia y el tiempo sin verlos, han sabido brindarme el apoyo incondicional de uno u otra forma para lograr meta, para ellos mis agradecimientos totales. A mi abuelita, mi segunda madre, por estar y formar parte de toda mi vida. A mis hermanos, tíos y primos que me han dado su apoyo, comprensión y consejos.

William Cuzco Simbaña

DEDICATORIA

Dedico este trabajo al dador de vida, al eterno, al consejero y amigo de siempre “Dios”, porque es la fuente de todo lo que soy y todo lo que he obtenido, incluyendo esta meta. Esto va con todo amor y gratitud. También a mis padres que se lo merecen esto y mucho más por todo lo que han hecho y hacen por mí.

Francisco Illescas Arcentález

Dedico esta meta cumplida a mis padres, hermanos y abuelos; las cosas no hubieran sido posibles si cada uno de ellos no hubiera contado con ellos. Para todos ellos esta este trabajo con todo mi cariño y aprecio.

William Cuzco Simbaña

ANTECEDENTES

En la actualidad gracias a los avances de la tecnología se puede garantizar mediciones con respecto a la marcha con alta precisión y exactitud; y de esta manera se pueden optimizar los procesos de intervención y de rehabilitación de las diferentes patologías existentes en la misma. Desde el punto de vista tecnológico, los laboratorios de marcha y análisis del movimiento se definen como un sistema multifactorial integrado que analizan la marcha humana con tres diferentes procesos, siendo uno de ellos el sistema tridimensional que consiste en la captura del movimiento mediante cámaras digitales; el segundo sistema es para la medición de fuerzas, momentos de fuerza y potencias involucradas en el movimiento, y un tercer sistema es el de registro de la actividad de contracción relacionada a músculos individuales o grupos musculares [9].

Existen proyectos locales enfocados al tema referente al análisis de la marcha, tal es el caso de:

- a) La tesis de grado titulada: Diseño, construcción e implementación de un sistema embebido de adquisición de parámetros cinemáticos de la marcha humana en tobillo, rodilla y cadera, realizada por estudiantes de la Universidad Politécnica Salesiana en el año 2015, disponible en <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/7985> (Consultado el 05 de enero de 2015); en dicha tesis se obtienen aspectos importantes de la marcha como ángulos generados por caderas, rodillas y tobillos mediante un sistema embebido utilizando sensores inerciales; todos los datos obtenidos fueron almacenados en una memoria SD para posteriormente ser analizadas en un software OpenSim [10].
- b) Un proyecto de tesis titulado: Diseño e implementación de un sistema para el análisis del movimiento humano usando sensores Kinect, realizado por los estudiantes de la Universidad Politécnica Salesiana, disponible en <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/5092> (Consultado el 05 de enero de 2015); Esta tesis utiliza dispositivos Kinect, para la captura, reconstrucción y animación tridimensional para el movimiento humano [11].

Basándonos en los estudios mostrados anteriormente, el tema planteado en esta investigación es el recolectar el mayor número de muestras con la ayuda de cámaras como los mencionados en el literal (b), y cuyas muestras serán analizadas en un software OpenSim como lo propone en el literal (a); posteriormente con los datos procesados y analizados serán simulados para así obtener una base de datos para futuros estudios como construcción de prótesis, exosqueletos, y rehabilitación de diferentes patologías en los pacientes locales con marcha defectuosa.

JUSTIFICACIÓN

Este proyecto de investigación realizado por los estudiantes Francisco de Jesús Illescas Arcentález y William Mauricio Cuzco Simbaña, pertenecientes a la Carrera de Ingeniería Electrónica, y ejecutado en la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca; contempla el análisis de la marcha bípeda, tabla de mediciones, estudio cinemático y cinético del ciclo de marcha, procedimientos y tablas de medidas antropométricas, su modelado matemático de las extremidades inferiores, boceto de maqueta, cálculo de controladores, modelado de la marcha, bocetos de iniciales de dispositivos que intervienen en el exoesqueleto real, diseño de piezas, ensamble y cableado para motores y controladores, implementación del método de fabricación.

Todo lo expuesto anteriormente hará parte de otros proyectos como el mejoramiento ergonómico y construcción del exoesqueleto para diversos estudios y aplicaciones, es decir el presente trabajo contempla únicamente el diseño y simulación del exoesqueleto.

El documento consta de cinco capítulos que muestra el proceso secuencial llevado a cabo hasta llegar al diseño y simulación del exoesqueleto de miembros inferiores orientado a rehabilitación.

CAPÍTULO 1

1. FUNDAMENTO TEÓRICO

1.1. La marcha bípeda

1.1.1. Conceptos

1.1.1.1. Concepto de marcha bípeda

Se puede definir la marcha como el paso bípedo (que se sostiene sobre dos pies o patas para caminar) que es utilizada por el ser humano y algunos animales, para trasladarse de un lugar a otro con consumos mínimos de energía y esfuerzo [3]; este singular proceso locomotor bípedo es lo que le diferencia con el resto de especies animales cuadrúpedas (de cuatro patas), por lo cual se lo denomina “marcha bípeda” [7] y en forma particular el hombre que lo hace de forma de bipedestación erecta [16].

1.1.1.2. Concepto de ciclo de marcha bípeda

Al ciclo de marcha (figura 1) bípeda humana se le conoce a la sucesión de períodos de movimientos similares, rítmicos y alternados de los miembros inferiores en conjunto con el tronco [9] y sistemas aferentes (visual, vestibular y propioceptivo) [13], y haciéndolo de forma erguida [9]. El objetivo global del mismo es desplazar el cuerpo de un lugar a otro [4] manteniendo el contacto permanente de la persona referente al suelo a través de uno o dos de sus pies [3]. Debe entenderse que el pie viene a ser el elemento fundamental para lograr la comprensión de los mecanismos de cada paso de una persona [16].

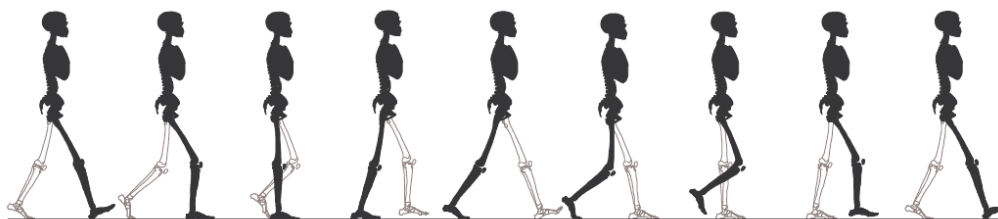


Figura 1. Ciclo de la marcha bípeda [19].

1.1.2. La marcha como un proceso

En general, los diferentes tipos de marchas de los seres vivos no son fruto de un reflejo innato, sino más bien, son gracias a un proceso continuo de mejoramiento del mismo [16]; por tanto, es

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

lógico pensar que la marcha bípeda también ha venido siendo el resultado de una actividad aprendida desde la niñez al ir coordinar paulatinamente los sistemas neuromuscular y esquelético en base a métodos ensayo-error[11] y a los reflejos posturales [16], y así llegar a integrar esta actividad a nivel involuntario cuando se llega a la edad adulta [3].

Los primeros pasos de un niño son tardíos (a diferencia por ejemplo de los animales cuadrúpedos que tienen noción de equilibrio minutos posteriores a su nacimiento, a las pocas horas, días o semanas), pero el ser humano necesita un período más prolongado, es decir, ocupa años para conseguir la posición bípeda y la marcha independiente [16], y, sobre todo, bajo un patrón característico de marcha normal [14].

1.1.3. Conceptos claves que se involucran en la marcha bípeda

A continuación, algunos conceptos importantes que intervendrán durante el estudio de la marcha y obtener una mejor comprensión sobre el mismo:

1.1.3.1. Paso

Es el resultado entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral [16].

1.1.3.2. Longitud de zancada

Es la distancia entre dos choques de talón consecutivos de un mismo pie. Se mide en centímetros (cm) o en metros (m). Se puede calcular aproximadamente que son unos 156cm [16].

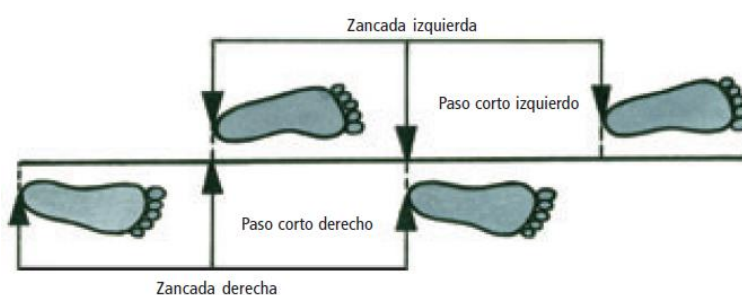


Figura 2. Paso y longitud de zancada [17].

1.1.3.3. Longitud de paso

Distancia entre ambos pies cuando éstos contactan el suelo. Se mide en centímetros (cm). Una persona de 170cm de altura, en terreno llano, tiene una longitud de paso de 75 a 85.6cm [16], dicha distancia tanto del pie izquierdo al derecho y viceversa son igual [17].

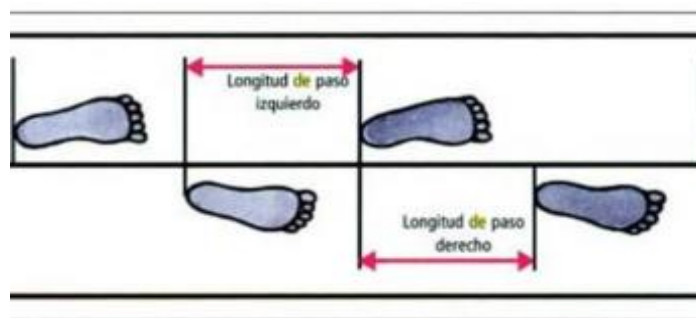


Figura 3. Longitud de paso [17].

1.1.3.4. Cadencia de marcha

Número de ciclos o pasos por unidad de tiempo. Se suele medir en ciclos o pasos por minuto (pasos/min o ciclos/min). Se dice que un adulto tiene 90pasos/min [16].

1.1.3.5. Ancho de paso o amplitud de base

Separación lateral entre los dos apoyos (talones) de ambos pies. Se mide en centímetros (cm) [14]. Se dice que una persona de 170cm de altura tiene una anchura de paso de 5 o 6 cm en terreno llano [3].

1.1.3.6. Altura de paso

Se refiere al movimiento hacia arriba de las extremidades inferiores a una altura de 5cm al paso para evitar el arrastre del pie. [3]

1.1.3.7. Ángulo del paso

Se mide entre la línea media del pie y la dirección de progresión. Se mide en grados ($^{\circ}$). En condiciones normales el ángulo de paso mide aproximadamente entre 5° a 8° [17].

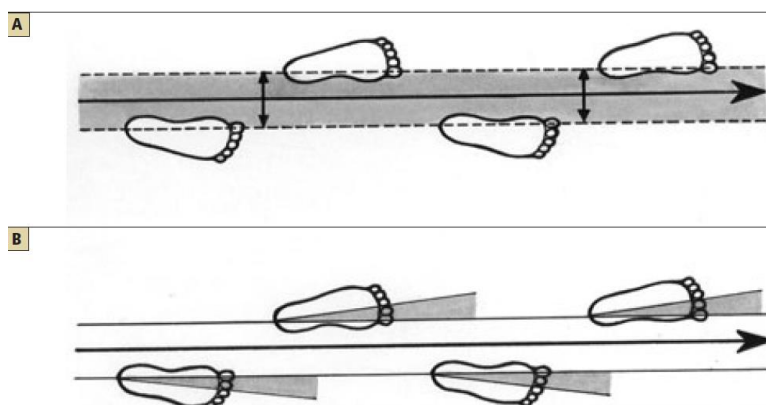


Figura 4. A) ancho de paso. B) Ángulo de paso [17].

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1.4. Desarrollo de la marcha bípeda

Como se había mencionado anteriormente, la marcha correcta es fruto de un proceso y no de un reflejo. A continuación se muestra los procesos necesarios para un desarrollo de la marcha bípeda.

1.1.4.1. Proceso uno (inicial) de la marcha

Es cuando un recién nacido es capaz de mostrar pequeños automatismos de marcha al colocarle en posición vertical sujetándole por las axilas, mientras sus pies tocan la superficie realizando movimientos descoordinados de marcha sin carga de peso del cuerpo sobre sus extremidades inferiores. Estos reflejos tienen a desvanecerse en los dos primeros meses de vida [20].

1.1.4.2. Proceso dos de la marcha

El niño de siete meses comienza a desplazar su cuerpo arrastrándose sobre una superficie [16].

1.1.4.3. Proceso tres de la marcha

A los ocho meses consigue mantenerse en pie unos instantes si se le toma de las dos manos [20].

1.1.4.4. Proceso cuatro de la marcha

A los diez meses emprende el gateo con el abdomen muy cerca del piso (plano de apoyo), y se coloca de pie espontáneamente si encuentra algo (pared, silla, mesa, etc.) en donde agarrarse [16].

1.1.4.5. Proceso cinco de la marcha

Al año el niño gatea “como un oso”, es decir, se apoya en sus manos y pies y da sus primeros pasos si se le da las dos manos [16] o camina de lado sujetándose de algo o alguien con dos o una mano [20].

1.1.4.6. Proceso seis de la marcha

Entre los trece a quince meses el niño consigue la marcha de forma independiente, pero de forma insegura, inestable, irregular y con completa descoordinación; los motivos son

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

porque los pies están muy separados para conseguir una mayor base (piso) de sustentación a igual que los brazos del cuerpo para mantener mejor el equilibrio [16].

1.1.4.7. Proceso siete de la marcha

A los dieciocho meses pueden subirse a una silla, caminar hacia atrás o subir y bajar escaleras si se les da la mano [16], es decir tiene la capacidad de desplazarse solo [20].

1.1.4.8. Proceso ocho de la marcha

El segundo año muchos niños andan con el pie plano valgo (deformación compleja y tridimensional del pie y que consiste en caída del arco medial, valgo del retropié y abducción del antepié) muy desarrollado, pero esto suele corregirse hacia el tercer año [16]; se puede decir que al tercer año existe signos madurez acompañado con aumentos de velocidad, rotación opuestas de cintura escapular y pélvica, flexión de rodillas y dorsiflexión de tobillo [20].

1.1.4.9. Proceso nueve de la marcha

Entre los cinco y siete años el niño logra obtener un patrón de marcha semejante a un adulto [16], es aquí donde la posición bípeda es estable [20].

1.1.4.10. Proceso diez de la marcha

Investigadores como Popova y Bernshtein, comprobaron que el patrón real (similar al adulto) es alcanzado entre los siete a nueve años [20], por tanto, antes de llegar a esta edad solo se está experimentando con su sistema neurológico y musculoesquelético, y que modifica positivamente los desplazamientos que tienen lugar en las distintas partes de su cuerpo durante la marcha, hasta conseguir un completo control neural [16].

1.1.5. Longitud y velocidad en el desarrollo de la marcha

A continuación, se verá el proceso tanto de la longitud y la velocidad que se va desarrollando en el niño.

1.1.5.1. Longitud del paso en un niño

La longitud del paso de un niño se duplica en la primera infancia, se triplica a los ocho años y es cuatro veces mayor cuando el niño tiene diez años. Esto se debe al resultado del crecimiento de las extremidades inferiores, mayor angulación de las articulaciones y aumento de la duración de la fase de oscilación [16].

1.1.5.2. Velocidad de marcha en un niño

También existe un aumento de la velocidad de la marcha, ésta se duplica a los cuatro años, se triplica a los siete y es cinco veces mayor a los diez años. El aumento de la longitud del paso y de la velocidad no se debe únicamente a una adaptación funcional de los miembros inferiores, sino también, a la mejor coordinación, equilibrio y mayor precisión de movimientos [16].

1.1.6. Resultados de la marcha

La marcha es de gran importancia en el desarrollo de una persona, pues, gracia a ella, le permite tener autonomía para moverse en el espacio, aumenta su campo de visión y coger objetos que no están a su alcance [7].

1.1.7. Fases y variables de la marcha

Según los especialistas o expertos (médicos traumatólogos, fisioterapeutas e ingenieros biomédicos) [2], el proceso de la marcha bípeda involucra varias fases y variables [6] que se muestra a continuación.

1.1.7.1. Fases de la marcha

Durante el ciclo de marcha completo, cada miembro inferior pasa por tres fases, aunque una de ellas no es tomada en cuenta.

1.1.7.1.1. Fase de apoyo sencillo o apoyo monopodal

Es el tiempo cuando un pie (derecho o izquierdo) se encuentra en contacto con el suelo [12]. Esta fase comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del ante pie. Involucra el 60% de la toda la fase de marcha al sumar el porcentaje de ambos pies [9].

1.1.7.1.2. Fase de oscilación o balanceo

Fase en el que el pie (derecho o izquierdo) se halla en el aire (no hay contacto con el suelo) y sirve como preparación para el siguiente apoyo. Esta fase transcurre desde el instante de despliegue del ante pie hasta el siguiente contacto con el suelo [12] y corresponde el 40% de la fase de marcha (al sumar el porcentaje de ambos pies) [9].

1.1.7.1.3. Fase de apoyo doble o bipodal

Esta fase no es contada dentro de los tipos de fases existentes y es cuando ambos pies están en contacto con el plano (suelo) de forma simultánea [12]. Existen dos de estos tipos de fases durante la marcha, uno al inicio de la fase de balanceo y otro entre las fases de apoyo y de balanceo [16] y juntos suman un 20% [9].

En la siguiente figura (figura 5) se puede observar de mejor manera las fases de la marcha para un mejor entendimiento.

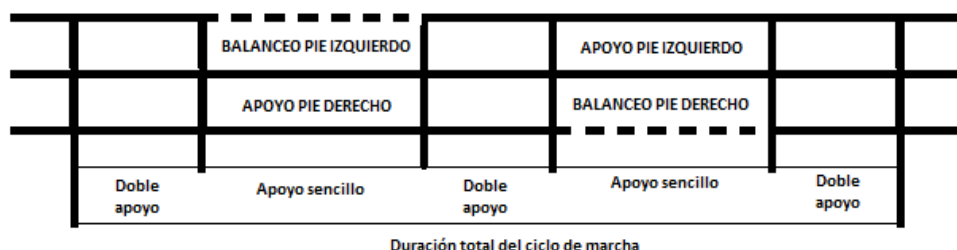


Figura 5. Componentes de la marcha.

1.1.7.2. Subfases (etapas) de la marcha

Para facilitar el estudio de la marcha, las fases suelen dividirse en ocho porciones más pequeñas denominadas subfases o etapas, según la siguiente secuencia:

Dentro de la fase de apoyo existen cinco etapas:

1.1.7.2.1. Etapa de contacto inicial (CI)

Involucra del 0 al 2% del porcentaje total de la marcha [8] y comienza cuando el talón del pie entra en contacto con el suelo [9]. En correspondencia, en cada articulación de la pierna se genera un momento interno que contrarresta la acción externa [3].

1.1.7.2.2. Etapa inicial de apoyo o de respuesta de la carga (AI)

Abarca del 2 al 10% del porcentaje total de la marcha [8] y es cuando toda la planta del pie entra en contacto con el suelo, y provoca una desaceleración a través del control de la torcedura de la rodilla y del tobillo [5], es aquí donde el peso de cuerpo trata de descansar sobre el pie [3].

1.1.7.2.3. Etapa de media del apoyo o soporte medio (AM)

Involucra del 10 al 30% del porcentaje total de la marcha [8]. En la pierna de apoyo se estabiliza la cadera mientras el cuerpo se estaciona en el pie estacionario por medio de tobillo, el tibial posterior y los perones [5]; Mientras esto sucede, el pie contrario empieza la fase de balanceo [3].

1.1.7.2.4. Etapa final del apoyo (AF)

Tiene un porcentaje del 30 al 50% del total de la marcha [8], y su objetivo es asegurar una longitud de zancada adecuada, es decir, produce una aceleración [5]. Los gemelos se unen al sóleo en el control de la dorsiflexión del tobillo. El tríceps sural se contrae ahora con potencia y el talón despegas del suelo [9].

1.1.7.2.5. Etapa previa a la oscilación (OP)

Involucra del 50 al 60% del porcentaje total de la marcha [8]. Los objetivos básicos de esta fase son conseguir una separación suficiente del pie con el suelo y alcanzar la cadencia deseada. Aquí el despegue del pie se consigue fundamentalmente con la actividad concéntrica del flexor propio del primer dedo, así como el mantenimiento de la separación pie-suelo se consigue con la musculatura pre tibial (fundamentalmente el tibial anterior) [9]. En este momento, el peso corporal de la persona es transferido totalmente de una extremidad inferior a la otra [3].

Dentro de la fase de oscilación existen tres etapas:

1.1.7.2.6. Etapa inicial de la oscilación (OI)

Entra en función desde el 60 al 73% del total de la marcha [8]. Cuyo propósito es conseguir la separación inmediata del pie ante el suelo [9], y se logra con la actividad concéntrica del flexor propio del primer dedo y de toda la musculatura pre tibial, en especial el tibio anterior [3].

1.1.7.2.7. Etapa media de oscilación (OM)

Abarca desde el 73 al 87% del total de la marcha [8]. La pierna en movimiento rebasa a la pierna de apoyo como un péndulo [9] mientras continúa el pie en el aire, y esto es gracias a la actuación concéntrica de los flexores dorsales [5].

1.1.7.2.8. Etapa final de oscilación (OF)

Comprende desde el 87 al 100% del total de la marcha [8]. La pierna desacelera al acercarse al final del intervalo [9] mientras preposiciona el pie en el suelo [5]. En este proceso existe la extensión completa de la rodilla mientras que la posición neutra del pie con respecto a la pierna, todo esto con el objetivo de que talón toque el suelo [3].

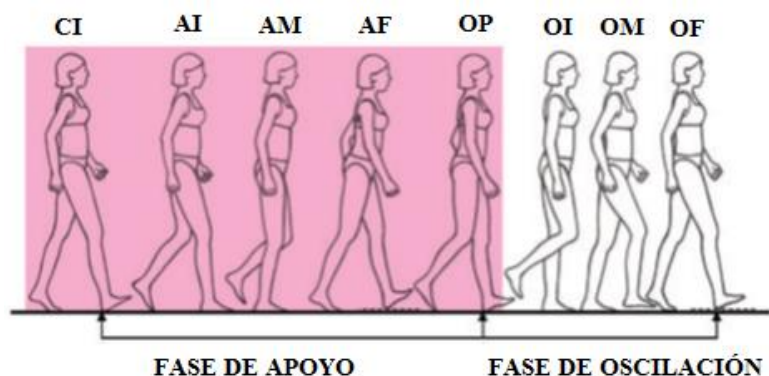


Figura 6. Subfases o etapas de la marcha bípoda [17].

1.1.7.3. Variables de la marcha

Las siguientes son mencionadas según los investigadores:

1.1.7.3.1. Velocidad de marcha

Distancia recorrida por unida de tiempo; se obtiene al multiplicar la longitud del paso por su cadencia, y de mide en metros por minutos (m/min) o kilómetros por hora (Km/h) [14].

1.1.7.3.2. Tiempo de paso

Se define como el tiempo que transcurre desde el contacto de un pie con el suelo hasta el contacto del otro pie con el suelo [17].

1.1.7.3.2.1. Tiempo de paso del miembro izquierdo

Es el tiempo transcurrido desde el contacto del pie en el suelo hasta el contacto del pie izquierdo con el suelo [10].

1.1.7.3.2.2. Tiempo de paso del miembro derecho

Es el tiempo transcurrido desde el contacto del pie derecho con el suelo hasta el contacto del pie derecho con el suelo [10].

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tanto como el tiempo de paso de los miembros izquierdo y derecho son similares [10].

1.1.7.3.3. Período de apoyo

Es cuando el pie contacta con el plano de apoyo, esta comienza cuando el talón choca con el suelo y termina con el despegue del antepié. El periodo de apoyo representa aproximadamente un 60% del ciclo [16].

1.1.7.3.4. Período de oscilación

Es donde el pie no contacta con el suelo, esta comienza con el despegue del antepié del suelo y termina con el contacto del talón con el suelo. El periodo de oscilación representa un 40% del total del ciclo de marcha [17].

1.1.8. Patologías y factores que modifican la marcha

Se dan a conocer la existencia de patologías y factores transitorios o permanentes que pueden modificar severamente el proceso de marcha, trayendo consigo descoordinación, desequilibrio muscular y hasta parálisis.

1.1.8.1. Patologías modificadoras de la marcha

Son aquellas que producen una lentificación de la velocidad de la marcha, inestabilidad, alteración en las características del paso (base, longitud, rangos de movimiento) o modificación en la sincronía de ambas extremidades inferiores, por encima de lo esperado de la edad; generando ineficacia para el desplazamiento y alterando las actividades de la vida diaria [3].

Dentro de las principales condiciones patológicas se tiene:

1.1.8.1.1. Alteraciones neurológicas

Es el resultado de un “accidente cerebrovascular, traumatismo encéfalo-craneano, trauma raquimedular, esclerosis múltiple, parálisis cerebral infantil, demencia, enfermedad de Parkinson, hematoma subdural crónico, hidrocefalia normotensiva, atrofia cerebelosa, mielopatías, radiculopatías, polineuropatías, mononeuropatías de miembros inferiores, miopatías (60% de los pacientes) y/o musculo esqueléticas (40% de los pacientes) como patología articular degenerativa o inflamatoria, sarcopenia, secuelas de traumatismos de extremidades inferiores, alteraciones de los pies, dolor por lesiones de partes blandas de extremidades inferiores; y en menor cantidad alteraciones

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

cardiorrespiratorias como insuficiencia cardíaca, insuficiencia arterial o venosa de extremidades inferiores; alteraciones metabólicas (diabetes mellitus, hipotiroidismo, insuficiencia renal crónica, daño hepático crónico), psicológica (depresión, estrés post caída) y determinados tratamientos farmacológicos (benzodicepinas, neurolépticos, anticonvulsivantes, antidepresivos)” [3].

Consecuencias: cambios en el ancho de paso, cadencia, pseudoclaudicación (debilidad muscular y parestesias de las extremidades inferiores al caminar, que ceden con el reposo), aumento en la base de sustentación e inestabilidad principalmente [3].

1.1.8.1.2. Modificaciones fisiológicas

“Es el proceso de gestación o gravidez, es decir, esto sufren en gran número las mujeres en embarazo en el aparato locomotor; el útero aumenta tamaño y peso, generando un aumento de la lordosis lumbar y una hipercifosis torácica compensatoria acompañada del aumento de las glándulas mamarias, los músculos posteriores del cuello aumentan su tensión para soportar la cabeza y mantener la mirada hacia el frente. Mientras los cambios hormonales apoyan a producir la hiperextensión de las rodillas, alteraciones en el pie tales como aumento de 10° en la movilidad de la articulación metatarsalángica del primer dedo, descenso del seno del tarso y aumento de la tendencia del pie a la pronación, todo esto adjunto al aumento de la lordosis lumbar desplaza el peso a los talones desviando el centro de gravedad posteriormente” [3].

