



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE ANDADOR- EXOESQUELETO DE 6 GRADOS DE LIBERTAD PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA DE MIEMBROS INFERIORES EN INFANTES DENTRO DEL GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN BIOINGENIERÍA GIEBI

GALO EDUARDO MALDONADO IBARRA

**Trabajo de Titulación modalidad: Proyectos de Investigación y Desarrollo,
presentado ante el Instituto de Posgrado y Educación Continua de la ESPOCH,
como requisito parcial para la obtención del grado de:**

**MAGÍSTER EN SISTEMAS DE CONTROL Y
AUTOMATIZACIÓN
INDUSTRIAL**

RIOBAMBA-ECUADOR

MARZO 2019



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

CERTIFICACIÓN:

EL TRIBUNAL DE TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA QUE:

El Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo, titulado: **“DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE ANDADOR-EXOESQUELETO DE 6 GRADOS DE LIBERTAD PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA DE MIEMBROS INFERIORES EN INFANTES DENTRO DEL GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN BIOINGENIERÍA GIEBI”**, de responsabilidad del señor Galo Eduardo Maldonado Ibarra, ha sido prolijamente revisado y se autoriza su presentación.

Ing. Fredy Bladimir Proaño Ortíz; PhD.

PRESIDENTE

Ing. Pérez Bayas Miguel Ángel; Msc.

DIRECTOR

Ing. Novillo Andrade Geovanny Guillermo; Msc.

MIEMBRO

Ing. Escobar Guachambala Miguel Ángel; Msc.

MIEMBRO

Riobamba, Marzo 2019

DERECHOS INTELECTUALES

Yo, Maldonado Ibarra Galo Eduardo, declaro que soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en el Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo, y, que el patrimonio intelectual generado por la misma persona pertenece exclusivamente a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

MALDONADO IBARRA GALO EDUARDO

Nº Cédula: 080277935-5

DEDICATORIA

El presente trabajo se lo dedico a mi esposa, mis hijos, padres y hermanos que son ellos lo más importante en mi vida, quienes me han brindado su fuerza y cariño para poder seguir sin decaer permitiendo que el presente proyecto llegue a su exitosa culminación.

Galo Maldonado Ibarra

AGRADECIMIENTO

Agradezco infinitamente a Dios por darme la oportunidad de poder cruzar una etapa más de mi vida profesional, además a mis padres que siempre me han apoyado en cada uno de los pasos en el transcurso de mi vida, así como también mis hermanos y en general mi familia que siempre ha estado apoyándome de una u otra manera.

Galo Maldonado Ibarra

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	xiii
SUMMARY	xiv
CAPÍTULO I	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Título.....	1
1.2. Planteamiento del problema.....	1
1.3. Formulación del problema	2
1.4. Sistematización del problema	2
1.5. Objetivos de la investigación	2
1.5.1. Objetivo general	2
1.5.2. Objetivos específicos.....	2
1.6. Justificación de la investigación	3
1.7. Hipótesis	3
CAPÍTULO II.....	4
2. MARCO REFERENCIAL.....	4
2.1. Definición de fisioterapia.....	4
2.2. Valoración de la fisioterapia	6
2.3. Biomecánica	7
2.4. Kinesiología de miembros inferiores.....	7
2.5. El ciclo de marcha (walking)	8
2.6. Tipos de rehabilitación para miembros inferiores en infantes	10
2.7. Ángulos requeridos en las articulaciones en el ciclo de marcha humana	10
2.8. Exoesqueleto.....	15
2.9. Inicios	15
2.10. El rol de los robots exoesqueletos en la rehabilitación.....	17
2.11.1. Exoesqueletos que sirven para la rehabilitación de la marcha.....	17
2.11.2. Exoesqueletos para asistencia de la marcha	18
2.11.3. Exoesqueletos para el aumento de fuerza.....	19
CAPÍTULO III	21
3. DISEÑO Y DESARROLLO DEL ANDADOR.....	21
3.1. Requerimientos del sistema	21
3.1.1. Determinación, objetivos, alternativas y restricciones	22
3.1.2. Evaluación de alternativas y riesgos.	24
3.1.3. Desarrollo, verificación y validación	25
3.2. Diseño mecánico del andador	29
3.2.1. Análisis estático del andador.....	29
CAPÍTULO IV	33
4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA.....	33

4.1. Diseño mecánico.....	33
4.1.1. Grados de libertad	34
4.1.2. Selección de materiales	34
4.1.3. Cálculo de los torques de los motores	35
4.1.4. Análisis posicional con la técnica de cinemática directa.....	39
4.1.5. Arquitectura de la cadera.....	44
4.1.6. Arquitectura de la rodilla.....	45
4.1.7. Arquitectura del tobillo	47
4.1.8. Límites del movimiento del robot.	49
4.2. Diseño electrónico	51
4.2.1. Etapa de control.....	51
4.2.2. Etapa de potencia	55
4.2.3. Relación de los ángulos.....	58
4.3. Software	59
4.3.1. Interfaz de usuario.....	59
4.3.2. Diagrama de funcionamiento de nuestro sistema.....	60
5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	61

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

BIBLIOGRAFIA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2. Clasificación básica de la fisioterapia	4
Tabla 2-2. Principios Biomecánicos.....	5
Tabla 3-2. Biomecánica en la relación a la estática.....	5
Tabla 4-2. Porcentajes de las fases de la marcha.....	8
Tabla 5-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo I de la marcha.	11
Tabla 6-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo I de la marcha.	11
Tabla 7-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo I de la marcha.	12
Tabla 8-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo II de la marcha.	13
Tabla 9-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo II de la marcha humana.....	13
Tabla 10-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo II de la marcha humana.....	14
Tabla 11-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo III de la marcha humana.	14
Tabla 12-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo III de la marcha humana	14
Tabla 13-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo III de la marcha humana.	15
Tabla 1-3. Alternativas iniciales.....	23
Tabla 2-3. Evaluación de alternativas.....	24
Tabla 3-3. Análisis de riesgos.....	24
Tabla 4-3. Alternativas de planificación.....	26
Tabla 5-3. Primera iteración de nuestro método espiral.	27
Tabla 6-3. Segunda iteración de nuestro método espiral.....	28
Tabla 1-4. Dimensiones principales del exoesqueleto.....	35
Tabla 2-4. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna derecha.....	41
Tabla 3-4. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna izquierda.	43
Tabla 4-4. Relación de grados por pulsos de los motores.	51
Tabla 5-4. Características del Arduino mega 2560.	53
Tabla 6-4. Características del Raspberry pi 2 modelo B	54
Tabla 7-4. Conexión de los drivers de los motores.	55
Tabla 8-4. Especificaciones de los motores.....	55
Tabla 9-4. Datos técnicos del driver.....	56
Tabla 1-5. Pruebas comparativas de los movimientos de fisioterapia.....	62

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2. Ciclo de marcha.....	8
Figura 2-2. Fases del apoyo.....	9
Figura 3-2. Fases de balanceo	10
Figura 4-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo I de la marcha.....	11
Figura 5-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo I de la marcha.....	12
Figura 6-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo I de la marcha.....	12
Figura 7-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo II de la marcha.....	13
Figura 8-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo II de la marcha.....	13
Figura 9-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo II de la marcha.....	14
Figura 10-2. Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III de.....	15
Figura 11-2. a) Exoesqueleto de cuerpo completo. b) Brazo exoesquelético.....	16
Figura 12-2. a) The Robotics Orthosis Lokomar. b) Active Leg Exoskeleton.....	18
Figura 13-2. a) ReWalk. b) Exoskeleton Lower Extremity Gait	19
Figura 14-2. a) Hybrid Assistive Limb (HAL). b) Berkeley Lower.....	20
Figura 1-3 Desarrollo del diseño en espiral.....	22
Figura 2-3. Prototipo del andador.....	26
Figura 3-3. Colocación de carga al prototipo.	29
Figura 4-3. Resultado de la deformación máxima.....	30
Figura 5-3. Resultado de la tensión elástica.	30
Figura 6-3 Resultado del esfuerzo	31
Figura 7-3 Resultado del factor de seguridad.....	31
Figura 1-4 a) Posición inicial b) Posición final	35
Figura 2-4. Parámetros en el tobillo	36
Figura 3-4. Cálculo de torque en el tobillo.	37
Figura 4-4 Parámetros en la rodilla	37
Figura 5-4 Cálculo de los torques en la rodilla.....	38
Figura 6-4 Parámetros en la cadera	38
Figura 7-4 Cálculo en los torques de la cadera.....	39
Figura 8-4. Vista isométrica con los sistemas de referencia.....	40
Figura 9-4. Vista posterior del exoesqueleto.	40
Figura 10-4. Vista superior y valores calculados de los parámetros D-H.	41
Figura 11-4. Animación 2D en Matlab.....	44
Figura 12-4. Acople cadera 1.	44
Figura 13-4. Acople cadera 2.	44
Figura 14-4. Estructura de la cadera.....	45
Figura 15-4. Acople rodilla 1.	45
Figura 16-4. Acople rodilla 2	45
Figura 17-4. Muslo 1.	46
Figura 18-4. Muslo 2.	46
Figura 19-4. Muslo.	46
Figura 20-4. Acople de los motores tanto rodilla y tobillo.....	46
Figura 21-4. Acople tobillo 1	47
Figura 22-4. Acople tobillo 2.	47
Figura 23-4. Pantorrilla en CAD.	47

Figura 24-4. Pie	48
Figura 25-4. Pantorrilla	48
Figura 26-4. Ensamble del exoesqueleto.....	48
Figura 27-4. Andador.	49
Figura 28-4. Andador con exoesqueleto.....	49
Figura 29-4. Diagrama de bloques del sistema para el control cinemático.	51
Figura 29-4. Diagrama de bloques de la etapa de control.	52
Figura 31-4. Raspberry Pi.....	54
Figura 32-4. Motor NEMA 23 sin caja reductora.....	56
Figura 33-4. Motor NEMA 23 con caja reductora.	56
Figura 34-4. Motor NEMA 17.....	57
Figura 35-4. Esquema de conexiones de los motores de la pierna derecha.....	57
Figura 36-4. Esquema de conexiones de los motores de la pierna izquierda.	57
Figura 37-4. Ángulos de la pierna derecha.....	58
Figura 38-4. Ángulos de la pierna izquierda.	58
Figura 39-4. Diagrama de funcionamiento.....	59
Figura 40-4. Interfaz de usuario.	60
Figura 41-4. Diagrama UML del sistema.....	60
Figura 1-5. Sistema realizando el movimiento de la marcha humana.....	61

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1-5. Análisis de la cadera prueba 1.....	63
Gráfica 2-5. Análisis de la rodilla prueba 1.....	63
Gráfica 3-5. Análisis en el tobillo prueba 1.....	64
Gráfica 4-5. Análisis en la cadera prueba 2.....	64
Gráfica 5-5. Análisis en la rodilla prueba 2.....	65
Gráfica 6-5. Análisis en el tobillo prueba 2.....	65
Gráfica 7-5. Análisis en la cadera prueba 3.....	66
Gráfica 8-5. Análisis en la rodilla en estado estático prueba 3.....	66
Gráfica 9-5. Análisis en el tobillo en estado estático prueba 3.....	67
Gráfica 10-5. Comparación del exoesqueleto con la videogrametría de la cadera.....	67
Gráfica 11-5. Comparación del exoesqueleto con la videogrametría de la rodilla.....	68
Gráfica 12-5. Comparación del exoesqueleto con la videogrametría del tobillo.....	68

LISTA DE ABREVIATURAS

GIEBI	Grupo de Investigación en Bioingeniería
CONADIS	Consejo Nacional de Discapacidades
ESPOCH	Escuela Superior Politécnica de Chimborazo
GDL	Grados de libertad
CAD	Diseño asistido por computadora
D-H	Denavit Hartenberg
HMI	Interfaz hombre máquina
UML	Lenguaje unificado de modelado
SCADA	Supervisión, Control y Adquisición de Datos

RESUMEN

La presente investigación, detalla el desarrollo de un prototipo de andador exoesqueleto de seis grados de libertad para la rehabilitación física de miembros inferiores dentro del Grupo de Investigación y Estudios en Bioingeniería GIEBI, de la Facultad de Mecánica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. El diseño del andador se lo realizó mediante un software CAD y luego fue implementado físicamente. Con esta base, comienza la investigación, seleccionando los actuadores (motores), controladores (HY-DIV268M-5A) y la tarjeta de desarrollo programable (Raspberry PI 2). Fue necesario conocer los límites máximos y mínimos de los movimientos de las extremidades inferiores humanas, recomendados en la bibliografía especializada, para que puedan efectuarlos las articulaciones del exoesqueleto, pudiéndose hallar su posición final mediante las ecuaciones obtenidas del análisis cinemático directo. La programación en el Raspberry se escribe en el lenguaje Phyton y se crea un medio de comunicación entre el usuario y el mecanismo con un software de desarrollo de interfaz, que permite el inicio y apagado del sistema, como también la calibración de los ángulos de las articulaciones. El trabajo culmina con la integración de los sistemas mecánicos y electrónicos, posteriormente se realizó pruebas en vacío con ángulos recomendados por el fisioterapeuta cuyos resultados se comparan con una simulación de la marcha humana ejecutada en un software de videogrametría, obteniendo un error aceptable del 4%, dato que se verifica con un test de probabilidad, demostrando que los ángulos asignados en el sistema permiten ejecutar la marcha humana.

Palabras claves:

<TECNOLOGÍA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA>, <ROBÓTICA>, <EXOESQUELETO>, <SISTEMAS DE CONTROL>, <MARCHA HUMANA>, <REHABILITACIÓN>

SUMMARY

This following investigation's objective: to, details the development of a prototype walker exoskeleton of six degrees of freedom for the physical rehabilitation of lower limbs within the Group of Research and Studies in Bioengineering the GIEBI, of the Facultad de Mecánica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. The walker design was made using CAD software and then it was physically implemented. With this base, the investigation begins, selecting the actuators (motors), controllers (HYDIV268M-5A) and the programmable development card (Raspberry PI 2). It was necessary to know the maximum and minimum limits of the movements of the human lower extremities, it was recommended in the specialized bibliography, so that the articulations of the exoskeleton can make them, so it being able to find their final position by means of the equation obtained from the direct kinematic analysis. The programming in the Raspberry is written in the Python language and a means of communication between the user and the mechanism is created with interface development software, which allows the system to start and shut down, as well as the calibration of the angles of the joints. The job culminates with integration of mechanical and electronic systems, then vacuum tests were performed with angles recommended by the physiotherapist whose results are purchased with a simulation of the human gait executed in a videogrammetry software, obtaining an acceptable error of 4% data that is verified with a probability test, showing that the angles assigned in the system allow the human march.

Key words:

<TECHNOLOGY AND SCIENCE ENGINEERING >, <ROBOTICS>, <EXOSKELETON>, <CONTROL SYSTEMS>, <HUMAN MARCH>, <PHYSICAL REHABILITATION>

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Título

Desarrollo de un prototipo de andador-exoesqueleto de 6 grados de libertad para la rehabilitación física de miembros inferiores en infantes dentro del Grupo de Investigación en Bioingeniería GIEBI.

1.2. Planteamiento del problema

El mayor problema que puede sufrir un ser humano para poder realizar sus actividades con normalidad, es la pérdida de fuerza en sus músculos, más conocido como parálisis parcial en sus extremidades (inferiores o superiores). Para ayudar a solucionar este problema, existen herramientas que han desarrollado diferentes mecanismos que ayudan a mejorar los procedimientos de rehabilitación actuales, permitiendo así una recuperación de mayor calidad en el paciente, para permitir mejorar la calidad de vida de las personas (Groso y Tibaduiza, 2008) que han sufrido daños en sus extremidades por enfermedades, vejez, lesiones o accidentes de tránsito.

Como dato adicional de este proyecto, se tiene un enfoque en las personas con discapacidad de la ciudad de Riobamba, ya que en la actualidad en el Ecuador existen 204677 personas con discapacidad física, en la ciudad de Riobamba existen 2926 personas con discapacidad física según datos del CONADIS (CONADIS, Registro con discapacidad física, 2018). En el país, si una persona ha perdido la movilidad parcial de sus miembros inferiores, se ve obligada a utilizar aparatos ortopédicos como sillas de ruedas, andadores o bastones, pero ninguno ayuda a recuperar la movilidad de sus miembros. El uso de estos dispositivos ortopédicos, puede resultar cansado, doloroso, difícil e incluso peligroso para las personas, en el caso de recorrer largas distancias.

Una de las ramas de la robótica está destinada a crear dispositivos que son versátiles para estimular el movimiento o para incrementar la fuerza de los miembros corporales. Estos dispositivos son llamados “exoesqueletos”.

1.3. Formulación del problema

¿La rehabilitación rápida en infantes con paraplejia en miembros inferiores no se consigue debido a la falta de un prototipo exoesqueleto con un andador para replicar los movimientos realizados?

1.4. Sistematización del problema

¿Qué tipo de terapia se realiza para la rehabilitación en la discapacidad denominada paraplejia?

¿Existe un sistema robótico que permita realizar este tipo de terapia?

¿Es posible diseñar y construir un prototipo de andador para soporte del exoesqueleto que permita la rehabilitación física de los miembros inferiores en infantes?

¿Los torques generados por los actuadores de este sistema, permitirán generar los movimientos necesarios para la rehabilitación?

1.5. Objetivos de la investigación

1.5.1. Objetivo general

Desarrollar un prototipo de andador-exoesqueleto de 6 GDL para la rehabilitación física de miembros inferiores en infantes dentro del Grupo de Investigación GIEBI de la ESPOCH.

1.5.2. Objetivos específicos

1. Desarrollar el andador mediante software CAD paramétrico.
2. Seleccionar mediante análisis dinámico los motores para realizar los movimientos de la marcha humana.
3. Desarrollar el diagrama de control y las etapas de la potencia de los motores a utilizarse en el prototipo de andador exoesqueleto
4. Desarrollar las pruebas comparativas del prototipo de andador exoesqueleto de 6 GDL, con las terapias realizadas por un especialista, además del análisis mediante software de rastreo de movimiento.

1.6. Justificación de la investigación

En el Ecuador tan sólo se registra públicamente un proyecto que ha sido planteado para la investigación de un exoesqueleto. Esto evidencia la falta de investigadores interesados y la falta de recursos destinados a este tipo de investigación. El no desarrollar exoesqueletos biomecátronicos, deja una necesidad insatisfecha en las personas con discapacidad en los miembros inferiores, que a pesar de poseer sus miembros completos poseen un grado de inmovilidad y se ven obligados a utilizar una silla de ruedas, un andador o un bastón, exponiéndose a terapias físicas por largos períodos de tiempo y que tienen como resultados mínimos y a largo plazo.

A nivel Regional, existen personas con una gran necesidad de rehabilitación en miembros inferiores mediante terapias físicas menos dolorosas, con mayor facilidad de realización y que brinden una mejor calidad en sus resultados, sin sufrir daños en sus extremidades, logrando también una recuperación psicológica, debido a los trastornos como depresión o ansiedad y una baja en su autoestima que estas afecciones generan. Este efecto psicológico en la persona con discapacidad afecta de forma directa e inmediata a todo el grupo familiar tanto en el ámbito social como económico.

Entonces, este proyecto permitirá generar un prototipo de exoesqueleto, que son dispositivos biomecátronicos que se acoplan a los miembros inferiores afectados, para mejorar su funcionalidad, lo que permite mejorar en el paciente su nivel de autonomía, facilitando las tareas de transporte y movilidad, mejorando su estado de ánimo y por lo tanto su convivencia familiar, social y psicológica.

Además, en un futuro, basado en los respectivos estudios, esta investigación puede ser extendido hacia proyectos sociales más grandes (hospitales, subcentros de salud, dispensarios, etc), para mejorar la atención de los pacientes que sufren estas afecciones, y abarcar un mayor número de atención a los mismos.

1.7. Hipótesis

¿Es posible desarrollar un prototipo de andador y exoesqueleto para generar movimientos de rehabilitación para miembros inferiores en infantes?

CAPÍTULO II

2. MARCO REFERENCIAL

2.1. Definición de fisioterapia

La fisioterapia es la terapia por medios físicos. El fisioterapeuta trabaja con prescripción médica, diagnóstica y sugerencia de objetivos a conseguir.

Al iniciar un tratamiento, el fisioterapeuta explora el estado actual del paciente tomando detalle del aspecto analítico articular, muscular, textura de la piel, presencia de cicatrices y características de las mismas. (Serra Gabriel, Diaz Petit, & De Sande Carril, 2006)

En definitiva, debe realizar una anamnesis completa en beneficio de la posterior instauración del tratamiento, que será tanto más eficaz cuantos más datos se aporten sobre el paciente y su patología actual.

A continuación, se muestra la clasificación básica de la fisioterapia con todas sus ramas:

Tabla 1-2. Clasificación básica de la fisioterapia

Preventiva	Laboral Escolar Recidivas	Prevención de accidentes laborales Detección de patologías incipientes Aprendizaje en el manejo de recursos Mantenimiento de la calidad de vida
Curativa	Geriatría Postinmovilización Postcirugía Objetivos simples primarios	
Atención a los enfermos crónicos	Enfermedades neumáticas	Revisión, valoración y tratamiento de los brotes agudos y seguimiento de los mismos
	Amputados Artrosis	Tratamiento y adaptación protésicos Tratamientos periódicos, control y seguimiento
	Osteoporosis Enfermedades congénitas graves	Tratamiento, control y seguimiento Control, evolución y aparellaje

Fuente: Fisioterapia en traumatología, ortopedia y reumatología, 2006

Los medios físicos más utilizados en fisioterapia son los siguientes: calor, frío, electricidad, además el agua en todas sus modalidades y tipos de aplicación; dispositivos como también aparatos mecánicos (andadores) en todas sus vertientes productoras y facilitadoras de movimiento, del mismo modo los campos magnéticos.

Los principios biomecánicos están siempre estrechamente relacionados con el desarrollo de métodos para poder rehabilitar a los pacientes para que puedan ser de la manera más rápida, adecuada y sin repercusiones para el futuro, y que la persona pueda regresar a sus funciones normales sin ningún tipo de problema una vez terminado el tratamiento terapéutico. (Aguilar Gutierrez, 2000).

En la siguiente tabla se puede ver los principios biomecánicos y la biomecánica en relación a la estática.

Tabla 2-2. Principios Biomecánicos.

Gravedad	Centro	Segunda vértebra sacra (aproximadamente)
	Línea	Del vértice de la cabeza a un punto situado entre los pies
Equilibrio	Base	Superficie entre los dos bordes externos de los pies
	Estable	Máximo al bajar el centro de gravedad y sobre una base amplia
	Inestable	Con el centro de gravedad alto y una base pequeña
	Neutro	Invariable al modificar el centro de gravedad

Fuente: Biomecánica: La Física y la Fisiología, 2000

Tabla 3-2. Biomecánica en la relación a la estática.