Consecuencia: aplanamiento de los arcos en el pie y tobillo, una escasa alienación en el pie que cambia la cinética de la cadena posterior, cambios en el equilibrio por el peso que produce una redistribución espacial con compensaciones para mantener el equilibrio y por último se aumenta la base de sustentación al caminar, generalmente durante el tercer trimestre [3].

1.1.8.2. Factores modificadores de la marcha

Se refiere a diversos tipos:

1.1.8.2.1. Factores extrínsecos

1.1.8.2.1.1. Terreno

El impacto del pie sobre el suelo es aumentado cuando se trata de un suelo sólido (asfalto, concreto), mientras que disminuye al referirse de suelo blando (madera, hierba, arena) [7]. Cuando una persona se encuentra en una pendiente, existe el

aumento del impulso tricípital, puesto que el cuerpo se inclina hacia adelante y el centro de gravedad tiende a sobrepasar el pie de dente y crea un desequilibrio favorable [14]. De allí que los músculos como los tríceps, cuádriceps y glúteos desarrollan una máxima acción en conjunto a los dorsales. En cuanto a la longitud de paso, esta se ve afectada al ser reducida mientras mayor sea la pendiente ya sea en subida o en bajada [7].

1.1.8.2.1.2. Calzado

El contacto del pie con el suelo en su mayoría se lo realiza con calzado, por tanto, este influye en la marcha en mayor o menor medida [19]. Este elemento es capaz de proteger contra heridas, golpes, humedad, frío etc., por tanto, debe cumplir ciertas características particulares como amortiguar los impactos de la marcha, controlar los movimientos del pie, adecuada sujeción al pie, permitir movimiento libre de dedos, adaptación y adherencia al suelo. Existen características que pueden modificar la marcha como el tacón demasiado alto en el caso de las mujeres, incapacidad de amortiguamiento, demasiado peso, material no adecuado y tamaño inadecuado del calzado [16].

1.1.8.2.1.3. Vestido

La ropa incómoda codifica la marcha, es decir, al usar vestidos demasiado pesados, grandes o estrechos [7]; todo esto modifica la marcha ampliándola o disminuyéndola e inclusive añadiendo movimientos inadecuados [16].

1.1.8.2.1.4. Profesión

La influencia de la profesión es evidente que puede modificar la marcha; no es igual comparar la marcha de un bailarín que la de un pescador, por ejemplo; el pescador acostumbrado al movimiento del barco, separa las piernas para mantenerse en equilibrio y de esta forma aumenta la base de sustentación mientras mantiene al mismo tiempo flexionada las rodillas y caderas; no así el bailarín, que su caminar es sutil, ligero, ágil y flexible y sobre todo con el tronco erguido [16]. Otro ejemplo palpable son los sedentarios y los deportistas; un sedentario (oficinista, conductores) permanece con las rodillas en flexión y presentan a la larga limitaciones en la extensión de la marcha, no así el deportista que tiene actividades y movimientos frecuentes que facilitan la marcha [7].

1.1.8.2.1.5. Consumo de sustancias tóxicas

Se refiere al consumo de medicamentos, alcohol o drogas de forma abusiva que pueden traer la variación de la marcha. Estas sustancias son capaces de alterar la percepción sensorial y la funcionalidad mental del suelo, la variación, velocidad y cadencia de la zancada, desequilibrio parcial o total, descoordinación de la marcha, etc. [7].

1.1.8.2.1.6. Transporte de carga

Las personas que transportan cargas todo el tiempo suelen tener las rodillas flexionadas y el pecho hacia adelante todo el tiempo, y cuando pisan el suelo, lo hacen con toda la planta del pie y no solo con el talón, todo con el propósito de distribuir el peso total en su cuerpo [16].

1.1.8.2.2. Factores intrínsecos

1.1.8.2.2.1. Género

La diferencia de los parámetros de la marcha entre hombres y mujeres se ven notorio en la lordosis lumbar (curvatura exagerada de la parte lumbar); de la mujer es más pronunciado que la del varón debido al peso de senos, el uso de tacones altos, etc., que desplazan su centro de gravedad [16].

1.1.8.2.2.2. Costumbres culturales y clases sociales

En China en los años 511 a 479 a.C. las mujeres fueron obligadas a reducir a un tercio de su tamaño las dimensiones de los pies con vendas con el objetivo de que supuestamente tengan una marcha elegante y sensual [16]. En lo que respecta a clase social, las personas de alta alcurnia no tienen prisa para caminar ni tienen ocupaciones que incluyan en la marcha como lo hacen las clases inferiores [7].

1.1.8.2.2.3. Fatiga

La fatiga obliga a una persona caminar con gasto mínimo de energía, es decir inclinado hacia adelante, arrastrando los pies y marcha vacilante. Si la fatiga se debe a una enfermedad, las pronunciaciones son más notorias por su inseguridad de estabilización ya que no llegan a estabilizarse con un solo miembro inferior [7].

1.1.8.2.2.4. Edad

Un niño camina de forma inestable, torpe, inclinada hacia adelante, con frecuencia pierde el equilibrio y su base de apoyo la consigue al separar las extremidades inferiores (15 a 20cm). La de un adolescente mientras tanto la marcha es más ligera, flexible y ágil. La de un anciano la marcha se deforma debido a su envejecimiento y patologías subyacentes, por tanto, la marcha es más ligera, envarada y menos flexible, la longitud y velocidad de paso es disminuida, existe una pérdida de fuerza muscular, aumento de la base de sustentación en posición bípeda o en marcha y otros [3].

1.1.8.2.2.5. Peso

Las personas obesas y mujeres embarazadas cambian su centro de gravedad hacia adelante. Aparece el hiperlordosis lumbar (aumento de curvaturas a nivel cervical) que limita sus desplazamientos laterales y su paso pélvico, ataca el suelo con toda la planta del pie siempre, arrastran los pies y deforman sus extremidades inferiores [7]; una persona de este tipo necesita más fuerza de lo habitual para su marcha. En su gran mayoría el peso deforma las extremidades inferiores y como consecuencia se deforma la marcha [16].

1.1.8.2.2.6. Talla

Las personas altas y sobre todo con extremidades inferiores largas modifican tanto en longitud como el ciclo de su marcha [16], sus movimientos se vuelven rígidos y sacudidos, y pueden inclusive existir dobles de la columna [7].

1.1.8.2.3. Factores psicológicos

Las más conocidas se tienen:

1.1.8.2.3.1. Personalidad

Se han descrito numerosas formas de caminar, como, por ejemplo: andar altivo, noble, tímido, marcha que impone respeto, marcha lenta que parece afectada, etc., según como se camine afecta la velocidad, la postura de la cabeza y movimientos de las extremidades superiores [7].

1.1.8.2.3.2. Estado de ánimo

El ánimo también modifica la marcha, los resultados son los movimientos, gestos y mímica facial única y diferente [7].

1.2. Planos anatómicos

O también llamados “planos corporales” y cuyo objetivo es seccionar el cuerpo humano anatómicamente, con el propósito de facilitar el estudio del mismo. Este procedimiento traza tres planos imaginarios que dividen al cuerpo completamente, pero debe entenderse que los órganos internos no son aplicados en dichos planos [18].

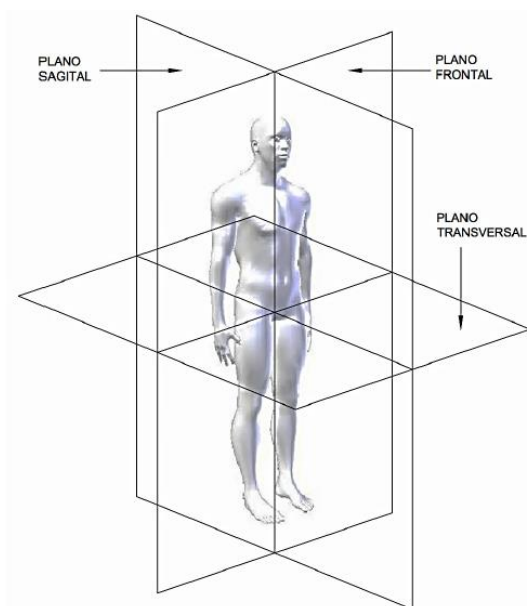


Figura 7. Planos anatómicos [10].

1.2.1. Plano frontal/ coronal

Este plano traza una línea longitudinal que pasa por las orejas y baja hacia la sutura coronal (Articulación del hueso frontal con los dos parietales) del ser humano, dividiendo de esta manera en parte anterior y posterior [18] o delantera y trasera. Este plano permite realizar los movimientos visibles de la cara como por ejemplo aducción de cadera, inclinación lateral derecha e izquierda, etc. [10].

1.2.2. Plano sagital/ mediano/ medio sagital

Es un plano perpendicular al plano coronal y cuyo propósito es dividir el cuerpo humano en dos partes derecha e izquierda asimétrica [18]. Este plano permite realizar movimientos visibles

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

de perfil, por ejemplo, una flexión de la cadera, antepulsión para el hombro, flexión plantar para el tobillo y pie, flexión de la rodilla, flexión dorsal para el tobillo y pie, etc. [10].

1.2.3. Plano transversal/ horizontal

Este plano divide al cuerpo humano en parte superior o inferior [18]. Permite observar los movimientos visibles desde arriba o abajo, por ejemplo, la pronación y supinación para el antebrazo, rotación interna del hombro, rotación externa de cadera, etc. [10].

1.3. Cinemática de la marcha

1.3.1. Concepto de cinemática

Según el Dr. Pedro Vera Luna en uno de sus libros sobre “Biomecánica de la marcha normal y patológica”, comenta que el objetivo del análisis cinemático de la marcha es “describir los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha” y utiliza el plano sagital para este propósito [9], y cuyos movimientos son impredecibles para el normal desarrollo de la deambulación [16].

El Doctor Vera divide este análisis en tres intervalos para una mejor comprensión de su estudio:

1.3.1.1. Intervalo Uno

Estudia el movimiento de las articulaciones (unión entre dos o más huesos, un hueso y cartílago o un hueso y los dientes), que para nuestro caso son la cadera, rodilla y tobillo, entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio [9].

1.3.1.2. Intervalo Dos

Este intervalo estudia los movimientos de la cadera, rodilla y tobillo, entre el apoyo medio y despliegue del pie del suelo [9].

1.3.1.3. Intervalo Tres

Este último intervalo estudia los movimientos de cadera, rodilla y tobillo en la etapa de balanceo del pie [9].

Basados en el estudio realizado por el Dr. Vera, se estudiará la cinemática del tobillo, rodilla y cadera en cada uno de los tres intervalos:

1.3.2. Cinemática del tobillo

1.3.2.1. El tobillo en el intervalo uno

En el momento que el talón toca el suelo, el tobillo se encuentra en posición neutra, es decir a 0° esto referido entre la dorsiflexión y la flexión plantar. En el instante que toda la planta del pie toma contacto con el suelo, el tobillo se mueve a 15° de la posición neutral a la flexión plantar. En la fase o etapa media (AM) el tobillo pasa rápidamente a 5° de dorsiflexión [9].

1.3.2.2. El tobillo en el intervalo dos

Luego de salir de la etapa media (AM), se viene el momento que el talón se despega del suelo y donde el tobillo llega a un ángulo de dorsiflexión de 15° . En el momento que el intervalo de elevación del talón y el despliegue del pie, el tobillo se mueve velozmente a 35° con el objetivo de despejar el pie del suelo, pero luego llega flexionar plantar a 20° [9].

1.3.2.3. El tobillo en el intervalo tres

En la etapa de balanceo, el pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencial neutra (0°) que se mantiene durante toda la etapa de balanceo [9].



Figura 8. Cinemática del tobillo en la marcha bípoda en los tres intervalos [9].

1.3.3. Cinemática de la rodilla

A continuación, se verá la cinemática de la rodilla en los tres intervalos:

1.3.3.1. La rodilla en el intervalo uno

Antes que el talón toque el suelo, la rodilla se encuentra en posición extensión completa, es decir a 0° . En el instante que el talón toca el suelo, la rodilla empieza a flexionarse. Cuando toda la planta del pie toma contacto con el suelo, el tobillo flexiona a 20° y empieza

a extenderse más. En la fase o etapa media (AM) el tobillo pasa a tener 10° flexión y continúa extendiéndose [9].

1.3.3.2. La rodilla en el intervalo dos

Luego del apoyo medio y antes de que el talón pierda contacto el suelo, la rodilla se coloca a 4° de la extensión completa. Dentro del despegue del talón y el de los dedos, la rodilla se flexiona a 40° y es una extensión casi completa [9].

1.3.3.3. La rodilla en el intervalo tres

Entre el despliegue del pie y parte media del balanceo, la rodilla de flexiona de 40° a un máximo de 65° ; pero entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón, la rodilla se extiende casi en completo hasta el fin de la etapa de balanceo [9].

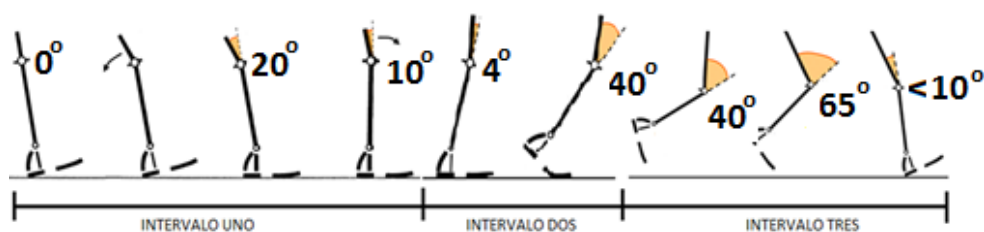


Figura 9. Cinemática de la rodilla en la marcha bípoda en los tres intervalos [9].

1.3.4. Cinemática de la cadera

La cinemática de la cadera en los tres intervalos son los siguientes:

1.3.4.1. La cadera en el intervalo uno

En el primer momento en que el talón toca el suelo, la cadera llega a una aproximación de 30° de flexión. Mientras al estar toda la planta del pie en contacto con el suelo, el ángulo llega a 10° . Al llegar entre el pie plano y el apoyo medio, la cadera llega a la posición neutral (0°) [9].

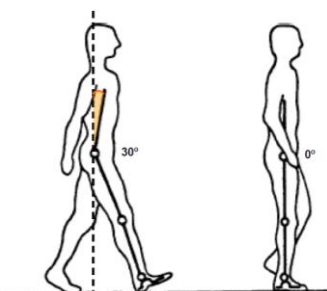


Figura 10. Cinemática de la cadera en la marcha bípoda en el intervalo uno [9].

1.3.4.2. La cadera en el intervalo dos

Después del apoyo medio e inmediatamente después del despegue del talón, la cadera alcanza una hiperextensión máxima de 20° . Al despegar de los dedos del suelo, la cadera se encuentra cerca de la posición neutra y se mueve hacia una flexión [9].

1.3.4.3. La cadera en el intervalo tres

Dentro de etapa de balanceo, la cadera partiendo de la posición neutra flexiona más o menos 30° y se mantiene en esa posición [9].

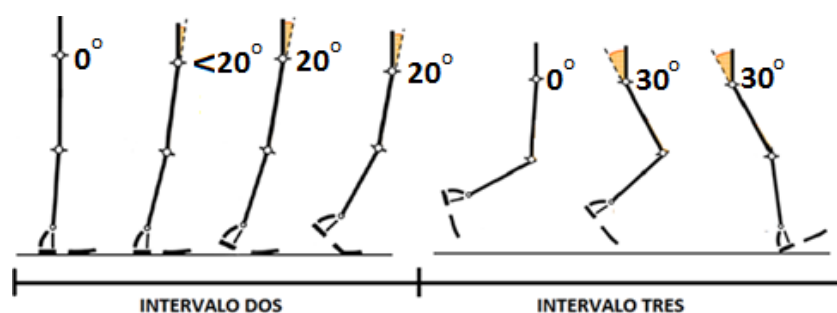


Figura 11. Cinemática de la cadera en la marcha bípoda en los intervalos dos y tres [9].

Se destaca también la existencia de movimiento del troco y de las extremidades superiores y de la cabeza durante el proceso de la marcha [16] que no se entrará a detalle dentro de este estudio.

A continuación, se presenta las gráficas de tobillo, rodilla y cadera dentro de un ciclo de marcha.

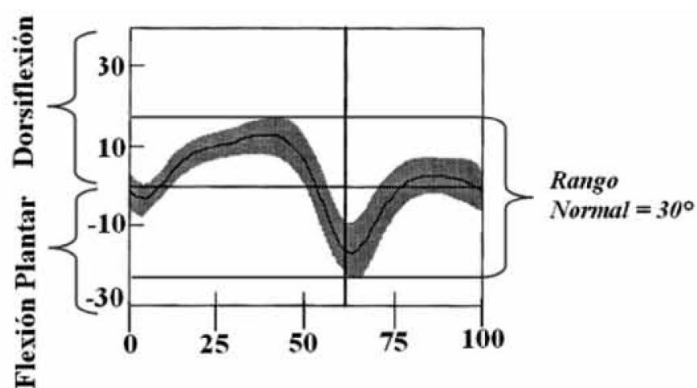


Figura 12. Cinemática del tobillo en la marcha bípoda [2].

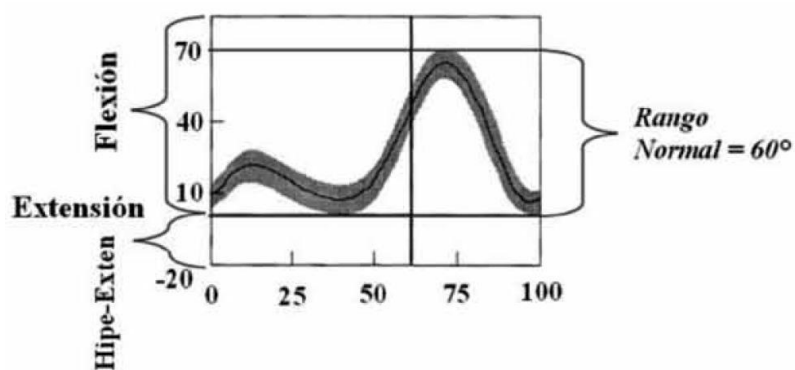


Figura 13. Cinemática de la rodilla en la marcha bípoda [2].

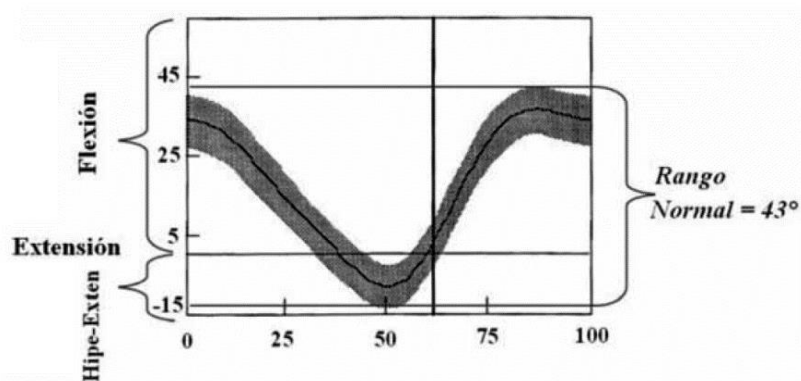


Figura 14. Cinemática de la cadera en la marcha bípoda [2].

1.4. Cinética de la marcha

La cinética de la marcha tiene por objetivo el estudio de las fuerzas [14], momentos y aceleraciones [16] que se involucran en cada una de las articulaciones dentro del ciclo de una marcha.

Las fuerzas que se involucran son del tipo intrínsecas y extrínsecas [16]:

1.4.1. Fuerza intrínseca

1.4.1.1. Fuerzas musculares o de articulaciones

Se trata de fuerzas que actúan en los músculos y se dice que son muy complejas de encontrar sus valores y más aún cuando se considera la fisiología y la mecánica. Debe saberse que el momento de esta fuerza muscular es dependiente de:

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

- ✓ La longitud efectiva del brazo de palanca con el que actúa.
- ✓ Su sección transversal fisiológica.
- ✓ La velocidad de contracción.
- ✓ La longitud previa del mismo.

La fuerza máxima es cuando el músculo está elongado (con mayor longitud), es decir, a 120% de su longitud en reposo [14].

Dentro de la marcha humana se tiene tres tipos de contracciones musculares que se detalla a continuación:

1.4.1.1.1. Contracciones de tipo concéntrico

Es cuando ambas inserciones se aproximan produciendo movimiento en la dirección de la tracción muscular [14].

1.4.1.1.2. Contracciones de tipo excéntrico

Resulta cuando las inserciones se separan frenando un movimiento que se produce en sentido contrario por la acción de otras fuerzas musculares o externas, como la gravedad o la inercia y que serán mayores que la fuerza generada por su propia tensión del músculo [14].

1.4.1.1.3. Contracciones de tipo isométrico

Cuando no hay variación de la longitud del músculo, permaneciendo constante y que se producen para equilibrar fuerzas opuestas y mantener la estabilidad [14].

1.4.2. Fuerzas extrínsecas

1.4.2.1. Fuerza de gravedad

Al realizar una marcha bípeda el centro de gravedad tiende a ir hacia adelante pero en momentos vas más allá del borde anterior de la base de sustentación, dando como resultado pérdida de equilibrio y es allí donde la fuerza de gravedad surte efecto forzando al cuerpo hacia adelante y abajo, aumentando la velocidad y transformando la energía potencial en cinética [14]; esta fuerza actúa en dirección vertical y de arriba hacia abajo, y es dependiente en este caso de la masa de los miembros y del cuerpo mismo que ejerce la marcha [16].

1.4.2.2. Fuerza de reacción del suelo

Se trata de la fuerza que ejerce el suelo sobre los pies del cuerpo en marcha, y es igual y contraria al impulso hacia abajo del pie durante la marcha. Se ejerce una “fuerza de frenado” cuando existe el choque de talón y una “fuerza de empuje” hacia delante en el momento del despegue. Esta fuerza de empuje y frenado tiene cuatro sub-fuerzas [14].

1.4.2.2.1. Fuerza de reacción vertical

Que contrarresta la tensión hacia abajo de la fuerza de gravedad [14]. La fuerza vertical se dobla respecto a la marcha, llegando a superar hasta el 200% el peso corporal [16].

1.4.2.2.2. Fuerza de reacción horizontal

Que se activa en el choque de talón para frenar el movimiento hacia adelante y en el despegue de antepié para generar la propulsión [14]; este tipo de fuerzas son muy menores las fuerzas verticales [16].

1.4.2.2.3. Fuerzas de reacción lateral

Son fuerzas de pequeñas magnitudes que son resultado de los desplazamientos laterales del centro de gravedad [16].

1.4.2.2.4. Fuerza de torsión

Fuerza que ejerce el pie sobre el suelo y sirve para traducir los movimientos de rotación que realiza la o las extremidades inferiores durante la marcha en fuerzas de torsión internas y externas [16].

1.4.2.3. Fuerza de fricción o de rozamiento

Debe existir adecuada fricción entre el pie y el piso; esta fuerza de fricción dependerá del tipo de material utilizado como calzado y el piso. Lo que si se debe entender que la fricción debe ser lo suficiente para equilibrar tanto la componente de las fuerzas de impulso y de frenado; si no existe esta fuerza, el pie tiende a deslizarse [14].

1.4.2.4. Inercia

Es la incapacidad de los miembros inferiores de cambiar de estado de reposo o movimiento sin la necesidad de una fuerza extra, con el propósito de vencer la inercia. Este tipo de fuerza se debe vencer en cada paso dado dentro del ciclo de la marcha [14].

1.5. Exoesqueleto

1.5.1. Concepto de exoesqueleto

Exoesqueleto viene de dos prefijos griegos: EXO que significa fuera o externo, y Sceletus que significa esqueleto, por tanto, su significado general es “esqueleto externo”. A diferencia de la prótesis que reemplaza las extremidades superiores o inferiores del cuerpo humano, el exoesqueleto es un instrumento de asistencia que tiene por objetivos aumentar la fuerza, velocidad y rendimiento de un miembro o miembros afectado por diversas circunstancias o bien requieren funcionar más de lo normal [24].

1.5.2. Funciones de los exoesqueletos

Los exoesqueletos pueden cumplir varias funciones, por ejemplo, pueden ayudar al ser humano a recuperar movimientos perdidos ya sea por culpa de una patología o lesiones, o también, pueden cumplir la función de aumentar la fuerza [21], estos exoesqueletos en particular, son diseñados con objetivos militares que han aportado con información valiosa en la construcción de los mismos y que pueden ser usados en áreas médicas [22].

1.5.3. Historia

1.5.3.1. Exoesqueleto de Nicolás Yang

La primera aparición de un exoesqueleto fue patentada por Nicolás Yang en el año 1890 a la cual llamo, “Apparatus for facilitating walking, running and jumping” (figura 15), este aparato proporciona los medios para incrementar la eficiencia y disminuir la fatiga, también permite flexionar las piernas; este aparato contiene resortes colocados en la parte inferior del cuerpo que se encargan de almacenar la energía [21].

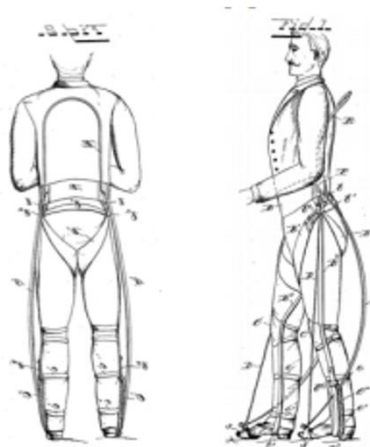


Figura 15. Exoesqueleto “Apparatus for facilitating walking, running and jumping” [21].

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

En los años sesenta la empresa “General electric investigation” junto con la universidad de Cornell y financiada por la oficina de EE.UU. construyeron un prototipo de exosqueleto de cuerpo completo llamado HARDIMAN, que era una maquina enorme accionada hidráulicamente, que permitía levantar cargas de 1500lb contando con 30 grados de libertad [21].

1.5.3.2. Exoesqueleto BLEEX

El Berkeley Exoesqueleto (BLEEX) fue dirigido por Dr. Homayoon Kazerooni, este fue diseñado de acuerdo a los requerimientos de la marcha del ser humano [21].



Figura 16. Exoesqueleto BLEEX [21].

Sus características son:

- ✓ Autonomía energética. - cuenta con su propia fuente de alimentación.
- ✓ Grados de libertad. - tres grados de libertad en la cadera, 1 en la rodilla y 3 en el tobillo.
- ✓ Consumo de energía. - aproximadamente 1143W poder hidráulico y 200w poder eléctrico.