Fuerza	Dirección	Tensión
	Intensidad	
Ejes	Sagital	
	Frontal	
	Vertical	
Planos	Horizontal	
	Inclinado	
	Vertical	
Palancas	Primer género	Estabilidad
	Segundo género	Potencia
	Tercer género	Velocidad

Fuente: Biomecánica: La Física y la Fisiología, 2000

Las técnicas fundamentales de la fisioterapia son: la movilización articular, el refuerzo muscular, la coordinación, el equilibrio, la relajación y el masaje. (Aguilar Gutierrez, 2000)

Para la rehabilitación de paciente con dificultad de caminar o mover sus articulaciones, estas técnicas se vuelven prácticamente un procedimiento, en el cual se debe empezar por la movilización articular por más mínima que sea al comienzo, para esto se utilizan varios aparatos en la actualidad entre los cuales los más comunes son las muletas, caminadores, bastones y no tan común exoesqueletos los cuales entre su sinfín de beneficios, uno de ellos es el ayudar a la persona a mover sus articulaciones.

2.2. Valoración de la fisioterapia

La fisioterapia debe de seguir una filosofía de ver, leer, explorar, oír, volver a ver, valorar, prevenir y tratar. (Aguilar Gutierrez, 2000)

Ver

Se refiere a utilizar en sentido de la vista, y tener una visión global del paciente con lo cual se pretende saber su tipología física, el hábito postural, la coloración de la piel, la edad y estado anímico.

Leer

Se refiere a documentarse sobre el paciente, es decir su historial clínico de manera detallada, su patología actual y antecedentes clínicos como dolencias. Para poder realizar una fisioterapia sin riesgos adicionales por falta de conocimiento.

Explorar

Se refiere a explorar al paciente para poder calibrar la magnitud del proceso que le ocupa y perfilar y precisar la extensión del territorio y órganos afectados. Siendo las manos del fisioterapeuta el instrumento básico e indispensable.

Oír

Se refiere a escuchar al paciente para darle el alivio psicológico y aprender más acerca de su estado.

Volver a ver

Se refiere a una revisión una vez se tiene ya todos los cimientos construidos por los pasos anteriores, se puede empezar a sacar conclusiones de las zonas expuestas.

Valorar

Se refiere a la realización de un test muscular o articular, hasta un sinnúmero de explicaciones detalladas y de exploraciones funcionales según la patología necesaria para poder realizar una valoración de tratamiento del paciente.

Tratar

Este puede ser preventivo o curativo. Enfocándose en la fisioterapia curativa se enfoca en dolencias, esto dependiendo de la evolución que tenga el paciente en su tratamiento hasta que se vaya incorporando a sus funciones normales. Para tratamientos en los miembros inferiores es imprescindible el uso de aparatos para que ayuden a su mejoramiento.

2.3. Biomecánica

Es la disciplina que estudia modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento de un ser vivo. Para estudiarlo se deben considerar 3 aspectos:

- El control del movimiento que está relacionado con los ámbitos psicológicos y neurofisiológicos.
- La estructura del cuerpo que se mueve, en el caso del ser humano compuesto de músculos, huesos, tendones, etc.
- Las fuerzas, tanto externas (gravedad, viento, etc.), como internas (producidas por el propio ser vivo), que producen el movimiento de acuerdo con las leyes de la física. (Aguilar Gutierrez, 2000)

2.4. Kinesiología de miembros inferiores

Los puntos más importantes, clínicamente hablando, de los miembros inferiores son:

- En el hombre existen 6 determinantes de la marcha: rotación pélvica, balanceo pélvico lateral, flexión de la rodilla después del contacto del talón en la fase de apoyo, movimiento del pie y del tobillo, coordinación de los movimientos de la rodilla y el tobillo, desplazamiento lateral de la pelvis (Sánchez, 2014) detallan cuán eficiente la marcha o paso es logrado.
- El ciclo de marcha está compuesto por una fase de apoyo y de balanceo.
- Un cierto ángulo de movimiento es necesario en cada articulación para lograr una marcha normal.

- La activación de los grupos de músculos varía según transcurre el ciclo de marcha. (Spires, Kelly, & Davis, 2014)

2.5. El ciclo de marcha (walking)

El ciclo de marcha es un intervalo de tiempo o secuencia de movimiento que ocurre desde el golpe de talón hasta el golpe de talón del mismo pie. Para determinar si la marcha de una persona es anormal, se debe entender el ciclo correcto de la marcha, el cual está dividido en dos fases: La fase de apoyo y la fase de balanceo. La fase apoyo representa el 60% del ciclo de marcha y la fase de balanceo representa el 40% del ciclo. (DeLisa, 1998)

Tabla 4-2. Porcentajes de las fases de la marcha.

Fase de apoyo (60%)				Fase de balanceo (40%)			
Doble soporte (10%)		Soporte de una sola extremidad (40%)		Doble soporte (10%)		Soporte de una sola extremidad (40%)	
Condición Inicial	Respuesta de carga	Posición media	Posición final	Pre balanceo	Balanceo inicial	Balanceo medio	Balanceo final

Fuente: Prosthetic Restoration and Rehabilitation of the upper and lower extremity, 1998

La mayoría del ciclo se lo desarrolla en el apoyo de una sola pierna (80%), y solo una pequeña porción se desarrolla en el apoyo de ambas piernas (20%). (Spires, Kelly, & Davis, 2014)

En la siguiente figura se muestra el ciclo de marcha:

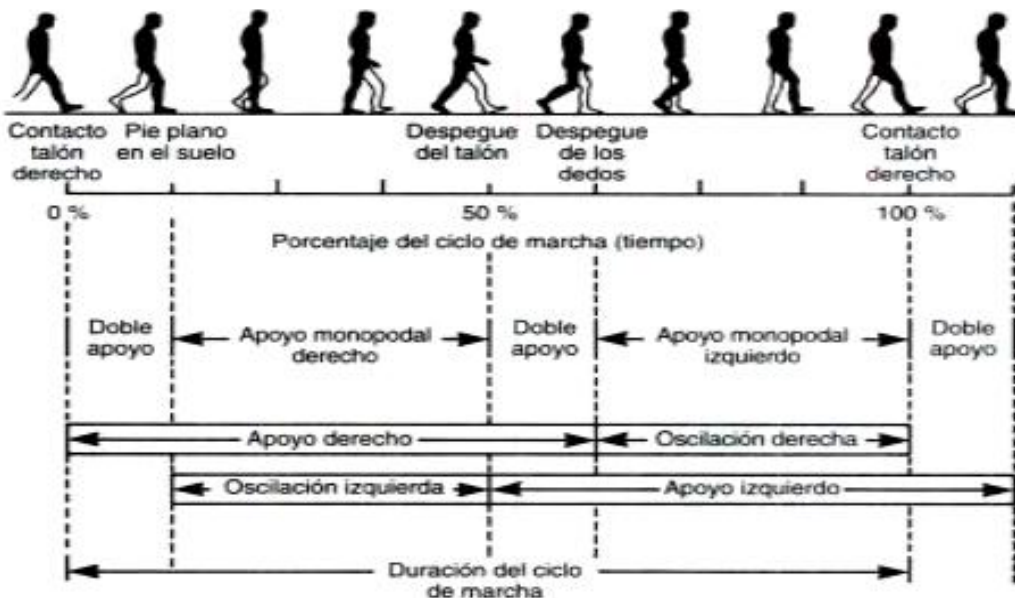


Figura 1-2. Ciclo de marcha.

Fuente: Prosthetic Restoration and Rehabilitation of the upper and lower extremity, 2014

Fases del apoyo:

1. Contacto inicial: Es el contacto inicial del pie con el piso.
2. Respuesta de carga: Desde el contacto inicial hasta despegar la extremidad opuesta del piso.
3. Apoyo medio: Desde el final de la respuesta de carga hasta cuando ambos tobillos están alineados en el plano frontal.
4. Apoyo terminal: Periodo desde el apoyo medio hasta justo antes el contacto inicial de la extremidad opuesta.
5. Prebalanceo: Intervalo desde el contacto inicial de la extremidad opuesta hasta justo antes de despegar del apoyo de la pierna. (Spires, Kelly, & Davis, 2014)

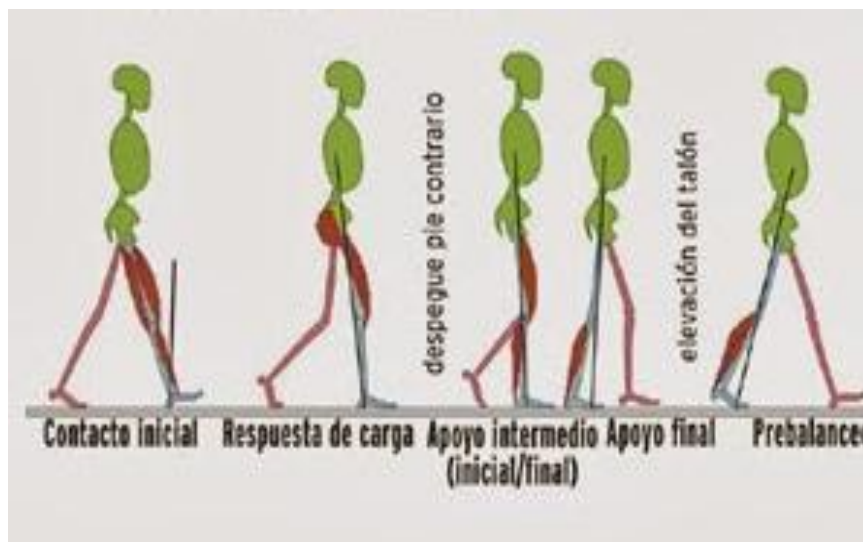


Figura 2-2. Fases del apoyo.
Fuente: Biomecánica, 2014

Fases de balanceo:

1. Balanceo inicial: Despegar la extremidad hasta el periodo de la máxima flexión de la rodilla.
2. Balanceo medio: Periodo desde la máxima flexión de la rodilla hasta cuando la tibia es vertical.
3. Balanceo final: Desde el final del balanceo medio hasta justo antes del contacto inicial. (Spires, Kelly, & Davis, 2014)

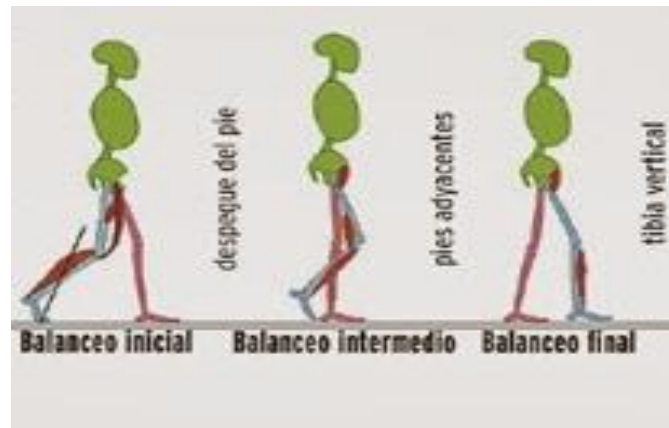


Figura 3-2. Fases de balanceo
Fuente: Biomecánica, 2014

2.6. Tipos de rehabilitación para miembros inferiores en infantes

Según (Cumellas, 2009):

- Ejercicios progresivos contra resistencia para mejorar la potencia muscular. Si el músculo es muy débil, la gravedad supone suficiente resistencia. Si la potencia muscular es algo mejor, es necesaria la resistencia manual o mecánica (pesos, muelles de tensión, etc.). El fisioterapeuta debe vigilar que no haya espasticidad.
- Facilitación neuromuscular propioceptiva que ayudará a promover la actividad neuromuscular en pacientes con lesión de la neurona motora superior con espasticidad.
- Ejercicios de coordinación simples para mejorar la habilidad.
- Ejercicios de acondicionamiento general para reestablecer el equilibrio hemodinámico, aumentar la capacidad cardiorrespiratoria y mantener el arco de movilidad y la potencia muscular.
- Ejercicios de deambulación, según el nivel y el momento de la lesión, como barras paralelas, andador, muletas o bastón y después sin ninguna ayuda. En pacientes parapléjicos o cuadripléjicos con hipotensión ortostática puede ser útil una tabla inclinada.

2.7. Ángulos requeridos en las articulaciones en el ciclo de marcha humana

En la tesis titulada “Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas” (Stengele, 2008) los ángulos de la marcha humana se definen:

Intervalo 1:

Movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio.

A. El tobillo

Tabla 5-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo I de la marcha.

Momento de contacto del talón con el suelo.	La articulación del tobillo está en la posición neutra (0°). Justo entre la dorsiflexión y la flexión plantar.
Simultáneamente con el contacto del talón.	La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección de la flexión plantar.
Momento en que la planta del pie hace contacto con el suelo.	La articulación del tobillo se mueve a 15° de la posición neutra a la flexión plantar.
En la fase media.	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

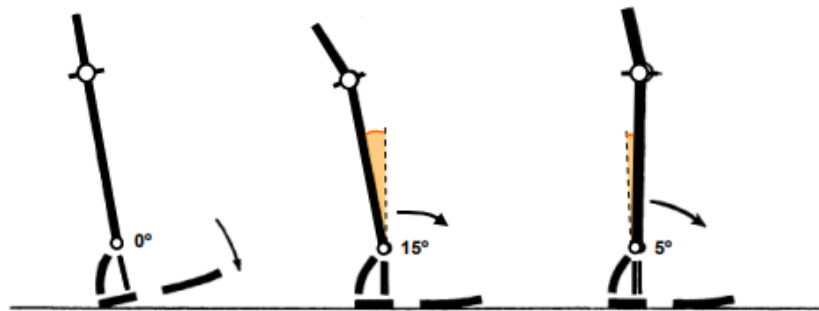


Figura 4-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo I de la marcha

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

B. La rodilla

Tabla 6-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo I de la marcha.

Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla se encuentra en completa extensión.
Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo.
Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.
En el apoyo medio	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

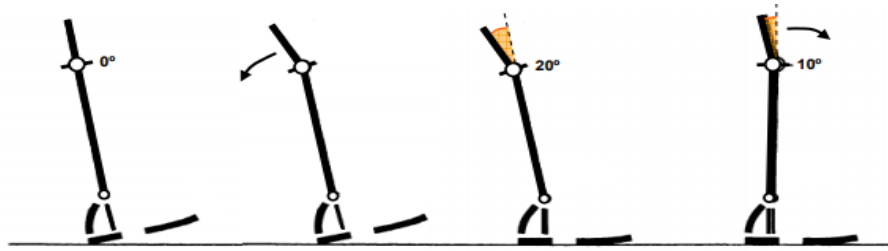


Figura 5-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo I de la marcha.
Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

C. La cadera

Tabla 7-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo I de la marcha.

Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La cadera está aproximadamente a 30° de flexión.
Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la cadera comienza a extenderse.
En la posición del pie plano en el suelo.	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20°.
Entre el pie plano y el apoyo medio.	La articulación de la cadera se mueve a su posición neutral (0°).

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008



Figura 6-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo I de la marcha.
Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

Intervalo II:

Movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el apoyo medio y desplegué del pie del suelo.

A. El tobillo

Tabla 8-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo II de la marcha.

En el apoyo medio.	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.
En el momento que el talón se despega del suelo.	La articulación del tobillo está aproximadamente a 15° de dorsiflexión.
En el intervalo de elevación del talón y despegue del pie.	El tobillo se mueve rápidamente 35°, con lo que al desplegar el pie del suelo la articulación está aproximadamente en 20° de flexión plantar.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

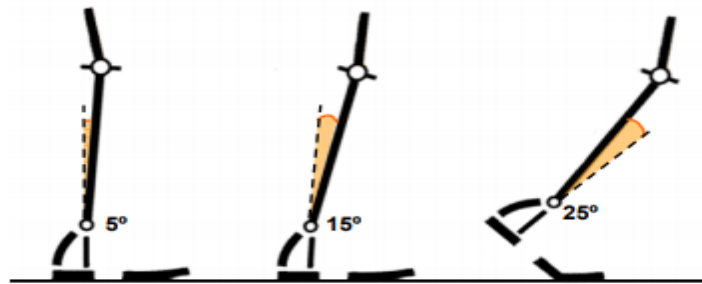


Figura 7-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo II de la marcha.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

B. La rodilla

Tabla 9-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo II de la marcha humana

En el apoyo medio.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.
Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo.	La rodilla está a 4° de la extensión completa.
Entre el despegue del talón y el de los dedos	La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

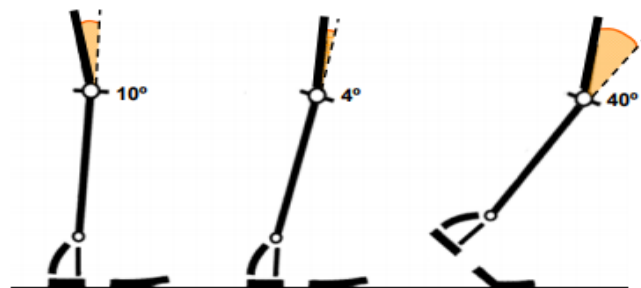


Figura 8-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo II de la marcha humana.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

C. La cadera

Tabla 10-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo II de la marcha humana

El apoyo medio.	La articulación de la cadera se encuentra en posición neutral (0°) y comienza a moverse hacia la extensión.
Inmediatamente después del despegue del talón.	La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20° .
En el momento de despegue de los dedos del suelo.	La cadera está cerca de una posición neutral y se mueve en dirección de la flexión.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

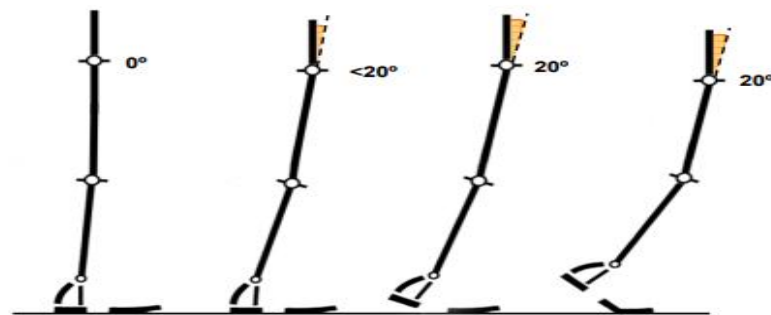


Figura 9-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo II de la marcha humana.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

Intervalo III:

Describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo.

A. El tobillo

Tabla 11-2. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo III de la marcha humana.

Durante la etapa del balanceo.	El pie se mueve de su posición inicial de flexión plantear al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutra 0° que se mantiene durante toda la etapa de balanceo.
--------------------------------	---

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

B. La rodilla

Tabla 12-2. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo III de la marcha humana

Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo.	La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65° .
---	--

Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón.	La rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo.
---	---

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

C. La cadera

Tabla 13-2. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo III de la marcha humana.

Durante la etapa de balanceo.	Partiendo de una posición neutral, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esta posición.
-------------------------------	---

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

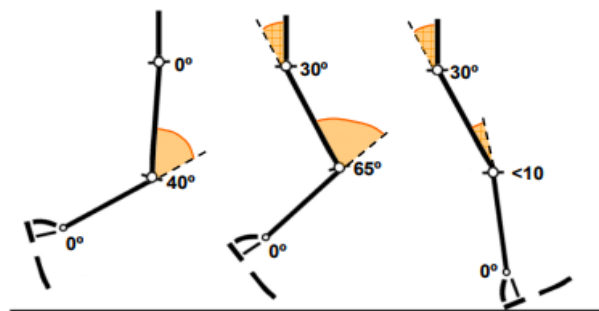


Figura 10-2. Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III de la marcha humana.

Fuente: Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de piernas, 2008

2.8. Exoesqueleto

Los exoesqueletos combinan la inteligencia del operador y las capacidades del exoesqueleto para lograr funciones que superan las capacidades del portador. (Tamburrino Cabrera, 2017)

Un exoesqueleto viene del griego *exo*= *exterior* + *skeletons* = *esqueleto*, es una estructura exterior que soporta y protege el cuerpo de un animal, a diferencia del esqueleto interior. Exoesqueletos motorizados (mejor conocidos actualmente como exoesqueletos robóticos o exoesqueletos) son robots los cuales que las personas los pueden usar, sujetos a las extremidades del usuario, con el objetivo de reemplazar y mejorar sus movimientos. (Yang, Zhang, Chen, Dong, & Zhang, 1989-1996) Estos deben de obedecer a sus movimientos del usuario y entregar, aunque sea una pequeña parte de poder necesaria para realizarlos movimientos.

2.9. Inicios

Los primeros desarrollos de exoesqueletos fueron implementados en la década de los 60, por la armada de Estados Unidos y la empresa General Electric con su proyecto Hardiman I. El

exoesqueleto fue diseñado para el incremento de la fuerza de su portador, principalmente para tareas de carga y descarga de objetos, este fue diseñado para levantar masas de 25 kg mientras que el usuario solo sentía 1kg. El exoesqueleto de cuerpo completo nunca fue utilizado por un usuario pues se volvía inestable y peligroso. El mismo proyecto realizó un brazo exoesqueleto que logró levantar masa de 340 kg.

En las figuras 11-2(a) y 11-2(b) se muestran los primeros exoesqueletos realizados por General electric. (Bortole, 2013)

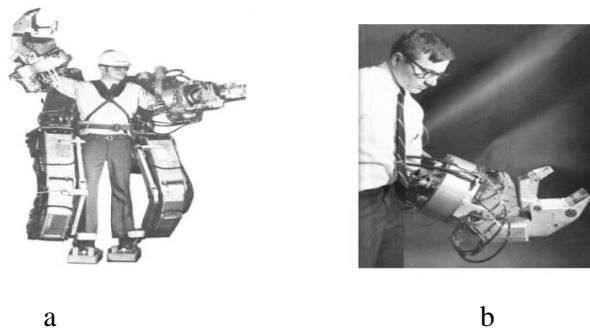


Figura 11-2. a) Exoesqueleto de cuerpo completo. b) Brazo exoesquelético.
Fuente: Design and control of a robotic exoskeleton for gait rehabilitation, 2013

Sin embargo, han existido a lo largo de los años otros objetivos para el desarrollo de exoesqueletos, hoy en día existen diferentes tipos de exoesqueletos, entre ellos los de rehabilitación los cuales están centrados en ambientes netamente clínicos, en donde estos dispositivos pueden ayudar a sobrevivientes de derrames cerebrales a volver a ganar los movimientos que perdieron en su cuerpo. Además, se pueden utilizar en personas con lesiones en su columna vertebral. Por otra parte, en la llamada ‘gait rehabilitation’ (rehabilitación del modo de andar), el exoesqueleto asume la tarea de mover la pierna del paciente a un patrón de paso normal, para ello el exoesqueleto solo aplica la fuerza requerida para que el paciente complete el movimiento de sus extremidades desiguales. (Tamburrino Cabrera, 2017)

En el caso específico de los miembros inferiores, existen exoesqueletos como ReWalk y eLegs los cuales han logrado dar asistencia de marcha a personas parapléjicas o con problemas motrices. El fisioterapeuta juega un papel importante en el exoesqueleto pues este programa los movimientos repetitivos del mismo.

2.10. El rol de los robots exoesqueletos en la rehabilitación

En los exoesqueletos, existe una transferencia efectiva de poder entre el ser humano y el robot, el cual puede ser utilizado como un dispositivo de entrada (estableciendo una pose correspondiente entre el humano, esclavo o un manipulador remoto), como un dispositivo de fuerza de retroalimentación (siempre y cuando haya una interacción entre el robot esclavo y su ambiente), o ambos.

La interacción entre el exoesqueleto y las extremidades de los humanos son logradas a través de sistemas de fuerzas internas y externas que pueden ser elegidas dependiendo de la aplicación. Las fuerzas externas son utilizadas en exoesqueletos de empoderamiento y las fuerzas internas son utilizadas en exoesqueletos de compensación funcional de extremidades humanas. (Rocon & Pons, 2011)

2.11. Tipos de exoesqueletos

Los exoesqueletos de miembros inferiores se clasifican en 3 grupos: exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha, exoesqueletos para la asistencia de la marcha y exoesqueletos para el aumento de fuerza. (Chen, y otros, 2015)

2.11.1. Exoesqueletos que sirven para la rehabilitación de la marcha

Los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha son utilizados en personas que producto de daños neurológicos u otras causas tienen atrofia muscular en sus miembros inferiores. Las atrofia muscular se pueden producir por parálisis cerebrales, golpes o enfermedades como el polio, las cuales pueden generar un déficit total o parcial en la locomoción humana. Los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha realizan, de manera asistida, movimientos repetitivos en los pacientes para estimular los miembros inferiores de los pacientes, de este modo los terapeutas se ahorran el trabajo de realizar los movimientos de los miembros inferiores al paciente, enfocándose en su monitoreo y avance. (Tamburrino Cabrera, 2017).

- ***The Robotic Orthosis Lokomat:*** Este robot es desarrollado por Hocoma en Zurich, Suiza. Permite entrenar la caminata en pacientes con problemas en sus miembros inferiores. El exoesqueleto es del tipo fijo, el cual cuenta con uniones motorizadas en la cadera y las rodillas, además de una cinta de caminar y un soporte para el paciente. La figura 12-2(a) muestra el exoesqueleto “The Robotic Orthosis Lokomat”. (Chen, y otros, 2015)

- **Active Leg Exoskeleton (ALEX):** Fue Desarrollado en la Universidad de Delaware, Estados Unidos, este robot es desarrollado para la rehabilitación de la marcha en pacientes con problemas de movilidad en sus miembros inferiores. La Figura 12-2(b) muestra el exoesqueleto “Active Leg Exoskeleton (ALEX) (Chen, y otros, 2015).

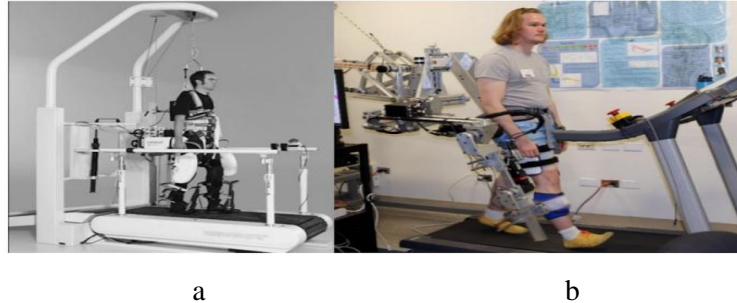


Figura 12-2. a) The Robotics Orthosis Lokomar. b) Active Leg Exoeskeleton (ALEX).

Fuente: Diseño y simulacion de un exoesqueleto de miembro inferior para la asistencia en marcha a pacientes con paraplejia Flacida, 2015

2.11.2. Exoesqueletos para asistencia de la marcha

Estos robots son desarrollados para personas que de alguna manera han perdido la movilidad parcial o total en sus piernas, como también para personas con dificultades para desplazamiento. (Chen, y otros, 2015).

Algunos exoesqueletos desarrollados para asistencia humana de locomoción más importantes son:

- **ReWalk: Diseñado por Rewalk Robotics en Yokneam, Israel.** Contiene uniones motorizadas en la cadera y en las rodillas, utilizado para la marcha de personas con discapacidades a nivel torácico, logrando que caminen sin la asistencia de operadores externos. El control de los motores viene dado por una trayectoria predefinida. El paciente controla las funciones del exoesqueleto mediante el uso de dos bastones con controles, además los bastones son utilizados para disminuir los requerimientos de los motores y apoyar la marcha del usuario. Los usuarios lograron un rango de velocidades de 0.03m/s a 0.45m/s. (Chen, y otros, 2015)
- **Exoskeleton Lower Extremeti Gait System (eLegs):** Robots de extremidades inferiores, desarrollado por Berkley Bionics. Contiene uniones en el torso, cadera, rodillas y tobillos. Tanto la cadera y las rodillas utilizan actuadores, sin embargo, los tobillos utilizan un sistema pasivo con resortes. La figura 13-2 (b) muestra el exoesqueleto “Exoskeleton Lower Extremeti Gait System (eLegs)”. (Chen, y otros, 2015)

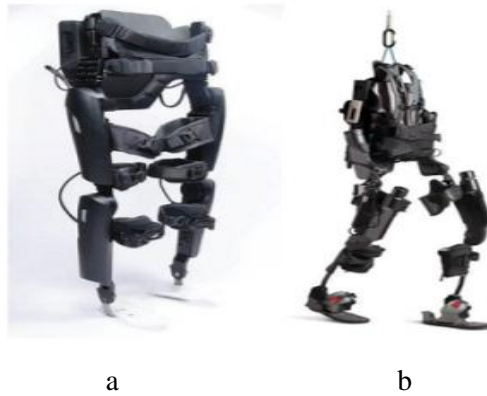


Figura 13-2. a) ReWalk. b) Exoeskeleton Lower Extremity Gait System (eLegs).

Fuente: Diseño y simulación de un exoesqueleto de miembro inferior para la asistencia marcha a pacientes con paraplejia flácida, 2015

2.11.3. Exoesqueletos para el aumento de fuerza

Estos robots son diseñados para realizar tareas que para una persona normal resultan muy difíciles o imposibles. Este proporciona al usuario la capacidad de aplicar una gran fuerza o gran resistencia. El enfoque de estos es para fines militares, de rescate o para personal de emergencia entre otros ejemplos. (Chen, y otros, 2015)

A continuación, se presentan algunos de los exoesqueletos para el aumento de fuerza.

- **Hybrid Assistive Limb (HAL): Exoesqueleto desarrollado por la Universidad de Tsukuba en Japón.** Existen dos versiones del exoesqueleto, un modelo de cuerpo completo y otro de miembros inferiores. El exoesqueleto se puede utilizar para el aumento de fuerza del portador, o como un exoesqueleto para la asistencia de la marcha. La versión completa del exoesqueleto pesa alrededor de 23 kilogramos y la versión de miembros inferiores pesa alrededor de 15 kilogramos. Las articulaciones son controladas por motores eléctricos. Puede levantar objetos de hasta 70 kilogramos. (Yang, Zhang, Chen, Dong, & Zhang, 1989-1996). La figura 14-2(a) muestra el exoesqueleto “Hybrid Assistive Limb (HAL)”.
- **Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX): Exoesqueleto desarrollado por la Universidad de California, Estados Unidos.** La finalidad del exoesqueleto es para el transporte de cargas pesadas operado por soldados. Contiene articulaciones en la cadera, rodillas y tobillos, los cuales son activados mediante actuadores hidráulicos lineales y sistemas pasivos de resortes. El exoesqueleto alcanzó una velocidad promedio de 1.3 m/s

cargando 34 kilogramos (Yan, Cempini, Oddo, & Vitello, 2014). La figura 14-2(b) muestra el exoesqueleto “Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX).



a

b

Figura 14-2. a) Hybrid Assistive Limb (HAL). b) Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)

Fuente: A review of exoskeleton-type systems and their key technologies,» Archive Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers part c Journal of Mechanical Engineering Science; Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons, Robotics and Autonomous Systems, 2014

CAPÍTULO III

3. DISEÑO Y DESARROLLO DEL ANDADOR

3.1. Requerimientos del sistema

En el presente capítulo, se especifica los requerimientos que se necesitan para el Andador, es decir cuáles son sus dimensiones, con que material es realizado, la fabricación y además la implementación del exoesqueleto en el mismo.

Para el cumplimiento del objetivo propuesto, se plantea un Modelo basado en el Desarrollo en Espiral (Boehm, 1988), desarrollado para la Ingeniería de Software.

El Modelo Espiral propuesto reconoce la naturaleza iterativa del proceso y combina actividades de desarrollo con gestión de riesgo, para minimizar y controlar el riesgo. El modelo espiral es en cierto sentido semejante al Modelo Iterativo pues maneja cuatro iteraciones o ciclos. Cada ciclo o iteración de espiral se divide en cuatro fases:

1. Determinación de objetivos, alternativas y restricciones
2. Evaluación de alternativas y riesgos.
3. Desarrollo, verificación y validación.
4. Planificación.

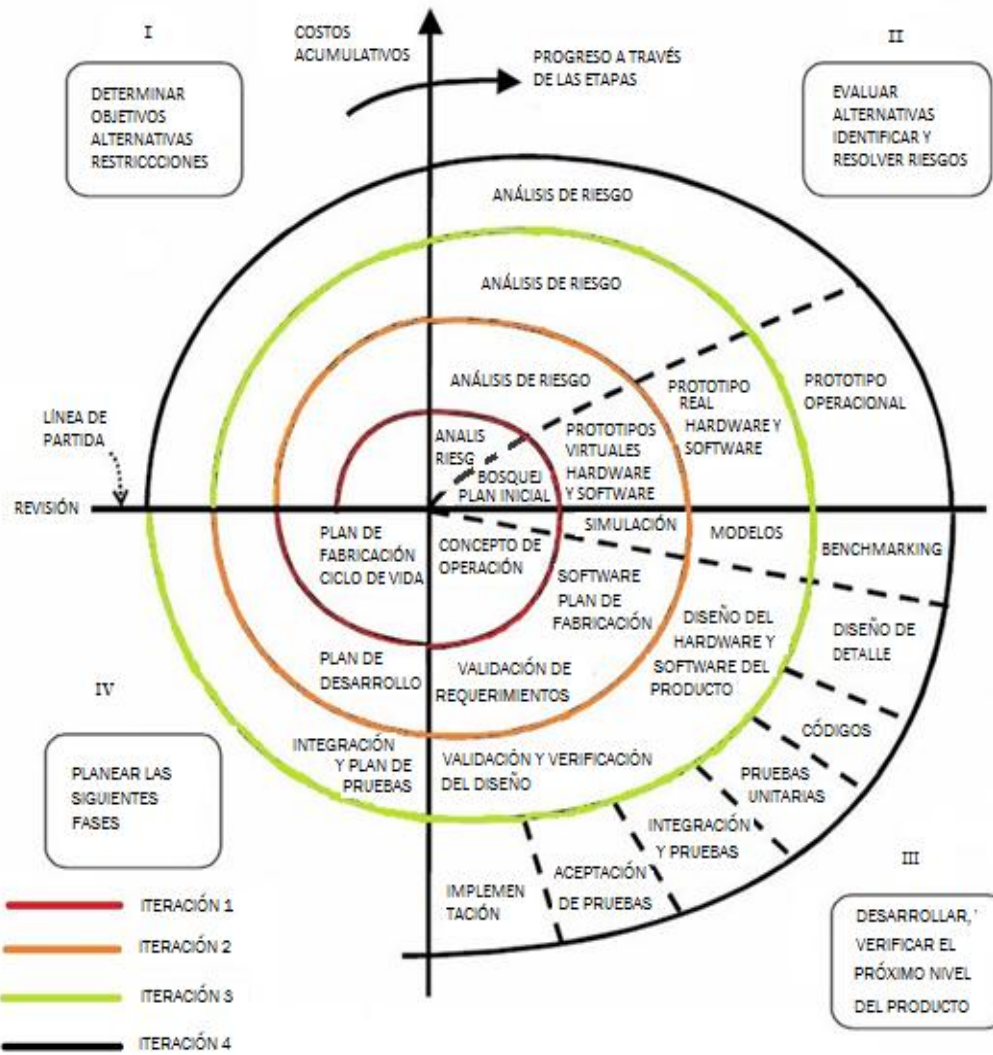


Figura 1-3 Desarrollo del diseño en espiral
Realizado por: Galo Maldonado

En cada iteración se hace un análisis de riesgo de las alternativas según los requisitos y restricciones, y se construyen prototipos para analizar las alternativas y seleccionar una.

A continuación, se desarrolla el análisis minucioso de la primera iteración en cada una de estas etapas.

3.1.1. Determinación, objetivos, alternativas y restricciones

Se analizará la determinación de objetivos, alternativas y restricciones para el desarrollo del andador, ya que para el exoesqueleto se lo hará de la investigación “Manufactura y pruebas de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación física de miembros inferiores para el grupo

de Investigación y Estudios de Bioingeniería de la Facultad de Mecánica ESPOCH” realizado por Lliguay J.

Para una primera etapa o iteración, se basa la definición del modelo en función del cumplimiento de características específicas con las que debe cumplir el andador, como son:

- Desarrollar un sistema mecánico que soporte estructuralmente al exoesqueleto de 6 GDL para la rehabilitación de miembros inferiores para infantes.
- Seleccionar el material adecuado para la construcción del andador y que soporte la carga que implica elevar un exoesqueleto.
- Determinar la geometría del andador que permita los rangos de movimientos necesarios en el exoesqueleto.

Las Alternativas requeridas al inicio del diseño del andador son:

Tabla 14-3. Alternativas iniciales

ALTERNATIVAS	
Regulación	Materiales para la construcción de la estructura
Peso	Estructura compacta o modular
Estructura robusta	Bajo costo

Realizado por: Galo Maldonado

Las restricciones a las que está sujeto este desarrollo son:

- Un presupuesto de 1500,00 dólares, para la compra de los materiales y equipos necesarios para la construcción del andador.
- Disponibilidad de los materiales, y equipos en el mercado local.
- Existencia de métodos de fabricación adecuados
- Material metálico e inoxidable
- Ergonomía

3.1.2. Evaluación de alternativas y riesgos.

3.1.2.1. Evaluación de alternativas

Las alternativas anteriormente presentadas presentan aspectos positivos y negativos, pero deben asegurar los objetivos, resumiéndose en estas dos tareas:

- Peso liviano
- Ser desarmable

Según esto se escogerá las siguientes alternativas:

Tabla 2-3. Evaluación de alternativas.

Alternativa	Descripción
Regulación	El mecanismo deberá brindar comodidad al paciente al momento de ser colocado para su rehabilitación, evitando que se genere incomodidad o lesiones pero considerando también que solamente es un prototipo y no el modelo final, por lo cual solo se define su ergonomía.
Peso liviano	El peso que tiene el andador debe de ser lo más liviano posible considerando los costos que esto implica.
Costos	Al momento de su construcción debe ser lo más económica posible, considerando la eficiencia requerida en el prototipo.
Diseño estructural	En base a las alternativas de peso y regulación
Estructura modular	En base a la alternativa de ensamblaje (modular)

Realizado por: Galo Maldonado

3.1.2.2. Análisis de riesgos

En esta etapa se identifican los riesgos potenciales asociados a las alternativas escogidas, para darles la mejor solución posible.

Tabla 3-3. Análisis de riesgos.

Alternativa	Riesgo	Solución
Regulación	No tener un espacio de trabajo adecuado No satisfacer la comodidad del paciente	Definir la geometría necesaria que cumpla con los requerimientos de elevación del exoesqueleto Desarrollar un modelo ergonómico del andador

Peso	Los costos de implementación para un modelo liviano	Escoger el material adecuado en base al diseño estructural y a la carga máxima definida en este diseño
Costos	En base al diseño estructural escoger un material caro e inexistente en el medio Tecnología de fabricación inexistente o cara	Definir materiales locales y de gran disponibilidad Métodos de fabricación locales y tecnológicamente eficientes
Diseño estructural	No soporte el peso Existan tensión y deformación excesiva en los elementos	Realizar el diseño estructural a cargas estática para definir esfuerzos y deformaciones máximos, coeficiente de seguridad, y poder escoger el material adecuado para la fabricación
Estructura modular	Inestabilidad /falta de rigidez	Unión por pernos aplicando torquímetro Soldadura de partes y elementos

Realizado por: Galo Maldonado

3.1.3. Desarrollo, verificación y validación

En esta etapa se elegirá una forma del prototipo para ser desarrollado, se hace un boceto con las características requeridas.

Se verifican las características elegidas dentro de las alternativas propuestas y se las dibuja para dar un concepto más real al boceto.

Una vez plasmado el boceto, se llega a un consenso para definir el modelo final a ser desarrollado.

En la Figura 2-3 se representa el boceto final que contempla dicho análisis, donde se puede observar que no se plantea dimensión alguna; esto será posteriormente determinado en las siguientes iteraciones del desarrollo en espiral para la construcción del prototipo.



Figura 2-3. Prototipo del andador
Realizado por: Galo Maldonado

3.1.4. Planificación

En este último paso es donde el proyecto se revisa y se toma la decisión de si se debe continuar con un ciclo posterior al de la espiral. Si se decide continuar, se desarrollan los planes para la siguiente fase del proyecto.


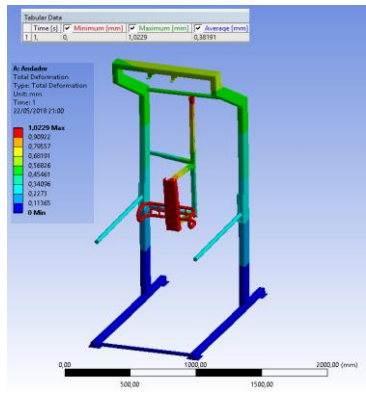
El Plan inicial de fabricación se desarrollará en base a los requisitos de dimensiones (planos) y características físicas (voltaje, amperaje de motores, instrumentación) del sistema, de esta manera se fabrican las piezas y se adquieren los elementos necesarios para las siguientes iteraciones.

Tabla 4-3. Alternativas de planificación.

ALTERNATIVAS	
Regulación	Materiales para la construcción de la Estructura
Peso	Estructura compacta o modular
Estructura robusta	Bajo costo


Realizado por: Galo Maldonado

Tabla 5-3. Primera iteración de nuestro método espiral.

		Iteración 1		
ETAPA I	Objetivos	<ul style="list-style-type: none"> • Desarrollar un sistema mecánico que soporte el exoesqueleto de 6 GDL para la rehabilitación de miembros inferiores para infantes. • Seleccionar el material adecuado para la construcción del andador y que soporte la carga que implica elevar un exoesqueleto. • Determinar la geometría del andador que permita los rangos de movimientos necesarios en el exoesqueleto. 		
	Alternativas	Regulación Peso Estructura robusta Materiales para la construcción de la estructura Estructuras compacta o modular Bajo costo		
	Restricciones	<ul style="list-style-type: none"> • Un Presupuesto de 1500 dólares, para la compra de los materiales y equipos necesarios para la construcción del andador. • Disponibilidad de los materiales y equipos en el mercado local 		
ETAPA II	Evaluación alternativas	1	El mecanismo deberá brindar comodidad al paciente al momento de ser colocado para su rehabilitación, evitando que se genere incomodidad o lesiones.	
		2	El peso que debe soportar de la carga del exoesqueleto y los motores	
		3	Al momento de su construcción debe de ser lo más económica posible.	
		4	El material escogido acero soporta las cargas del sistema	
		5	Modelo modular para poder armarlo y desarmarlo en cualquier lugar	
	Identificación riesgos	RIESGO		SOLUCIÓN
		No satisfacer la comodidad del paciente		Cálculo cinemático y ergonomía
		Que no soporte el peso del exoesqueleto y los motores		Análisis estático del andador
		El presupuesto no alcance		Buscar marcas genéricas
		Inestabilidad /falta de rigidez		Análisis de los resultados del estudio estático
ETAPA III	Desarrollo, verificación del próximo nivel del producto			
				
ETAPA IV	Planificación	El Plan inicial de fabricación se desarrollará en base a los requisitos de dimensiones (planos) y características físicas (voltaje, amperaje de motores, instrumentación) del sistema, de esta manera se fabrican las piezas y se adquieren los elementos necesarios para las siguientes iteraciones.		

Realizado por: Galo Maldonado

Tabla 6-3. Segunda iteración de nuestro método espiral.

		Iteración 2		
ETAPA I	Objetivos	<ul style="list-style-type: none"> • Implementar un sistema mecánico que soporte el exoesqueleto de 6 GDL para la rehabilitación de miembros inferiores para infantes. • Implementar un sistema ergonómico que facilite el uso en los pacientes. • Construir un sistema geoméricamente viable para la operación del exoesqueleto • Seleccionar el material adecuado para que soporte dicho exoesqueleto. 		
	Alternativas	Costos Estructura de acero Estructuras modular		
	Restricciones	<ul style="list-style-type: none"> • Disponibilidad de los equipos para realizar el mecanizado en el mercado local 		
ETAPA II	Evaluación alternativas	1	El mecanismo deberá brindar comodidad al paciente al momento de ser colocado para su rehabilitación, evitando que se genere incomodidad o lesiones.	
		2	El peso que debe soporta para el exoesqueleto y los motores	
		3	Para poder armarlo y desarmarlo en cualquier lugar	
	Identificación riesgos	RIESGO		SOLUCIÓN
		No satisfacer la comodidad del paciente		Prueba del prototipo usando un paciente. Prueba del sistema en vacío para verificar espacio de trabajo
Que no soporte el peso del exoesqueleto y los motores		Prueba de montaje del exoesqueleto sobre el andador incluido su movimiento		
Inestabilidad /falta de rigidez		Unión con pernos y torquímetro; uniones soldadas. Tolerancias de alineamiento pequeñas y procesos de producción definidos.		
ETAPA III	Desarrollo, verificación del próximo nivel del producto			
ETAPA IV	Planificación	Documentación del desarrollo del sistema (planos, lista de materiales, lista de equipos para construcción)		

Realizado por: Galo Maldonado

3.2. Diseño mecánico del andador

El sistema es diseñado mecánicamente para determinar que peso puede soportar estructuralmente y con estos resultados saber con qué material se va a fabricarlo.

Las características que debe tener el sistema son:

- Cumplir con requerimientos de geometrías para facilitar y asegurar el espacio de trabajo del exoesqueleto.
- Cumplir con requerimientos estructurales para soporte de carga.

3.2.1. Análisis estático del andador

La carga se ubica en el centro de inercia del andador (0, 1.199m, 0) ya que cumple con los requerimientos de geometrías para el espacio de trabajo, como se muestra en la figura 3-3.