1.5.3.3. Exoesqueleto “EL ELEGS”.

El ELEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System) fue creado en el año 2011 en la empresa Berkeley por el Dr. Homayoon Kazerooni, es controlado con sensores de fuerza y movimiento [22]. Las características son:



Figura 17. El ELEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System) [22].

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

- ✓ Cuenta con una Interfaz grafica
- ✓ Peso: 20kg
- ✓ Velocidad máxima: 3.2 kph
- ✓ Batería: 6 horas de trabajo
- ✓ Camina en línea recta.
- ✓ Diseñado para personas discapacitadas con una estatura entre 1.5 y 1.95 metros y peso no mayor a 100kg.

1.5.3.4. Exoesqueleto “WALK AGAIN PROJECT”

El WALK AGAIN PROJECT fue dirigido por Miguel Nicolelis con la colaboración internacional entre el Centro de la Universidad de Duke de Neuroingeniería, la Universidad Técnica de Munich, el Instituto Federal Suizo de Tecnología de Lausana, el Edmond y Lily Instituto Internacional Safra de Neurociencias de Natal en Brasil.

Cuenta con sensores que captan la señal eléctrica emitida por el cerebro, dicho sensores se encuentran en una corra, las señales obtenidas son enviadas a una computadora que se encuentra en la parte trasera del exosqueleto, las procesa y envía a los actuadores del exosqueleto [22]. Las características son las siguientes:

- Cuenta con actuadores hidráulicos.
- Cuenta con una batería en la parte trasera.
- Cuenta con sensores de fuerza en las extremidades.



Figura 18. El Exoesqueleto Walk Again Project [22].

1.5.3.5. Exoesqueleto “LOKOMAT”

Este exosqueleto LOKOMAT es usado en áreas médicas para la rehabilitación y terapias de recuperación, este está dividido en dos partes [22].

Primera parte. - es una estructura rígida que se encarga de soportar el peso del paciente junto con el exosqueleto manteniéndolo en una posición erguida para realizar la terapia.

Segunda parte. - es el exosqueleto que une al paciente con todo el sistema, para estimular al paciente la marcha del se hace sobre una banda transportadora, las piernas son sujetadas con correas.



Figura 19. El exosqueleto Lokomat [22].

1.5.3.6. Exoesqueleto para rehabilitación

En el año 2014 se presentó un trabajo realizado por Ricardo López, Hipólito Aguilar, Sergio Salazar, Rogelio Lozano y Jorge Torres sobre un exoesqueleto aplicado a la rehabilitación de tobillo y rodilla con dos grados de libertad este exoesqueleto cuenta con sensores de fuerza las que produce el ser humano, estos sensores se encuentran ubicados en los actuadores, también cuenta con sensores de posición y velocidad angular [24].

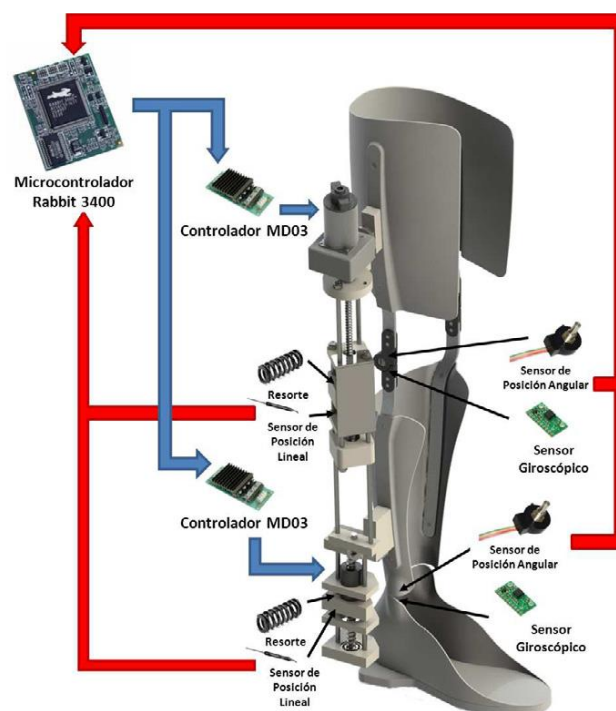


Figura 20. Diagrama de bloques de los componentes del prototipo [24].

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Las partes electrónicas que conforman el prototipo son:

- ✓ Microcontrolador rabbit 3400.
- ✓ Sensor de posición lineal MLT 0R5N0750F5C.
- ✓ Encoder óptico 600EN-128-CBL.
- ✓ Giroscopio LPR510AL.
- ✓ Amplificador Driver MD03.

1.6. Antropometría

Se conoce como un método capaz de analizar los múltiples factores que intervienen y afectan los resultados deportivos (se observan las dimensiones totales del cuerpo, conocidos también como medidas directas o de segmentos corporales), se registran las correlaciones entre los segmentos y las medidas totales (proporciones). También se le asocia con mediciones técnicas sistematizadas que de manera cuantitativa muestran las dimensiones del cuerpo humano, en la que las técnicas y los conocimientos al realizar las mediciones y acoplar en el tratamiento estático es el objetivo de la antropometría [29].

Dentro de las mediciones físicas corporales se encuentran:

- ✓ Su composición.
- ✓ Su forma y tamaño.
- ✓ Su volumen.
- ✓ Su peso.
- ✓ Su altura.

Los datos antropométricos suelen clasificarse en: edad, Sexo y tipo de deporte, para luego ser comparados con otros grupos.

1.6.1. Puntos antropométricos

Son referencias corporales cuyo objetivo es dar información de la región o segmento que se encuentra en estudio y son fáciles de ubicar. Aquí pertenecen los bordes, protuberancias o apófisis óseas palpables a través del tejido cutáneo y piel [32].

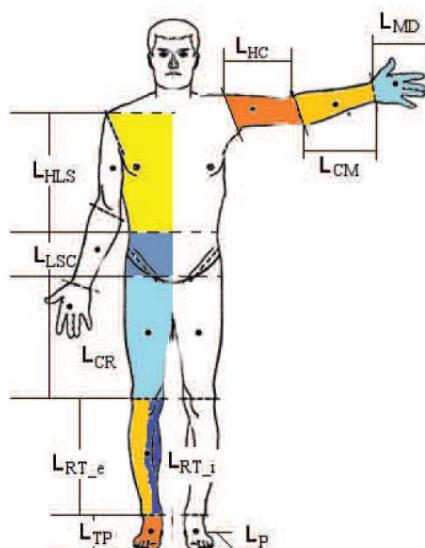


Figura 21. Delimitación de los puntos Antropométricos [29].

1.6.1.1. Técnicas de medición antropométricas

Existen algunos indicadores habituales tomadas por Pedro González Caballero que se considera en este tipo de medidas: Marcaje, posición, instrumentación, ambientación, indumentaria, horario, restricciones. A continuación, se señala las técnicas que se usará en este proyecto [29]:

- ✓ **Instrumental.**- los instrumentos y equipos deben estar calibrados y ser usados en todas las muestras.
- ✓ **Ambiental.**- el lugar debe proveer privacidad, buena iluminación, tranquilidad, orden e higiene para garantizar las mediciones de una muestra, se debe hacerlo en corto tiempo.
- ✓ **Horario.** - las mediciones se harán en similares condiciones de reposo o fatiga y de hora e inclusive a los atletas se les pregunta la etapa de entrenamiento que cursa.
- ✓ **Indumentaria.** - se usará la mínima cantidad de ropa, que puede ser dos piezas ligeras y no usar calzado en algunos casos.

1.6.1.2. Características de las mediciones de peso corporal y talla de pie, diámetro óseo y las circunferencias corporales

Seguidamente se muestra algunas características en las diferentes mediciones [33]:

- ✓ Para el peso (P) se usa una balanza de precisión con una tolerancia de 50gr.

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

- ✓ La talla de pie (Ep) es por medio de escala de pared y plano de broca, usando un estadiómetro, con una tolerancia de error de 5mm.
- ✓ Para la medición de los diámetros óseos se utiliza un calibrador Mitutoyo o antropómetro.
- ✓ En las circunferencias corporales se usa una cinta métrica con graduación milimétrica, realizándolo en ángulo recto al eje de segmentación corpóreo o hueso, haciendo una ligera presión sin imprimir la superficie de la piel.

1.6.2. La ergonomía

Es “la disciplina científica concerniente con el estudio de a interacciones entre los humanos y otros elementos de un sistema, así como la profesión que aplica la terapia, principios, datos y métodos al diseño, en orden de optimizar el bienestar humano y el desempeño general de un sistema” [29].

1.6.2.1. Tipos de Ergonomía

Existen varios tipos de ergonomía que se mencionará a continuación:

- ✓ *Ergonomía física.* - tiene que ver con el nexo entre la persona con el sistema de trabajo [35].
- ✓ *Ergonomía cognitiva.* - encargada en el estímulo del ambiente que la persona recibe al cumplir una tarea, la forma que la recibe y como transmite la información de los compañeros de trabajo, tipo de decisiones acertadas en un cierto tiempo y más [35].
- ✓ *Ergonomía postural.* - tiene que ver la postura correcta que debe adoptar una persona ya sea en ejercicio estático o dinámico [29].
- ✓ *Ergonomía geométrica.* - es la relación entre una persona y las condiciones geométricas laborales, con el objetivo de obtener un adecuado puesto de trabajo geoméricamente hablando, etc. [29].

1.6.3. Modelo biomecánico

Es una ciencia cuyo propósito es usar las leyes del movimiento mecánico para alcanzar un gran rendimiento con mínima energía, plantear labores a personas sin sufrir lesiones y/o heridas, y proveer una opción de diseño del lugar o aparatos de trabajo normales o especiales [29].

Las técnicas del análisis biomecánico consideran a la cinemática como la técnica que muestra vectores y ángulos, y a la técnica de la dinámica que explica las fuerzas y las leyes de Newton [29].

1.6.3.1. Biomecánica en la cinemática

Dentro de la cinemática se puede clasificar por los tipos de trayectorias y velocidades [36]:

- ✓ **Lineal.** - cuando un cuerpo recorre una trayectoria es lineal.
- ✓ **Rectilínea.** - cuando un cuerpo tiene una trayectoria en línea recta de forma uniforme o variada en un cierto tiempo.
- ✓ **Curvilínea.** - cuando el cuerpo tiene un movimiento en círculo, también puede ser uniforme o variado en un tiempo determinado.
- ✓ **Angular.** - Es el cambio que tiene un cuerpo de posición o desplazamiento.

1.6.3.2. Biomecánica en el centro de masas

Se conoce al lugar donde se encuentra concentrada toda la masa del cuerpo en el momento que realiza un movimiento [29].

1.6.3.3. Biomecánica en el centro de gravedad de un cuerpo

Es el punto donde se aplican las todas las fuerzas resultantes por la gravedad que se ejercen en distintas partes del cuerpo en estudio. Cuando se habla de un cuerpo rígido, la fuerza neta se aplica en el centro de masa, examinándolo como si fuera una partícula; y la fuerza que actúa en como peso lo hace en el centro de gravedad, y que, por ser casi constante, el centro de masa coincide con el centro de gravedad [29].

Con respecto a los segmentos corporales que efectúan una acción o desplazamiento, se obtienen datos como las cargas internas y externas que actúan en dicho movimiento gracias a los factores o estímulos, denotando las fuerzas de acción y reacción en el cuerpo y entorno.

1.6.3.4. Biomecánica en los modelos

Existen tres tipos de modelos [36]:

- ✓ **Modelo de bisagra.** - donde un elemento óseo gira respecto a otro en torno a su eje, siendo este movimiento igual en toda su trayectoria.
- ✓ **Modelo 2D.**- basado en un frame (TRAMA) de una filmación, foto o vídeo documental, en donde se observan los datos las posiciones de las articulaciones para evaluar el riesgo de una tarea y comparar con datos de momentos o fuerzas teóricos.

- ✓ **Modelo 3D.-** es el estudio de los movimientos de forma espacial, ya que al moverse el cuerpo de un lugar a otro (traslación), se puede explicar su giro alrededor de un eje en un espacio. Gracias a este modelo se puede observar los diferentes grados de libertad existentes en las articulaciones (columna, cadera, hombros, piernas, pie, etc.) permitiendo que la fluidez del movimiento, velocidad angular y ángulos puedan ser visualizados y estudiados.

1.6.3.5. Biomecánica en la característica física del cuerpo humano

Es necesario conocer las diferentes direcciones que pueden dar los varios miembros del cuerpo existentes, sea horizontal (paralela al suelo) y vertical con el que se puede describir el campo de acción que tendrá en cada eje [36]:

- ✓ **Eje X.-** muestra el recorrido hacia adelante (avance positivo) o atrás (avance negativo) del cuerpo.
- ✓ **Eje Y.-** denota los movimientos laterales del cuerpo, siendo el avance derecho como positivo y el avance izquierdo como negativo.
- ✓ **Eje Z.-** conocido como eje de gravedad; los movimientos verticales hacia arriba es positivo y hacia abajo es negativo.

1.6.3.6. Biomecánica en los movimientos del cuerpo humano y descriptores anatómicos

El cuerpo se ha dividido en segmentos funcionales, que, en cierta forma, comprenden más de una parte y se los detalla en la siguiente gráfica [29].

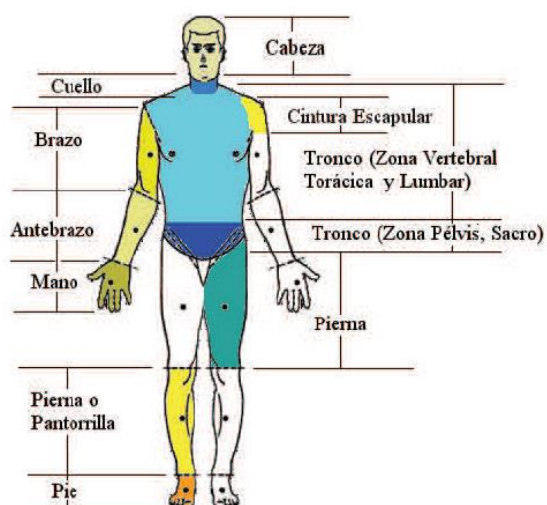


Figura 22. División del cuerpo por segmentos funcionales [29].

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Asegurándose de esta forma un entendimiento entre profesiones y efectiviza el proceso de comprensión y corrección de una postura o habilidad técnica, explicando de forma precisa los segmentos implícitos en ciertos movimientos.

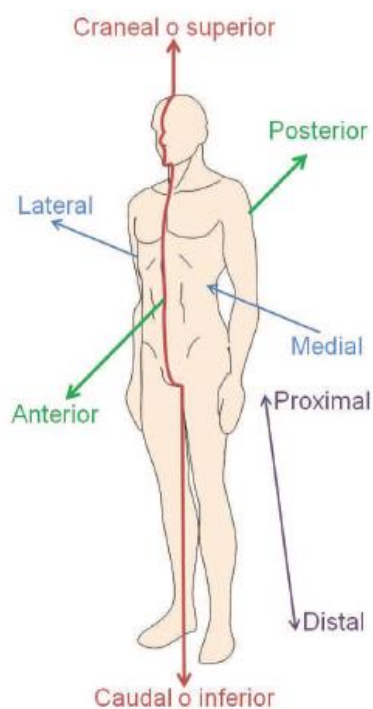


Figura 23. Descriptores anatómicos [29].

1.6.3.6.1. Articulaciones

Son estructuras anatómicas que permiten mantener unidas y conectados los huesos próximos por medio de ligamentos y músculos, y su movimiento (en grados y dirección) dependerá de su superficie. Existen varios tipos de articulaciones que dependen de [29]:

- ✓ Las que no poseen movimiento como suturas del cráneo.
- ✓ Las de movimientos ligeros como las vértebras.
- ✓ Las estructurales.
- ✓ Las que dependen de la calidad de ejes que poseen.

A continuación, los tipos de articulaciones funcionales y estructurales en las tablas 1 y 2 [29]:

CAPÍTULO 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

NOMBRE	DESCRIPCIÓN
Uniaxial	El movimiento angular de la articulación se hace en un solo eje (articulación del codo).
Biaxial	Las que pueden moverse en dos ejes diferentes (articulación de la muñeca).
Triaxial	La articulación realiza movimientos en los tres ejes (articulación de hombro o cadera).
Noaxial	Si la articulación tiene un movimiento no axial, es decir cuando permite pequeños movimientos de deslizamiento (articulación entre los huesos tarsianos).

Tabla 1. Articulaciones funcionales [29].

NOMBRE	DESCRIPCION
Móviles	Las que posee gran variedad de movimientos, donde los huesos de la articulación no entran en contacto, pues los extremos del hueso se encuentran cubiertos de un tejido cartilaginoso y lubricada por el líquido sinovial dentro de la bolsa sinovial.
Deslizamiento (artrodias)	Se producen en las articulaciones de la muñeca y el tobillo
Flexión en un plano (trocleares)	Se producen en las articulaciones de la muñeca y el tobillo
Rotación (enartrosis)	Se encuentran en el codo y la rodilla
Diartrosis o Sinoaviales	Articulación que más abundan en el esqueleto y se caracteriza por la amplitud y diversidad de movimiento que permiten a los huesos, en donde se pueden encontrar subarticulaciones enartrosis, articulaciones esféricas o de cabeza y de cavidad que tiene un movimiento en cualquier dirección y libre.
Fibrosas	Denominadas Semimóviles.
Cartilaginosas	Conocidas también como Inmóviles.

Tabla 2. Articulaciones estructurales [29].

CAPÍTULO 2

2. ANÁLISIS Y DISEÑO DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN

2.1. Análisis de la marcha

Para realizar el análisis cinético y cinemático de marcha es necesario contar con un protocolo estandarizado que permita obtener los parámetros de interés de forma confiable y eficaz.

A groso modo se puede decir que con el *análisis cinemático* se permitirá encontrar las variables angulares de cada articulación que involucra la marcha, la inclinación, la torsión y oscilación de los segmentos corporales; mientras que el *análisis cinético* permitirá encontrar las fuerzas, los momentos y potencias presentes en las articulaciones de cada miembro así también como la inclinación anterior, posterior o neutra del cuerpo entero al caminar, que también causan efecto en el rendimiento energético [1], todos estos análisis de forma cuantitativa al ser presentada virtualmente [25].

2.1.1. Observación de un individuo mientras camina

La forma más sencilla de estudiar el ciclo de la marcha es cuando se puede apreciar directamente a un individuo caminando; es aquí donde se puede mirar inclusive las alteraciones más groseras de su forma de caminar, pero también, se pueden descuidar algunas alteraciones que los ojos humanos no pueden hallar ni registrar; por tanto, se recomienda emplear una pista de marcha o un tapiz rodante, y así realizar el análisis visual de la marcha por medio de dos etapas de forma secuencial [16]:



Figura 24. Pista de marcha (caminadora).

- ✓ Realizando una observación global.
- ✓ Realizando una secuencia anatómica. (con el objetivo de ordenar los distintos acontecimientos).

Los planos anatómicos también permiten y facilitan la observación del individuo, ya que con plano frontal se permite visualizar la espalda y/o el frente, permitiendo permite mostrar las oscilaciones y traslaciones laterales. El plano sagital mientras tanto se permite examinar la progresión del sujeto; y desde arriba puede observar el giro de la cintura escapular en el plano horizontal [16].

2.2. Tipos de protocolos

Existen varios tipos de protocolos para el análisis de la marcha y cada uno es usado dependiendo de la necesidad que se tenga. Los diferentes tipos son [1]:

- 1) Tipo de pacientes a evaluar.
- 2) La configuración del laboratorio.
- 3) Los parámetros que se deseen obtener y la forma en que éstos son presentados.
- 4) El orden, tiempo y ciclos de utilización de los equipos.
- 5) La colocación de los marcadores.
- 6) Los programas para el procesamiento de los datos, etc.

Para este tipo de estudio, se escogió dos protocolos: el de posicionamiento de marcadores y de los programas para el procesamiento de datos (sistema de video).

2.2.1. Protocolo de posicionamiento de marcadores

Los protocolos de posicionamiento de los marcadores para el proceso de adquisición en los análisis mediante videogrametría son de varios tipos, los más conocidos son: son Newington, Gage, Davis, Helen Hayes, Kadaba o el modelo VCM (Vicon Clinical Manager) [25].

Con la posición de los marcadores se obtiene los movimientos más precisos de los huesos; es por esto que se utilizan marcadores adheridos a la piel en puntos anatómicos con desplazamientos independientes respecto a los huesos hasta 40 mm de errores traslacionales y más de 13 grados en errores rotacionales, siendo la mayor inestabilidad en el plano transversal, luego el frontal, y no tan significativa en el plano sagital [1].

2.2.1.1. Protocolo de posicionamiento de marcadores Newington

Los sistemas de captura de movimiento radican en sistemas de sensores mecánicos o electromagnéticos acoplados al cuerpo o sistemas de captura óptica con marcadores pasivos o activos [30].

La marcha humana se puede modelar como un *sistema multicuerpo* (este sistema permite estudiar los movimientos largos y no lineales existentes en un ciclo de marcha), es decir, segmentando el cuerpo y posteriormente ensamblándoles por pares cinemáticas [30].

Es de notar que los modelos biomecánicos resultan ser mucho más complicados que los sistemas multicuerpo comunes, esto debido a que la gran variedad de articulaciones, formas del cuerpo y actuadores como músculos, ligamentos, etc., y muchos de los parámetros de los modelos del cuerpo humano son dependientes de la edad, raza, condición física, etc., del sujeto [30].

Todo protocolo de medida debe definir un modelo biomecánico, un procedimiento de toma de datos, y un procesamiento y análisis de los resultados. Ahora dentro del protocolo de medida, debe definirse el protocolo de reconstrucción del modelo humano, que conviene definir el modelo para el procesamiento de los datos. Estos protocolos de reconstrucción se pueden dividir en dos categorías principales [30]:

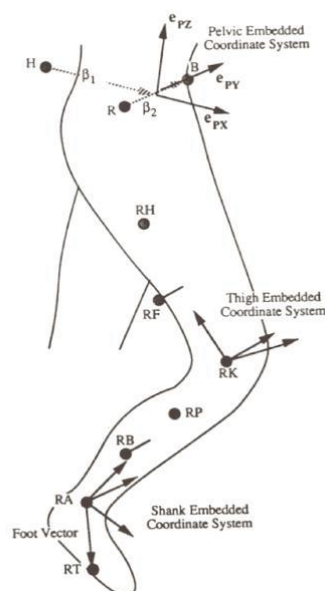


Figura 25. Modelo Newington [30].

- ✓ La utilización de un gran número de marcadores para definir la posición y orientación de los segmentos del modelo.

- ✓ La utilización de un mínimo número de marcadores colocados en determinadas posiciones anatómicas estratégicas.

La más fácil de implementar y más cómoda es la segunda categoría, y el modelo Newington es el indicado porque se basa en dicho protocolo, ya que a la vez utiliza un número mínimo de marcadores para reconstruir el modelo. Este proyecto nos basa en el modelo Plug in Gait (basado en Newington) que utiliza el sistema Vicon® (Vicon Motion System) para la toma de medidas.

El modelo Newington segmenta el cuerpo en partes independientes y estos segmentos son tratados como sólidos rígidos, de esta forma se simplifica y no se toma en cuenta el efecto de las masas blandas sobre los mismos [30].

2.2.1.2. Errores a darse en los protocolos de marcadores

Estos errores mencionados pueden deberse a varias causas:

- ✓ Errores experimentales del equipo.
- ✓ Pequeños desplazamientos de los marcadores durante el movimiento (debido a la elasticidad de la piel pueden provocar grandes errores en los centros de rotación de las articulaciones en la reconstrucción de los modelos).
- ✓ Rigidez del modelo frente a la elasticidad del cuerpo real, etc.

2.2.2. Parámetros de normalidad reportados en la literatura

2.2.2.1. Parámetros para la cinemática

Desde 1971 a la fecha, autores como Lamoreux (1971), Winter (1974), Herman (1976), Murray (1979), Larson (1980), Riley (1996), Growney y cols (1997), Riley (1996), Stolze y cols (1998) han reportado varios de los parámetros de la marcha: la velocidad, longitud de paso y la longitud de zancada [3].

En promedio la marcha lenta tiene una velocidad de 1.138 m/s, marcha confortable 1.48 m/s y marcha rápida 2.018 m/s [3].

Mientras que, para la valoración de la longitud del paso y la zancada, se toma en cuenta el ciclo de vida y género de la población estudiada y las comparaciones entre hombres y mujeres; el promedio de la longitud de zancada es mínimo 1.29m, la media 1.42m y el

máximo 1.62m, y la longitud de paso es mínimo a 0.65m, la media es 0.71m y su máximo 0.81m [3].

“Según Perry, para la movilidad articular de cadera, rodilla y tobillo, de acuerdo al porcentaje de intervalo del ciclo total dice que la flexión plantar dentro del 0-7% del ciclo de la marcha alcanza hasta los 7° y entre el 48-62% hasta 20°; la dorsiflexión es de hasta 10° entre 7-48% del ciclo de la marcha y hasta 0° entre el 62-100%; a nivel de la articulación de la rodilla el autor describe una flexión de hasta 18° entre 0-15% y de hasta 65° entre el 40-70% del ciclo de la marcha, y una extensión de rodilla hasta 5° entre el 15-40%, y hasta 2° entre el 70-97% del ciclo de la marcha; así mismo describe a nivel de la articulación de la cadera una flexión de 30° durante 0% y de hasta 35° durante el 85% del ciclo de la marcha, y una extensión de cadera de 10° durante el 50% del ciclo de la marcha. Los parámetros espacio-temporales reportados se encuentran como valores promedios para adultos jóvenes: cadencia 117 p/min, velocidad 1.53m/longitud de la zancada 1.57m, y en los ancianos 114 p/min, 1.39m/s y 1.46m” [3].

2.2.3. Sistema de vídeo

Se obtienen imágenes bidimensionales y con frecuencia distorsionadas pues para obtener el ángulo absoluto de las articulaciones, la cámara ha de seguir al sujeto en estudio formando siempre un ángulo de 90° con la línea de avance; y presenta las siguientes ventajas [16]:

- ✓ Proporciona un registro permanente.
- ✓ Permite la observación de sucesos rápidos.
- ✓ Permite reducir el número de paseos y por tanto la fatiga.
- ✓ Facilita la enseñanza del análisis visual a terapeutas y el aprendizaje de la marcha de pacientes en rehabilitación.

Principalmente es necesario saber que es un método de análisis cualitativo y cuantitativo, y ofrecer datos como la cadencia, longitud de zancada y velocidad, también se puede obtener los ángulos articulares, midiendo directamente en la pantalla o empleando algún digitalizador sobre la misma [16].