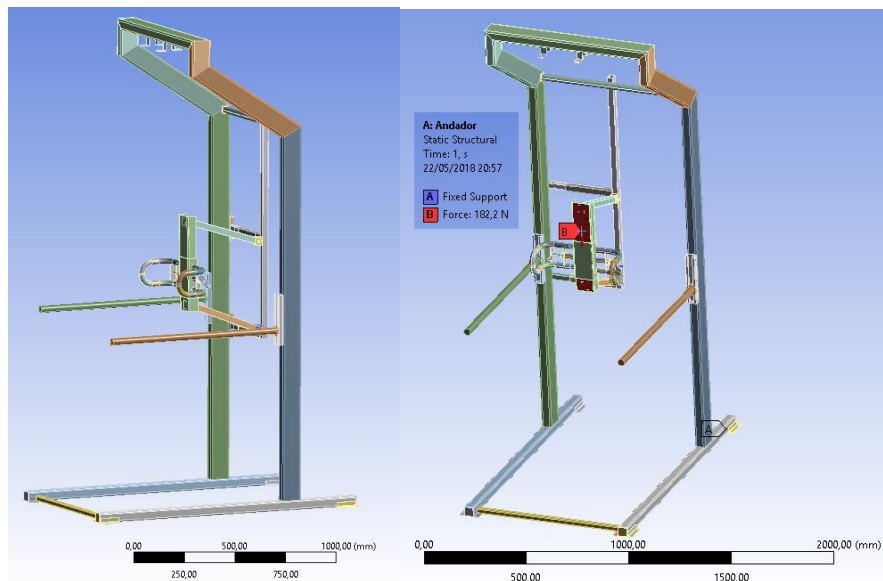


Figura 3-3. Colocación de carga al prototipo.
Realizado por: Galo Maldonado

Resultados:

Deformación máxima: 1.0229mm

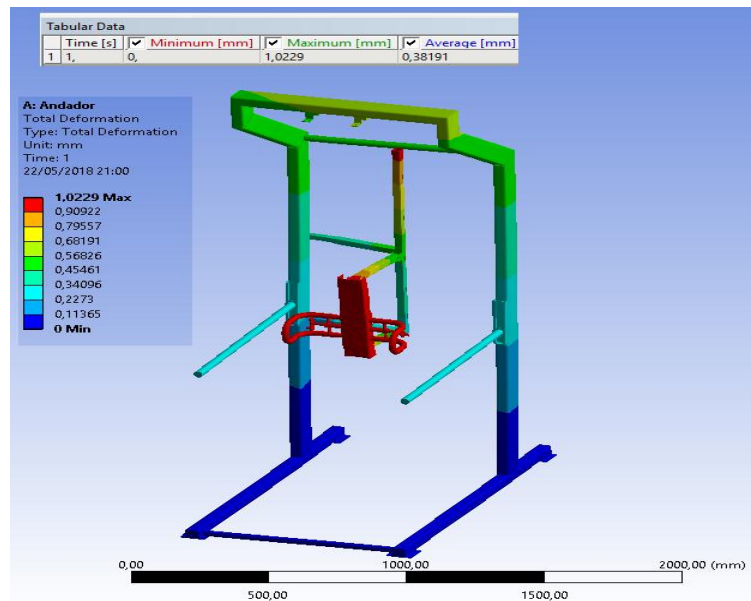


Figura 4-3. Resultado de la deformación máxima.
Realizado por: Galo Maldonado

En la figura 4-3 se puede observar que la deformación máxima se encuentra en el anclaje del exoesqueleto, mientras que en las demás partes del andador existe una deformación mínima.

Tensión elástica equivalente promedio: $7.197 \times 10^{-6} \frac{mm}{mm}$

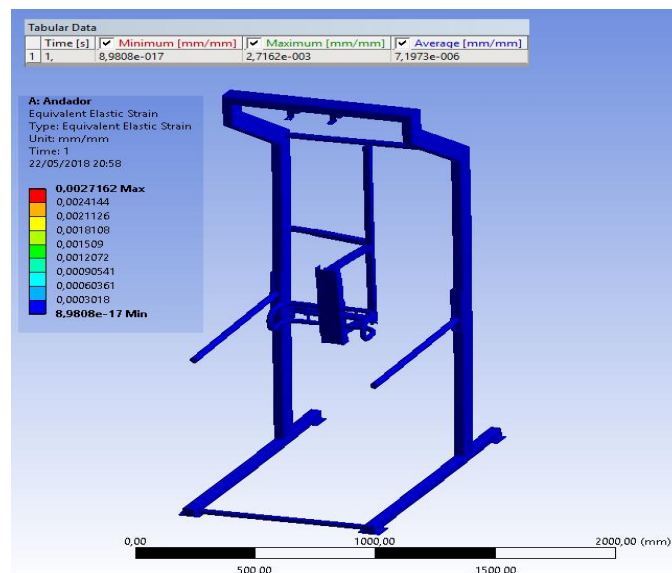


Figura 5-3. Resultado de la tensión elástica.
Realizado por: Galo Maldonado

En la figura 5-3 se puede observar que la tensión elástica que tiene nuestro andador es máxima por lo tanto este puede soportar al exoesqueleto sin sufrir deformaciones.

Esfuerzo equivalente de Von Mises promedio: 1.15 MPa

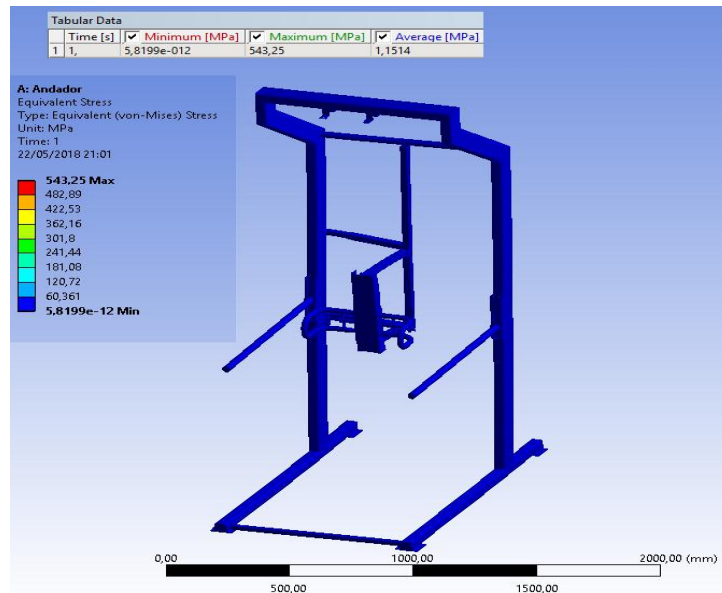


Figura 6-3 Resultado del esfuerzo
Realizado por: Galo Maldonado

En la figura 6-3 se puede observar que el resultado de esfuerzo es mínimo por lo tanto no va a existir una distorsión elevada.

Factor de seguridad: 3,51

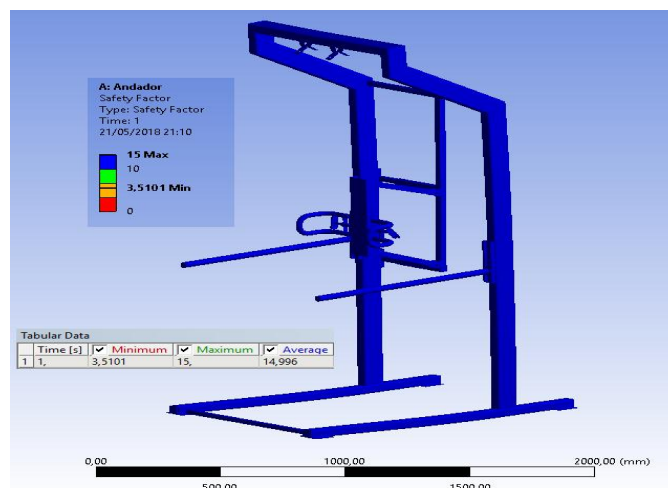


Figura 7-3 Resultado del factor de seguridad
Fuente: autor

En la figura 7-3 se puede observar que el resultado de factor de seguridad es muy elevado, por lo tanto, se tiene una buena seguridad.

En conclusión, debido a la aplicación de la carga total en el elemento de anclaje del exoesqueleto, se ha encontrado una deformación menor, y un aumento del factor de seguridad, lo que asegura la resistencia al esfuerzo máximo.

CAPÍTULO IV

4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

El diseño del sistema en general, es el resultado de la fusión de trabajos realizados anteriormente dentro del Grupo de Investigación y Estudios en Bioingeniería GIEBI de la Facultad de Mecánica de la ESPOCH, y de los específicos planteados en esta investigación.

Para el diseño e implementación general del sistema, el desarrollo se ha dividido en las siguientes secciones:

- a) Diseño mecánico
- b) Diseño electrónico
- c) Diseño interfaz

4.1. Diseño mecánico

En la tesis titulada “Diseño mecánico estructural de un exoesqueleto orientada a la rehabilitación para extremidades inferiores de pacientes masculinos de edad productiva en la ciudad de Riobamba” (Aguirre E. & Cevallos D., 2017, Unidad documental Facultad Mecánica ESPOCH), se pudo determinar los grados de libertad para que el exoesqueleto cumpla con las características de la marcha humana debiendo tener la misma 6 grados de libertad, 3 en cada pierna, una en la cadera, una en la rodilla y una en el tobillo.

De la tesis titulada “Manufactura y pruebas de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación física de miembros inferiores para el grupo de Investigación y Estudios de Bioingeniería de la Facultad de Mecánica ESPOCH” (Lliguay J., 2018), se determinó la selección de los materiales de la cadera escogiendo el acero para su construcción; para el exoesqueleto el material es el Nilón, para los ejes se utilizó varilla de acero, y para las chavetas el material es platina de perfil laminado. Además, en esta tesis se definieron los torques de los actuadores, lo mismos que se detallaran más adelante.

Es necesario contar con el andador ya que este va a permitir sujetar al exoesqueleto para que se puedan realizar las pruebas en el aire sin topar el suelo, el andador va a poseer un elemento de anclaje para que pueda soportar todo el peso del exoesqueleto.

Cabe recalcar que en la presente investigación se ha realizado la selección de la tarjeta controladora, como también la definición de los ángulos que deben realizar el sistema para cumplir la marcha humana además se realizaron pruebas mediante un fisioterapeuta para poder comprobar si el proyecto puede cumplir con esos movimientos.

El diseño de cualquier sistema sea este mecánico, eléctrico, electrónico o de cualquier proceso simple lleva una relación la cual es directa del costo económico con el beneficio que se desea obtener en función a la sociedad, tomando en cuenta el tiempo que se va a disponer y el alcance del proyecto o del diseño.

Al tratarse del diseño de un sistema para los miembros inferiores, siendo un aparato ortopédico, es importante tomar en cuenta la trayectoria del miembro que va a asistir y de las velocidades y aceleraciones que se puede alcanzar, para no causar eventuales lesiones en el paciente.

El análisis cinemático se presenta más adelante en el apartado 4.1.4, mientras que el análisis dinámico que es el cálculo de los torques en el apartado 4.1.3.

4.1.1. Grados de libertad

Los grados de libertad (GDL) son muy importantes para realizar el diseño y la construcción del exoesqueleto que servirá para la asistencia a la marcha, teniendo en cuenta los posibles movimientos que se debe tener y la relación entre sí, sabiendo que los movimientos generados por cada uno de las piernas estarán vinculadas al desplazamiento o giro de los motores, lo cual establece cierto grado de complejidad en el diseño mecánico.

Se ha designado al sistema del exoesqueleto 6 GDL, teniendo 3 GDL en cada una de las piernas, 1 en la cadera, 1 de rodilla, y 1 en el tobillo de esta forma para que se pueda realizar posteriormente las pruebas comparativas del prototipo que es uno de los objetivos del presente proyecto.

4.1.2. Selección de materiales

Para la selección de materiales partimos del trabajo de investigación del grupo de GIEBI llamado “Manufactura y pruebas de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación física de miembros inferiores para el grupo de Investigación y Estudios de Bioingeniería de la Facultad de Mecánica ESPOCH” realizada por el señor LLIGUAY CALDERÓN JOEL la misma que utilizando el método de la selección tradicional y la metodología de Michael Ashby

determinándose que para el andador se va a utilizar acero, mientras que los eslabones va a utilizar nilón, el material que va a permitir mecanizar los ejes permitiendo la transmisión de potencia y además el movimiento de rotación de los eslabones son varillas de acero negro, también se utilizó para mecanizar las chavetas platina de perfil laminado. Además, en este trabajo se especificó la dimensión que tienen los eslabones de nuestro exoesqueleto:

Tabla 1-4. Dimensiones principales del exoesqueleto.

Partes	Posición mínima (mm)	Posición máxima (mm)
Cadera – Rodilla	370	390
Rodilla- Tobillo	360	380
Tobillo – Planta de pie	80	80

Fuente: Joel Lliguay, 2018

4.1.3. Cálculo de los torques de los motores

Para los torques del exoesqueleto se lo realizó en el programa ADAMS analizando los mismos en cada uno de las articulaciones. En la figura 1-4 se tiene la posición inicial y final.

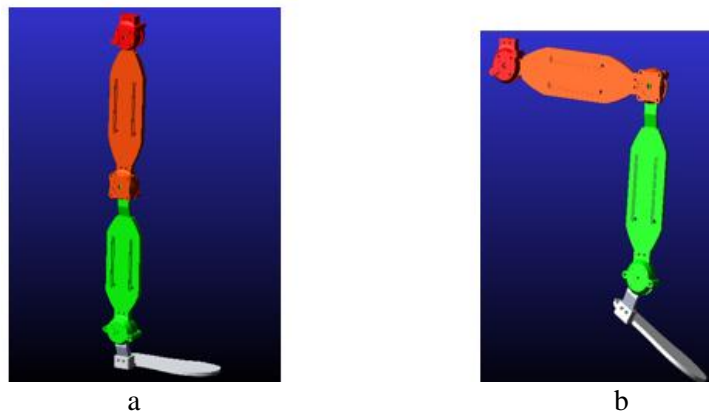


Figura 1-4 a) Posición inicial b) Posición final
Fuente: Joel Lliguay, 2018

Asignación del material

El material que está conformado el exoesqueleto es nilón y la densidad del nilón es: 1150 kg/m^3 este caso $1.15 \times 10^{-3} \frac{\text{g}}{\text{mm}^3}$.

Por lo tanto, se asigna el material en cada una de las partes del exoesqueleto, es decir en la cadera, en el muslo, en la pantorrilla, y en el conjunto del pie.

Después se procede a las conexiones en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, es decir de la pierna con sus respectivos ejes de rotación, y programamos los motores con step.

Por último, se coloca un peso aproximado de los motores los mismos que pueden ser seleccionados aparentemente en las articulaciones.

4.1.3.1. Cálculo del torque en el motor del tobillo

En la figura 2-4 se coloca los parámetros en el tobillo.

Parámetros:

- Peso aproximado del motor = 2.74 N
- Conexión de rotación
- Motor: STEP (time, 0 , 0 , 5 , -30d)

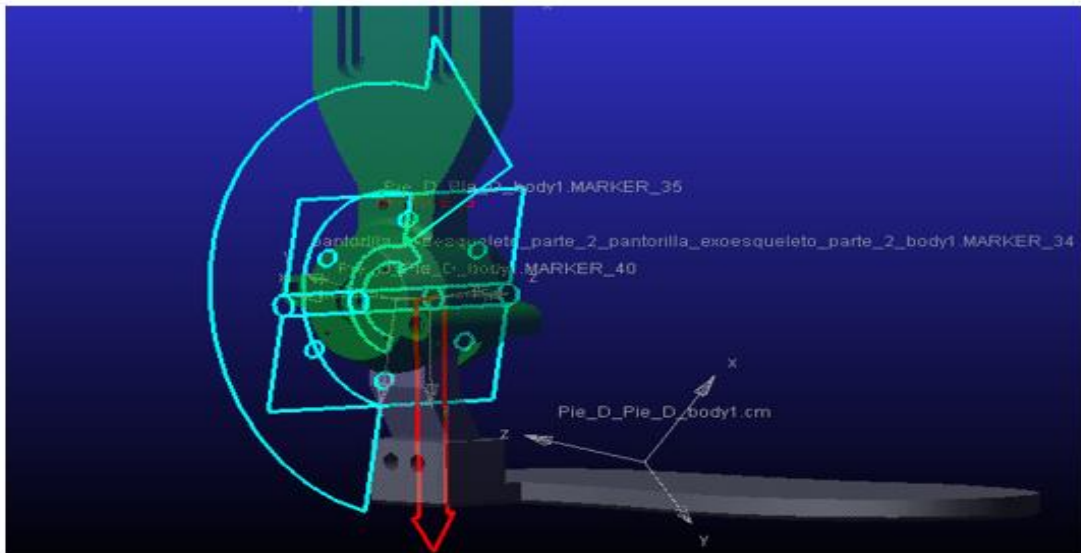


Figura 2-4. Parámetros en el tobillo

Fuente: Joel Lliguay, 2018

Los torques máximos en el tobillo se determinan de la gráfica Tiempo-Torque en la figura 3-4 la que se obtiene en el software ADAMS VIEW. En el diseño el valor máximo en el tobillo es 215.24 N.mm que es aproximado a 0.215 N.m y este se genera en el momento de realizar el movimiento más crítico de la pierna.

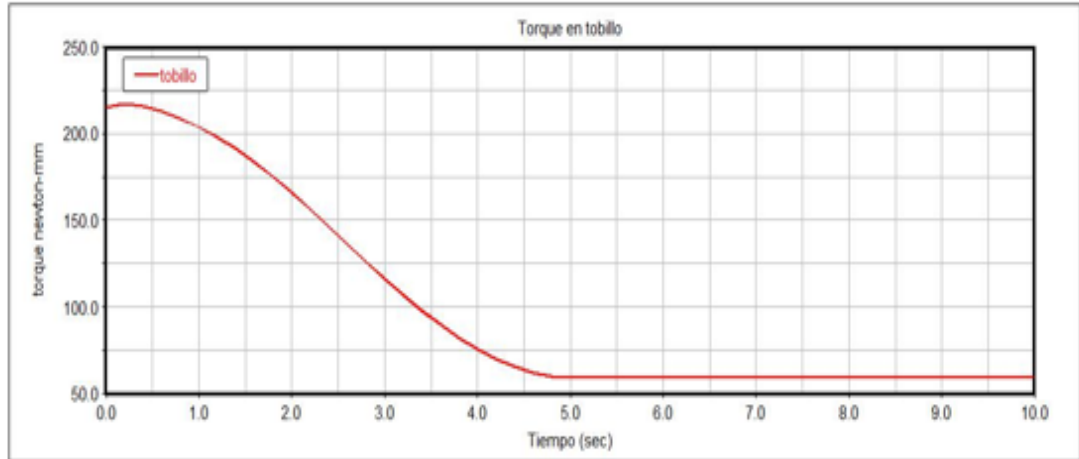


Figura 3-4. Cálculo de torque en el tobillo.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

4.1.3.2. Cálculo del torque en el motor de la rodilla

En la figura 4-4 se coloca los parámetros en la rodilla.

Parámetros:

- Peso aproximado del motor = 6.84 N
- Conexión de rotación
- Motor: STEP (time, 0 , 0 , 5 , 90d)

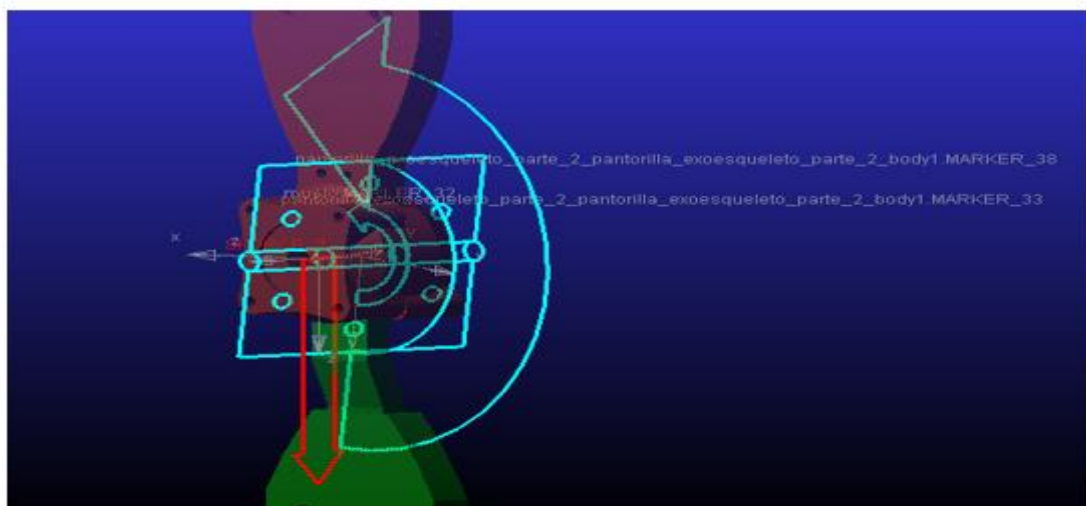


Figura 4-4 Parámetros en la rodilla
Fuente: Joel Lliguay, 2018

Los torques máximos en la rodilla se determinan de la gráfica Tiempo-Torque en la figura 5-4 la que se obtienen en el software ADAMS VIEW. En el diseño el valor máximo en la rodilla es

185.41 N.mm que es aproximado a 0.185 N.m y este se genera en el momento de realizar el movimiento más crítico de la pierna.

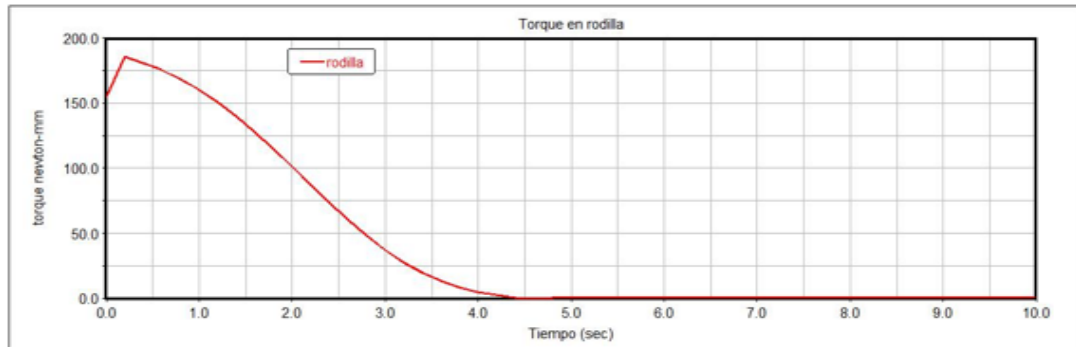


Figura 5-4 Cálculo de los torques en la rodilla
Fuente: Joel Lliguay, 2018

4.1.3.3. Cálculo del torque en el motor de la cadera

En la figura 6-4 se determina los parámetros de la cadera.

Parámetros:

- Peso aproximado del motor = 13.72 N
- Conexión de rotación
- Motor: STEP (time, 0 , 0 , 5 , 90d)

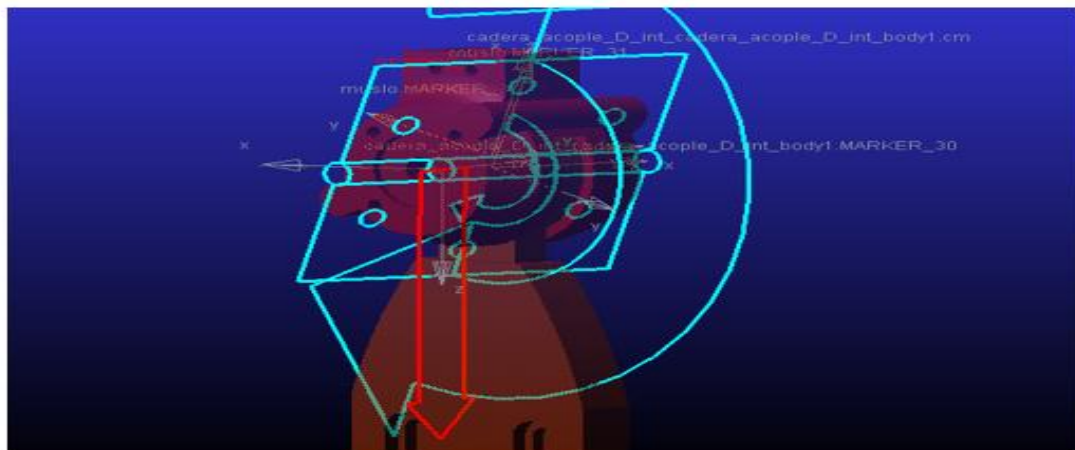


Figura 6-4 Parámetros en la cadera
Fuente: Joel Lliguay, 2018

Los torques máximos en la cadera se determinan de la gráfica Tiempo-Torque en la figura 7-4 la que se obtiene en el software ADAMS VIEW. En el diseño el valor máximo en la cadera es 7680.9 N.mm que es aproximado a 7.6 N.m y este se genera en el momento de realizar el movimiento más crítico de la pierna.

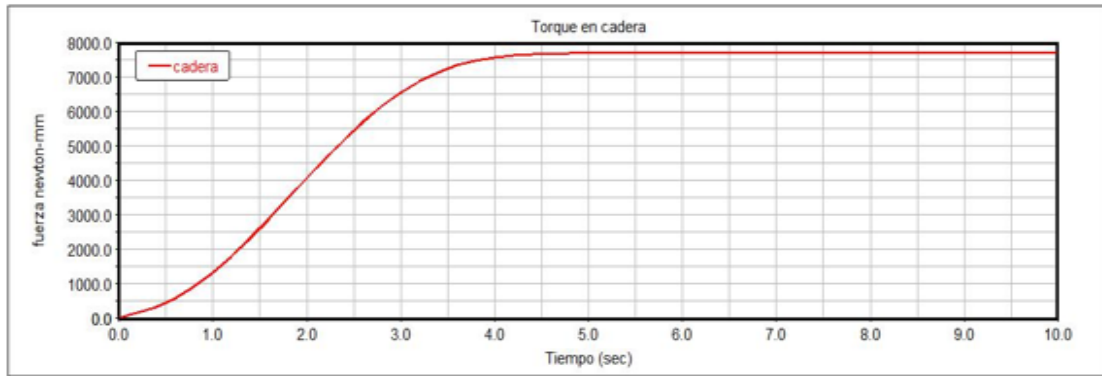


Figura 7-4 Cálculo en los torques de la cadera
Fuente: Joel Lliguay, 2018

4.1.4. Análisis posicional con la técnica de cinemática directa

Al exoesqueleto se lo puede considerar como una cadena cinemática formada por eslabones unidos entre sí mediante articulaciones.

La cinemática es una ciencia que estudia los movimientos independientes de las fuerzas que lo produzcan, más específico: la posición, desplazamiento, la rotación, la velocidad y aceleración de cada eslabón del robot. Para obtener la posición y orientación de los mecanismos mediante la ayuda de ecuaciones lineales se debe realizar el análisis cinemático directo.

Este apartado se enfoca en el procedimiento estándar para encontrar las ecuaciones lineales que permiten hallar la posición final del último eslabón.

4.1.4.1. Análisis posicional de la pierna derecha

Se utiliza el Algoritmo de Denavit-Hartenberg (D-H) para conocer mediante los valores de las articulaciones y parámetros geométricos de los elementos del robot, las ecuaciones de posición y orientación con respecto a un sistema de coordenadas fijo.

El algoritmo D-H, consiste en establecer primeramente un sistema de referencia fijo en la base del robot, luego asignar los sistemas de referencia en cada articulación representado su posición y orientación. El eje Z indica el eje donde rota la articulación. El sistema de referencia 1 se ubica cerca de la articulación de la cadera, este representa el offset que realiza el exoesqueleto para colocarse en posición de reposo y está a la misma altura que el sistema de referencia 2. Se ubica un sistema más para indicar efector final. En la figura 8-4 Se detalla la ubicación de los sistemas de referencias, el cálculo que se realiza para hallar los parámetros D-H.

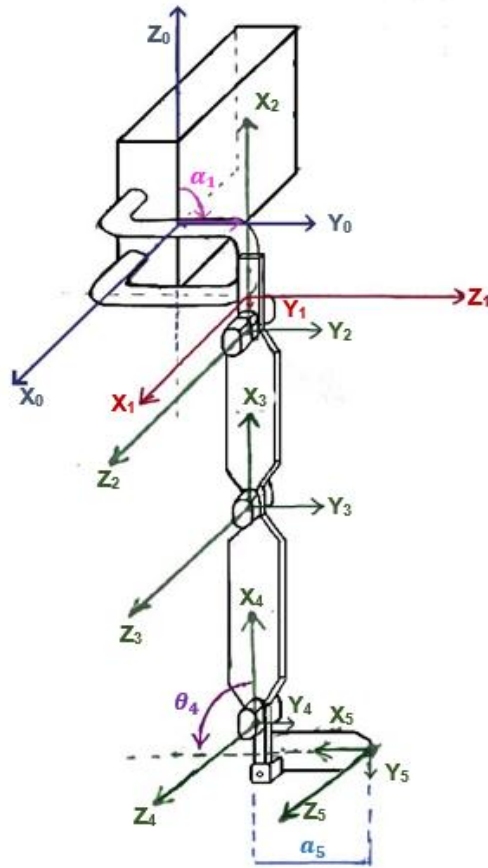


Figura 8-4. Vista isométrica con los sistemas de referencia.
Fuente: Galo Maldonado

Luego se halla los cuatro parámetros $\theta_i, d_i, \alpha_i, a_i$, que dependen únicamente de las características geométricas de cada eslabón y de las articulaciones que le unen con el anterior y siguiente; y por último se realiza las transformaciones entre dichos sistemas tanto de traslación como de rotación.

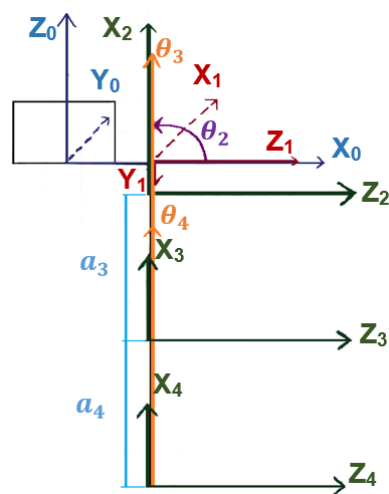
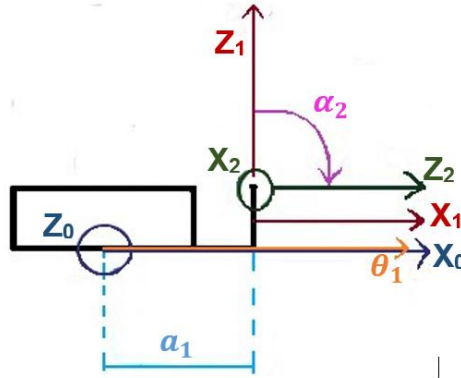


Figura 9-4. Vista posterior del exoesqueleto.
Fuente: Galo Maldonado



Θ_1	Θ_2	Θ_3	Θ_4	$\Theta_5 + 90^\circ$
$d_1 = 0$	$d_2 = 0$	$d_3 = 0$	$d_4 = 0$	$d_5 = 0$
$a_1 = 20 \text{ cm.}$	$a_2 = 0$	$a_3 = 45 \text{ cm}$	$a_4 = 45 \text{ cm}$	$a_5 = 18 \text{ cm.}$
$\alpha_1 = -90^\circ$	$\alpha_2 = -90^\circ$	$\alpha_3 = 0^\circ$	$\alpha_4 = 0^\circ$	$\alpha_5 = 0^\circ$

Figura 10-4. Vista superior y valores calculados de los parámetros D-H.
Fuente: Galo Maldonado

El parámetro d_i es variable en articulaciones prismáticas, como el exoesqueleto no posee ninguna su valor se representa por 0 en la tabla 2-4.

Tabla 2-4. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna derecha.

Art.	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	Θ_1	0	20	-90
2	Θ_2	0	0	-90
3	Θ_3	0	45	0
4	Θ_4	0	45	0
5	Θ_5+90°	0	18	0

Realizado por: Galo Maldonado

Así, el análisis cinemático se reduce a encontrar una matriz de transformación homogénea entre dos sistemas de coordenadas, definida como:

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i C\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i C\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Las matrices ${}^{i-1}A_i$ están dadas:

$$\begin{aligned} \text{Art. 1: } {}^0A_1 &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 20 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & \text{Art. 2: } {}^1A_2 &= \begin{bmatrix} C_2 & 0 & -S_2 & 0 \\ S_2 & 0 & C_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \text{Art. 3: } {}^2A_3 &= \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & 45 * C_3 \\ S_3 & C_3 & 0 & 45 * S_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & \text{Art. 4: } {}^3A_4 &= \begin{bmatrix} C_4 & -4 & 0 & 45 * C_4 \\ S_4 & C_4 & 0 & 45 * S_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$\text{Art. 5: } {}^4A_5 = \begin{bmatrix} C_5 & -S_5 & 0 & 18 * C_5 \\ S_5 & C_5 & 0 & 18 * S_5 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Después se obtiene el producto de todas las matrices con la ayuda de Matlab:

$$A = {}^0A_1 * {}^1A_2 * \dots * {}^{n-1}A_n,$$

La matriz 0A_1 en el programa se la representada por A01, 1A_2 por A12 y así respectivamente.

Se ingresa los valores de la matriz, separando cada fila con una coma, así:

$$A01 = [1 \ 0 \ 0 \ 20; \ 0 \ 0 \ 1 \ 0; \ 0 \ -1 \ 0 \ 0; \ 0 \ 0 \ 0 \ 1];$$

Para las matrices como A23, A34 y A45 se crea variables simbólicas con en el comando “syms”:

q3, q4 y q5, son los ángulos de entrada.

$$A23 = [\cos(q3) \ -\sin(q3) \ 0 \ 45 * \cos(q3); \ \sin(q4) \ \cos(q3) \ 0 \ 45 * \sin(q3); \ 0 \ 0 \ 1 \ 0; \ 0 \ 0 \ 0 \ 1];$$

Luego se multiplica todas las matrices de transformación:

$$A02 = A01 * A12;$$

$$A03 = A02 * A23;$$

$$A04 = A03 * A34;$$

$$A05 = A04 * A45;$$

$$A = \text{simplify}(A05);$$

La matriz resultante es la siguiente:

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & 20 \\ \cos(q3 + q4 + q5) & -\sin(q3 + q4 + q5) & 0 & 18 * \cos(q3 + q4 + q5) - 45 * \sin(q3 + q4) - 45 * \sin(q3) \\ -\sin(q3 + q4 + q5) & -\cos(q3 + q4 + q5) & 0 & -18 * \sin(q3 + q4 + q5) - 45 * \cos(q3 + q4) - 45 * \cos(q3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matriz A está definida por:

$$A = \begin{bmatrix} \text{matriz de rotación} & \text{vector posición} \\ f_{1x3} & \text{escalado} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n & o & a & p \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Sintetizando:

$$A = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 {}^3A_4 {}^4A_5 {}^5A_6 = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde los vectores n, o, a, son vectores ortogonales unitarios y p es un vector que describe la posición del efector final del robot x, y, z con respecto al sistema de referencia fijo. Se tiene las siguientes ecuaciones:

$$P_x = 20 \text{ cm.}$$

$$P_y = 18 * \cos(q3 + q4 + q5) - 45 * \sin(q3 + q4) - 45 * \sin(q3) \text{ cm.}$$

$$P_z = -18 * \sin(q3 + q4 + q5) - 45 * \cos(q3 + q4) - 45 * \cos(q3) \text{ cm.}$$

Las variables q_3, q_4, q_5 son los valores en ángulos de las articulaciones rodilla, tobillo y efector final.

4.1.4.2. Análisis posicional de la pierna izquierda

Para la pierna izquierda solamente cambia la orientación de la articulación de la cadera.

Tabla 3-4. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna izquierda.

Art.	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	Θ_1	0	-20	-90
2	Θ_2	0	0	-90
3	Θ_3	0	45	0
4	Θ_4	0	45	0
5	Θ_5+90°	0	18	0

Realizado por: Galo Maldonado

$$A_{01} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -20 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad A_{12} = \begin{bmatrix} C_2 & 0 & -S_2 & 0 \\ S_2 & 0 & C_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad A_{23} = \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & 45 * C_3 \\ S_3 & C_3 & 0 & 45 * S_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_{34} = \begin{bmatrix} C_4 & -4 & 0 & 45 * C_4 \\ S_4 & C_4 & 0 & 45 * S_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad A_{45} = \begin{bmatrix} C_5 & -S_5 & 0 & 18 * C_5 \\ S_5 & C_5 & 0 & 18 * S_5 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Aplicando el código anterior descrito, la matriz resultante es la siguiente:

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & -20 \\ \cos(q_3 + q_4 + q_5) & -\sin(q_3 + q_4 + q_5) & 0 & 18 * \cos(q_3 + q_4 + q_5) - 45 * \sin(q_3 + q_4) - 45 * \sin(q_3) \\ -\sin(q_3 + q_4 + q_5) & -\cos(q_3 + q_4 + q_5) & 0 & -18 * \sin(q_3 + q_4 + q_5) - 45 * \cos(q_3 + q_4) - 45 * \cos(q_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Se tiene la matriz resultante para la pierna izquierda, y sus ecuaciones para hallar la posición son:

$$P_x = -20 \text{ cm.}$$

$$P_y = 18 * \cos(q_3 + q_4 + q_5) - 45 * \sin(q_3 + q_4) - 45 * \sin(q_3) \text{ cm.}$$

$$P_z = -18 * \sin(q_3 + q_4 + q_5) - 45 * \cos(q_3 + q_4) - 45 * \cos(q_3) \text{ cm.}$$

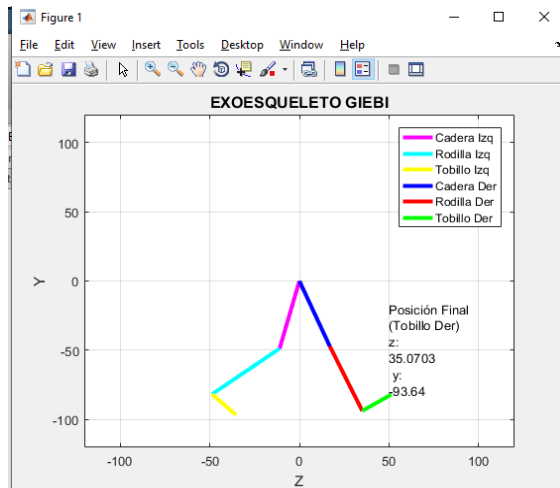


Figura 11-4. Animación 2D en Matlab.
Realizado por: Galo Maldonado

La figura 11-4 es una animación en 2D y se puede observar la posición del efector final que es el tobillo derecho, en esta simulación se da a conocer la posición en Z y en Y.

4.1.5. Arquitectura de la cadera

A la cadera le componen tres piezas principales: dos acoples, para insertar los motores y la estructura metalizada.

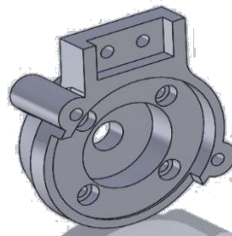


Figura 12-4. Acople cadera 1.
Fuente: Joel Liguay, 2018



Figura 13-4. Acople cadera 2.
Fuente: Joel Liguay, 2018



Figura 14-4. Estructura de la cadera
Fuente: Joel Lliguay, 2018

Las Figuras 12-4 y 13-4 son los acoples diseñados en CAD, en la figura 14-4 se tiene la estructura de la cadera construida en metal.

4.1.6. Arquitectura de la rodilla

La rodilla está formada por dos acoples de las rodillas, que unen el segmento del muslo con la pantorrilla.

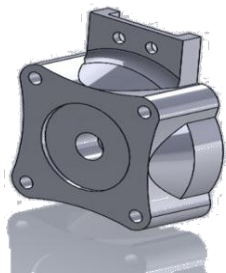


Figura 15-4. Acople rodilla 1.
Fuente: Joel Lliguay, 2018



Figura 16-4. Acople rodilla 2
Fuente: Joel Lliguay, 2018

En la figura 15-4 y 16-4 se muestran los acoples de las rodillas del exoesqueleto diseñados en CAD.



Figura 17-4. Muslo 1.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

La figura 17-4 representa el segmento del muslo derecho diseñado en CAD.



Figura 18-4. Muslo 2.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

En la figura 18-4, se observa el diseño del segmento del muslo izquierdo en CAD.



Figura 19-4. Muslo.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

Una vez que se esté conforme con el diseño y se le haya realizados las pruebas de resistencia, deformación y seguridad se procede a fabricarlas, para esto se utiliza el material de nilón, como se puede ver en la figura 19-4.



Figura 20-4. Acople de los motores tanto rodilla y tobillo.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

De la igual manera se procede a obtener los acoples reales para los motores ya seleccionados de acuerdo a los resultados del análisis dinámico. Se observa que el mismo acople servirá para las articulaciones de la rodilla como del tobillo, como se muestra en la Figura 20-4.

4.1.7. Arquitectura del tobillo

El tobillo va a estar formado por la pantorrilla que viene desde la rodilla, los acoples del tobillo y el pie.

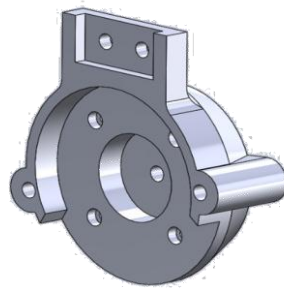


Figura 21-4. Acople tobillo 1
Fuente: Joel Liguay, 2018

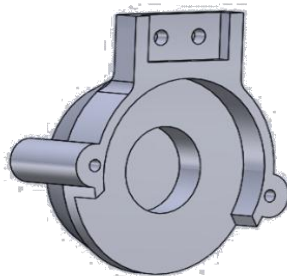


Figura 22-4. Acople tobillo 2.
Fuente: Joel Liguay, 2018

En la figura 21-4 y 22-4 se tiene los acoples para los tobillos de nuestros exoesqueletos, estos fueron implementados en CAD.



Figura 23-4. Pantorrilla en CAD.
Fuente: Joel Liguay, 2018

En la figura 23-4 se tiene el diseño de la pantorrilla el mismo que fue implementado en CAD.



Figura 24-4. Pie.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

En la figura 24-4 se tiene el diseño del pie, el mismo que fue realizado en CAD.



Figura 25-4. Pantorrilla
Fuente: Joel Lliguay, 2018

En la figura 25-4 se tiene la pantorrilla de nuestro exoesqueleto.

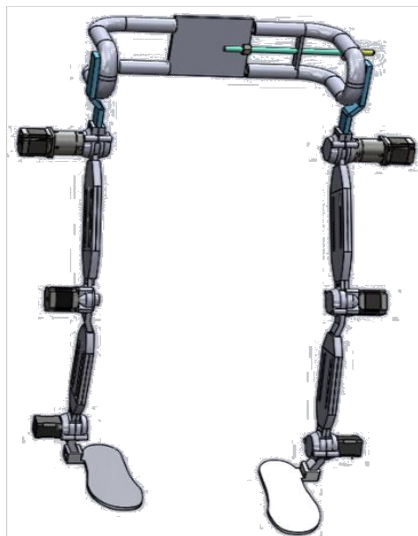


Figura 26-4. Ensamble del exoesqueleto.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

En la figura 26-4 se tiene el ensamble del exoesqueleto.

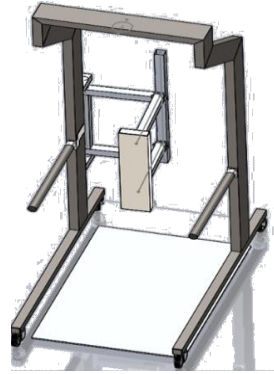


Figura 27-4. Andador.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

En la figura 27-4 se tiene el diseño del andador, el mismo que fue realizado en CAD.



Figura 28-4. Andador con exoesqueleto.
Fuente: Joel Lliguay, 2018

En la figura 28-4 se tiene el diseño de nuestro andador con el exoesqueleto.

4.1.8. Límites del movimiento del robot.

Movimiento cadera

El desplazamiento angular descrito por el motor de la cadera lo hace a razón de $200 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}}$, además el motor está conectado a una reductora de relación 15: 1, y el driver está configurado para multiplicar por 4 el número de pasos requeridos para cada revolución con el objetivo de tener un movimiento más fluido. Los anteriores datos pueden representar que:

$$200 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}} \times 15 \times 4 = 12000 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}}$$

Al convertir el factor de revolución a grados se tiene:

$$12000 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}} \times \frac{1 \text{ revolución}}{360^\circ} = \frac{100 \text{ pasos}}{3^\circ}$$

Al multiplicar la relación de pasos por grado por el desplazamiento angular se tiene:

$$21^\circ \times \frac{100 \text{ pasos}}{3^\circ} = 700 \text{ pasos}$$

Movimiento rodilla

El motor instalado para el movimiento de la rodilla está construido para moverse a razón de $200 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}}$ y el driver está configurado para multiplicar por 4 el número de pasos requeridos, dando lo siguiente:

$$200 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}} \times 4 = 800 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}}$$

Al convertir de pasos por revolución a pasos por grados se tiene:

$$800 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}} \times \frac{1 \text{ revolución}}{360^\circ} = \frac{20 \text{ pasos}}{9^\circ}$$

$$33^\circ \times \frac{20 \text{ pasos}}{9^\circ} = \frac{220}{3} \text{ pasos}$$

Movimiento tobillo

El motor instalado para el movimiento del tobillo está construido para moverse a razón de $200 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}}$ y el driver está configurado para multiplicar por 4 el número de pasos requeridos, la configuración es la misma al de la rodilla por lo que la relación de pasos sobre ángulo será de:

$$800 \frac{\text{pasos}}{\text{revolución}} \times \frac{1 \text{ revolución}}{360^\circ} = \frac{20 \text{ pasos}}{9^\circ}$$

$$1^\circ \times \frac{20 \text{ pasos}}{9^\circ} = \frac{20}{9} \text{ pasos}$$

Para poder hacer los movimientos de los motores del exoesqueleto se lo realiza mediante la relación de grados por pulso, los cuales quedan detallada en la siguiente tabla.