Habitualmente se realizan unos paseos de prueba antes de realizar el grabado definitivo. Se instala la cámara y se ajusta el zoom para tomar el cuerpo entero desde la cabeza a los pies. Se graba desde un lateral y frontal mientras el sujeto camina a lo largo del pasillo de marcha o en una caminadora [16].

2.3. Diseño de los sistemas de medición

2.3.1. Material y método

2.3.1.1. Población objeto de estudio

Se estudiaron 20 sujetos de edad entre 20 a 40 años, sexo masculino, altura promedio de 1.70m, peso comprendido entre 130 a 160lb (59.090 a 72.727Kg), vestimenta moderada y ligera, y calzado bajo y cómodo, sanos y sin patología aparente del sistema locomotor.

2.3.1.2. Procedencia de la muestra

Alumnos de primero a décimo ciclo de diferentes Carreras de la Universidad Politécnica Salesiana que se sometieron voluntariamente a las pruebas en el Laboratorio de marcha del Departamento la Facultad de Cultura Física.

2.3.1.3. Criterios de inclusión y exclusión

2.3.1.3.1. Criterios de inclusión

- ✓ Sujetos con edad comprendida entre 20 y 40 años
- ✓ Sujetos sanos sin patología conocida que pueda alterar el patrón de marcha.

2.3.1.3.2. Criterios de exclusión

Todos aquellos que no respetaban los criterios de inclusión. De los 23 sujetos que se presentaron inicialmente a realizar las pruebas, se descartó uno de ellos por obtener una patología en la rodilla fruto de un accidente automovilístico (Patología locomotora), los otros, aunque no tenían patología alguna, sin embargo, no se acomodaron a la caminadora y produciendo de esta manera una marcha anormal.

2.3.1.4. Mediciones antropométricas

A continuación, se detalla los procedimientos basados en la investigación de Pedro González Caballero y Jorge Ceballos Días en el libro Manual de Antropometría [29].

2.3.1.4.1. Peso y altura

- ✓ *Peso corporal (P)*. - se usa una balanza de contrapeso, evitando las de resorte o de ruedas. Se coloca a la persona en el centro para equilibrar el peso en contra del contrapeso de la balanza y realizar la lectura [32].



Figura 26. Balanza de contrapeso.

- ✓ **Estatura de pie (EP).** - o también conocida como talla, que, al medir, el sujeto debe estar completamente erguido, con los talones juntos y los bordes mediales de los pies formen 60° entre ellos. Tomar en cuenta que la persona debe estar descalza o con calcetines finos. Para este proyecto se usó un estadiómetro [29].



Figura 27. Estadiómetro.

2.3.1.4.2. Medición de los diámetros óseos

- ✓ **Diámetro Biliocrestidio (DBII).** - es la máxima distancia entre dos puntos laterales de las crestas ilíacas (iliacrestales); la medición se lo realiza con una cinta métrica de forma horizontal [29].



Figura 28. Medición del diámetro Biilecretideo.

- ✓ **Diámetro Biépicoilar del Fémur (DBF).** - distancia que comprende entre el punto más medial y el más lateral de los condilos femorales, mientras la persona está sentada y flexionando la rodilla a 90° con respecto al muslo; la medición se hace con calibrador [29].



Figura 29. Medición del diámetro Biépicoilar del fémur.

- ✓ **Diámetro de Biépicoilar del tobillo (DBT)**



Figura 30. Medición del diámetro Biépicoilar del tobillo.

2.3.1.4.3. Mediciones de las circunferencias o perímetros corporales

- ✓ **Perímetro de la cintura (PCIN).** - es la longitud tomada a nivel del onfálio o más específicamente el último arco costal. El que realiza la medición se coloca al frente del sujeto a medir para tomar un punto de referencia que es la mitad de la distancia entre la décima costilla y la cresta ilíaca o la altura del onfálio, pasando alrededor del tronco y en sentido horizontal, realizando una ligera presión [37].



Figura 31. Medición del perímetro de la cintura.

- ✓ **Perímetro de la cadera (PCAD).** - es la circunferencia de los glúteos y puede tomarse a la altura de la nalga y los trocánteres, y en la parte púbica determinada por los anteriores [29].

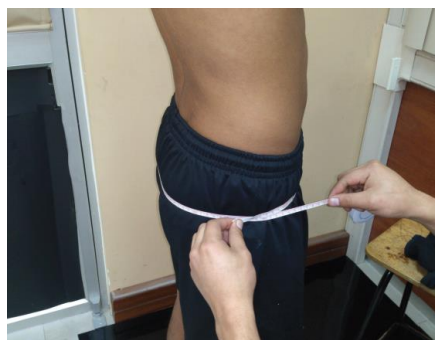


Figura 32. Medición del perímetro de la cadera.

- ✓ **Perímetro del muslo.** - se hace la medición de dos lugares específicos más usados: circunferencia superior y medio. La persona debe estar erguida y sus piernas ligeramente separadas y perpendicular con el eje longitudinal del fémur. Las mediciones son las siguientes [29]:

A. Perímetro del muslo máxima (P_{MMAX}). - ubicado a 1 o 2cm por debajo de la línea del glúteo, o se lo puede ubicar sobre la unión de la protuberancia del músculo mientras el hombre se para erecto [37].

B. Perímetro del muslo medio (P_{MMED}). - se encuentra ubicado en el nivel medio entre el trocánter y el borde proximal de la rodilla [37].

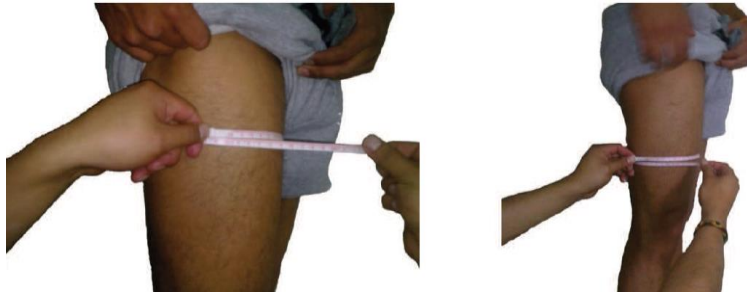


Figura 33. Medición del perímetro del muslo.

- ✓ **Perímetro de la pierna (PPN).** - es la circunferencia máxima de la pantorrilla. El sujeto debe estar de pie o sentado y el que mide de pasar la cinta métrica de forma perpendicular al eje longitudinal de la pierna. La cinta debe desplazarse de arriba a baja hasta conseguir la mayor medida [37].



Figura 34. Medición del perímetro de la pierna.

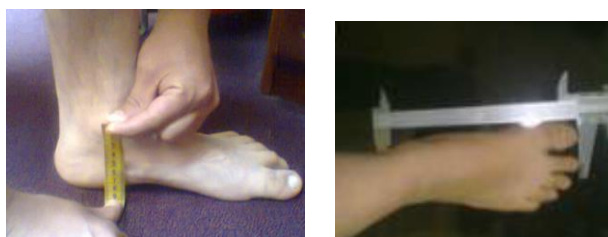
- ✓ **Longitudes antropométricas.** - La persona deberá estar erguida para el proceso y el experto estar situado al frente [29].



(a) LRT_e



(b) LCR



(c) LTP

(d) LP

Figura 35. Medición de longitudes antropométricas.

2.3.1.4.4. Tablas y nomenclaturas

A continuación, algunas tablas de nomenclaturas de segmentos y partes corporales de miembros inferiores que se usan para las diferentes ecuaciones cinéticas y cinemáticas.

A. *Tabla de segmentos corporales de miembros inferiores*

DATOS	NOMENCLATURA
Peso	P
Estatura de Pie	EP
Longitud Cadera-Rodilla	LCR
Longitud Rodilla-Tobillo (interno)	LRT _i
Longitud Rodilla-Tobillo (externo)	LRT _e
Longitud Tobillo (extremo)-Piso	LT _{eP}
Longitud del Pie	LP

Tabla 3. Nomenclatura de segmentos corporales [29].

B. *Tabla de nomenclatura de datos varios*

DATO	NOMENCLATURA
Longitud Cadera-Rodilla	LCR
Longitud Rodilla-Pie	LRP
Longitud Cadera-Pie	LCP
Longitud del Paso	LPASO
Tiempo del Paso	TPASO
Tiempo de Reposo	TR
Altura del Centro de Gravedad	h
Aceleración de Avance	aA
Aceleración de Frenado	aF
Tiempo de Frenado	tF
Velocidad Máxima	VMAX
Velocidad	v

Tabla 4. Nomenclatura de datos varios [29]

C. Nomenclaturas de perímetros corporales

DATO	NOMENCLATURA
Perímetro de la Muñeca	P _{MU}
Perímetro del Tórax	P _{TOR}
Perímetro de la Cintura	P _{CIN}
Perímetro de la Cadera	P _{CAD}
Perímetro del Muslo Máximo	P _{MMAX}
Perímetro de Muslo Medio	P _{MMED}
Perímetro de la Pantorrilla	P _{PN}
Perímetro del Tobillo	P _{TOB}

Tabla 5. Nomenclatura de perímetros corporales [29]

D. Tabla de nomenclatura de diámetros corporales

DATO	NOMENCLATURA
Diámetro Biacromial	D _{BIA}
Diámetro Biiliocostídeo	D _{BII}
Diámetro del Tórax Anteroposterior	D _{TA}
Diámetro del Tórax Transverso	C _{TT}
Diámetro Biepicondilar del Húmero	D _{BH}
Diámetro Biepicondilar del Fémur	D _{BF}
Diámetro Biepicondilar del Tobillo	D _{BT}

Tabla 6. Nomenclatura de diámetros corporales [29].

E. Tabla de masas de los segmentos corporales inferiores

MASA TOTAL	PELVIS	MUSLO	PIERNA	PIE
57	7.64	5.70	2.45	0.80
58	7.77	5.80	2.50	0.81
59	7.91	5.90	2.54	0.82
60	8.04	6.00	2.58	0.84
61	8.17	6.10	2.62	0.85
62	8.31	6.20	2.67	0.87
63	8.44	6.30	2.71	0.88
64	8.58	6.40	2.75	0.89
65	8.71	6.50	2.80	0.91
66	8.84	6.60	2.84	0.92
67	9.98	6.70	2.88	0.94
68	9.11	6.80	2.93	0.95
69	9.25	6.90	2.97	0.96
70	9.38	7.00	3.01	0.98
71	9.51	7.10	3.05	0.99
72	9.65	7.20	3.10	1.01
73	9.78	7.30	3.14	1.02
74	9.92	7.40	3.18	1.03

CAPÍTULO 2. ANÁLISIS Y DISEÑO DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN

75	10.05	7.50	3.23	1.05
76	10.18	7.60	3.27	1.06
77	10.32	7.70	3.31	1.08
78	10.45	7.80	3.36	1.09
79	10.59	7.90	3.40	1.10
80	10.72	8.00	3.44	1.12
81	10.85	8.10	3.48	1.13
82	10.99	8.20	3.53	1.15
83	11.12	8.30	3.57	1.16
84	11.26	8.40	3.61	1.17
85	11.39	8.50	3.66	1.19
86	11.52	8.60	3.70	1.20
87	11.66	8.70	3.74	1.22
88	11.79	8.80	3.79	1.23
89	11.93	8.90	3.83	1.24
90	12.06	9.00	3.87	1.28

Tabla 7. Fragmento de la tabla de segmentos corporales inferiores [Kg] [29].

F. Tabla de longitudes de segmentos corporales

ALTURA	LHC	LCM	LMD	LHI	LIC	LCR	LRP
1.60	0.29	0.23	0.17	0.46	0.072	0.32	0.45
1.61	0.29	0.23	0.17	0.46	0.072	0.32	0.46
1.62	0.30	0.23	0.17	0.46	0.073	0.32	0.46
1.63	0.30	0.23	0.17	0.46	0.073	0.32	0.46
1.64	0.30	0.23	0.17	0.47	0.074	0.33	0.46
1.65	0.30	0.24	0.17	0.47	0.074	0.33	0.47
1.66	0.30	0.24	0.17	0.47	0.075	0.33	0.47
1.67	0.31	0.24	0.18	0.48	0.074	0.33	0.47
1.68	0.31	0.24	0.18	0.48	0.076	0.33	0.47
1.69	0.31	0.24	0.18	0.48	0.076	0.34	0.48
1.70	0.31	0.24	0.18	0.49	0.077	0.34	0.48
1.71	0.31	0.25	0.18	0.49	0.077	0.34	0.48
1.72	0.32	0.25	0.18	0.49	0.077	0.34	0.49
1.73	0.32	0.25	0.18	0.49	0.078	0.34	0.49
1.74	0.32	0.25	0.18	0.50	0.078	0.35	0.49
1.75	0.32	0.25	0.18	0.50	0.079	0.35	0.45
1.76	0.32	0.25	0.19	0.50	0.079	0.35	0.50
1.77	0.32	0.25	0.19	0.51	0.080	0.35	0.50
1.78	0.33	0.26	0.19	0.51	0.080	0.35	0.51
1.79	0.33	0.26	0.19	0.51	0.081	0.36	0.51
1.80	0.33	0.26	0.19	0.51	0.081	0.36	0.51

Tabla 8. Tablas de longitudes de segmentos corporales [m] [29].

2.3.1.4.5. Mediciones de longitudes, diámetros y perímetros de segmentos corporales

Dentro de la cinética, es necesario conocer los diámetros, perímetros y longitudes de algunos segmentos corporales que permiten el cálculo de fuerzas y momentos de inercia. A continuación, se detalla en la siguiente tabla dichas mediciones tanto de cada estudiante, así como el promedio de las mismas:

NOMEN.		P	EP	LP	LTP	PMMED	PRO	PTOB	PPN	LCR	LRP	PCIN	PCAD	PCIN	PCAD	DBT	APNs	DRO
# Estudiante	Edad (años)	Peso (kg)	Estatura de pie (m)	Long. Pie (m)	Long. Tobillo-Piso (m)	Perímetro Muslo Medio (m)	Perímetro Rodilla (m)	Perímetro Tobillo (m)	Perímetro Pantorrilla (m)	Long. Cadera-Rodilla (m)	Long. Rodilla-Pie (m)	Perímetro Cintura (m)	Perímetro Cadera (m)	Perímetro Cintura (m)	Perímetro Cadera (m)	Diámetro Biepicondilar	Long. en posición sedente	Diámetro Rodilla (m)
E1	36	64	1,67	0,25	0,1	0,4	0,36	0,28	0,36	0,5	0,44	0,38	0,38	0,88	0,92	0,07	0,63	0,1
E2	23	73	1,65	0,22	0,08	0,6	0,38	0,27	0,37	0,42	0,42	0,37	0,39	0,91	1,02	0,06	0,73	0,12
E3	21	93	1,83	0,26	0,1	0,6	0,42	0,28	0,37	0,55	0,55	0,35	0,39	1,01	1,08	0,06	0,63	0,12
E4	28	64	1,68	0,25	0,09	0,5	0,35	0,24	0,34	0,46	0,45	0,35	0,35	0,87	0,94	0,07	0,68	0,1
E5	24	71	1,72	0,26	0,12	0,5	0,36	0,27	0,36	0,45	0,45	0,34	0,36	0,9	0,97	0,05	0,7	0,1
E6	20	62	1,71	0,28	0,09	0,5	0,37	0,27	0,37	0,47	0,44	0,35	0,36	0,87	0,91	0,05	0,71	0,1
E7	24	70	1,7	0,26	0,09	0,5	0,39	0,27	0,36	0,49	0,44	0,35	0,37	0,89	0,96	0,07	0,68	0,11
E8	18	55	1,59	0,25	0,09	0,5	0,35	0,25	0,35	0,46	0,39	0,31	0,33	0,79	0,9	0,06	0,65	0,1
E9	22	62	1,63	0,25	0,09	0,5	0,36	0,22	0,34	0,48	0,41	0,32	0,36	0,82	0,92	0,07	0,65	0,1
E10	20	61	1,66	0,23	0,09	0,5	0,36	0,26	0,35	0,43	0,39	0,3	0,33	0,79	0,9	0,08	0,75	0,11
E11	26	65	1,73	0,24	0,09	0,5	0,36	0,26	0,36	0,35	0,45	0,32	0,33	0,87	0,9	0,06	0,84	0,1
E12	22	59	1,59	0,21	0,1	0,5	0,36	0,26	0,38	0,43	0,4	0,28	0,3	0,8	0,87	0,07	0,66	0,11
E13	23	89	1,8	0,23	0,11	0,6	0,38	0,28	0,39	0,48	0,41	0,38	0,4	0,99	1,06	0,06	0,8	0,11
E14	21	65	1,79	0,23	0,09	0,5	0,35	0,24	0,33	0,46	0,44	0,33	0,35	0,8	0,91	0,08	0,8	0,1
E15	22	67	1,69	0,24	0,09	0,5	0,34	0,24	0,35	0,45	0,4	0,34	0,36	0,9	0,97	0,07	0,75	0,09
E16	24	62	1,59	0,23	0,09	0,5	0,34	0,26	0,34	0,44	0,38	0,34	0,35	0,86	0,94	0,07	0,68	0,1
E17	23	68	1,66	0,24	0,1	0,5	0,37	0,28	0,36	0,45	0,39	0,35	0,36	0,89	0,99	0,06	0,72	0,1
E18	25	82	1,72	0,23	0,1	0,5	0,29	0,27	0,38	0,44	0,37	0,36	0,38	0,99	1,08	0,07	0,81	0,11
E19	26	88	1,72	0,24	0,1	0,6	0,41	0,28	0,42	0,45	0,43	0,36	0,37	0,96	1,1	0,06	0,75	0,1
E20	23	63	1,69	0,22	0,09	0,5	0,35	0,28	0,35	0,51	0,38	0,32	0,33	0,81	0,9	0,07	0,71	0,1
Promedio	23	70	1,69	0,24	0,09	0,5	0,36	0,26	0,36	0,46	0,42	0,34	0,36	0,88	0,96	0,07	0,72	0,1

Tabla 9. Medición de longitudes, diámetros y perímetros de segmentos corporales.

2.3.1.5. Toma de trayectorias en un ciclo de marcha

El software Kinovea es un programa libre que funciona con Windows XP y Vista siempre y cuando esté instalado el Framework NET 2.0; que sirve para analizar vídeos deportivos, proporcionando las herramientas necesarias como las anotaciones, cálculos, cronometrar el tiempo de los movimientos registrados, explorar escenas por cuadro, definir línea de movimiento, ángulos, giros, marcar las trayectorias y hasta calcular el centro de gravedad del deportista en cierto momento, etc.

El programa permite colocar dos vídeos en paralelo, darles sincronización y hasta comparar las imágenes de los dichos vídeos para poder percibir posibles defectos o avances en el entrenamiento.

Algunas grandes empresas lo utilizan para una multitud de disciplinas deportivas y así analizar por ejemplo la postura ideal del atleta como es el caso de la Selección Española de natación Sincronizada.

A continuación, se muestra el análisis de la trayectoria de los ángulos dentro de un ciclo de marcha bípeda; se observa cinco puntos claves vistos en la teoría que permiten observar los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo examinados solo desde la parte lateral de la persona en estudio.

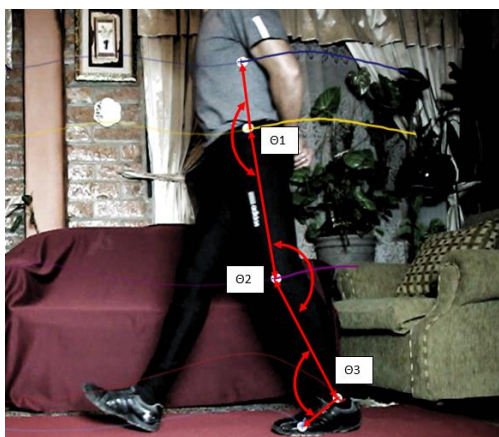


Figura 36. Grafica de trayectorias con el software Kinovea.

Para que el análisis sea en 3D y gracias a que el software permite hacer una observación en paralelo, a continuación, se muestra el ambiente del laboratorio de marcha de la Facultad de Cultura Física de la Universidad Politécnica Salesiana:



Figura 37. Ubicación de cámaras para el análisis de un ciclo de marcha.

Dos cámaras se encuentran ubicadas al lado derecho e izquierdo del alumno despectivamente y a 2,45m de distancia con respecto al centro de la caminadora, las dos cámaras se hallan a una altura de 0,94m en relación al piso.

La siguiente gráfica se muestra la forma en que se ubicaron a los veinte sujetos para realizar la toma de los vídeos del análisis de la marcha:



Figura 38. Análisis de ciclo de marcha.

2.3.1.6. Tabla de resultados de ángulos promedio de cadera, rodilla y tobillo en un ciclo de marcha

A renglón seguido se muestra la tabla de valores de ángulos en grados de cadera, rodilla y tobillo que son el resultado de haber realizado un promedio de todas mediciones obtenidas a los veinte alumnos.

CAPÍTULO 2. ANÁLISIS Y DISEÑO DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN

ANGULOS CADERA IZQUIERDA (°)	ANGULOS RODILLA IZQUIERDA (°)	ANGULOS TOBILLO IZQUIERDO (°)	ANGULOS CADERA DERECHA (°)	ANGULOS RODILLA DERECHA (°)	ANGULOS TOBILLO DERECHO (°)	TIEMPO (s)
-12,82	-4,44	-1,82	24,35	-2,74	-19,04	0
-10,69	-4,08	0,22	24,65	-5,39	-18,79	0,04
-8,71	-6,64	1,11	24,69	-9,37	-17,61	0,08
-6,71	-9,96	-1,23	24,61	-16,54	-12,80	0,12
-4,80	-12,20	-6,17	22,96	-24,43	-6,73	0,16
-1,86	-12,83	-9,60	18,52	-33,53	1,83	0,2
1,21	-12,26	-11,85	13,23	-42,21	7,87	0,24
3,41	-11,70	-14,28	8,73	-47,50	7,46	0,28
6,24	-10,27	-14,87	3,21	-51,44	4,91	0,32
9,17	-8,25	-15,55	-3,08	-52,61	-0,07	0,36
12,37	-6,05	-15,57	-8,07	-49,93	-2,55	0,4
15,28	-3,95	-14,56	-11,28	-44,58	-5,87	0,44
17,15	-2,45	-14,17	-14,53	-38,36	-7,22	0,48
19,24	-1,53	-14,12	-16,09	-30,46	-6,38	0,52
20,88	-0,69	-14,47	-16,51	-20,85	-6,71	0,56
22,67	-0,83	-14,63	-15,31	-11,20	-7,45	0,6
23,84	-1,85	-14,48	-13,39	-5,81	-6,29	0,64
24,45	-4,11	-14,11	-11,18	-4,43	-5,88	0,68
25	-7,93	-13,56	-8,90	-6,65	-5,13	0,72
24,58	-13,79	-9,89	-6,73	-9,27	-6,74	0,76
22,54	-21,88	-4,17	-4,55	-11,06	-9,14	0,8
18,67	-31,71	4,01	-2,51	-12,40	-11,75	0,84
13,33	-41,10	10,5	1,24	-11,59	-14,02	0,88
7,41	-49,10	9,17	4,27	-10,17	-15,60	0,92
1,58	-54,04	4,09	7,65	-8,49	-15,97	0,96
-3,81	-55,16	-0,30	10,92	-6,23	-16,36	1
-7,94	-53,06	-4,81	13,76	-4,95	-17,51	1,04
-11,89	-47,93	-7,70	16,83	-2,50	-16,54	1,08
-14,24	-40,64	-6,72	18,44	-1,49	-16,66	1,12
-15,77	-33,25	-9,28	20,42	-0,66	-16,83	1,16
-16,27	-23,04	-8,13	22,38	0	-16,99	1,2
-15,42	-12,83	-5,01	23,71	-0,37	-16,74	1,24
-13,02	-5,83	-1,86	24,65	-1,40	-17,43	1,28

CAPÍTULO 2. ANÁLISIS Y DISEÑO DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN

-10,15	-4,41	0,63	25	-4,14	-16,41	1,32
-7,82	-5,58	2,73	24,82	-7,64	-15,31	1,36
-6,52	-8,73	0,42	23,97	-13,00	-12,47	1,4
-5,46	-11,78	-3,73	22,83	-20,59	-5,25	1,44
-2,98	-12,64	-8,02	19,64	-30,44	1,87	1,48
0,09	-12,24	-9,71	15,14	-38,86	8,31	1,52
3,11	-11,33	-12,46	9,94	-46,10	10,5	1,56
5,83	-9,82	-12,55	4,95	-50,79	8,23	1,6
8,41	-7,82	-13,14	-0,45	-52,76	3,27	1,64
11,30	-5,72	-13,57	-5,88	-51,87	-0,21	1,68
14,02	-3,47	-12,49	-10,67	-47,29	-3,90	1,72
16,12	-1,88	-12,60	-13,27	-40,43	-5,16	1,76
18,14	-0,72	-12,40	-15,53	-30,85	-6,09	1,8
19,45	-0,40	-12,64	-16,36	-22,86	-7,49	1,84
21,30	0	-13,65	-15,26	-15,10	-8,32	1,88
22,37	-0,42	-12,72	-14,16	-8,34	-7,13	1,92
23,36	-2,44	-13,30	-12,16	-5,27	-6,34	1,96
22,96	-5,50	-12,39	-9,62	-5,43	-4,45	2
22,42	-11,64	-10,20	-7,01	-8,47	-6,14	2,04
21,37	-20,14	-5,51	-4,03	-10,55	-7,83	2,08
17,21	-30,16	3,14	-2,19	-11,76	-10,35	2,12
12,81	-38,48	8,66	0,63	-11,62	-12,84	2,16
7,60	-46,48	9,10	3,50	-10,44	-14,41	2,2
3,00	-51,27	7,39	5,99	-9,24	-15,49	2,24
-2,56	-53,02	4,76	9,64	-6,93	-16,28	2,28
-7,24	-52,05	-1,16	11,98	-5,03	-15,66	2,32
-10,86	-48,59	-4,31	14,88	-3,10	-14,43	2,36
-13,98	-43,79	-8,93	16,99	-1,87	-15,68	2,4
-15,96	-35,63	-4,91	19,17	-0,02	-15,20	2,44
-16,90	-26,51	-5,50	21,19	-0,08	-16,94	2,48
-16,59	-15,97	-4,77	22,10	-0,18	-17,35	2,52
-14,79	-8,05	-5,43	23,55	-0,63	-17,93	2,56
-12,63	-4,28	-4,12	23,87	-2,45	-18,37	2,6

Tabla 10 . Ángulos promedio de cadera, rodilla y tobillo derecho e izquierdo en el ciclo de marcha.