Tabla 4-4. Relación de grados por pulsos de los motores.

Descripción	Detalle	Razón de grados por pulso	Ángulos		Pulsos	
			Min	Max	Min	Max
Cadera	D1, I1	$3/100=0.03$ grados por pulsos	-15	21	$-\frac{1400}{3}$	700
Rodilla	D3, I3	$45/100=0.45$ grados por pulsos	-42	33	$-\frac{280}{3}$	$\frac{220}{3}$
Tobillo	D2, I2	$45/100=0.45$ grados por pulsos	-61	1	$-\frac{1220}{9}$	$\frac{20}{9}$

Realizado por: Galo Maldonado

4.2. Diseño electrónico

El andador exoesqueleto consta con las tres etapas que son básicas en un sistema:

Entradas: Son los ángulos que necesitamos que los motores se desplacen angularmente.

Salidas: Etapa de potencia, caja reductores

Control: Raspberry PI 2 Modelo B Versión 1.1.

Además, la comunicación será mediante el computador y el Raspberry siempre y cuando este en la misma red, para lo cual se emplea el software Virtual Network Computing (VNC) el mismo que permite tomar el control del Raspberry a través de una laptop.

La alimentación de energía se lo hará mediante una fuente de salida de 24 Voltios con corriente de 15 amperios el mismo que permitirá alimentar a todos los componentes, dándole la independencia suficiente al exoesqueleto.

En la figura 29-4 tenemos el diagrama de bloques del sistema.

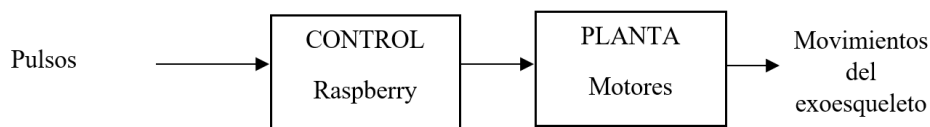


Figura 29-4. Diagrama de bloques del sistema para el control cinemático.

Realizado por: Galo Maldonado

4.2.1. Etapa de control

El motor stepper al ser un dispositivo construido para operar con presión rotacional permite ser controlado en configuración de lazo abierto, para este tipo de control se debe tomar en cuenta que la carga ejercida en el motor no exceda su valor máximo lo cual podría generar desfases en

la posición del motor. Luego de tomar en consideración el tipo de control a emplear en el sistema, se procede a delimitar las etapas y los diferentes dispositivos que conforman cada etapa.

En la figura 30-4 tenemos el diagrama de bloques de la etapa de control.

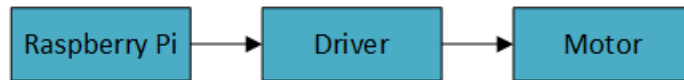


Figura 30-4. Diagrama de bloques de la etapa de control.
Realizado por: Galo Maldonado

Primera etapa

El sistema de control está compuesto de tres etapas, la primera está conformada por la Raspberry Pi la cual se encarga de realizar los cálculos respectivos en cuanto al ángulo al que debe llegar el motor en un instante determinado además de la velocidad a la que el motor debe girar, luego de tener los datos mencionados la microcomputadora se encarga de convertirlos en las señales requeridas por el driver y transmitirlos al mismo.

Segunda etapa

La segunda etapa conformada principalmente por el driver tiene la función primordial de convertir las señales de control provenientes de la Raspberry en las señales de voltaje requeridas por el motor para entrar en funcionamiento, además el driver es el dispositivo encargado de suministrar la potencia requerida por el motor debido a que calcula y envía la cantidad requerida para que el motor pueda operar según lo requerido.

Tercera etapa

La tercera y última etapa está conformada por el motor el cual recibe las señales provenientes del driver y se desplaza o se mantiene estático dependiendo de esas señales, además el motor como dispositivo nos especifica diferentes parámetros a tomar en consideración antes de realizar los cálculos concernientes a su operación, los valores empleados son: el torque máximo al que puede operar el motor, su corriente nominal de operación para no dañarlo, el número de polos con el que ha sido construido los cuales definen el valor del ángulo de desplazamiento mínimo que puede ser descrito por el motor.

El hardware del controlador es una placa Raspberry PI 2 modelo B, el cual tendrá todas sus salidas analógicas.

El controlador utilizado está basado en la cinemática descrita anteriormente, en donde para lograr una posición de movimientos de la pierna en el ciclo de marcha, asignamos una posición angular en las articulaciones, enviando señales de pulsos de voltaje a los actuadores los cuales se traducen en posiciones angulares.

Para esto, se debe entonces conocer el hardware que se relacionara con los actuadores.

4.2.1.1. Selección del hardware controlador

En función de las necesidades de entradas y salidas que requiere el sistema (6 pulsos transformados a ángulos y 6 salidas de 5 Vcc respectivamente), y la rapidez de la obtención y tratamiento de datos se tienen varias opciones para la definición del hardware. Atendiendo además a la premisa de obtener un prototipo de bajo costo se puede direccionar la adquisición de la tarjeta controladora.

Las opciones más viables son las tarjetas Arduino mega 2560 y el Raspberry pi 2 Modelo B, las misma que cumplen con los requerimientos antes descritos.

Tabla 5-4. Características del Arduino mega 2560.

Detalle	Especificación
Microcontrolador	AT Mega 2560
Voltaje operativo	5 V
Tensión de entrada	7 – 12 V
Voltaje de entrada (límites)	6 – 20 V
Pines digitales de entrada/salidas	54 (de los cuales 14 provienen salida PWM)
Pines analógicos de entrada	16
Corriente DC por cada Pin Entrada/Salida	40 Ma
Corriente DC entregada en el pin 3.3 V	50 Ma
Memoria Flash	256 KB (8 KB utilizados por el bootloader)
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock speed	16 MHZ

Fuente: <http://www.electrontools.com/Home/WP/2018/06/19/arduino-mega-2560-caracteristicas/>

Tabla 6-4. Características del Raspberry pi 2 modelo B

Detalle	Especificación
CPU	900 Mhz quad-core ARM Cortex A7
Memoria (SDRAM)	1 GB (compartidos con la GPU)
Puertos USB 2.0	4
Entradas de video	Conector MIPI CSI que permite instalar un módulo de cámara desarrollado por la RPF
Salidas de video	Conector RCA (PAL y NTSC), HDMI, Interface DSI para panel LCD63 64
Salidas de audio	Conector de 3.5 mm, HDMI
Almacenamiento integrado	MicroSD
Conectividad de red	10/100 Ethernet (RJ-45) vía hub USB53
Periféricos de bajo nivel	17 x GPIO y un bus HAT ID
Consumo energético	800 mA, (4.0W)
Fuente de alimentación	5 V vía micro USB o GPIO header
Sistemas operativos soportados	GNU/Linux Debian (Raspbian), Fedora (Pidora), Arch Linux (Arch Linux ARM), Slackware Linux RISC os2

Fuente: <https://descubrearduino.com/breve-guia-de-la-raspberry-pi/>

Una de las ventajas de usar la tarjeta Raspberry para este proyecto es la de poseer la disponibilidad dentro de la Universidad lo que representa un ahorro adicional en el proyecto, es por eso que se elige el controlador Raspberry el mismo que será programado en un ambiente Phyton que permite la creación de HMI el mismo que puede ser utilizado en dispositivos personales (PC portátil, comunicación GMS, bluetooth, etc.).

En otras palabras, es un ordenador muy funcional y puede funcionar para muchos otros propósitos, y tener una base de conocimiento en programación o de computación.



Figura 31-4. Raspberry Pi.

Fuente: Raspberry

Los dispositivos conectados a nuestra placa se muestran en la tabla siguiente:

Tabla 7-4. Conexión de los drivers de los motores.

Dispositivo	Función	Puertos			Configuración IN/OUT
Driver 1: Motor 1	Cadera Derecha	16 Blue	Pulso		SALIDAS ANALÓGICAS
		20 Orange	Dirección		
		21 Green	Habilitación		
Driver 2: Motor 2	Rodilla Derecha	25 Blue	Pulso		SALIDAS ANALÓGICAS
		8 Orange	Dirección		
		7 Green	Habilitación		
Driver 3: Motor 3	Tobillo Derecha	14 Blue	Pulso		SALIDAS ANALÓGICAS
		15 Orange	Dirección		
		18 Green	Habilitación		
Driver 4: Motor 4	Cadera Izquierda	13 Blue	Pulso		SALIDAS ANALÓGICAS
		19 Orange	Dirección		
		26 Green	Habilitación		
Driver 5: Motor 5	Rodillo Izquierda	10 Blue	Pulso		SALIDAS ANALÓGICAS
		9 Orange	Dirección		
		11 Green	Habilitación		
Driver 6: Motor 6	Tobillo Izquierdo	17 Blue	Pulso		SALIDAS ANALÓGICAS
		27 Orange	Dirección		
		22 Green	Habilitación		

Realizado por: Galo Maldonado

4.2.2. Etapa de potencia

Para el control del exoesqueleto, se necesita motores que tengan suficiente torque para reproducir los movimientos. Para ello se utilizan motores paso a paso NEMA 23 para la cadera conectados a una caja reductora con la cadera con una relación de transmisión de 15.3 a 1, para la rodilla otro motor NEMA 23, y para el tobillo se ocupó motores NEMA 17. Todos estos motores son de características bipolares.

Se escogieron los motores NEMA debido a que cumplen con las prestaciones de: torque, relación, peso, potencia, disponibilidad en el mercado y porque sus precios son económicos.

Tabla 8-4. Especificaciones de los motores.

Especificaciones	NEMA 17	NEMA 23
Tipo de motor	Bipolar	Bipolar
Ángulo del motor	1.8 grados	1.8 grados
Par de retención	0.39 Nm	1.26 Nm
Corriente nominal/fase	1.7 A	2.8 A
Resistencia de fase	1.5 ohms	0.9 ohms
Voltaje	2.5 V	2.5 V
Inductancia	2.8 mH	2.5 Mh
Número de derivaciones	4	4
Longitud del cable	25 cm	500 mm

Fuente: Electronilab

Como el Raspberry PI 2 Modelo B Versión 1.1. por si solo no puede suministrar la potencia que necesitan estos motores ya que estos requieren una etapa para el control en el giro de los mismos, es necesario utilizar un driver (hardware para potencia) que nos permita hacerlo. El driver HY-

DIV268N-5A basado en el chip TB6600, es fácilmente compatible con el Raspberry y cumplen con los requerimientos de potencia del sistema.

Tabla 9-4. Datos técnicos del driver.

Especificaciones	
Alimentación	12 a 48 V
Corriente de entrada	1 a 5 A
Corriente de salida	0.2 a 5 A
Peso	200 g

Fuente: https://merkatronix.com/index.php?id_product=27&controller=product

El driver que se está utilizando es un módulo que permite controlar un motor paso a paso.



Figura 32-4. Motor NEMA 23 sin caja reductora.
Realizado por: Galo Maldonado



Figura 33-4. Motor NEMA 23 con caja reductora.
Realizado por: Galo Maldonado



Figura 34-4. Motor NEMA 17.
Realizado por: Galo Maldonado

En las figuras 32-4, 33-4 y 34-4 se tienen los motores con los cuales se va a utilizar para el exoesqueleto cuales datos técnicos se encuentra en la tabla 8-4.

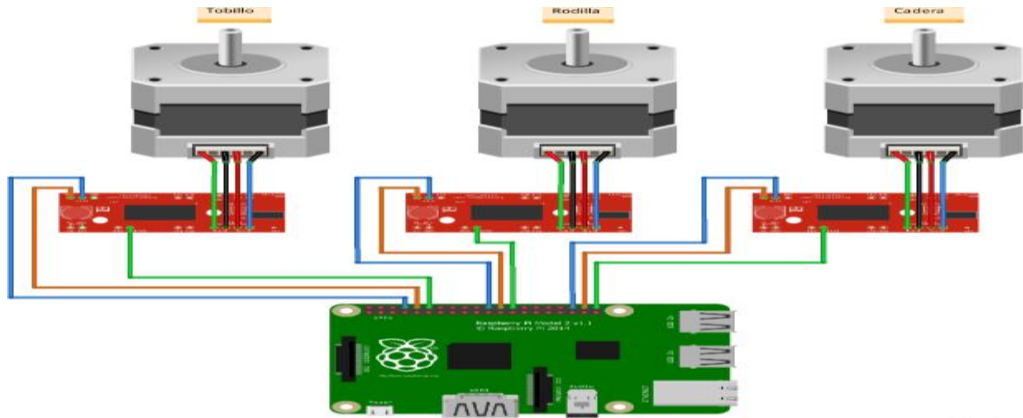


Figura 35-4. Esquema de conexiones de los motores de la pierna derecha.
Realizado por: Galo Maldonado

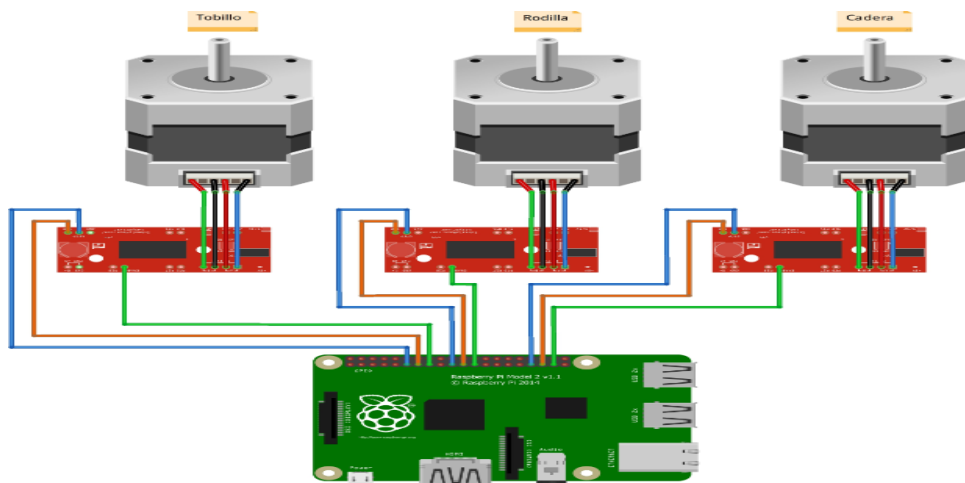


Figura 36-4. Esquema de conexiones de los motores de la pierna izquierda.
Realizado por: Galo Maldonado

En las figuras 35-4 y 36-4 se indica las conexiones de los motores con el controlador mediante los drivers, los mismos que se indican en la tabla 7-4.

4.2.3. Relación de los ángulos

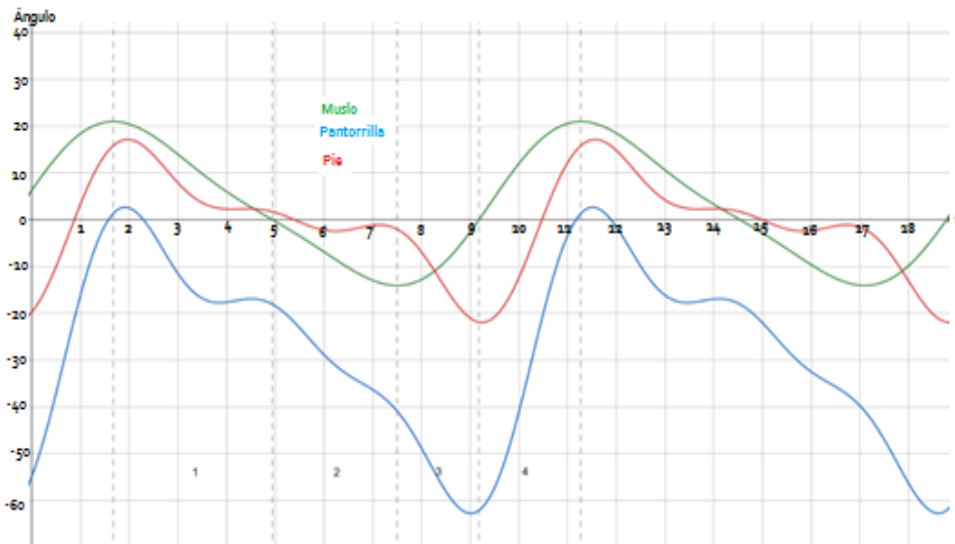


Figura 37-4. Ángulos de la pierna derecha.
Realizado por: Galo Maldonado

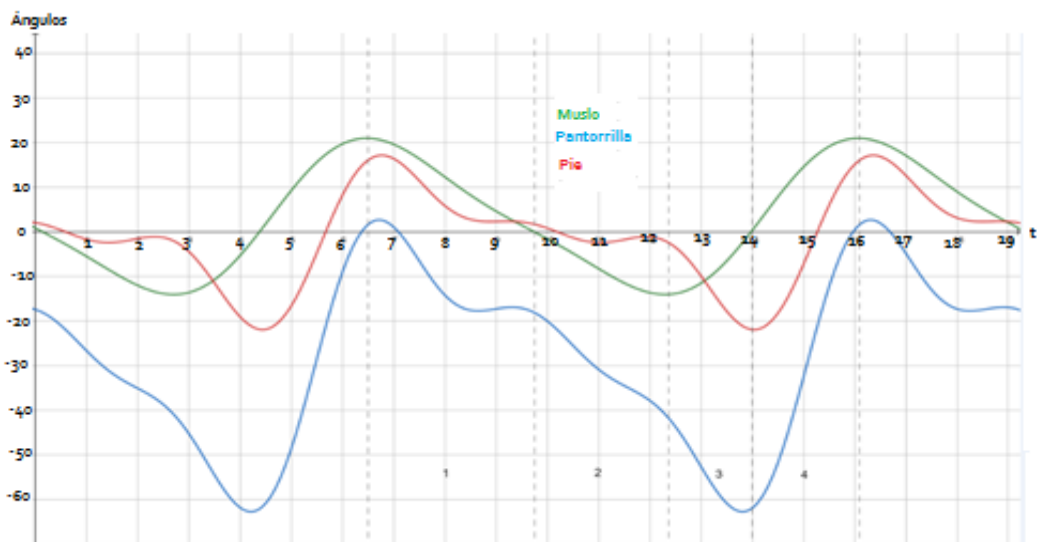


Figura 38-4. Ángulos de la pierna izquierda.
Realizado por: Galo Maldonado

En la figura 38-4 y 39-4 se puede determinar que la pierna derecha con respecto a la pierna izquierda tiene un desfase de 10 segundos, además la cadera va a tener un desplazamiento que va desde la posición -15° hasta 21° , mientras que la rodilla va a tener un desplazamiento siempre

que va desde 1° hasta -61° , en cambio el tobillo va a ir variando desde -42° a 33° si no se cumplen estos parámetros se pueden ocasionar fracturas.

4.3. Software

El sistema está controlado por una Raspberry Pi el cual a su vez ejecuta un script desarrollado en lenguaje Python, el cual calcula los ángulos requeridos y controla los pines de la microcomputadora para enviar las señales al driver. El diagrama de flujo simplificado del proceso se muestra en la figura a continuación.

En la figura 39-4 está el diagrama de funcionamiento.

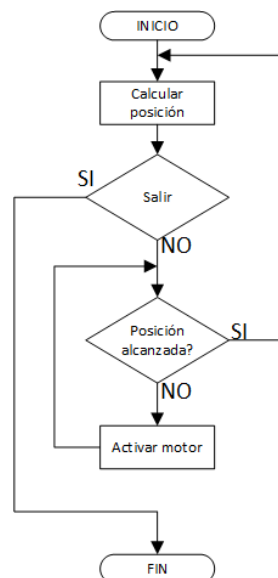


Figura 39-4. Diagrama de funcionamiento.
Realizado por: Galo Maldonado

Los movimientos analizados durante la marcha de una persona son realizados a una velocidad constante lo que implica que las articulaciones describen un movimiento de forma sincronizada lo cual permite activar los motores o cambiar su velocidad en puntos específicos permitiendo de esta forma reducir la dificultad al controlar todos los seis motores.

4.3.1. Interfaz de usuario

La interfaz de usuario se lo realizó en QT ya que este es un programa de desarrollo de software más inteligente, permitiendo la creación de interfaces con usuarios intuitivos, los mismos que

son fluidos y de alto rendimiento; además permite la creación de aplicaciones y dispositivos empujados con el mismo código en todas las plataformas.

La figura siguiente me muestra la interfaz de usuario principal para realizar las actividades necesarias en nuestro proyecto.



Figura 40-4. Interfaz de usuario.
Realizado por: Galo Maldonado

La figura 40-4 indica el interfaz de usuario, el cual tiene 3 botones principales:

- CALIBRAR: Es el que me va a permitir calibrar los motores es decir poniendo en forma firme.
- INICIAR: Este botón nos permite iniciar nuestro proceso.
- DETENER: Este nos permite detener nuestro proceso.

4.3.2. Diagrama de funcionamiento de nuestro sistema

El siguiente diagrama UML de colaboración muestra el funcionamiento del sistema en donde interviene el operador, el HMI, el andador exoesqueleto y además la secuencia que se realiza

La figura 41-4 muestra el diagrama UML del sistema.

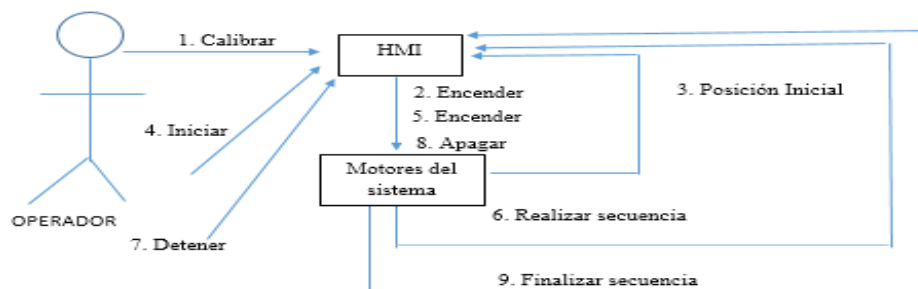


Figura 41-4. Diagrama UML del sistema.
Realizado por: Galo Maldonado

CAPÍTULO V

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Luego de haber desarrollado la fase de diseño y construcción mecánico electrónico se procede a la última etapa de este trabajo referente a las pruebas.

Para ello, se va a realizar la comparación de tres movimientos específicos correspondientes a los movimientos de las articulaciones rotacionales de la rodilla (a -45° y -90°), del tobillo (a -30°) y el cuarto del exoesqueleto en conjunto (incluida la cadera desde -15° a 21°).

Los tres primeros movimientos se los realiza cumpliendo las especificaciones de rehabilitación mostrada en el capítulo 2 y las recomendaciones de un especialista.

El último movimiento cumple con los movimientos requeridos para un ciclo de marcha humana.







Figura 15-5 Sistema realizando el movimiento de la marcha humana
Realizado por: Galo Maldonado

El especialista fue el Lic. Adrián Cargua, miembro invitado del GIEBI y fisioterapeuta del IESS Riobamba, quien ha colaborado activamente en la definición de movimientos y terapias más apropiados que debe reproducir el exoesqueleto.

En la tabla se resume los resultados obtenidos

Tabla 1-5. Pruebas comparativas de los movimientos de fisioterapia

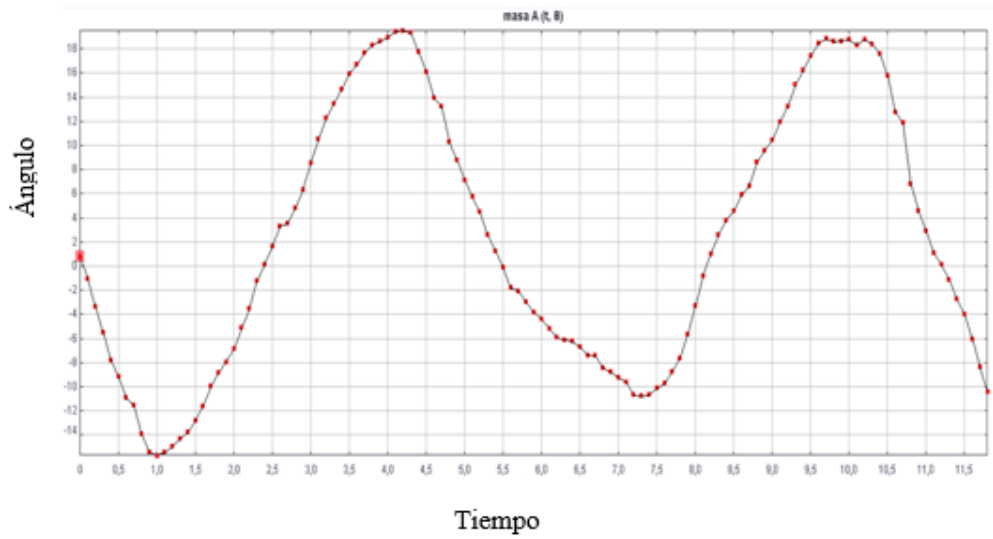
Detalle	Pruebas en el prototipo	Pruebas con el terapeuta
<p>Movilización del tobillo a -30°. Es muy importante ya que la articulación del tobillo es una de las estructuras de mayor peso del cuerpo humano.</p>		
<p>Movilización de la rodilla a -45°. Es necesario para estimular el flujo sanguíneo</p>		
<p>Movilización de la rodilla a -90°. Mientras más grande sea el ángulo mayor es la estimulación del flujo sanguíneo.</p>		

Realizado por: Galo Maldonado

También se realizó los resultados de comparación de los movimientos de la marcha humana en estado estático, es decir realizando el movimiento en el mismo punto sin desplazamiento con el software Tracker obteniendo los siguientes resultados:

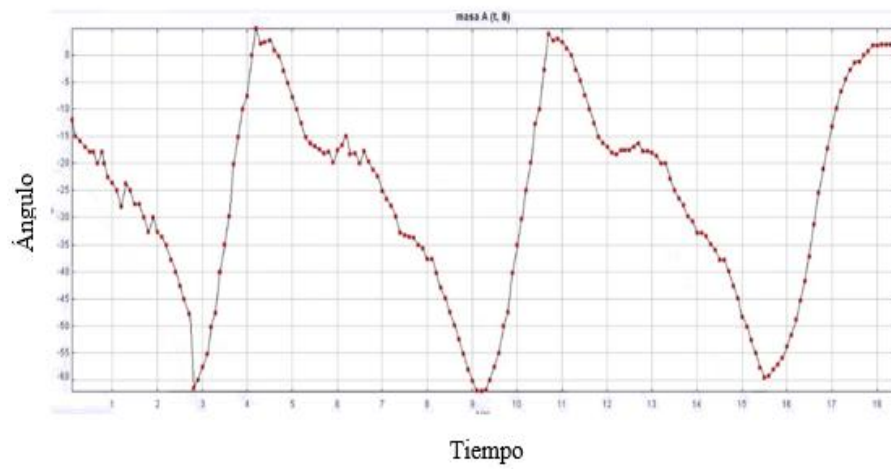
Prueba 1

En la cadera:



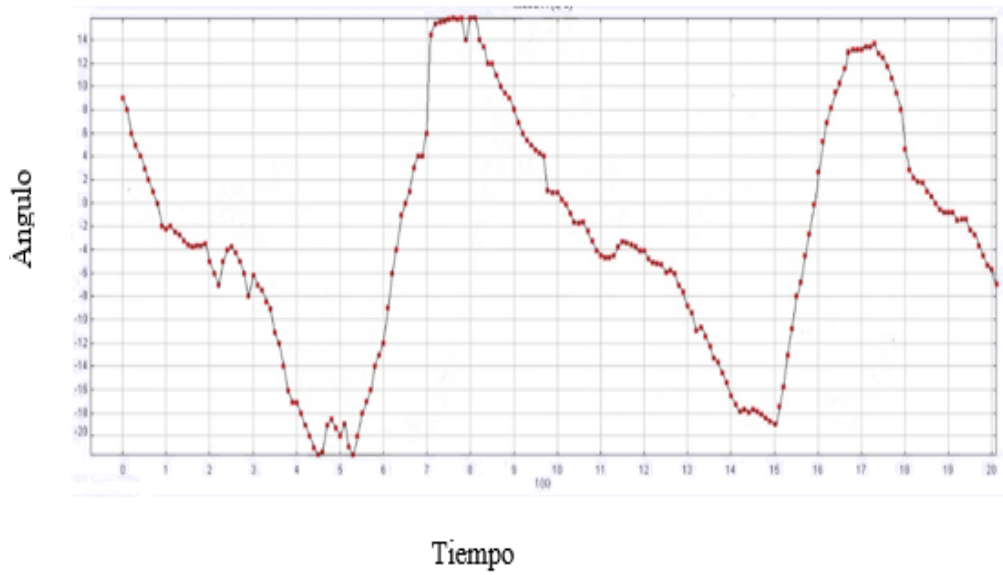
Gráfica 1-5 Análisis de la cadera prueba 1
Realizado por: Galo Maldonado

En la rodilla:



Gráfica 2-5 Análisis de la rodilla prueba 1
Realizado por: Galo Maldonado

En el tobillo:

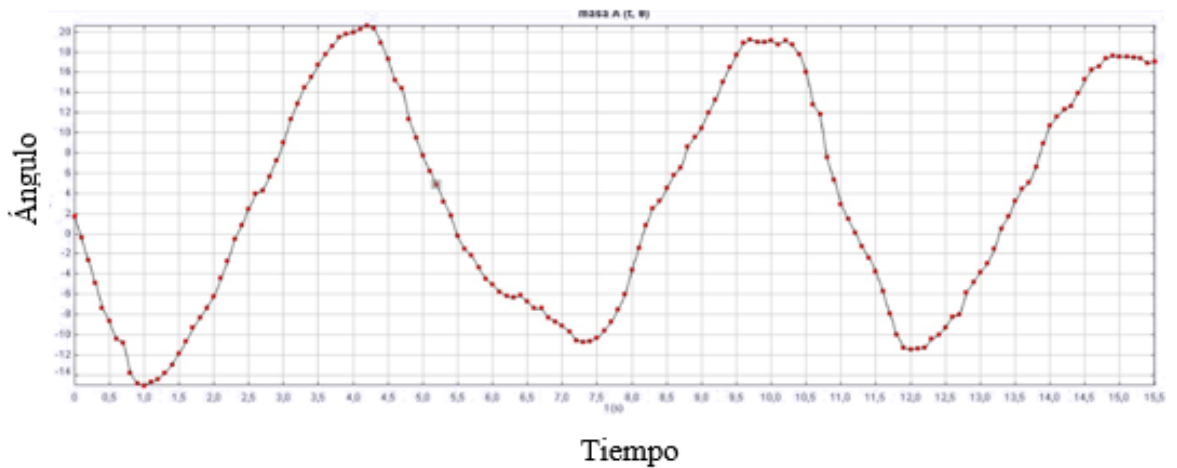


Gráfica 3-5 Análisis en el tobillo prueba 1
Realizado por: Galo Maldonado

La figura 1-5, 2-5 y 3-5 indican los resultados de la primera prueba en la cadera, rodilla y tobillo respectivamente.

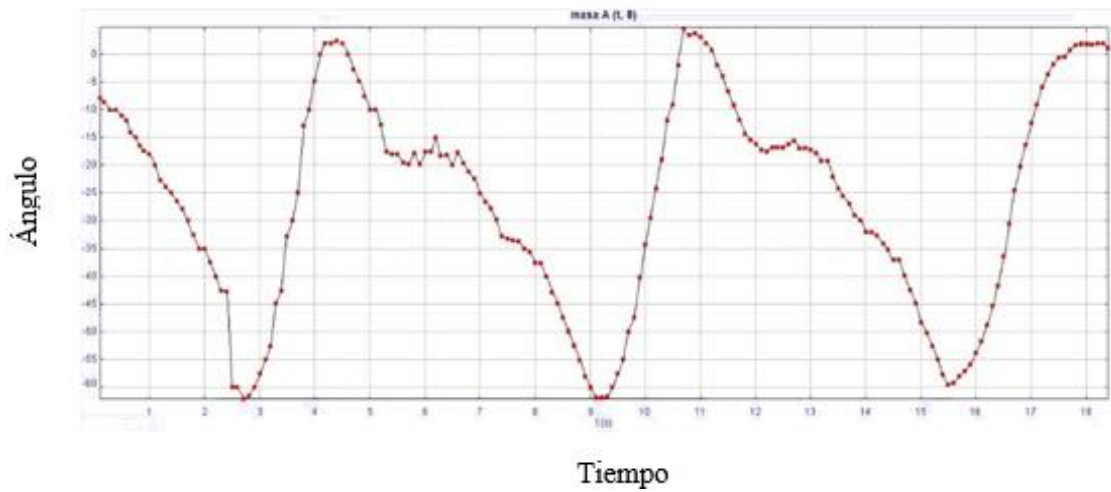
Prueba 2

En la cadera:



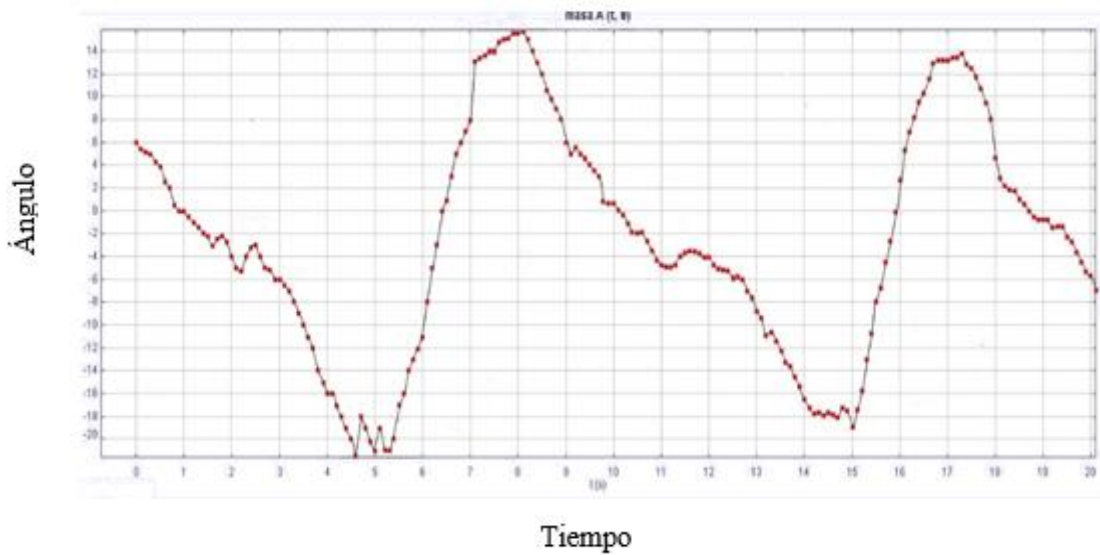
Gráfica 4-5 Análisis en la cadera prueba 2
Realizado por: Galo Maldonado

En la rodilla:



Gráfica 5-5 Análisis en la rodilla prueba 2
Realizado por: Galo Maldonado

En el tobillo:

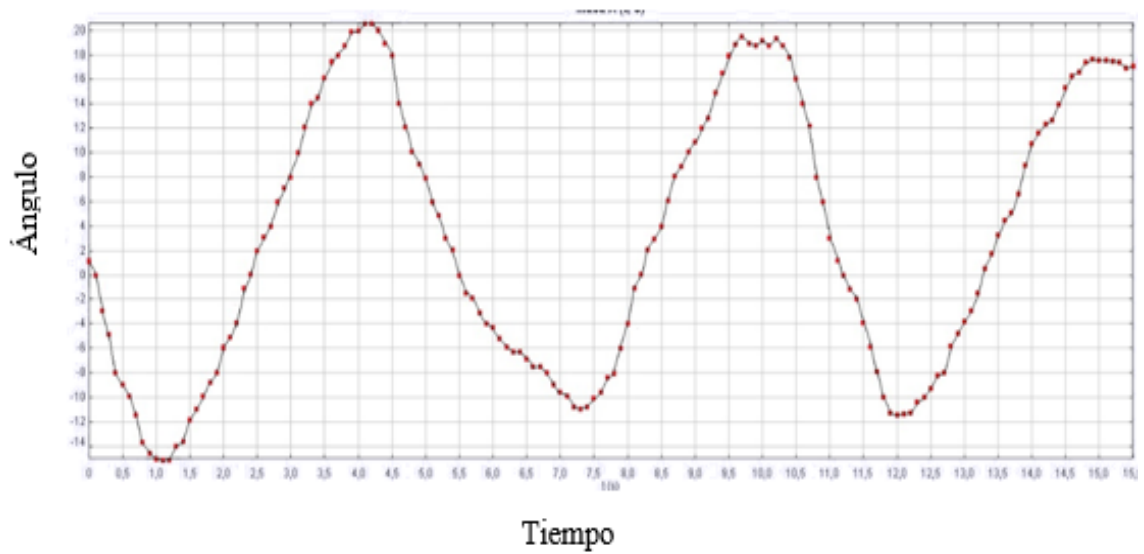


Gráfica 6-5 Análisis en el tobillo prueba 2
Realizado por: Galo Maldonado

La figura 4-5, 5-5 y 6-5 indican los resultados de la primera prueba en la cadera, rodilla y tobillo respectivamente.

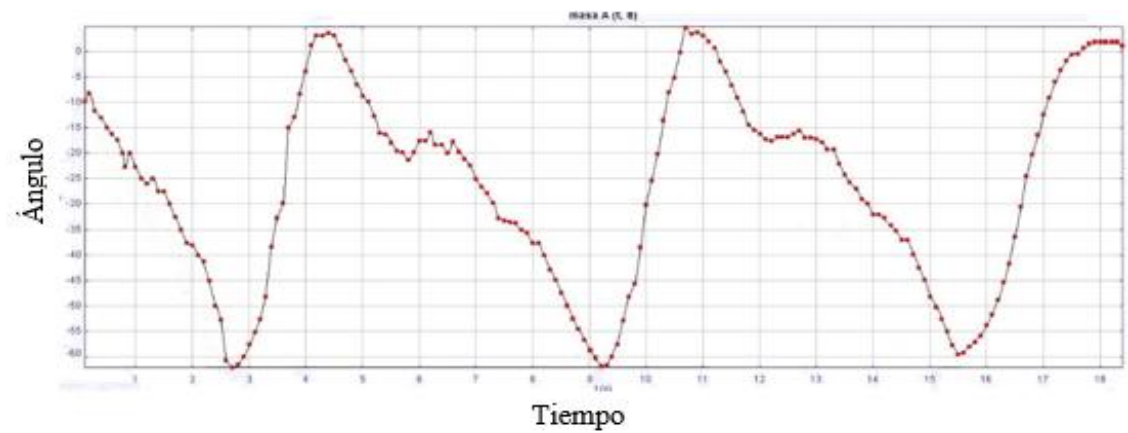
Prueba 3 en estado estático

En la cadera:



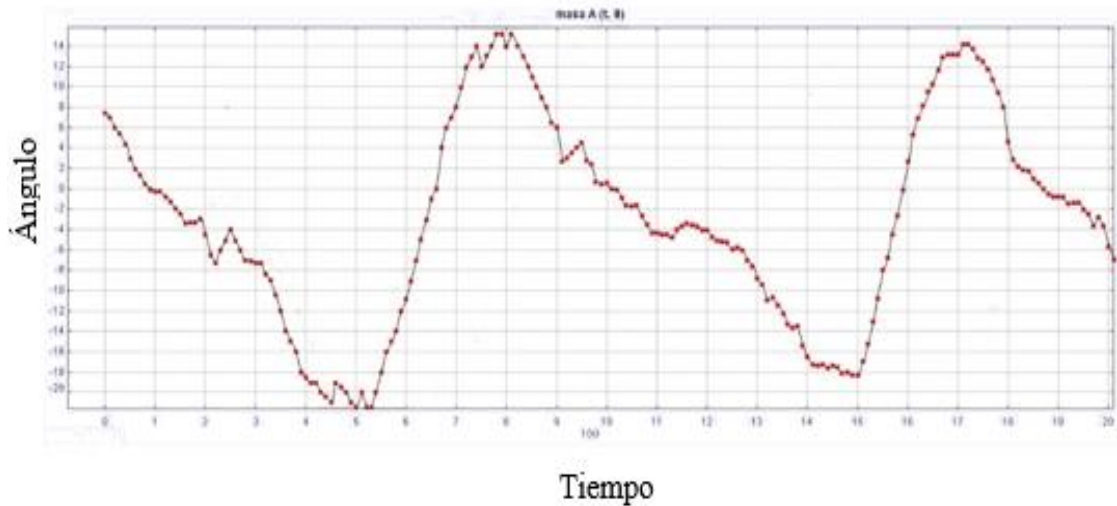
Gráfica 7-5 Análisis en la cadera prueba 3
Realizado por: Galo Maldonado

En la rodilla:



Gráfica 8-5 Análisis en la rodilla en estado estático prueba 3
Realizado por: Galo Maldonado

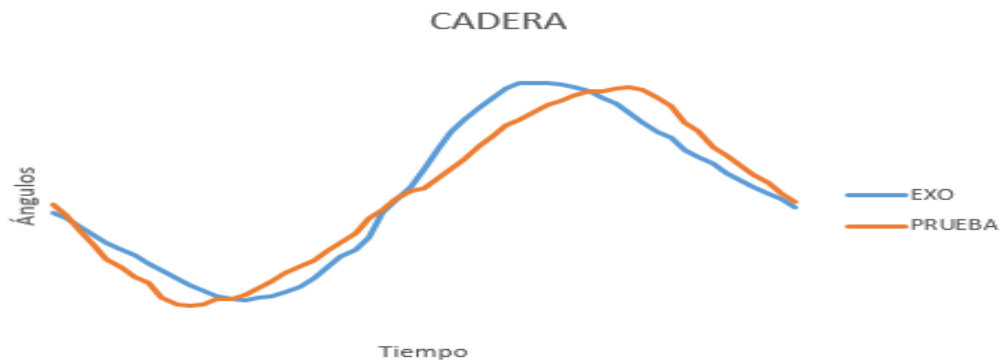
En el tobillo:



Gráfica 9-5 Análisis en el tobillo en estado estático prueba 3
Realizado por: Galo Maldonado

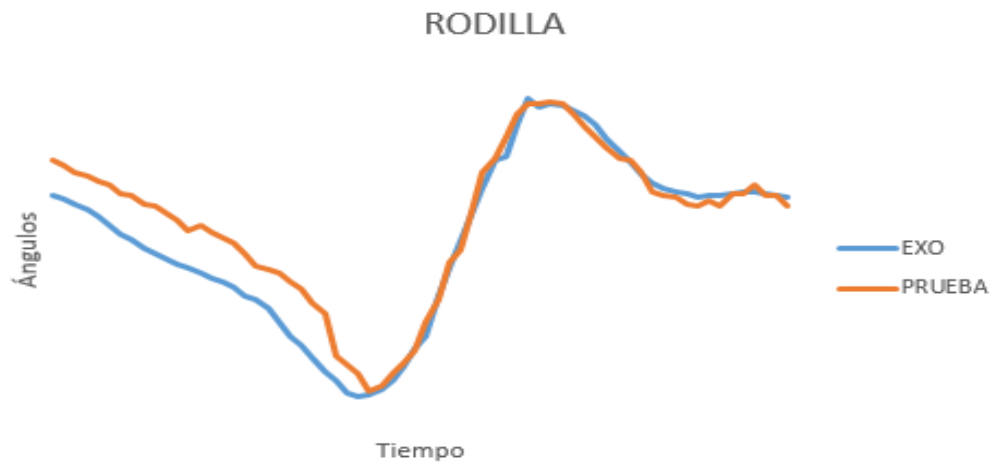
La figura 7-5, 8-5 y 9-5 indican los resultados de la primera prueba en la cadera, rodilla y tobillo respectivamente.

Se sacaron los promedios de las 3 pruebas tanto para la cadera, rodilla y tobillo y con esto se realizó la comparación con nuestro exoesqueleto quedando de la siguiente manera:



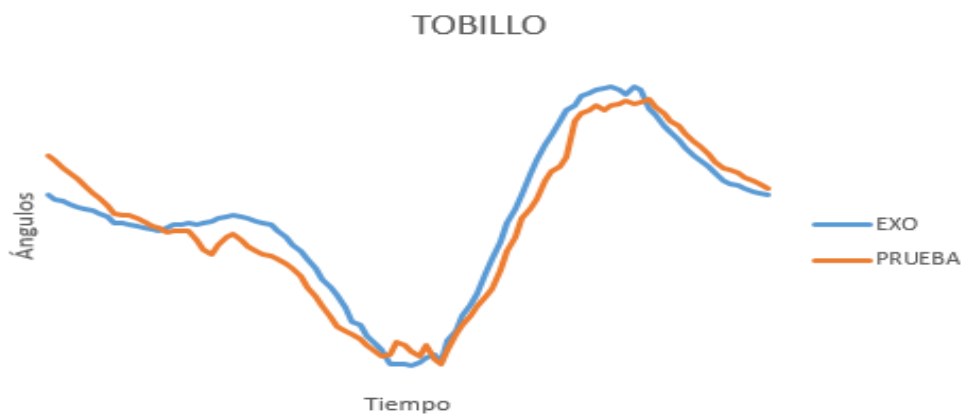
Gráfica 10-5 Comparación del exoesqueleto con la videogrametría de la cadera
Realizado por: Galo Maldonado

En la figura 10-5 tenemos la comparación del exoesqueleto con el promedio de los datos calculados en el software de videogrametría para la cadera.



Gráfica 11-5 Comparación del exoesqueleto con la videogrametría de la rodilla
Realizado por: Galo Maldonado

En la figura 11-5 tenemos la comparación del exoesqueleto con el promedio de los datos calculados en el software de videogrametría para la rodilla.