CAPÍTULO 3

3. PROCESAMIENTO DE DATOS

3.1. Cálculos de masas y momentos de inercia de los segmentos

3.1.1. Cálculo de masa de segmentos corporales

Las masas de cada segmento nos ayudan a proyectar las fuerzas y torques que cada juntura puede soportar al moverse, por tanto, a continuación, es primordial presentar un modelado del cuerpo; es aquí donde se visualiza el modelado, numerado y etiquetado técnico de los segmentos del cuerpo humano para un mejor entendimiento de los cálculos a realizar [29]:

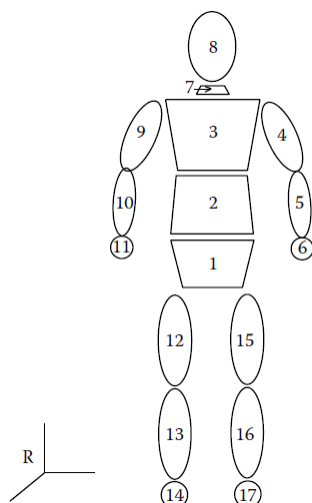


Figura 39. Modelado, numerado y etiquetado del cuerpo [29].

NUMERO DE PARÁMETRO	NOMBRE DEL SEGMENTO
1	Pelvis O Torso Bajo
2	Torso Medio
3	Pecho o Torso Superior
4	Brazo Izquierdo
5	Antebrazo Izquierdo
6	Mano Izquierdo
7	Cuello
8	Cabeza
9	Brazo Derecho
10	Antebrazo Derecho

11	Mano Derecha
12	Muslo Derecho
13	Pierna Inferior Derecho
14	Pie Derecho
15	Muslo Izquierdo
16	Pierna Inferior Izquierda
17	Pie Izquierdo

Tabla 11. Segmentos corporales para el modelado [29].

3.1.2. Ecuaciones para predicción de masas de los segmentos corporales de extremidades inferiores

De acuerdo a Vaughan, las masas individuales de los segmentos están relacionados con la masa total del cuerpo y la masa del segmento relacionado a un parámetro compuesto, el cual tiene la dimensión de la longitud cúbica. Matemáticamente se representa por la siguiente ecuación [29]:

$$\text{Masa del segmento corporal} = C_1 * P + C_2 * L^3 + C_3 \quad (1)$$

Donde C1, C2 y C3 son los coeficientes de regresión, P es el peso total de cuerpo y L es la longitud del segmento. Al brazo, muslo y pantorrilla se los representa como cilindros. A continuación, se muestra las mediciones antropométricas importantes para hacer predicciones de las extremidades inferiores [29]:



Figura 40. Medidas antropométricas para predecir masas corporales y momentos de inercia [29].

En seguida se muestran las siguientes ecuaciones para su utilización seguido de una tabla de valores de masas en kilogramos encontradas con dichas ecuaciones en cada uno de los veinte individuos en estudio:

CAPÍTULO 3. PROCESAMIENTO DE DATOS

A. Masa del muslo

$$M_M = 0.1032 * P + 12.76 * L_{CR} * P_{MMED}^2 + (-1.023) \quad (2)$$

B. Masa de la pantorrilla

$$M_{PN} = 0.0226 * P + 31.33 * L_{RT_e} * P_{PN}^2 + (0.016) \quad (3)$$

C. Masa del pie

$$M_P = 0.0083 * P + 254.5 * D_{BT} * L_{TP} * L_P + (-0.065) \quad (4)$$

# Estudiante	Masa del muslo (Kg)	Masa de la pantorrilla (Kg)	Masa tronco (Kg)	Masa del pie (Kg)
E1	6,79	3,24	52,79	0,96
E2	8,13	3,46	60,52	0,87
E3	10,72	4,46	76,16	1,14
E4	6,80	3,09	53,51	0,89
E5	7,52	3,44	59,04	0,98
E6	6,68	3,30	50,97	0,84
E7	7,87	3,39	58,16	0,97
E8	5,98	2,76	45,74	0,80
E9	6,85	2,89	50,90	0,85
E10	6,62	2,89	50,91	0,87
E11	6,66	3,31	54,44	0,87
E12	6,39	3,15	48,20	0,84
E13	9,98	3,92	73,68	1,10
E14	7,09	2,98	53,99	0,92
E15	7,36	3,07	56,04	0,91
E16	6,81	2,80	51,84	0,84
E17	7,43	3,12	56,04	0,89
E18	8,98	3,55	68,67	1,08
E19	10,05	4,38	72,48	1,07
E20	6,92	2,90	52,42	0,85
Promedio	7,67	3,33	58,04	0,93

Tabla 12. Medición de masas de segmentos corporales.

3.1.3. Ecuaciones para predicción de momentos de inercia de los segmentos corporales de extremidades inferiores

El momento indica la resistencia que tiene un cuerpo al movimiento angular. El momento está relacionado con la masa corporal (en kilogramos) y la longitud (en metros) elevada al cuadrado, por tanto, su unidad es $\text{kg}\cdot\text{m}^2$. La relación matemática de regresión lineal es [29]:

$$\text{Momentos de inercia} = Ml = C_4 * P * L^2 + C_5 \quad (5)$$

Donde C_4 y C_5 son coeficientes de regresión. Para el parámetro de longitud es importante asemejar el segmento con un sólido; para el caso de las extremidades se asemeja con un cilindro y para el pie con una pirámide recta como se mencionó en el capítulo anterior.

A continuación, se muestra la similitud del muslo como un cilindro adjunto con los ejes ortogonales principales.

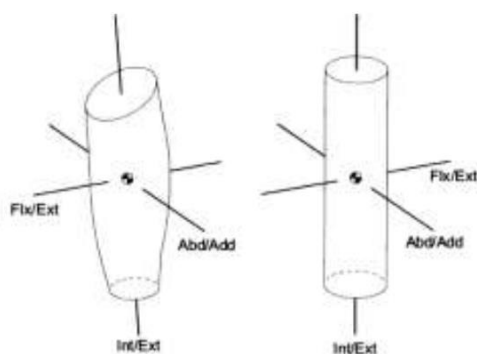


Figura 41. Ejes ortogonales principales del muslo y su semejanza como cilindro [29].

De igual manera se presenta posteriormente los ejes de la rodilla y sus respectivos movimientos.

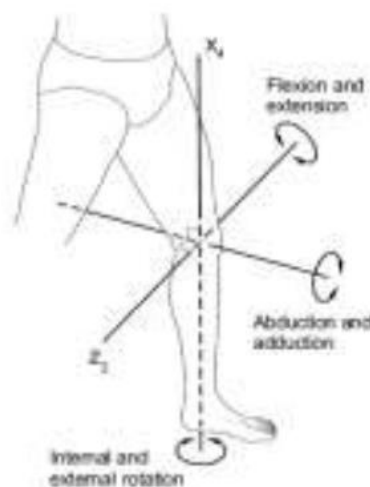


Figura 42. Movimientos de la rodilla izquierda [29].

CAPÍTULO 3. PROCESAMIENTO DE DATOS

Las siguientes formulas indican las ecuaciones de los momentos de inercia:

A. Momento de inercia del cilindro sobre el eje flexión/extensión

$$Ml_{Flx/Ext} = 0.00762 * P * L^2 + 0.076 * C^2 \quad (6a)$$

$$Ml_{Flx/Ext} = 0.00762 * P * L_{CR}^2 + 0.076 * P_{MMED}^2 \quad (6b)$$

B. Momento de inercia del cilindro sobre el eje abducción/adducción

$$Ml_{Abd/Add} = 0.00762 * P * L^2 + 0.076 * C^2 \quad (7a)$$

$$Ml_{Abd/Add} = 0.00762 * P * L_{CR}^2 + 0.076 * P_{MMED}^2 + 0.01186 \quad (7b)$$

C. Momento de inercia del cilindro sobre el eje de rotación interno /externo

$$Ml_{Int/Ext} = 0.00151 * P * C^2 \quad (8a)$$

$$Ml_{Int/Ext} = 0.00151 * P * P_{MMED}^2 \quad (8b)$$

Es de notar que la ecuación (6a) y (7a) son iguales ya que la simetría radial y las unidades de los momentos de inercia están en Kg.m² [29].

A continuación, se muestra las cifras de las masas de las extremidades inferiores en la siguiente tabla:

# Estudiante	MIFlx/Ext (kg.m ²)	MIAbd/Add (kg.m ²)	MInt/Ext (kg.m ²)
E1	0,13	0,14	0,02
E2	0,12	0,13	0,03
E3	0,23	0,24	0,04
E4	0,11	0,13	0,02
E5	0,12	0,13	0,02
E6	0,12	0,13	0,02
E7	0,14	0,16	0,03
E8	0,10	0,11	0,02

E9	0,12	0,13	0,02
E10	0,10	0,11	0,02
E11	0,07	0,08	0,02
E12	0,10	0,11	0,02
E13	0,17	0,19	0,04
E14	0,12	0,13	0,02
E15	0,12	0,13	0,02
E16	0,11	0,12	0,02
E17	0,12	0,13	0,02
E18	0,14	0,15	0,03
E19	0,16	0,17	0,04
E20	0,14	0,15	0,02
Promedio	0,13	0,14	0,02

Tabla 13. Momentos de inercia.

3.1.4. Muestra cinemática promedio de cadera, rodilla y tobillo en un ciclo de marcha

Los puntos de color azul dentro de las gráficas que se muestran a continuación representan un valor de cada ángulo existente en el transcurso del tiempo del ciclo de marcha referente a la cadera, rodilla y tobillo en cada individuo; mientras que las señales de color rojo inscritas entre los puntos representan valores promedios medidos de dichos ángulos en el mismo transcurso de tiempo del ciclo.

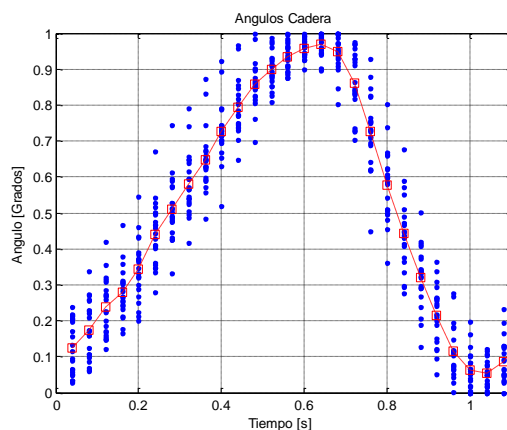


Figura 43. Análisis de ángulos de la cadera izquierda normalizada.

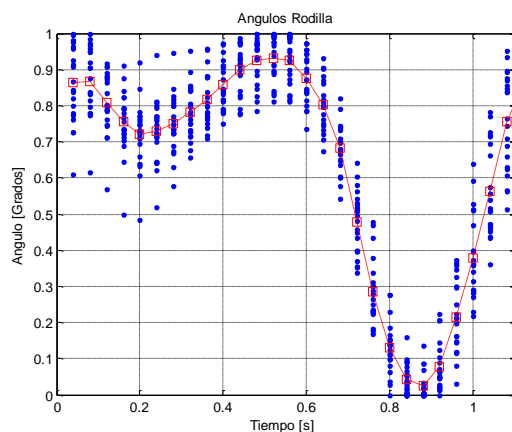


Figura 44. Análisis de ángulos de la rodilla izquierda normalizada.

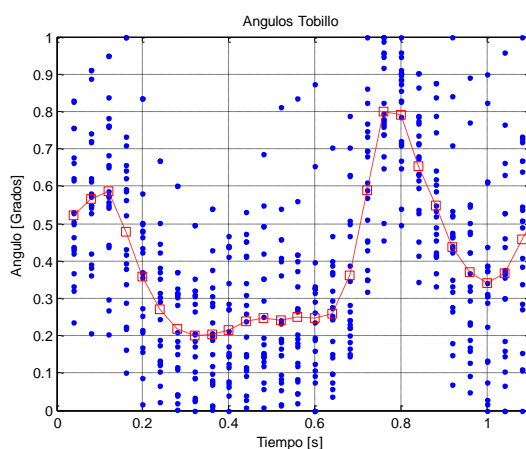


Figura 45. Análisis de ángulos del tobillo izquierdo normaliza.

3.1.4.1. Cálculos de normalización y su inversa para el ciclo de marcha

La normalización es una poderosa herramienta para lograr este objetivo referente a la obtención del promedio de los ángulos cadera, rodilla, tobillo; y de la forma, lograr la obtención de los ángulos promedio al realizar el proceso inverso de la normalización. Para facilitar el procedimiento se utiliza el software Matlab permitiendo que las ecuaciones siguientes se efectúen.

La fórmula para normalizar es:

$$Angulo_{Normal} = \frac{Angulo - \max(Angulo)}{\max(Angulo) - \min(Angulo)} \quad (9)$$

Mientras que el proceso inverso de la normalización es:

$$Angulo = Angulo_{Normal} * (\max(Angulo) - \min(Angulo)) + \max(Angulo) \quad (10)$$

3.1.5. Ecuaciones de cadera, rodilla y tobillo

Para lograr obtener las ecuaciones de la cadera, rodilla y tobillo partiendo de los ángulos promedio, se usa el método de Gauss-Jordan. Este método fundamental tiene el objetivo de resolver ecuaciones algebraicas lineales y no lineales, permitiendo una efectiva solución para problemas en ingeniería [31].

Se debe tener presente que, al usar este método, su efectividad dependerá de que los sistemas estén bien condicionados como que la determinante del sistema escalado sea la correcta, llegar a obtener el menor error de redondeo al escoger adecuadamente el pivote parcial, y el usar la mayor cantidad de cifras significativas en las operaciones que se efectúan al resolver [31].

Con la ayuda nuevamente del software Matlab y aplicando una correcta programación, se obtiene las ecuaciones de la cadera, rodilla y tobillo derecha e izquierda. Las ecuaciones resultantes referentes a un ciclo de marcha se las muestra a continuación:

3.1.5.1. Ecuación de la cadera derecha

$$\begin{aligned}
 y = & -42112,9144x^{11} + 284179,418x^{10} - 821555,374x^9 + 1331701,22x^8 - 1333880,11x^7 \\
 & + 863133,69x^6 - 370352,252x^5 + 106998,994x^4 - 19741,0674x^3 \\
 & + 1654,06516x^2 - 38,8836635x \\
 & + 24,3831367
 \end{aligned} \tag{11}$$

3.1.5.2. Ecuación de la cadera izquierda

$$\begin{aligned}
 y = & -8180,711276x^{11} + 79965,89725x^{10} - 310643,2529x^9 + 644519,6827x^8 \\
 & - 794329,7553x^7 + 604938,055x^6 - 284911,9434x^5 + 80126,97033x^4 \\
 & - 12464,38132x^3 + 965,722044x^2 + 22,99779664x \\
 & - 12,75948329
 \end{aligned} \tag{12}$$

3.1.5.3. Ecuación de la rodilla derecha

$$\begin{aligned}
 y = & -5461,22895x^{11} - 33029,6012x^{10} + 329757,639x^9 - 966220,74x^8 + 1434713,39x^7 \\
 & - 1214699,178x^6 + 601042,0702x^5 - 172527,8527x^4 + 29702,30334x^3 \\
 & - 3336,889241x^2 + 56,22834775x \\
 & - 2,97829516
 \end{aligned} \tag{13}$$

3.1.5.4. Ecuación de la rodilla izquierda

$$\begin{aligned}
 y = & -93667,70335x^{11} + 663223,2819x^{10} - 2008245,249x^9 + 3392038,80x^8 \\
 & - 3496444,506x^7 + 2260377,895x^6 - 904016,1712x^5 + 209547,7907x^4 \\
 & - 23529,03127x^3 + 671,0454631x^2 - 6,301626771x \\
 & - 4,311236547
 \end{aligned} \tag{14}$$

3.1.5.5. Ecuación del tobillo derecho

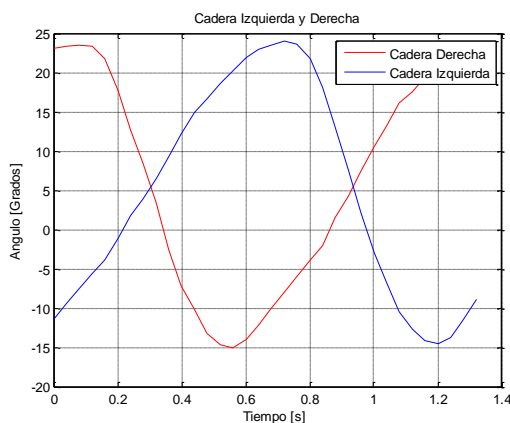
$$\begin{aligned}
 y = & -65395,38583x^{11} + 524986,1767x^{10} - 1832093,239x^9 + 3632483,688x^8 \\
 & - 4484682,243x^7 + 3549715,327x^6 - 1783951,35x^5 + 541714,1021x^4 \\
 & - 88733,43043x^3 + 6102,18629x^2 - 146,559419x \\
 & + 10,53026623
 \end{aligned} \tag{15}$$

3.1.5.6. Ecuación del tobillo izquierdo

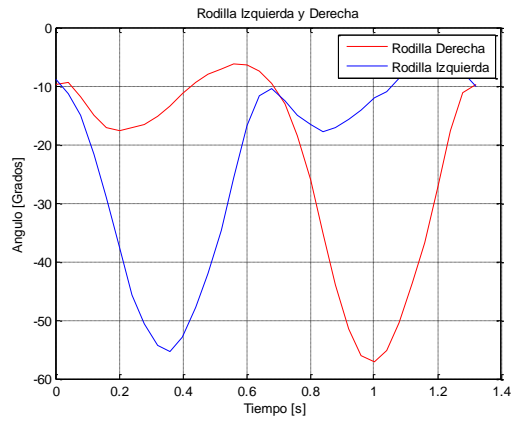
$$\begin{aligned}
 y = & -219797,7966x^{11} + 1495189,959x^{10} - 4347479,509x^9 + 7054748,777x^8 \\
 & - 7003276,397x^7 + 4391893,421x^6 - 1741188,973x^5 + 428428,9956x^4 \\
 & - 64056,38775x^3 + 5775,414345x^2 - 239,4108339x \\
 & - 2,971961619
 \end{aligned} \tag{16}$$

3.1.6. Gráficas de las ecuaciones de cadera, rodilla y tobillo derecha e izquierda

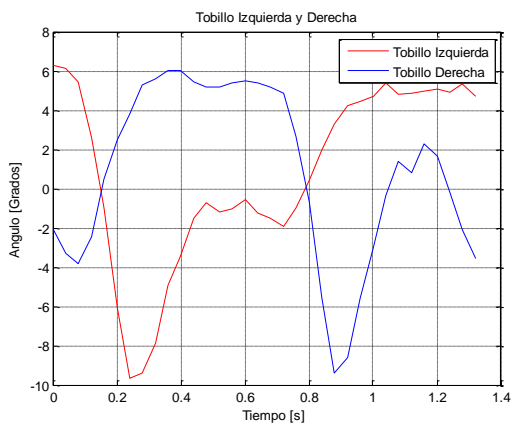
El programa mencionado anteriormente en Matlab permite además conocer las gráficas de las funciones encontradas. De inmediato se visualiza dichas gráficas:



(a)



(b)

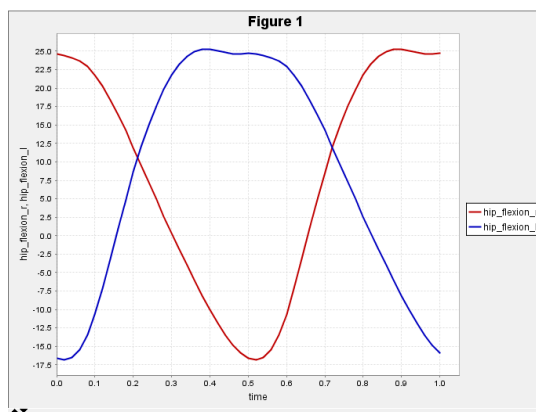


(c)

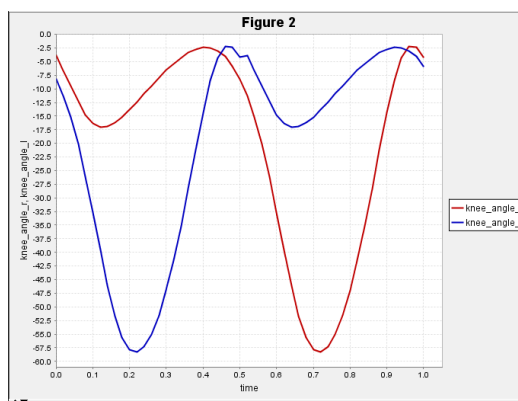
Figura 46. Gráficas de las funciones encontradas de: a) cadera, b) rodilla y c) tobillo derecho e izquierdo.

3.1.7. Datos de cadera, rodilla y tobillo por medio de software OpenSim

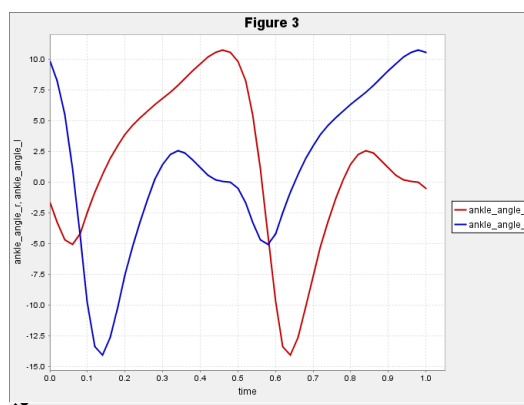
Para que las gráficas obtenidas sean veraces, es necesario comprobar con un software certificado que realice un procedimiento particular y obtenga un mismo resultado (gráfica de señales). El software se denomina OpenSim 3.3 y los resultados que arroja referente a la cadera, rodilla y tobillo en un ciclo de marcha son las siguientes:



(a)



(b)



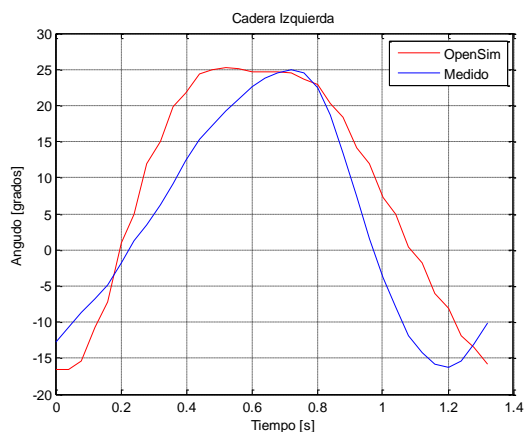
(c)

Figura 47. Gráficas de las funciones encontradas en OpenSim 3.3 de: a) cadera, b) rodilla y c) tobillo izquierda y derecha.

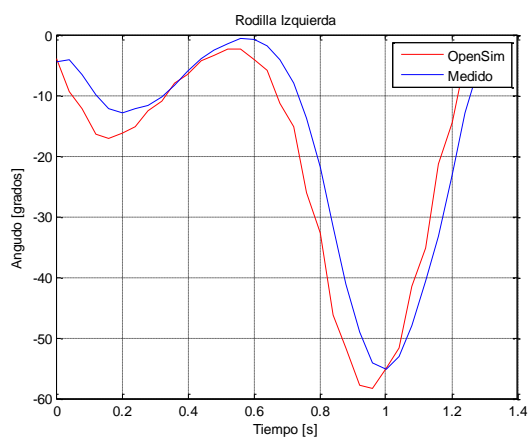
3.1.8. Comparación de datos obtenidos versus datos de Opensim

Las gráficas mostradas a continuación, muestran la comparación de datos obtenidos por medio de mediciones y los arrojados en el programa OpenSim, utilizando un script de Matlab que a la vez numéricamente muestra el porcentaje de similitud. A continuación, las gráficas y los porcentajes:

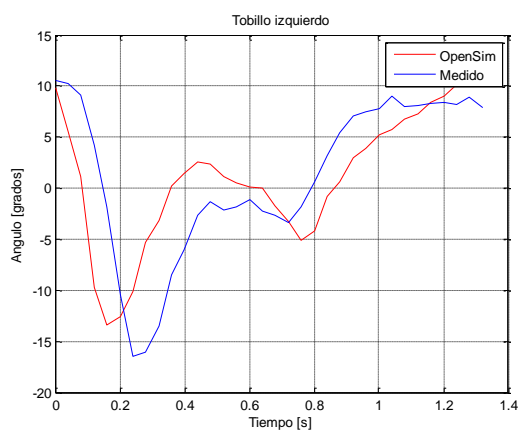
CAPÍTULO 3. PROCESAMIENTO DE DATOS



(a)



(b)



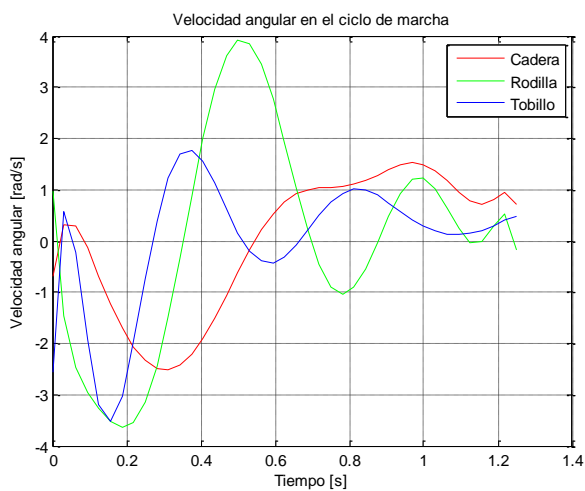
(c)

Figura 48. Muestras de comparación de mediciones realizadas vs mediciones en OpenSim de ángulos de a) cadera b) rodilla c) tobillo izquierdo.

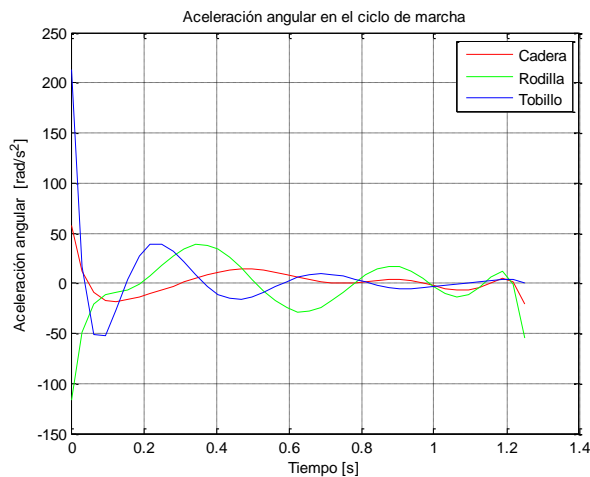
Donde la similitud de datos de la cadera es 92.6946%, los datos del tobillo es 94.5288% y los datos de la rodilla es 71.4138%.