Gráfica 12-5 Comparación del exoesqueleto con la videogrametría del tobillo
Realizado por: Galo Maldonado

En la figura 12-5 tenemos la comparación del exoesqueleto con el promedio de los datos calculados en el software de videogrametría para el tobillo.

CONCLUSIONES

- En este trabajo, se presentó una propuesta de diseño de un andador para el exoesqueleto que auxilie en áreas de rehabilitación física para infantes con problemas de movilidad en las extremidades inferiores. El dispositivo propuesto cumple con los requerimientos y solventa algunas de las problemáticas estudiadas en el marco teórico, tanto en nivel comercial como en lo referente a la investigación, ya que como ventajas el exoesqueleto ofrece una buena adaptación a la antropometría de un infante promedio, cumpliendo también con los 6 movimientos básicos de cada pierna, para realizar la marcha humana, el andador es un soporte totalmente estable capaz de resistir el peso del paciente y del exoesqueleto, y las piezas estructurales son de fácil fabricación junto con las de unión que son de tipo estándar.
- El principal punto que se consideró fue la movilidad del exoesqueleto la cual debía coincidir con los grados de libertad de las extremidades inferiores, así que se realizó un análisis dinámico con el software ADAMS y se estableció los motores idóneos para realizar los movimientos permitidos.
- Con los datos finales correspondientes al de las piezas, como material del exoesqueleto y el peso aproximado del motor en cada articulación, además del paso del motor y el ángulo máximo permitido por cada articulación, se obtuvo el torque del motor para cada junta: 0.215 N.m. para el tobillo, 0.185 N.m. para la rodilla y 7.6 N.m. para la cadera.
- Se seleccionó los actuadores de acuerdo a la curva de torque resultado del análisis dinámico, teniendo así: el motor NEMA 17 para las articulaciones con menor torque: tobillo y rodilla; y el motor NEMA 23 para la cadera que requiere más torque.
- El diagrama de bloques del prototipo está representado por un sistema de lazo abierto, es decir, sus salidas dependerán de sus entradas sin ninguna retroalimentación. El bloque de control es la pieza fundamental en este sistema y puede llegar a ser tan versátil debido a que fue programado en una placa Raspberry cuyas funciones y ventajas aún no se explotan en su totalidad en este trabajo, sino que deja la puerta abierta a mejoras en trabajos futuros.
- El uso del programa Matlab facilitó los cálculos para el análisis de la cinemática directa, con lo cual se obtuvo un sistema de control por el usuario, preciso y con suficiente información disponible para ser procesada, pudiéndose desarrollar mejor en trabajo futuros la submatriz de rotación o modificar el escalado.

- El exoesqueleto en la práctica real dió resultados en su mayoría favorables y aceptables, en los cuales se comprobó que las gráficas arrojadas por la rehabilitación con el fisioterapeuta varían con las obtenidas del exoesqueleto obteniendo un error del 4% debido a la condición o ritmo de rehabilitación inicial del paciente antes de la terapia.

RECOMENDACIONES

- Corresponde saber la antropometría de las extremidades inferiores de los infantes antes de diseñar los elementos mecánicos del exoesqueleto para fabricarlo totalmente adaptable al paciente.
- Se debe conocer la duración de la terapia que siguen los infantes con problemas de movilidad en sus extremidades y realizar una tabla comparativa para corroborar que la utilización del exoesqueleto disminuye el tiempo de recuperación del paciente.
- En investigaciones posteriores realizar las mediciones de torques y fuerzas de las articulaciones de una manera más experimental que teórica, la simulación no se efectúa con mucha precisión y no contempla todos los escenarios posibles.
- Se recomienda realizar pruebas de campo en una población más numerosa para generar mayor cantidad de datos que permita la integración del sistema exoesqueleto hacia una rehabilitación eficiente en un escenario real.
- Para posteriores análisis dinámicos se aconseja obtener los parámetros de la marcha humana mediante la utilización de sensores, también se los puede incorporar al diagrama de bloques para que se pueda convertir en un sistema de lazo cerrado así ser más eficaz y con un posible control de errores.
- Realizar una interfaz de usuario más amigable para que el sistema sea más fácil de operar para la persona encargada del paciente.
- Realizar un diseño del exoesqueleto más ergonómico para que el sistema opere adecuadamente sin roces ni perturbaciones mecánicas al simular la marcha humana.

BIBLIOGRAFÍA

- Aguilar Gutierrez, M. (2000). *Biomecánica: La Física y la Fisiología*. Madrid: CSIC.
- Aguirre, E., & Cevallos, D. (2017). *Diseño mecánico estructural de un exoesqueleto orientado a la rehabilitación para extremidades inferiores de pacientes masculinos de edad productiva en al ciudad de Riobamba*. Riobamba.
- Arcas Patricio, M. A., Galvez Dominguez, D. M., Leon Castro, J. C., Paniagua Roman, S. L., & Pellicer Alonso, M. (2004). *Manual de Fisioterapia Generalidades*. Sevilla: Editorial Mad, S.L.
- Boehm. (1988). *A Spiral Model of Software Development and Enhancement*.
- Bortole, M. (2013). *Design and control of a robotic exoskeleton for gait rehabilitation*. Master Thesis.
- Chen, B., Ma, H., Quin, L., Gao, F., Chan, K., Law, S., . . . Liao, W. (2015). *Diseño y simulación de un exoesqueleto de miembro inferior para la asistencia en marcha a pacientes con paraplejia Flacida*. Conference paper.
- CONADIS. (2018). Obtenido de <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2018/03/index.html>
- CONADIS. (2018). *Registro con discapacidad física*.
- Cumellas, M. (2009). *La educación física adaptada para el alumnado que presenta discapacidad motriz en los centros ordinarios de primaria de Catalunya*.
- DeLisa, J. A. (1998). *Rehabilitation Research and development service*.
<http://fisioterapiayterapiaocupacional.blogspot.com/2016/06/que-es-paraplejia.html>
- Lliguay, J. (2018). *Manufactura y pruebas de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación física de miembros inferiores para el grupo de investigación y estudios de bioingeniería de la facultad de mecánica ESPOCH*.
- Marco Sanz, C. (2000). *CINESIOLOGIA DE LA MARCHA HUMANA*.
- Raspberry. (2013). Obtenido de <http://www.abc.es/tecnologia/informatica-hardware/20130716/abci-raspberry-como-201307151936.html>
- Rocon, E., & Pons, J. (2011). *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics Tremor Suppression*. Madrid: Springer-Verlag Berling Heidelberg.
- Sánchez, E. L. (2014). *Marcha humana, alteraciones y corrección de la marcha, Marcha patológica*.
- Selzer, M., Clarke, S., Cohen, L., Duncan, P., & Gage, F. (2006). *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation Volume II Medical Neurorehabilitation*. New York: Cambridge University Press.
- Serra Gabriel, D. P. (2006). *Fisioterapia en traumatología, ortopedia y reumatología*.
- Serra Gabriel, M. R., Diaz Petit, J., & De Sande Carril, M. L. (2006). *Fisioterapia en traumatología, ortopedia y reumatología*. Barcelona: Masson.

- Solofisio. (2017). *Solofisio.com*. (Factor Nueve Musas) Recuperado el 2017, de <http://www.solofisio.com/especialidades/articulo/que-es-un-andador-163>
- Spires, M. C., Kelly, B. M., & Davis, A. J. (2014). *Prosthetic Restoration and Rehabilitation of the upper and lower extremity*. New York: Demos Medical Publishing, LLC.
- Stengele, F. H. (2008). *Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana*.
- Tamburrino Cabrera, B. N. (19 de Enero de 2017). *repositorio.uchile.cl*. Obtenido de <http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/144525/Dise%C3%B1o-y-construcci%C3%B3n-de-una-pierna-exoesquel%C3%A9tica-para-la-asistencia-de-la-marcha.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Yan, T., Cempini, M., Oddo, C., & Vitello, N. (2014). *Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons*. *Robotics and Autonomous Systems* 64.
- Yang, C.-J., Zhang, J.-F., Chen, Y., Dong, Y.-M., & Zhang, Y. (1989-1996). A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *Archive Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers part c Journal of Mechanical Engineering Science*, Vols 203-210.

ANEXOS

ANEXO A

PRESUPUESTO

Costos directos:

Costos de los materiales:

Materiales	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
Tubo rectangular estructural 100x50x2	1	29,40	29,40
Tubo cuadrado estructural 2x3 (50x3)	0,50	28,55	14,28
Suelda AGA 6011*1/8 lb.	8	1,55	12,40
Tubo cuadrado estructural 1 1/4x2 (30x2).	1	12,10	12,10
Bisagra torneada 1in*3	2	2,10	4,20
Tubo redondo estructural 34x2mm.	0,5	8,20	4,10
Pernos 7/8x2 con tuerca.	x2	8,57	8,57
Grilon plancha de 15mm	2550	0,03	76,50
Grilon plancha de 25mm	2550	0,04	102,00
Arandela plana gal. 3/16	14	0,0179	0,25
Perno allen. MM G8 5X20	16	0,1339	2,14
Perno allen. MM G8 5X40	14	0,1786	2,50
Tuerca gal. M 4X0.70	10	0,0176	0,18
Tuerca gal. M 5X0.80	4	0,0176	0,07
Tornillo MM 4x25	10	0,0893	0,89
Tornillo MM 5x25	4	0,1340	0,54
Tornillo avellanado MM 3x25	8	0,1347	1,08
Tinher acrílico disther litro	4	2,22	8,88
Fondo acrílico gris litro	4	3,57	14,28
Blanco sintético unidas galón.	1	17,85	17,85
Tecele 250 kilos century	1	125	125,00

Nema 23 Stepper Motor Bipolar L=56mm w/ Gear Ratio 47:1 Planetary Gearbox	2	60,25	120,50
Nema 17 Bipolar 1.8deg 44Ncm (62.3oz.in) 0.85A 5.3V 42x42x48mm 4 Wires	2	14,71	29,42
Nema 23 Bipolar 1.26Nm (178.4oz.in) 2.8A 2.5V 57x56mm 4 Wires Φ 6mm Shaft	2	20,6	41,20
Tapón cuadrado 50mm	4	0,15	0,60
Tapón cuadrado 30mm	1	0,1	0,10
Tapón redondo 32mm	2	0,18	0,36
Rodamientos 600	12	0,71	8,52
Varilla redonda estructural 19mm	1	2,15	2,15
Anillos de sujeción	24	0,2	4,80
Disco corte	1	2	2,00
Disco pulir	1	2	2,00
Conjunto de arnés seguridad industrial	1	30	30,00
Eslabones de arnés	4	1,5	6,00
Subtotal			684,86

Costos de la mano de obra:

Descripción	Cantidad	Salario real/hora	Horas hombre	Precio Total
Técnico CAD/CAM	1	5	45	225,00
Soldador especializado	1	3,50	44	154,00
Ayudantes en general	2	2,50	80	400,00
Subtotal				779,00

Costos de equipos y herramientas:

Descripción	Costo/hora	Horas de equipo	Precio Total
Soldadura de arco	1,54	10	15,40

Centro de mecanizado vert. Cnc	25	30	750,00
Torno	12	3	36,00
Dobladora de tubos manual	1,75	2	3,50
Taladro de pedestal	1,75	3	5,25
Flexómetro	0,8	4	3,20
Calibrador pie de rey	0,9	5	4,50
Escuadra	0,85	2	1,70
Taladro manual	1,31	2	2,62
Pulidora	1,2	2	2,40
Amoladora	1,22	2	2,44
Esmeril	1,08	2	2,16
Compresor	1,30	3	3,90
Herramientas menores	1,08	29	31,32
Subtotal			864,79

Costos de transporte:

Para el transporte de los materiales a los respectivos lugares de construcción se estimó un total de 30 dólares.

Costos total directo:

Detalle	Valor
Costos de los materiales	684,86
Costos de la mano de obra	779,00
Costos de equipos y herramientas	864,79
Transporte	30,00
Total de los costos directos	2358,65

Costos indirectos

Denominación	Valor
Imprevistos costos	132,10
Armado del prototipo	22,01
Utilidad	220,17
Otros	66,05
Total de los costos indirectos	440,33

Costo total

Costos Directos	2358,65
Costos Indirectos	440,33
TOTAL	2798,98

ANEXO B

La programación está realizada en PYTHON y la codificación es la siguiente:

CODIGO PARA MOVER EL EXOESQUELETO

```
# -*- coding: utf-8 -*-
from PyQt4 import QtCore, QtGui, uic
import sys
import numpy as np
import threading
import time
import Queue
gui_exo = uic.loadUiType("exo_gui.ui")[0]
##import numpy as np
import RPi.GPIO as GPIO
from time import sleep
GPIO.setwarnings(False)
GPIO.setmode(GPIO.BCM)
## Constantes iniciales
num_pulsos_cadera = 1200
ang = [0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0]
## Pines de control
pin_d1_pul = 16
pin_d1_dir = 20
pin_d1_ena = 21
pin_d2_pul = 25
pin_d2_dir = 8
pin_d2_ena = 7
pin_d3_pul = 14
pin_d3_dir = 15
pin_d3_ena = 18
pin_i1_pul = 13
pin_i1_dir = 19
pin_i1_ena = 26
pin_i2_pul = 10
pin_i2_dir = 9
pin_i2_ena = 11
pin_i3_pul = 17
pin_i3_dir = 27
pin_i3_ena = 22
ejecutar = False
sec_thread = None
principal = True
## Configuracion pines-salida
GPIO.setup(pin_d1_pul, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_d1_dir, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_d1_ena, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_d2_pul, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_d2_dir, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_d2_ena, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_d3_pul, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_d3_dir, GPIO.OUT)
```

```

GPIO.setup(pin_d3_ena, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i1_pul, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i1_dir, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i1_ena, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i2_pul, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i2_dir, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i2_ena, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i3_pul, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i3_dir, GPIO.OUT)
GPIO.setup(pin_i3_ena, GPIO.OUT)
## Habilitar Motores
GPIO.output(pin_d1_ena,0)
GPIO.output(pin_d2_ena,0)
GPIO.output(pin_d3_ena,0)
GPIO.output(pin_i1_ena,0)
GPIO.output(pin_i2_ena,0)
GPIO.output(pin_i3_ena,0)
## Variables direccion
global calibrar
global dir_d1
global dir_d2
global dir_d3
global dir_i1
global dir_i2
global dir_i3
calibrar = False
dir_d1 = False
dir_d2 = True
dir_d3 = True
dir_i1 = False
dir_i2 = True
dir_i3 = True
## Direccionar giros
##GPIO.output(pin_d1_dir,0)
##GPIO.output(pin_d2_dir,1)
##GPIO.output(pin_i1_dir,0)
##GPIO.output(pin_i2_dir,1)
GPIO.output(pin_d1_dir,dir_d1)
GPIO.output(pin_d2_dir,dir_d2)
GPIO.output(pin_d2_dir,dir_d3)
GPIO.output(pin_i1_dir,dir_i1)
GPIO.output(pin_i2_dir,dir_i2)
GPIO.output(pin_i2_dir,dir_i3)
def sig_dir(y):
    if y:
        return 1
    else:
        return -1
def cont_ang(x):
    if x == 1:
        ang [0] = ang[0] + sig_dir(dir_d1)* 3.0/100
##    if x == 2:
##    if x == 3:
    if x == -1:
        ang [3] = ang[3] + sig_dir(dir_i1)* 3.0/100

```

```

## if x == -2:
## if x == -3:
def frenar_motor():
    GPIO.output(pin_d1_ena,1)
    GPIO.output(pin_d2_ena,1)
    GPIO.output(pin_i1_ena,1)
    GPIO.output(pin_i2_ena,1)
def habili_motor():
    GPIO.output(pin_d1_ena,0)
    GPIO.output(pin_d2_ena,0)
    GPIO.output(pin_i1_ena,0)
    GPIO.output(pin_i2_ena,0)
def secuencia():
    global principal
    global dir_d1
    global dir_d2
    global dir_i1
    global dir_i2
    global ejecutar
    global calibrar
    global ang
    t_calib = 4 / 1000.0 #36 / 1000.0
    t = 2 / 1000.00
    dir_d1 = True
    dir_d2 = False
    dir_i1 = True
    dir_i2 = False
    k_d2 = 1
    k_d3 = 1
    k_i2 = 1
    k_i3 = 1
    i = 0
    while principal:
        if calibrar:
            calibrar = False
            ejecutar = True
            for j in range(len(ang)):
                ang[j] = 0
            for j in range(700):
                GPIO.output(pin_d1_pul, 1)
                cont_ang(1)
                if j < 500:
                    GPIO.output(pin_i1_pul, 1)
                    cont_ang(-1)
                sleep(t_calib)
                GPIO.output(pin_d1_pul, 0)
                GPIO.output(pin_i1_pul, 0)
                sleep(t_calib)
                if j%10 == 0:
                    print ang[0], ang[3]
                if j == 699:
                    print 'Calibrado'
                if not(ejecutar):
                    break
            ## Direccionar giros

```

```

dir_d1 = True
dir_d2 = False
dir_d3 = False
dir_i1 = True
dir_i2 = False
dir_i3 = False
k_d2 = 1
k_d3 = 1
k_i2 = 1
k_i3 = 1
i = 0
GPIO.output(pin_d1_dir,dir_d1)
GPIO.output(pin_d2_dir,dir_d2)
GPIO.output(pin_i1_dir,dir_i1)
GPIO.output(pin_i2_dir,dir_i2)
ejecutar = False
w.pb_ini_mov.setEnabled(True)
w.pb_fin_mov.setEnabled(False)
while (ejecutar):
    GPIO.output(pin_d1_pul,1)
    GPIO.output(pin_i1_pul,1)
    sleep(t)
    if dir_d1:
        if ((i < 700) and (k_d2 == 21)) or ((i > 700) and (k_d2 == 15)):
            GPIO.output(pin_d2_pul,1)
            k_d2 = 0
        if i == 700:
            k_d2 = 0
            k_d3 = 0
        if ((i < 700) and (k_d3 == 18)):
            GPIO.output(pin_d3_pul,1)
    if not(dir_d1):
        if (k_d2 == 18):
            GPIO.output(pin_d2_pul,1)
            k_d2 = 0
        if ((i < 500) and (k_d3 == 5)) or ((i > 500) and (k_d3 == 9)):
            GPIO.output(pin_d3_pul,1)

        if i == 500:
            k_d3 = 0
            GPIO.output(pin_d3_dir,1)
    if not(dir_i1):
        if ((i < 700) and (k_i2 == 21)) or ((i > 700) and (k_i2 == 15)):
            GPIO.output(pin_i2_pul,1)
            k_i2 = 0
        if i == 700:
            k_i2 = 0
            k_i3 = 0
        if ((i < 700) and (k_i3 == 18)):
            GPIO.output(pin_i3_pul,1)
    if dir_i1:
        if (k_i2 == 18):
            GPIO.output(pin_i2_pul,1)
            k_i2 = 0
        if ((i < 500) and (k_i3 == 5)) or ((i > 500) and (k_i3 == 9)):

```

```

        GPIO.output(pin_i3_pul,1)
    if i == 500:
        k_i3 = 0
        GPIO.output(pin_i3_dir,1)
    GPIO.output(pin_d1_pul,0)
    GPIO.output(pin_d2_pul,0)
    GPIO.output(pin_d3_pul,0)
    GPIO.output(pin_i1_pul,0)
    GPIO.output(pin_i2_pul,0)
    GPIO.output(pin_i3_pul,0)
    sleep(t)
    i = i + 1
    k_d2 = k_d2 + 1
    k_d3 = k_d3 + 1
    k_i2 = k_i2 + 1
    k_i3 = k_i3 + 1
    if i == num_pulsos_cadera:
        i = 0
        k_d2 = 0
        k_d3 = 0
        k_i2 = 0
        k_i3 = 0
        dir_d1 = not dir_d1
        dir_d2 = not dir_d2
        dir_i1 = not dir_i1
        dir_i2 = not dir_i2
        print dir_i2
        GPIO.output(pin_d1_dir,dir_d1)
        GPIO.output(pin_d2_dir,dir_d2)
        GPIO.output(pin_d3_dir,0)
        GPIO.output(pin_i1_dir,dir_i1)
        GPIO.output(pin_i2_dir,dir_i2)
        sleep(100 / 1000.0)

```

```

class MyWindowClass(QtGui.QMainWindow, gui_exo):
    def __init__(self, parent=None):
        QtGui.QMainWindow.__init__(self, parent)
        self.setupUi(self)
        self.rb_hab_mot.setChecked(True)
        self.rb_hab_mot.toggled.connect(self.hab_mot)
        self.pb_ini_mov.clicked.connect(self.ini_mov)
        self.pb_fin_mov.clicked.connect(self.fin_mov)
        self.pb_calibrar.clicked.connect(self.cal_mov)
        self.pb_ini_mov.setEnabled(False)
        self.pb_fin_mov.setEnabled(False)
        sec_thread.start()
    def cal_mov(self):
        global calibrar
        calibrar = True
        print calibrar
        self.pb_fin_mov.setEnabled(True)
        self.pb_ini_mov.setEnabled(False)
        self.rb_hab_mot.setEnabled(False)
    def hab_mot(self):

```



```

if not(self.rb_hab_mot.isChecked()):
    self.pb_ini_mov.setEnabled(False)
    self.pb_fin_mov.setEnabled(False)
    self.pb_calibrar.setEnabled(False)
    frenar_motor()
else:
    self.pb_fin_mov.setEnabled(True)
    self.pb_calibrar.setEnabled(True)
    habili_motor()
def ini_mov(self):
    global ejecutar
    self.rb_hab_mot.setEnabled(False)
    self.pb_ini_mov.setEnabled(False)
    self.pb_calibrar.setEnabled(False)
    self.pb_fin_mov.setEnabled(True)
    ejecutar = True
def fin_mov(self):
    global ejecutar
    self.rb_hab_mot.setEnabled(True)
    self.pb_ini_mov.setEnabled(True)
    self.pb_calibrar.setEnabled(True)
    self.pb_fin_mov.setEnabled(False)
    ejecutar = False
def closeEvent(self, event):
    global principal
    principal = False
if __name__ == '__main__':
    sec_thread = threading.Thread(target=secuencia)
    app = QtGui.QApplication(sys.argv)
    w = MyWindowClass(None)
    w.show()
    app.exec_()

```

ANEXO C

Descripción del Raspberry

<u>MARCA</u>	Raspberry Pi
<u>SERIE</u>	832-6274
<u>PESO DEL PRODUCTO</u>	136 g
<u>DIMENSIONES DEL PRODUCTO</u>	12,7 x 10,2 x 7,6 cm
<u>NUMERO DE MODELO DEL PRODUCTO</u>	100437
<u>COLOR</u>	Verde
<u>FACTOR DE FORMA</u>	ATX
<u>FABRICANTE DEL PROCESADOR</u>	ARM
<u>TIPO DE PROCESADOR</u>	