3.1.9. Obtención de velocidad y aceleración de cadera, rodilla y tobillo

De inmediato se muestran la figura 49 los datos de la velocidad y aceleración de la cadera, rodilla y tobillo dentro del ciclo de marcha, obtenidas al derivar los puntos de los ángulos promedio medidos y mostrados anteriormente en las figuras 43, 44 y 45, esto es posible con la ayuda el software Matlab.



(a)



(b)

Figura 49. Datos de (a) velocidades y (b) aceleración de cadera, rodilla y tobillo izquierdo.

3.2. Análisis de torques

El modelo presentado toma en cuenta tanto el peso de la persona, así como el peso del mismo exoesqueleto, por tanto, para el cálculo de los momentos de cada eslabón es tomado en cuenta la fuerza necesaria para mover cada articulación.

CAPÍTULO 3. PROCESAMIENTO DE DATOS

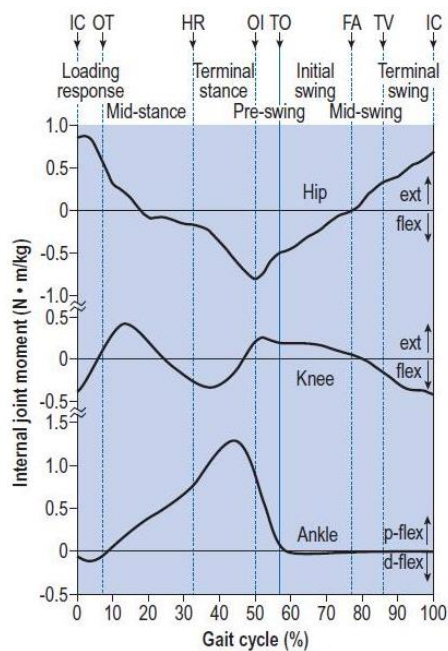


Figura 50. Señales de torques de cadera, rodilla y tobillo [42].

Para el análisis de torque en este punto, se basa en la figura 50 del libro GAIT ANALISYS, donde se encuentran estandarizadas las curvas de torque de cadera, rodilla, tobillo en relación al peso de la persona durante la fase de apoyo [42]; Recordando que el peso promedio medido de la persona es de 70kg.

$$\text{Torque de la Cadera} = \frac{0.7Nm}{kg} * 70Kg = 49Nm \quad (17)$$

$$\text{Torque de la Rodilla} = \frac{0.5Nm}{kg} * 70Kg = 28Nm \quad (18)$$

$$\text{Torque de la Tobillo} = \frac{1.3Nm}{kg} * 70Kg = 87.5Nm \quad (19)$$

CAPÍTULO 4

4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

4.1. Estructura general del exoesqueleto

El diseño de la estructura el exoesqueleto será adaptable para el uso de un mayor número de personas, en donde los segmentos laterales para piernas y pantorrillas son regulados por medios de ajustes. Los rangos angulares de cada articulación son definidos por los valores de cada actuador y contando con topes mecánicos que evitan luxaciones. Los motores tienen las características de ser livianos, rápidos, de bajo consumo. En cuanto a los controladores, son digitales y realizados para ser confiables y seguros.

El exoesqueleto cuenta con parámetros de longitudes, diámetros, perímetros y masas promedios, obteniendo de esta forma medidas más reales para su construcción.

Queda a consideración el material en que se fabrique el exoesqueleto, pero el propósito es aligerar el mismo, y se mostrarán las debidas consideraciones.

El exoesqueleto debe cumplir normas y reglamento internacionales. En cuanto a la estructura debe regirse bajo normas ISO (International Estándar Organization) referente a condiciones que deben cumplir los materiales, el producto o procesamientos. También los reglamentos RSM (reglamento de seguridad en máquinas) y las Directivas 98/37/EC concerniente a los reglamentos electrónicos para baja tensión.

4.1.1. Funcionalidad del exoesqueleto

En cuanto al área de accionamiento, el exoesqueleto es diseñado para que se mueva realizando ciclos de marcha sin traslado, ya que a diferencia de los que son trasladados son de aplicación militar o laboratorios como se ha mencionado en el capítulo uno.

El ciclo de trabajo del exoesqueleto para secuencias terapéuticas debe de ser repetitivas, pero solo por un periodo no muy prolongado, donde previamente que el paciente debe anteponer ejercicios leves de calentamientos y luego descansar para obtener los resultados satisfactorios. El instrumento es ajustable, de fácil accionar, con botones de paro de emergencia, y con nivel de graduación de velocidad según la necesidad que dependerá de la evolución del paciente.

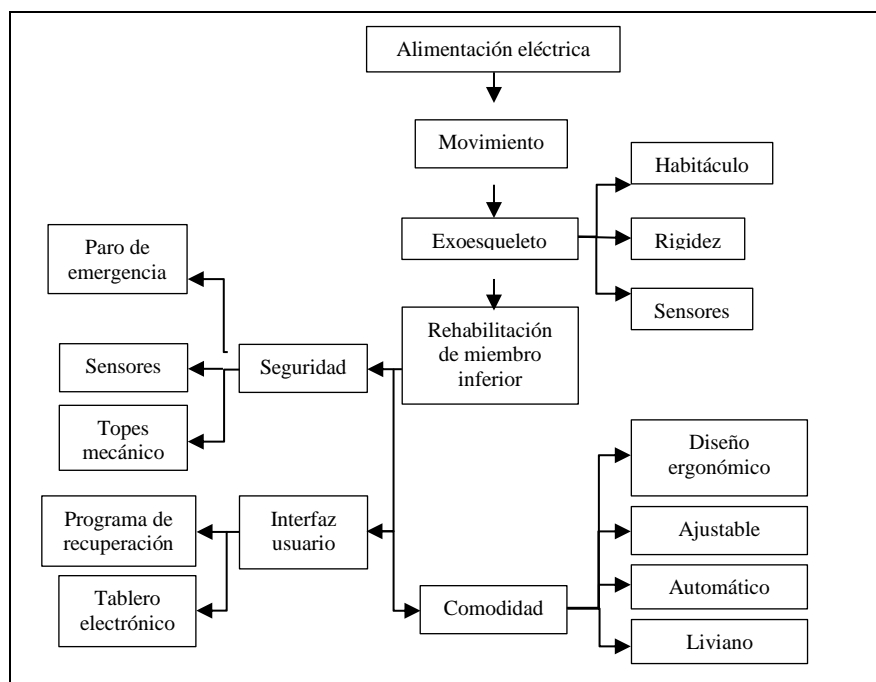


Figura 51. Esquema funcional del exoesqueleto.

4.2. Los controladores

Para el control del exoesqueleto, se propone controladores PID (proporcional- integrador-derivador) de posición en cada articulación, con el objetivo de que tomen como referencia las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo tanto izquierdo como derecho. El sistema de control retroalimentado recibe las señales de realimentación y genera el movimiento del exoesqueleto a través de los motores eléctricos ubicados estratégicamente en cada articulación.

Es tomado en cuenta el controlador proporcional (K_p) porque, aunque reduce el tiempo del pico, pero no elimina la diferencia entre el tiempo de inicio y el tiempo general; es aquí donde el controlador integrador (K_i) es tomado en cuenta para eliminar dicha diferencia, pero la respuesta de transición no es eliminada, por lo tanto, el controlador derivador (K_d) es adicionado para reducir el tiempo de disparo y mejorar la transición.

El sistema de control está dado por el sistema de adquisición, procesamiento de señales, algoritmos, programas softwares de mando y velocidad.

A continuación, se muestran algunas características que se tienen que tener en cuenta en el análisis.

- La respuesta transitoria.
- La respuesta en estado estable.

4.2.1. Características de los controladores P, I y D

Teóricamente un controlador proporcional tiene el efecto de reducir el tiempo de subida, pero nunca eliminar el error de estado estacionario; un control integral por su parte, tiene el resultado de excluir el error de estado estacionario para una entrada constante o paso, pero hace que la respuesta transitoria sea más lenta. Por último, un control derivativo aumenta la estabilidad del sistema, reduce el exceso, y la mejora de la respuesta transitoria.

4.3. Cálculo de potencias

Es importante el cálculo de la potencia que ejercerán los motores en cada articulación, por tanto, la fórmula para el par motor es:

$$P = \tau \cdot \omega \quad (20)$$

Y como la velocidad está dada por revoluciones por minuto, entonces la fórmula queda expresada como [43]:

$$P = \frac{\tau \cdot n}{\frac{60}{2\pi}} = \frac{\tau \cdot n}{9.55} \quad (21)$$

Donde la potencia (P) está en watt y el torque (τ) del motor está en Newtons-metro (N.m) y (n) son las revoluciones por minuto del giro del motor.

De la gráfica de las velocidades de cada articulación (figura 49a), se obtuvo las velocidades de las articulaciones de revoluciones por minuto necesario para el análisis de torque, encontrando de esta forma el valor máximo:

- Velocidad máxima de la cadera = 21.96rpm
- Velocidad máxima de la rodilla= 36.29rpm
- Velocidad máxima del tobillo = 33.42rpm

Y basados en la ecuación 21 para encontrar la potencia máxima que se necesita en cada articulación; las potencias son las siguientes:

$$Potencia \ cadera = \frac{49 * 21.96}{\frac{60}{2\pi}} = 112.68W \quad (22)$$

$$Potencia \ Rodilla = \frac{28 * 36.29}{\frac{60}{2\pi}} = 106.4W \quad (23)$$

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

$$Potencia\ tobillo = \frac{87.5 * 31.51}{\frac{60}{2\pi}} = 288.7W \quad (24)$$

La gráfica (figura 52) de las potencias que de igual manera lo señala el libro GAIT ANALISYS, donde se encuentran estandarizadas las curvas de las potencias de cadera, rodilla, tobillo en relación al peso de la persona durante la fase de apoyo [42]; mostrándose a continuación dichas gráficas durante las fases el proceso de marcha.

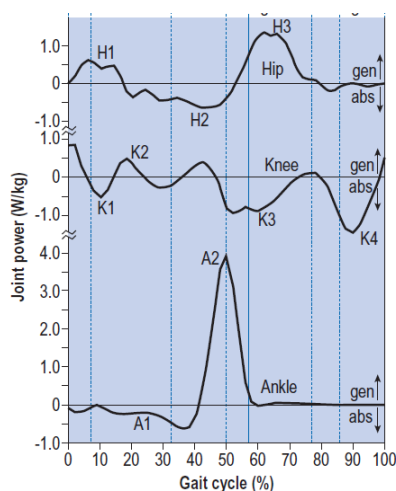


Figura 52. Gráficas de las potencias en cada articulación [42].

4.3.1. Análisis de materiales

Todos los materiales no se comportan de la misma forma puesto que sus características al existir resistencia, tenacidad, deflexión y rigidez, los diferencian y les hacen ser mejores el uno con respecto al otro.

Basados en el estudio profundo con respecto a los tipos de materiales, Michael Ballesteros y Jhonathan Martinez en su tesis referente al diseño mecánico y construcción de un exoesqueleto de miembros inferiores que emula la marcha humana, en donde selecciona y clasifica los materiales empleando tres procesos: de aproximación, de enfoque y de evaluación y ponderación. Los autores llegan a la conclusión de que para fabricar los eslabones el material es el Acero 1045 por sus propiedades mecánicas superiores. Mientras que, para las uniones estructurales entre eslabones, ayudaría de gran manera el uso del Aluminio aleado AISI 6061, ya que es capaz de soportar esfuerzos de tensión y fuerza liviano. Para las estructuras de soporte, los materiales serían los indicados el Acero 1020, el Acero inoxidable 304 con acabado brillante. Se sugiere el último por si alta resistencia, liviano, poseer un factor definido de nivel de

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

oxidación. También para los soportes de sensores, el Acero 1020 con recubrimiento gracias a su acople, fácil manejo mecánico y adaptable a cualquier situación [41].

A continuación, se muestra una tabla de propiedades de los materiales que podría darnos una mejor idea de la selección de los mismos:

<i>MATERIAL</i>	<i>DENSIDAD</i>	<i>ESFUERZO DE FLUENCIA</i>	<i>MAQUINABILIDAD</i>	<i>RESISTENCIA A LA TRACCIÓN</i>	<i>LÍMITE ELÁSTICO (Gpa)</i>	<i>LÍMITE DE ELONGACIÓN</i>	<i>DUREZA</i>
Aluminio puro	2.7			115	55	25%	10HB
Aluminio aleado	2.7			207	110	12%	15HB
Acero 1020	7.87	205	72%	400	220	25%	111HB
Acero 1045	7.87	330	57%	570	310	16%	170-190HB
Acero inox	7.87	241	45%	481	176	30%	201HB
Bronce Latón	8.8			18	76		60HB
Lámina Galvanizada	7.87	230	55%	310	210	20%	105HB

Tabla 14. Propiedades mecánicas de los materiales de primer grupo seleccionado [41].

<i>MATERIAL</i>	<i>DENSIDAD</i>	<i>RESISTENCIA A LA TORSIÓN</i>	<i>RESISTENCIA A LA FLEXIÓN</i>	<i>RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN</i>	<i>LÍMITE ELÁSTICO (Gpa)</i>	<i>LÍMITE DE ELONGACIÓN</i>	<i>DUREZA</i>
Teflón	2.2	1600		70	7500		59 Shore D
Fibra de Carbono	1.75	3500					
Fibra de vidrio	1.9	220	350		230	1.5%	
Acrílico	1.15	562-5783	840-1300	773-1330	27500	80-100 Flockwell	

Tabla 15. Propiedad mecánica de los materiales de segundo grupo seleccionado [41].

4.4. Análisis de elementos electrónicos requeridos

4.4.1 Actuadores

El Actuador que se utilizara debe cumplir con características específicas como torque, peso, dimensiones al igual que su facilidad de instalación y su durabilidad, a continuación, se detalla tres actuadores eléctricos:

4.4.1.1. Servomotor Dynamixel MX-106T

El MX-106T Dynamixel Robot servo actuador es la nueva generación del actuador Robotis Dynamixel. Cada servo tiene la capacidad de realizar un seguimiento de su velocidad, temperatura, posición del eje, voltaje, y la carga; como si esto fuera poco, el algoritmo de control PID puede mantener la posición del eje, lo que le permite controlar la velocidad y la fuerza de la respuesta del motor. Todos los servos de la serie MX utilizan tensión nominal de 12V, por lo AX y MX Dynamixels se pueden mezclar sin tener que preocuparse de fuentes de alimentación independientes. Todo el control de la gestión y la posición del sensor son manejados por el microcontrolador incorporado en el servo.



Figura 53. MX-106T.

Las características del MX-106T:

MCU	ST CORTEX-M3 (STM32F103C8 @ 72MHZ,32BIT)
Sensor de posición	Contactless absolute encoder (12BIT,360 DEGREE)
Motor	Maxon
Tasa de baudios	8000 bps ~ 4.5 Mbps
Algoritmo de control	PID CONTROL

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

Resolución	0.088°
Peso	153g
Dimensiones	40.2mm x 65.1mm x 46mm
Relación de la caja de reducción	225: 1
Torque	8.0N.m (at 11.1V, 4.8A) 8.4N.m (at 12V, 5.2A) 10.0N.m (at 14.8V, 6.3A)
Velocidad	41rpm (at 11.1V) 45rpm (at 12V) 55rpm (at 14.8V)
Tipo de protocolo	MX-106T (Half duplex Asynchronous Serial Communication (8bit, 1stop, No Parity))
Voltaje	10 ~ 14.8V (Recomendado Voltaje 12V)
Corriente en reposo	100 mA
Realimentación	Position, Temperature, cargo, voltaje de entrada.

Tabla 16. Características MX-106T [46].

4.4.1.2. Torxis i01856 12V High Torque Industrial Servo Motor

Este servo Torxis es un par alto, es alimentado por corriente continua del motor es por lo general es aplicado en campos de la robótica, cámaras de control, instrumentación remota.



Figura 54. Servo Motor Torxis [47].

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

Las características Torxis Servo son:

Voltaje	12VDC
Corriente	3A a plena carga
Dimensiones	5.5 in X 3.9 in X 2.4 in
Torque	3200 oz*in
Velocidad	60 grados en 500 ms
Control	PWM
Peso	1 k g

Tabla 17. Características Torxis Servo [47].

4.4.1.3. Motor ET-FGM119-1 ETON MOTOR

Las características son:

Voltaje	12 a 36 Vdc
Dimensiones	50mm X 119mm X 108mm
Torque	10 a 1000kg.cm (100Nm)
Velocidad	0.1 a 100rpm
Peso	1kg
Corriente	4 A

Tabla 18. Motor ET-FGM119-1 [48].

El motor seleccionado se muestra en la figura 55, ya que elemento cumple con las especificaciones necesarias como es el torque máximo del motor que alcanza los 100Nm. En la curva de la figura 50 se observa que el torque máximo necesario para mover una extremidad es de 92Nm y que corresponde al tobillo en la fase de apoyo de la marcha; otras característica relevantes son el de ser ligero con un peso de 1kg y su velocidad máxima es de 100rpm.



Figura 55. Motor de corriente continua [48].

Se utilizará seis motores de corriente continua tanto para las rodillas, caderas y tobillos; y a su vez, los actuadores serán controlados por los controles PID que perseguirán las trayectorias obtenidas en el capítulo 3. En la figura 56 se muestra el diagrama de bloques del controlador propuesto:

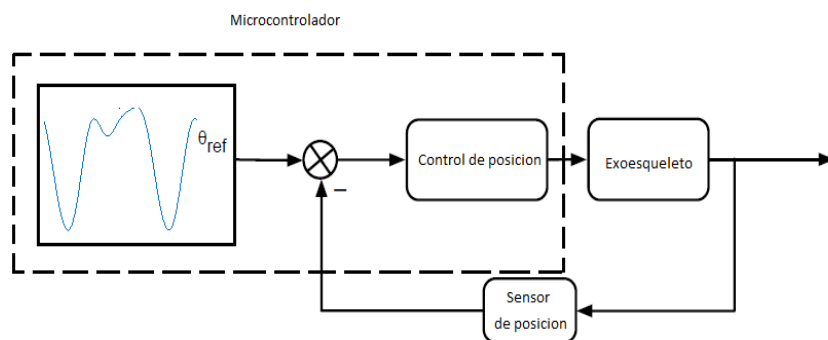


Figura 56. Diagrama de bloques control.

4.4.2. Selección de la fuente de energía

Existe en el mercado batería capaz de alimentar esta cantidad de motores por varias horas, que serían suficientes para utilizarlo durante un día entero sin necesidad de cargarla.

En la tabla 19 se muestra las características importantes a tomar para la selección de la batería a utilizar:

Tipo	Li-ion	polímero de litio	Plomo y GeL
Capacidad de batería	DC 12V/ 15000mAh	3000mAh	7 Ah
Entrada	DC12V	DC14.8V	12V
Tiempo de carga energía eléctrica	45h	40 minutos	5h
Dimensiones	115 x 67 x 38mm	137 x 45 x 29 x mm	151 x 65 x 95 mm
Peso	619gramos	368 gramos	1.8 kg

Tabla 19. Especificaciones técnicas de la batería para el exoesqueleto.

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

Analizando la tabla 19, la batería a seleccionar es la de tipo Li-ion que cumple con los requerimientos como corriente y voltaje que debe suministrar al motor seleccionado, también es ser ligero y pequeño.



Figura 57. Fuente de alimentación recargable de litio 12V 15000mAh [49].

4.4.3. Driver para el motor.

Los controladores propuestos otorgan señales de control en voltajes de 5V máximo y corrientes mínimas, por eso es necesario una etapa de potencia después de la salida de los controladores, para tal efecto, en la etapa de potencia se usarán drives para motores y así adecuar la señal al actuador que requiere voltaje y corriente mayor.

4.4.4. Integrado L298

Es un circuito monolítico, de tensión alta hasta 46V, acepta niveles lógicos TTL estándar, maneja cargas inductivas y permite controlar dos motores de corriente continua de hasta 4 amperios [50].

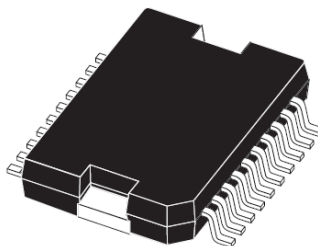


Figura 58. Integrado L298 [50].

4.4.5. High-Power Motor Driver 36v9

Es un Driver que permite el control bidireccional de motores DC de alta potencia; está basado en un puente H con transistores MOSFET, cuenta con dos entradas una para el control PWM y otra para la dirección [51].

Características driver 36v9:

- Canales: 1
- Alimentación: 5.5Vmin (50V max)
- Corriente máxima: 9 Amperios
- PWM: 40Khz max.
- Alimentación lógica: 5.5V max.
- Impedancia MOSFET: 10mΩ



Figura 59. Driver 36v9 [51].

4.4.6. MDO3 H-bridge motor driver



Figura 60. MDO3 H-bridge motor driver [52].

El MD03 es un controlador de motor de corriente continua, diseñado para proporcionar más potencia que los controladores basados en un único circuito integrado.

Principales características son:

- Voltaje: 24V
- Voltaje lógico: 5V
- Potencia controlada por PWM a una frecuencia de 7.8Khz
- Corriente: 20A máximo

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

El actuador seleccionado trabaja con voltajes de 12-36V y corrientes de 4A por lo cual se ha seleccionado el MDO3 H-bridge motor driver (figura 60) y que cumple con los requerimientos necesarios para el actuador.

Sus características son:

Voltaje	5V Lógico y 5V - 24V para los motores.
Corriente	50mA máximo lógico y 20A para los motores.
Control 1	0V – 2.5V – 5V analógico para inversa-paro-adelanto.
Control 2	0V – 5V (o equiv. PWM) con control de dirección separada.
Control 3	Modo RC - Controlado por el sistema de control de radio estándar. Conexión directa al receptor RC. (1 ms de pulso - 2mS con el centro de 1,5 ms apagado).
Control 4	Interfaz I2C, control total, aceleración y con presentación de informes de estado. Hasta 8 módulos en el bus. SCL velocidad de hasta 1 MHz
Corriente límite	Preestablecido de 20 ^a

Tabla 14. Características el Driver MD03 [52].

4.4.7. Retroalimentación

Es un mecanismo por el cual una cierta proporción de la salida de un sistema se dirige a la entrada, con objeto de controlar su comportamiento; para este caso se utiliza un potenciómetro lineal (figura 61) que medirá de forma directa la posición angular de las articulaciones.



Figura 61. Potenciómetro.

4.4.8. Microcontrolador Atmega2560

Los dispositivos Atmega son circuitos integrados fabricados por Atmel Corporation, es un microcontrolador de alto rendimiento, de bajo consumo y costo, es implementada en plataformas de programación como Arduino.

El Arduino Mega 2560 (figura 62) es una placa electrónica basada en el Atmega2560. Cuenta con 54 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 15 se pueden utilizar como salidas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UARTs (puertos serie de hardware), un oscilador de 16MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP, y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar el microcontrolador; basta con conectarlo a un ordenador con un cable USB o la corriente con un adaptador de CA a CC o una batería para empezar [44].

Para este proyecto el Arduino se encarga de leer los datos de retroalimentación y las funciones de control de cada articulación.

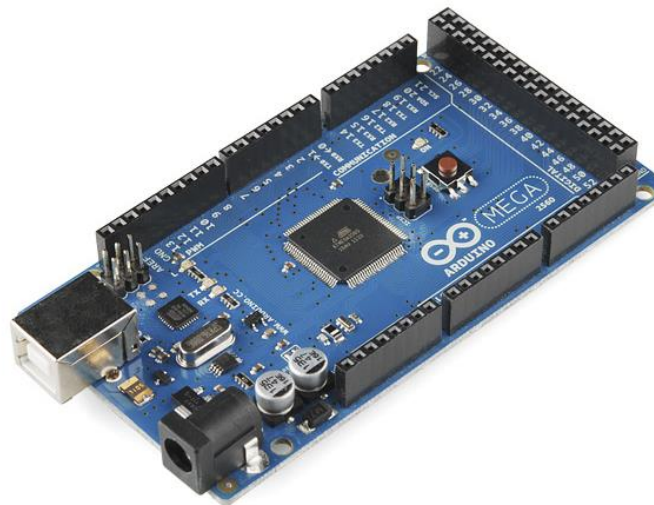


Figura 62. Arduino Mega 2560 [44].

Las características Arduino MEGA son:

Microcontroller	ATmega328P
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

Input Voltage (limit)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
PWM Digital I/O Pins	6
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	20mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328P) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Length	68.6 mm
Width	53.4 mm
Weight	25 g

Tabla 15. Características Arduino Mega 2560 [44].

4.5. Boceto del exoesqueleto

La ergonomía forma un papel relevante en la fabricación del exoesqueleto, donde no solo el diseño debe estar contemplado el funcionamiento sino también debe destacarse la comodidad al usuario. La figura 63 muestra el boceto del exoesqueleto.

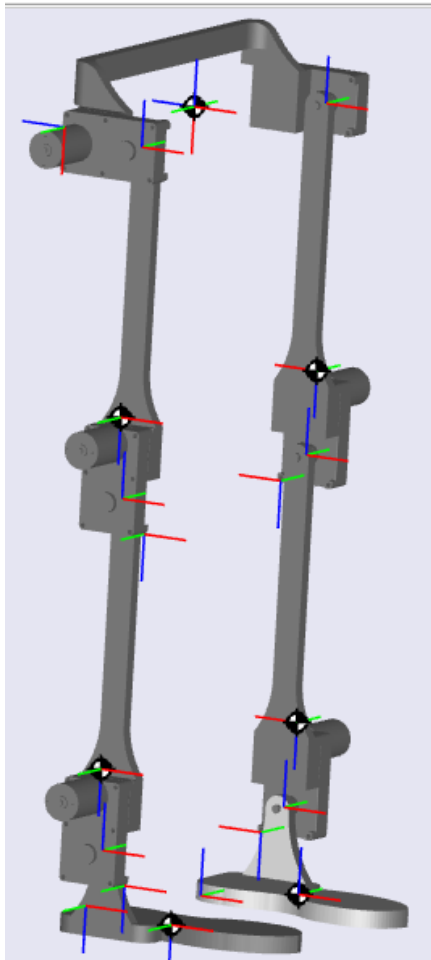


Figura 63. Boceto exoesqueleto.

Los elementos están contruidos y armados en el software Inventor®, el paso siguiente es exportarlo al software Matlab® para la simulación de la marcha. El toolbox Simulink de Matlab hace posible los movimientos de las articulaciones introduciendo los datos de ángulos y también el trabajo de los controladores.

4.5.1. Simulación en Matlab del exoesqueleto

Para simular la marcha humana se basó en SimMechanic de Simulink Matlab para representar el modelo mecánico, este consta de seis eslabones y seis articulaciones en el plano sagital de las extremidades inferiores. En la figura 64 se muestra el diagrama:

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOSQUELETO

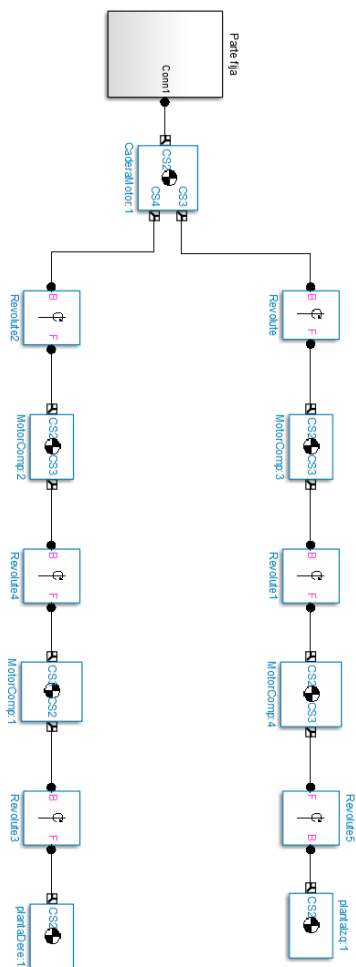


Figura 64. Diagrama de bloques del modelo exosqueleto parte inferior en Simmechanics.

Los datos de entrada requeridos para la simulación son las posiciones, velocidades y aceleraciones de cada articulación; para ello se utilizó los datos obtenidos en el capítulo 3 que son los ángulos promedios de cada articulación (cadera, rodilla, tobillo) generados en el ciclo de marcha.

Con los datos promedios se utilizó la “interpolación de Fourier” para encontrar una ecuación en función del tiempo que represente los ángulos generados.

En la figura 65 se observa el modelo como se genera las posiciones de cada articulación.

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

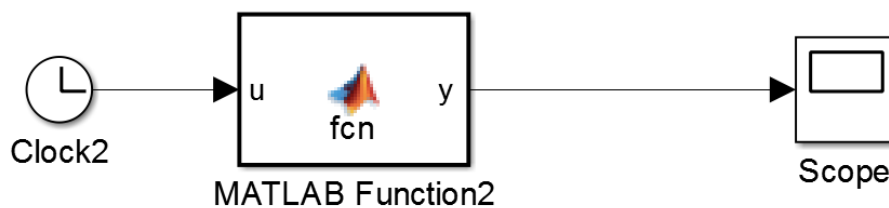


Figura 65. Diagrama de Simulink generación de trayectorias.

En la figura 66 se encuentra la salida generada por cada ecuación relacionada a la cadera, rodilla y tobillo.

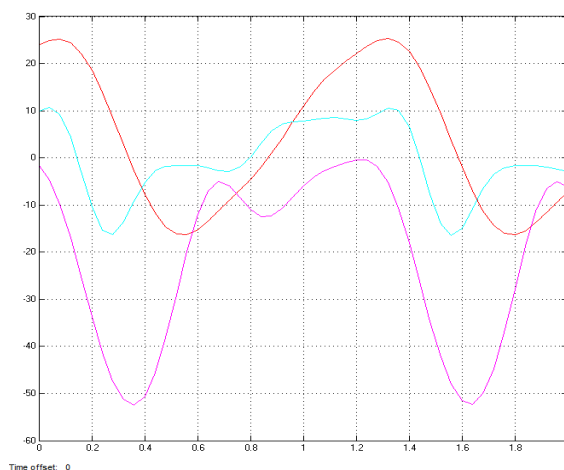


Figura 66. Graficas cadera-rodilla-pie en Simulink Matlab.

El Script en Matlab para las trayectorias cadera, rodilla y tobillo es:

```
function y = fcn(u)
%#codegen
t=u;
% Ecuacion de la cadera encontrada a partir del promedio
% por el toolbot Curve Fitting Tool 'Fourier'
    a0 =      4.771;
    a1 =     -19.53;
    b1 =      2.727;
    a2 =      0.9976;
    b2 =      3.682;
    a3 =      1.023;
    b3 =     -0.3526;
    a4 =     -0.2623;
    b4 =      0.1783;
    w =      4.861 ;

    cadera= a0 + a1*cos(t*w) + b1*sin(t*w) + ...
```

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

```
                a2*cos(2*t*w) + b2*sin(2*t*w) + a3*cos(3*t*w) + b3*sin(3*t*w)
+ ...
                a4*cos(4*t*w) + b4*sin(4*t*w);
% ECUACION DE LA RODILLA

a0 = -18.12;
a1 = -1.305;
b1 = 19.57;
a2 = 14.5;
b2 = -3.374;
a3 = 1.047;
b3 = -3.656;
a4 = 0.3734;
b4 = 0.08875;
w = 4.681;

rodilla=a0 + a1*cos(t*w) + b1*sin(t*w) + ...
                a2*cos(2*t*w) + b2*sin(2*t*w) + a3*cos(3*t*w) + b3*sin(3*t*w)
+ ...
                a4*cos(4*t*w) + b4*sin(4*t*w);

% ECUACION DEL TOBIILLO

a0 = 2.12;
a1 = -3.674;
b1 = 6.564;
a2 = 1.486;
b2 = -4.255;
a3 = -3.889;
b3 = -3.803;
a4 = -0.3762;
b4 = 1.126;
a5 = 1.036;
b5 = -0.8481;
w = 4.864;

tobillo=a0 + a1*cos(t*w) + b1*sin(t*w) + ...
                a2*cos(2*t*w) + b2*sin(2*t*w) + a3*cos(3*t*w) + b3*sin(3*t*w)
+ ...
                a4*cos(4*t*w) + b4*sin(4*t*w) + a5*cos(5*t*w) +
b5*sin(5*t*w);

y=[cadera rodilla tobillo];
```

Finalmente para proceder con la simulación es necesario en el bloque del modelo mecánico colocado en los actuadores, este elemento se encuentra en la librería de simulink- Simscape-SimMechanic (figura 67).

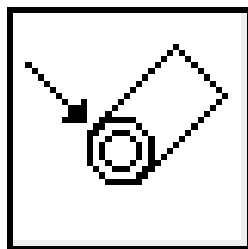


Figura 67. Join Actuador.

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

La figura 69 muestra la simulación de la marcha, mostrando los ángulos de la cadera que son las mismas de entrada, los resultados de la simulación son válidos ya que muestra un patrón válido de marcha.

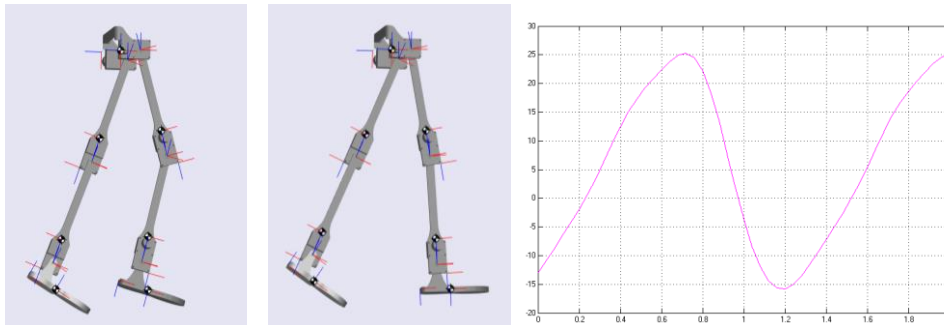


Figura 69. Simulación de la marcha y salida ángulo cadera.

4.6. Función de transferencia de la planta

La función de transferencia de un sistema se define como la relación entre la salida y la entrada del sistema en el dominio de Laplace asumiendo que las condiciones iniciales son iguales a cero. Basando en la definición de la función de transferencia, se aplica una señal escalón de entrada al sistema y graficando la salida se obtiene las ecuaciones de cada variable en el dominio del tiempo; luego transformado la ecuación al dominio de Laplace, la relación salida-entrada será el modelo matemático del mismo [53].

Se necesita obtener las variables de entrada y salida para hallar el modelo del sistema y el método se realiza mediante una tarjeta Arduino Mega, el software Matlab y como retroalimentación se utiliza un potenciómetro.

Al aplicar un voltaje de CD (señal escalón) al circuito que controla el motor, y medir voltaje en el potenciómetro de este proceso se obtuvieron los siguientes señales como resultados (figura 70), los cuales son suficientes para obtener la función de transferencia directa:

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

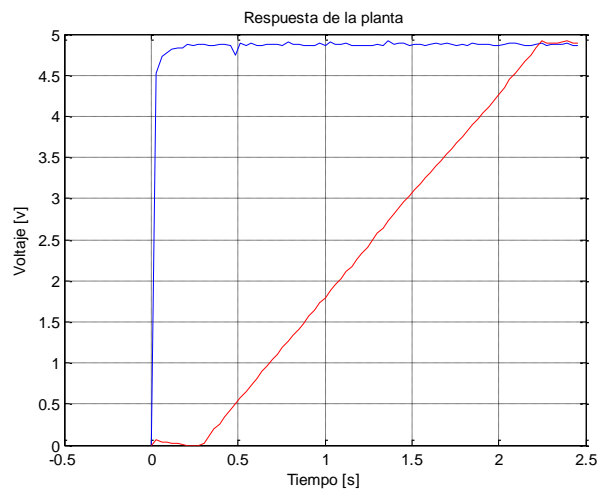


Figura 70. Respuesta de la planta al escalón.

Con la ayuda del software Matlab y el System Identification Toolbox de MATLAB se procede a encontrar la ecuación de la respuesta en función del tiempo:

$$V(t) = -0.48541 + 2.3364 * t$$

De la ecuación de la recta se toma solo la parte positiva de voltaje:

$$V(t) = 2.3364 * t \quad (26)$$

Transformado al dominio de la frecuencia mediante Laplace $V(s)$:

$$V(s) = \frac{2.3364}{s^2} \quad (27)$$

De la misma manera se obtiene la transformada de la entrada, como la entrada es un escalón de amplitud V (voltaje aplicado) y se lo expresa de la siguiente manera [53]:

$$u(t) = V$$

Donde la transformada es:

$$U(s) = \frac{5}{s} \quad (28)$$

Y la función de transferencia queda:

$$G(s) = \frac{Y(s)}{U(s)}$$

$$G(s) = \frac{\frac{(2.3364)}{s^2}}{\frac{5}{s}}$$

$$G(s) = \frac{0.4673}{s} \quad (29)$$

4.6.1. Sintonización del controlador

Para que el control sea óptimo es necesario una correcta sintonización, para este propósito existen en la actualidad softwares que lo hacen casi de manera automática; en este caso se ha utilizado el software Matlab para la simulación del controlador y el método de Ziegler-Nichols [53].

Este método se aplica para los sistemas con las características siguientes:

- La respuesta de la planta a una entrada escalón unitario de manera experimental.
- Si la planta no contiene integradores ni polos dominantes complejos conjugados.
- Tiene retardo.

Ziegler y Nichols establecieron los valores de K_p , T_i y T_d de acuerdo con la siguiente tabla:

<i>Tipo</i>	<i>K_p</i>	<i>T_i</i>	<i>T_d</i>
P	$\frac{T}{L}$	∞	0
PI	$0.9 \frac{T}{L}$	$\frac{T}{0.3}$	0
PID	$1.2 \frac{T}{L}$	$2L$	$0.5L$

Tabla 16. Valores K_p , T_i , T_d método Ziegler y Nichols [53].

En la Figura 71 se observa los dos parámetros importantes que son la constante de tiempo de retardo L y la constante de tiempo T necesarios para hallar los valores del controlador PID:

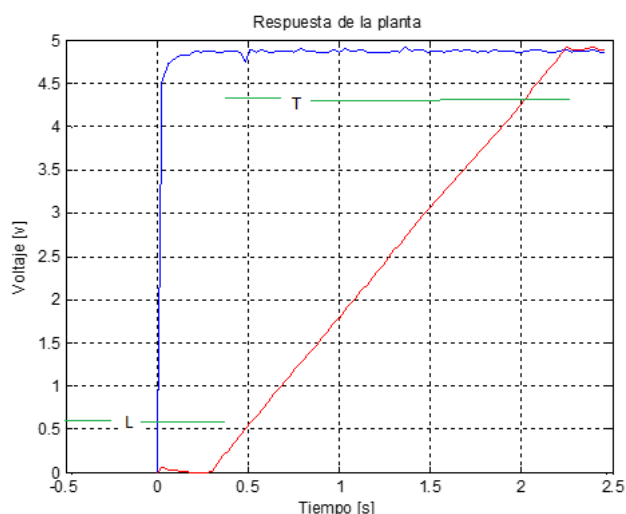


Figura 71. Parámetros L y T método Ziegler y Nichols.

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

Tomado los datos de la gráfica se obtiene los siguientes resultados:

$$L=0.303$$

$$T=2.245-0.303$$

$$T=1.942$$

De la tabla 22 se obtiene los vales siguientes:

$$K_p = 1.2 \frac{T}{L} \quad (30) \quad K_p = 1.2 \frac{1.942}{0.303}$$

$$K_p = 7.69$$

$$T_i = 2 * L \quad (31)$$

$$T_i = 2 * 0.303$$

$$T_i = 0.606$$

$$T_d = 0.5 * L$$

$$T_d = 0.5 * 0.303 \quad (32)$$

$$T_d = 0.1515$$

$$PID = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i S} + T_d S \right) \quad (33)$$

$$PID = 7.69 \left(1 + \frac{1}{0.606 * S} + 0.1515 * S \right)$$

$$PID = 7.69 + \frac{7.69}{0.606 * S} + 0.1515 * 7.69 * S$$

$$PID = 7.69 + \frac{12.69}{S} + 1.165 * S$$

Las constantes quedan:

$$K_p = 7.69 * 10$$

$$K_i = 12.69$$

$$K_d = 1.165$$

La constante K_p es multiplicada por 10 para corregir el error en estado estacionario.

4.6.2 Simulación del controlador

Script de Matlab para la respuesta de la planta en retroalimentación unitaria es:

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

```
clc
clear all
close all
s=tf('s')
num=0.4673
den=s
Planta=num/den
Gp=feedback(Planta,1)
step(Gp)
grid
```

La figura 72 analiza la respuesta de la planta con retroalimentación unitaria, es aquí donde se aprecia que el tiempo de establecimiento es considerablemente alto. Para el sistema los tiempos de subida y de establecimiento deben ser lo más cortos posible para que los movimientos sean lo más precisos posible.

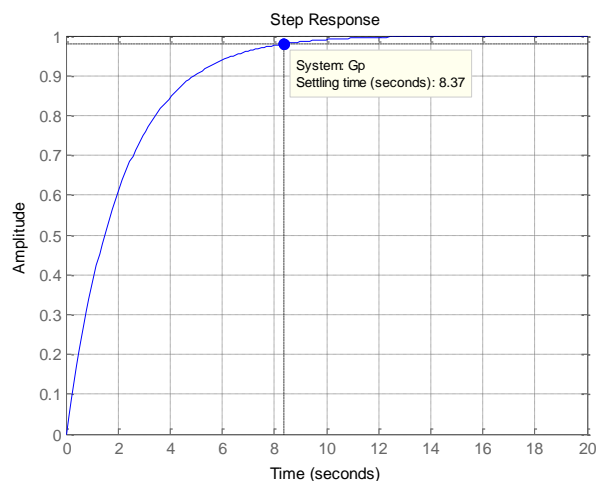


Figura 72. Respuesta de la planta lazo cerrado.

Script de Matlab para la planta más el controlado con retroalimentación unitaria:

```
Kp=7.69*10
Ki=12.69
Kd=1.165
PID=Kp+Ki/s+Kd*s
Resp=PID*Planta
figure
Re=feedback(Resp,1)
step(Re)
grid
```

Con el fin de disminuir estos tiempos en la sección anterior se calcula el control PID como se puede observar en la figura 73. El tiempo de establecimiento disminuye considerablemente a 0.15 segundos, por lo que es aceptable para el sistema.

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

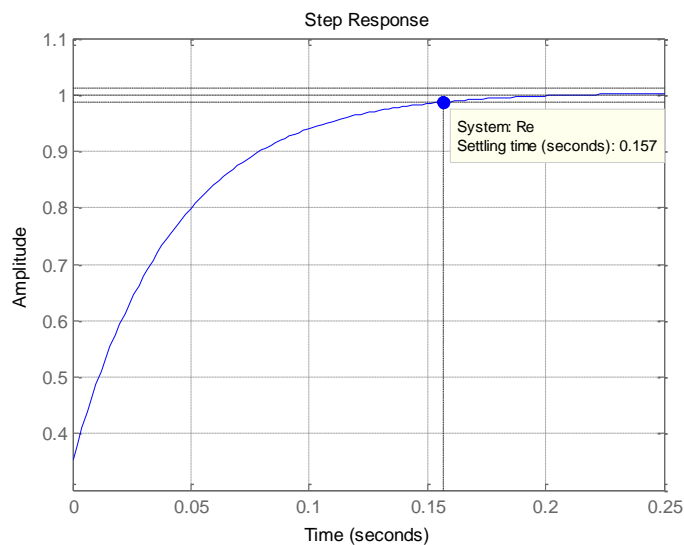


Figura 73. Respuesta de la planta y controlador retroalimentación unitaria.

La figura 74, se observa mientras tanto el diagrama de bloques en Simulink del controlador PID; se puede observar cómo se genera la trayectoria en Matlab Function. Esta figura muestra el caso el de la rodilla que es la referencia seguida por el controlador y la planta.

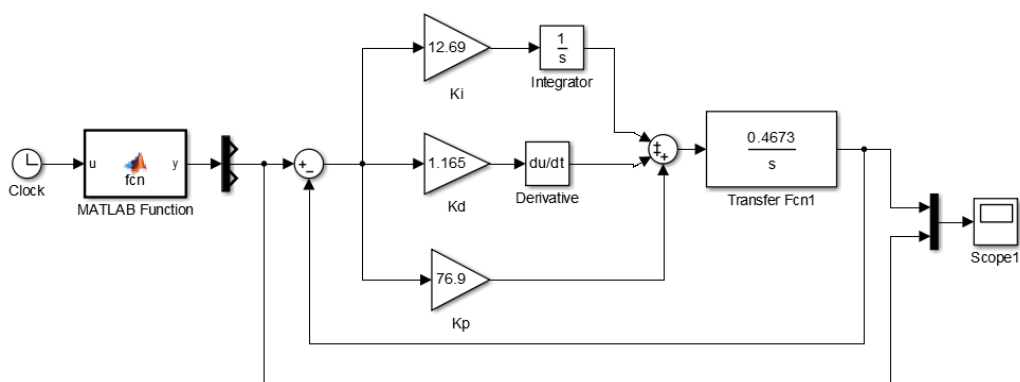


Figura 74. Diagrama de bloques control PID

En la figura 75 se observa el resultado de la simulación del controlador, donde la trayectoria de color rojo es la referencia y la de color amarillo es la respuesta de la planta y la acción de control. Se observa que las dos trayectorias son similares y que la acción de control permite que la planta haga un seguimiento correcto a la posición deseada.

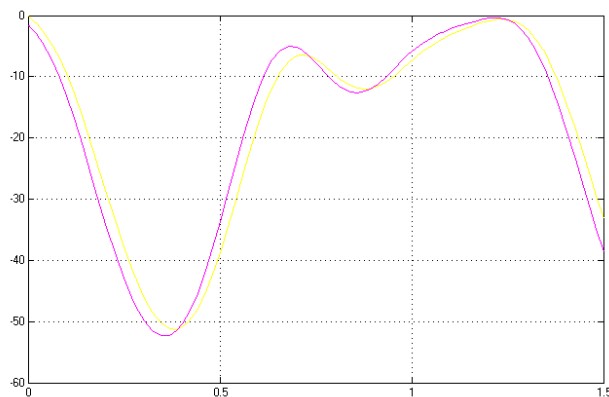


Figura 75. Trayectorias entrada y salida.

4.7. Análisis de esfuerzos y deformaciones

Los elementos finitos (MEF) son métodos numéricos que ayudan a solucionar problemas en el ámbito de ingeniería, física, etc., permitiendo realizar modelos matemáticos de cálculos en sistemas reales. Estos modelos se basan en un conjunto de elementos interconectados por puntos llamados nodos.

En los elementos que se van a analizar se puede diferenciar lo siguiente:

- Dominio (espacio geométrico).
- Condiciones de entorno (variables conocidas).
- Incógnitas (variables desconocidas).

Los MEF permiten encontrar los puntos donde se encuentra el mayor esfuerzo y deformaciones que son considerables. Este análisis depende de:

- Tipo de material del elemento.
- De la estructura interna del elemento.
- La forma del elemento.
- Distribución de fuerza en el elemento.

En la figura 76 se aprecia el análisis de fuerza y deformaciones para una pieza que compone el exosqueleto.

Como primer paso se selecciona el material con el que se va a construir la pieza.

A continuación se selecciona la parte fija del elemento esta será la unión del eje del motor y se le aplica la fuerza (en este caso es una fuerza paralela a la estructura) de magnitud 686.7 N, considerando que el usuario tiene una masa corporal de 70kg.

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOSQUELETO

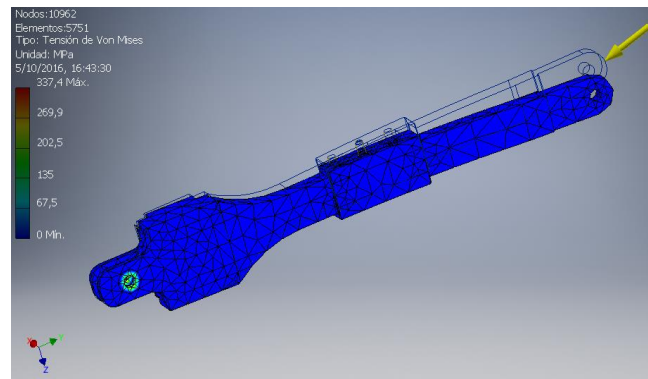


Figura 76. Análisis de fuerza.

En la figura 77 se muestra el elemento sometida a dos fuerzas una paralela y otra perpendicular.

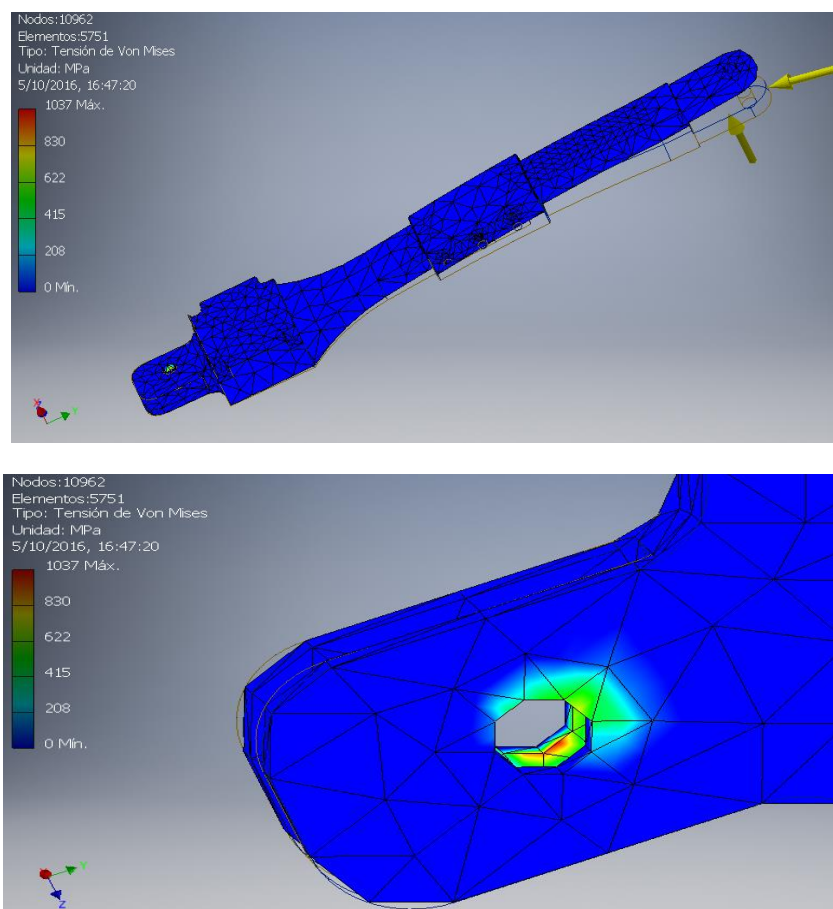


Figura 77. Análisis de fuerza paralela y perpendicular.

También se analizan las fuerzas y deformaciones sobre la estructura derecha formada por las dos partes principales que conforman el exoesqueleto. Esto se observa en figura 78:

CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN DE LA MARCHA DEL EXOESQUELETO

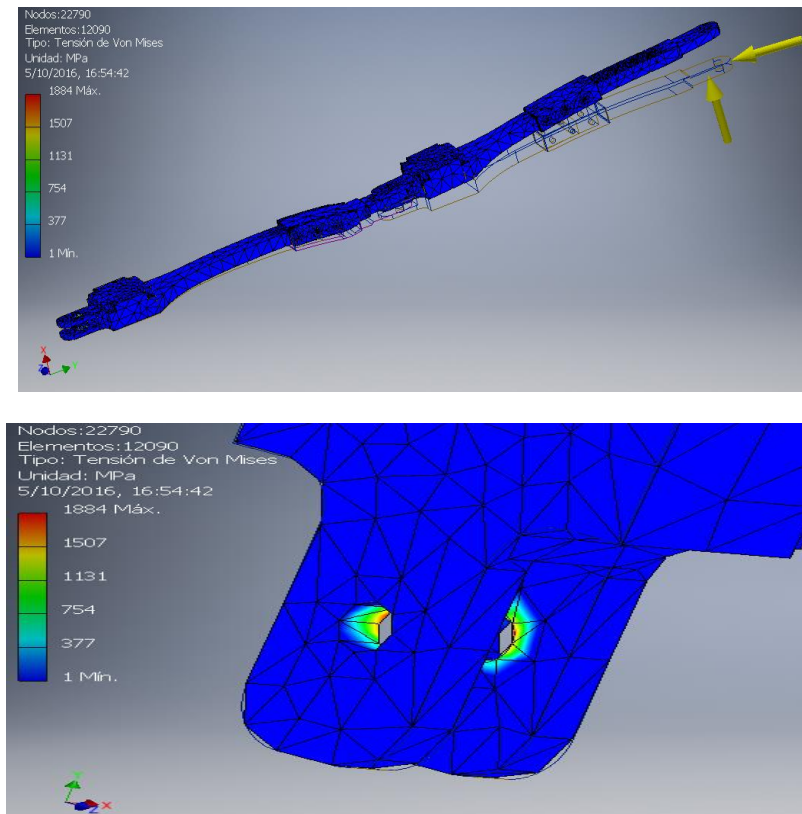


Figura 78. Análisis de fuerza.

Los resultados del análisis de esfuerzos se observa que el máximo esfuerzo se da en las uniones de los eslabones por donde pasa el eje del motor, estos esfuerzos y deformaciones son aceptables para el material elegido que ya que no existe ninguna deformación ni ruptura considerable.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El análisis de la cinemática y la cinética se logra a través de la antropometría sin basarse en porcentajes corporales según lo han realizado algunos investigadores.

Los protocolos, parámetros y normas utilizados en este análisis no han sido muy utilizados en el Ecuador y por tanto no han sido para nada una fuente de apoyo para otros proyectos referente a la biomedicina, como por ejemplo la búsqueda del mejoramiento, tratamiento o remplazo de miembros inferiores en personas que tienen dichos miembros y buscan ayuda en instrumentos externos que mejoren su funcionamiento.

Lo particular de proceso de medición es que se lo realizó de forma económica, eficiente y fácil, sin desligarse de protocolos, normas y parámetros generales y esenciales llegando a obtener un 92.6946%, 94.5288% y 71.4138% de similitud de la cadera, rodilla y tobillo respectivamente con respecto a los encontrados con el software OpenSim®, y para mayor comprensión se muestra en la figura 48. La diferencia del 71.4138% de similitud referente al tobillo se debió a la utilización de la caminadora que hizo que los estudiantes lleguen a modificar parcialmente el ángulo del tobillo concerniente al ciclo de marcha.

El control de un exoesqueleto tiene dos objetivos importantes y que son dependientes los unos de los otros: el primer objetivo consiste en mantener el cuerpo en equilibrio para evitar cualquier tipo de caídas peligrosas para la integridad del paciente, y el segundo objetivo es realizar desplazamiento por medio de una marcha segura, efectiva y eficiente.

En la construcción del exosqueleto hay que tener muy presente el tipo de material que se va a construir ya que el análisis de esfuerzos el mejor resultado que se obtuvo fue el de aluminio, el elemento tiene como esfuerzos mínimo 1 Mpa y como máximo 1884 Mpa lo que nos indica que puede soportar las cargas en toda su estructura sin que sufra deformaciones permanentes ni roturas, en las zonas donde se encuentran los colores verdes, serán las zonas que sufran mayores esfuerzos longitudinales y transversales, pero el elemento soportara la carga sin deformarse porque se encuentra dentro del rango de soporte, las zonas con color rojo serán las que sufran el máximo de la carga, pero estas se encuentra muy por debajo del límite del material seleccionado eso en cuanto a esfuerzos tensionales

APÉNDICES

APÉNDICE A



ET-FGM119-A

ETONM MOTOR

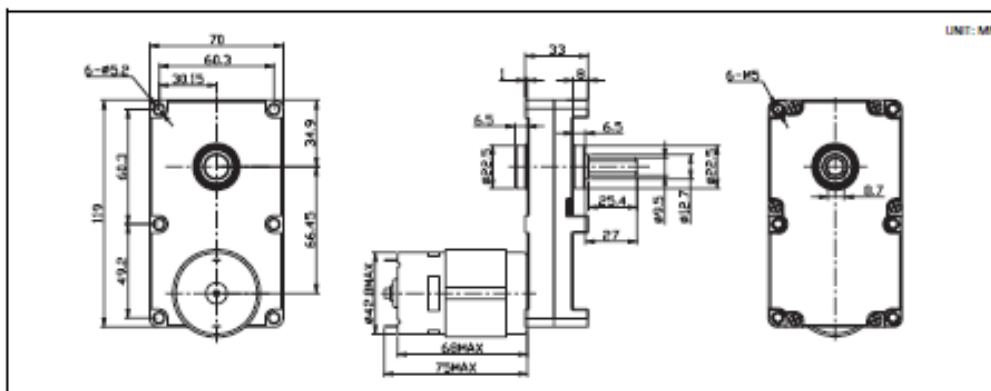
High Torque Low Speed

Performance Range
 Voltage: 12-36VDC
 Speed: 0.1-100rpm
 Torque: 10-1000kg.cm

WEIGHT: 1000g(APPROX)

Typical Applications
 Home and office Automation
 Auto Equipment and Apparatus
 Vending and Banking

Gear Ratio Stage	3	4	5	6
Gear Ratio	127	389	1269	3385
	251	590	1601	5078
		722	1929	
		897		



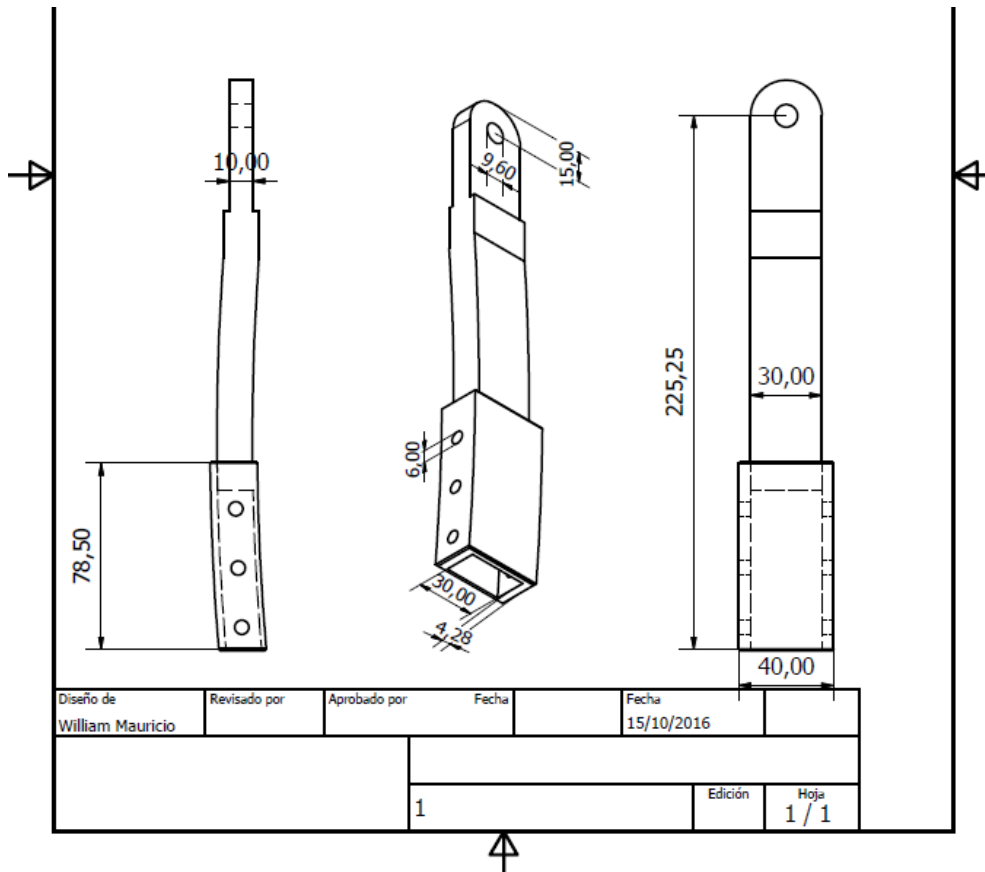
MODEL	VOLTAGE		NO LOAD		AT RATED LOAD			AT STALL	
	OPERATE RANGE	NOMINAL	SPEED r/min	CURRENT A	SPEED r/min	CURRENT A	TORQUE kg.cm	CURRENT A	TORQUE kg.cm
ET-FGM119A-1247	6-18	12VDC	47	≦0.9	34.5	≦3.9	69.5	≦13.5	226
ET-FGM119A-1224	6-18	12VDC	24	≦0.9	17.5	≦3.9	175	≦13.5	527
ET-FGM119A-1216	6-18	12VDC	16	≦0.9	11.3	≦3.9	204	≦13.5	650*
ET-FGM119A-1210	6-18	12VDC	10	≦0.9	7.4	≦3.9	300	≦13.5	650*
ET-FGM119A-1208	6-18	12VDC	8	≦0.9	6	≦3.9	300	≦13.5	650*
ET-FGM119A-126.5	6-18	12VDC	6.5	≦0.9	4.7	≦3.9	300	≦13.5	650*
ET-FGM119A-124.5	6-18	12VDC	4.5	≦0.9	3.2	≦3.9	300	≦13.5	650*
ET-FGM119A-1204	6-18	12VDC	4	≦0.9	2.6	≦3.9	300	≦13.5	650*
ET-FGM119A-1203	6-18	12VDC	3	≦1.0	1.9	≦4.5	300	≦13.5	650*
ET-FGM119A-121.8	6-18	12VDC	1.8	≦1.0	1.2	≦4.5	300	≦13.5	650*
ET-FGM119A-121.2	6-18	12VDC	1.2	≦1.0	0.7	≦4.5	300	≦13.5	650*

Remarks:

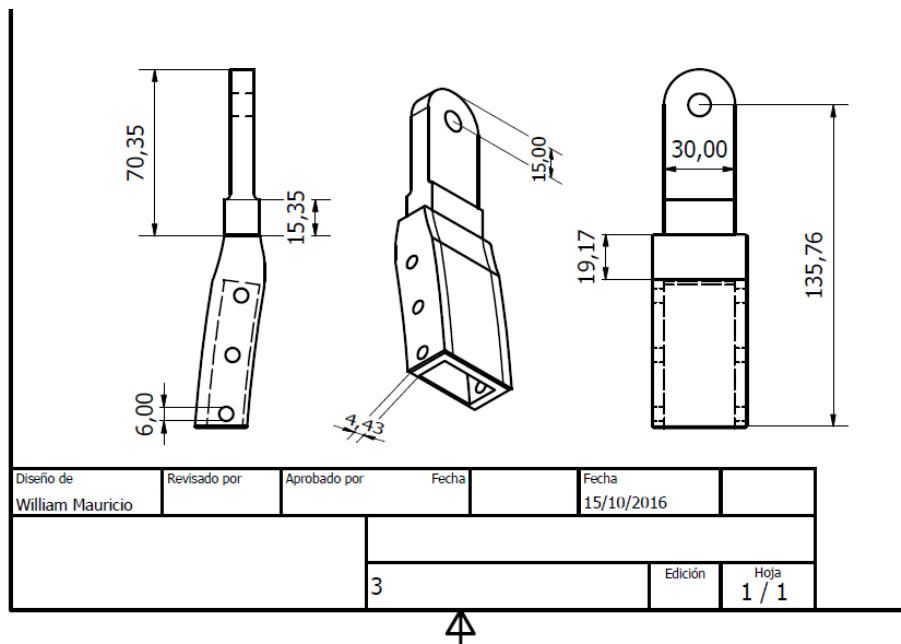
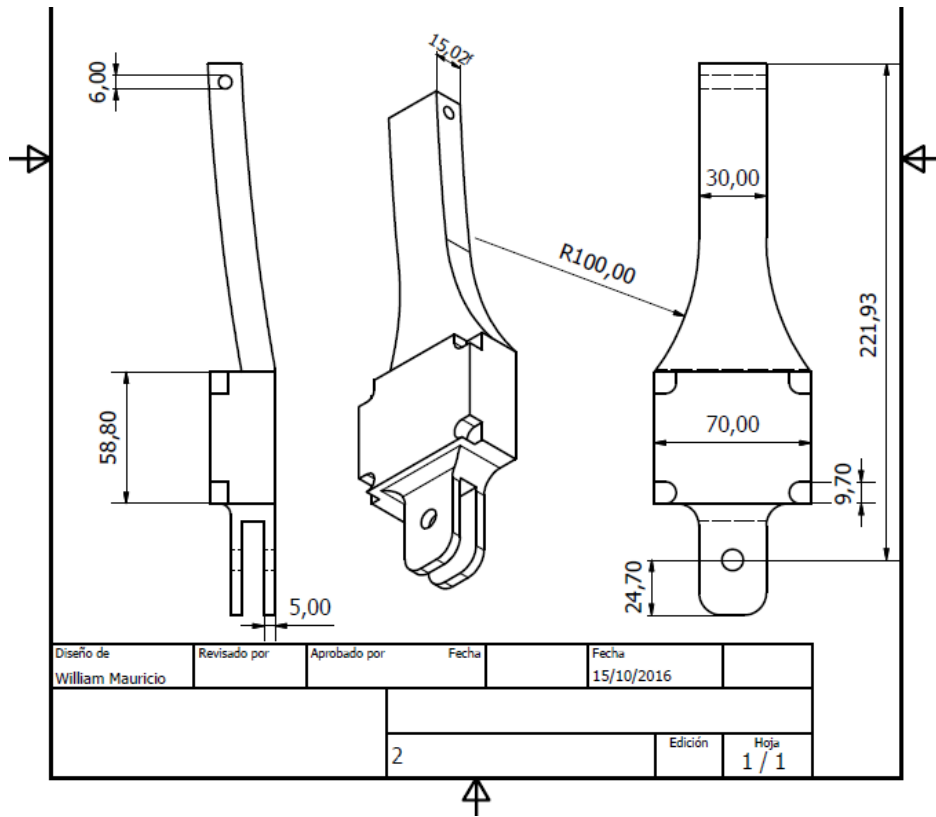
1. Gearbox Shaft can be made with double shaft, shaft dimension can be customized.
2. The Voltage can be 12VDC, 24VDC; The DC Motor's speed is adjustable.
3. This gearbox can matched with other DC Motors.

APÉNDICE B

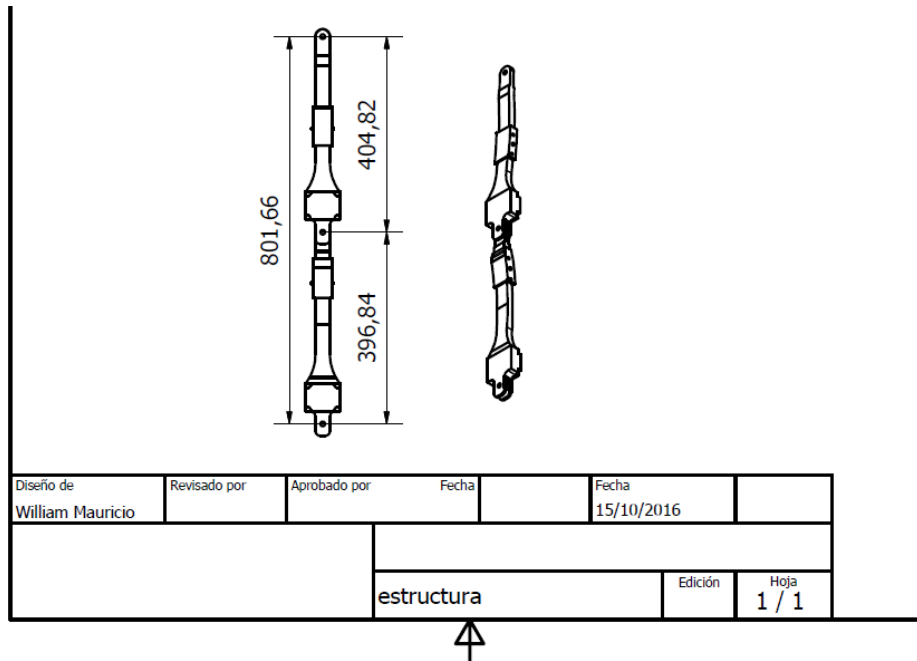
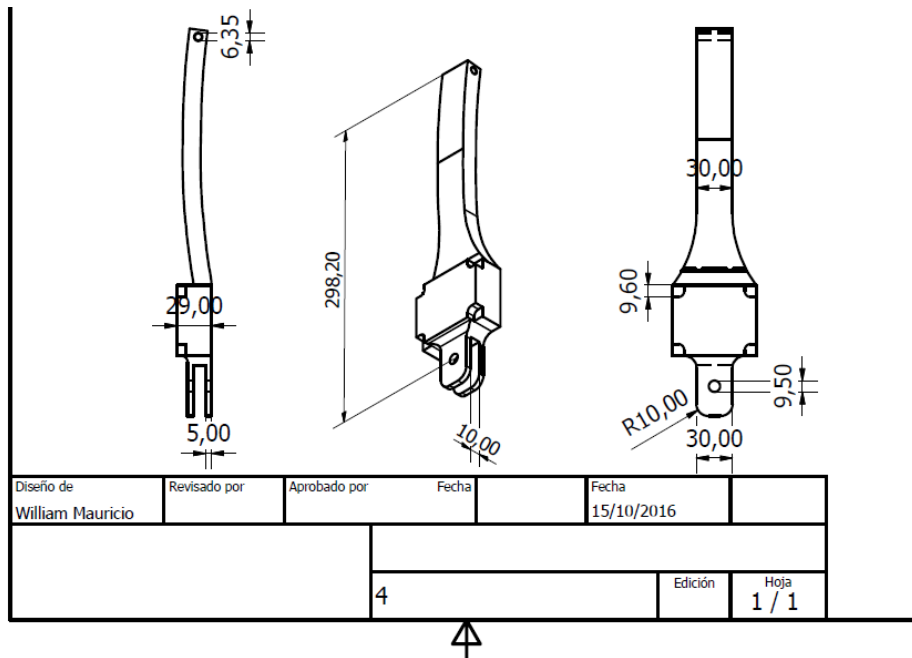
Planos acotados del prototipo, diseño mecánico propuesto.



APÉNDICES



APÉNDICES



REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] Adriana Villa, Eduardo Gutiérrez, Juan Carlos Pérez; Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría; Revista Ingeniería Biomédica; Universidad CES; Colombia; Año de publicación 2008.
- [2] Ubaldo Rafael Padilla Liendo; Deducción de indicadores que permiten clasificar objetivamente la marcha hemipléjica espástica; Departamento de Tecnología Industrial; Universidad Simón Bolívar; Estado de Vargas-Venezuela; Año de publicación 2014.
- [3] Adriana Argudelo, Tatiana Briñez, Vanessa Guarín, Juan Pablo Ruiz, Marly Zapata; Marcha: descripción, método, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura; Revista CES Movimiento y salud; Volumen 1; No. 1 2013. Medellín-Colombia; Año de publicación 2013.
- [4] Yenny Ganeglius; Locomoción humana. Evaluación de la marcha en el adulto mayor; Carta Geriátrica Gerontológica; Foro internacional sobre envejecimiento activo; V Congreso Uruguayo de gerontología y geriatría; Año 2011.
- [5] Susana Collar, Felipe Pascual, Antonio Álvarez, Luis Rodríguez; Análisis de la marcha. Factores modulares; Revista Biociencias de la Facultad de Ciencias de la Salud, volumen 1; Universidad Alfonso X el Sabio; Madrid-España; Año 2003.
- [6] Jesús Cámara; Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales; Revista Entramado; Universidad del País Vasco; Volumen 7; España; Año 2011.
- [7] Susana Collado, Jesús Carrillo; Balzac y el análisis de la marcha humana; Artículo Neurología en prensa; Elsevier Doyna; Universidad Rey Juan Carlos; Madrid-España; Año 2012.
- [8] Cristian Benavidez, Andrea Torres; Análisis de biomecánica digital en marcha protésica de pacientes con amputación por encima de rodilla; Grupo GIRB; Universidad Manuela Beltrán; Bogotá-Colombia; Año 2009.
- [9] Sandra Hincapié, Diana Muñoz; Acercamiento a un diagnóstico fisioterapéutico; Análisis de la marcha; Capítulo tres; Año 2015.
- [10] Byron Contreras, Víctor Flores; Diseño, construcción e implementación de un sistemas embebido de adquisición de parámetros cinemáticos de la marcha humana en tobillo, rodilla y cadera; Tesis previa a la obtención del título de Ingeniero Electrónico; Carrera de Ingeniería Electrónica; Universidad Politécnica Salesiana; Cuenca-Ecuador; Año 2015.
- [11] Jorge Chuya, María del Cisne Cuenca, Klever Delgado; Diseño y construcción de un sistema para el análisis del movimiento humano usando sensores Kinect; Tesis de grado; Universidad Politécnica Salesiana; Año 2013.
- [12] Carlos Bohorquez; Estudios sobre la marcha humana; artículo para la revista Ingenio libre; volumen 17; No. 3; Pagina 55-61; Año 2001.
- [13] Lorena Cerda; Evaluación del paciente con trastorno de marcha; Artículo para la revista Hospital clínico Universidad de Chile; Paginas 326-336; Año 2010.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[14] Carmen Marco Sanz; Cinesiología de la marcha humana normal; disponible en <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>; consultado febrero 2016.

[15] Ariel Braidot, Alexis Niz; Sistema de análisis sistemático tridimensional de la marcha; Investigación de la Cátedra de biomecánica; Facultad de Ingeniería; Universidad Nacional de Entre Ríos; Argentina; Año 2004.

[16] Susana Collado Vázquez; Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga; Tesis de Doctorado; Universidad Complutense; Facultad de Medicina; España; Año 2002.

[17] Javier Daza Lesmes; Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano; Capitulo#11; Examen de la marcha; Página 284; Editorial Médica Panamericana; Bogotá-Colombia; Año 2007.

[18] Atilio Almagiá, Pablo Lizana A.; Introducción a la anatomía humana; Anatomía Humana I; Texto guía del curso Anatomía Humana I para Kinesiólogos; Instituto de Biología; Facultad de ciencias; Pontificia Universidad Católica de Valparaíso; Primera Edición; Año 1012.

[19] Ramón Gómez-Ferrer Sapiña; Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera; Tesis doctoral; Departamento de Medicina; Universidad de Valencia; Valencia-España; Año 2005.

[20] Susana Collago Vázquez; Desarrollo de la marcha, Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud; Volumen 3; Villanueva de la Cañada- España; Año 2005.

[21] Eduardo Espinosa, Omar García; Prototipo de exoesqueleto electromecánico para completar el ciclo de la marcha humana en individuos con paraplejia; Trabajo de grado; Instituto politécnico nacional; México; Año 2013.

[22] Camilo Alvis B., Nicolás Aranguren D.; Diseño, implementación y puesta en funcionamiento de un sistema de control de marcha humana para un exoesqueleto de miembro inferior; Trabajo de grado; Universidad militar de nueva granada; Bogotá-Colombia; Año 2015.

[23] Manuel Chávez, Felipe Rodríguez, Asfur Baradica; Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación; Revista Ingeniería Biomédica; Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica; Colombia; Año 2010.

[24] Ricardo López, Hipólito Aguilar, Sergio Salazar, Rogelio Lozano, Jorge Torres; Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad; ScienceDirect; revista Iberoamericana de automática e Informática industrial; México; Año 2014.

[25] Fabio Martínez, Francisco Gómez, Eduardo Romero; Análisis de video para estimación del movimiento humano: Una revisión, Revista MED; Grupo de Investigación Bioingenium; Centro de Telemedicina; Universidad Nacional de Colombia; Bogotá-Colombia; Año 2009.

[26] Aparicio Villarroya; Sensibilidad a la colocación de los marcadores en el modelo convencional de análisis cinemático de la marcha; E.U. Ciencias de la Salud; Universidad de Zaragoza; Zaragoza-España; Año 2007.

[27] Susana Collado Vázquez; Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga; Tesis de Doctorado; Departamento de Medicina física y de rehabilitación; Facultad de Medicina; Universidad Complutense de Madrid; Madrid-España; Año 2002.

[28] Ana Bermudez, Paola Dolhagaray, Virginia Duque, Andrés Panasiuk; La Marcha; Capítulo 11; Material de apoyo a la Asignatura Kinesiterapia I.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[29] Paúl Lucero Guerrero; Diseño, experimentación y evaluación de prácticas en el área de Ergonomía, modelado biomecánico y análisis de movimiento para un laboratorio de ingeniería biomédica en la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca; Tesis previa a la obtención del título de Ingeniero Electrónico; Carrera de Ingeniería Electrónica; Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca; Año 2014.

[30] Marta González; Análisis Cinético y dinámico de la marcha en niños; Proyecto de fin de Carrera; Departamento de Mecánica; Escuela superior de Ingenieros; Universidad de Sevilla; Sevilla-España.

[31] Steven C. Chapra, Raymond P. Canale; Métodos para ingenieros; quinta edición; Editorial McGraw-Hill/Interamericana Editores S.A.; Paginas 277-279; Año 2007.

[32] Pedro González C., Jorge Ceballos D.; Manual de Antropometría; Manual Fajardo; Instituto Superior de Cultura Física; Departamento de Cultura Física Terapéutica; Cuba; Año 2003.

[33] Galo Narváez, Ximena Narváez; Índice de masa corporal (IMC) Nueva visión y perspectiva; Laboratorio de evaluaciones Morfofuncionales LABMORF, Quito-Ecuador, <http://www.fac.org.ar/scvc/llave/exercise/narvaez/narvaeze.htm#t1p>, consultado mayo 2016.

[34] Laboratorio de Condiciones de trabajo; Facultad de Ingeniería Industrial; Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito; Bogotá-Colombia; Año 2011.

[35] Ergonomía, Proyecto Espadela, Galicia-España, http://www.cooperativasdegalicia.com/imagenes/programas/200502181224370.MANUAL_DE_ERGONOMIA.pdf

[36] Eduardo Cerda, Biomecánica Aplicada a la ergonomía, Laboratorio de Ergonomía, Facultad de Medicina, Universidad de Chile, <http://es.slideshare.net/canocappellacci/ergo-biomecanica>, consultado mayo 2016.

[37] Keni. Norton, Nancy Whittingham, Lindsay Carter, Deborah Kerr, Christopher Gone, Michael Marfell-Jones, Antropometría, Capítulo 2, Técnicas de Medición en Antropometría, Versión digital por el grupo sobre Entrenamiento, <http://www.fecna.com/wp-content/uploads/2011/08/Capitulo-2-Tecnicas-Antropometricas.pdf>, consultado mayo 2016

[38] Lesión Medular. Descripción general. URL: <http://www.lesionmedular.org/que-es-lesion-medular>, consultado mayo 2016

[39] Luis Eduardo Gómez Martínez, Soporte de cadera y tórax para órtesis de miembro inferior. Tesis para obtención de título de ingeniero mecánico, Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería, México DF-México, Año 2012.

[40] Ana Cecilia Villa Parra, Sistema de control para asistir el movimiento de dorsiflexión de pie caído en la fase de oscilación de la marcha en pacientes hemipléjicos, Trabajo de grado para obtención de maestría, Politécnica Universidad Javeriana, Facultad de Ingeniería Electrónica, Bogotá-Colombia, Año 2011.

[41] Michael S. Ballesteros M, Jhonathan A. Martínez O, Diseño mecánico y construcción de un exoesqueleto de miembros inferiores que emula la marcha humana, Trabajo de Grado para la obtención de título de Ingeniero en Mecatrónica, Universidad Militar Nueva Granada, Facultad de Ingeniería, Programa de Ingenierías en Mecatrónica, Bogotá-Colombia, Año 2015.

[42] Michael W. Whittle, Gait analysis an introduction, cuarta edición, Impreso en China, Butterworth Heinemann Elsevier, Working together to grow libraries in devoloping countries, Año 2007.

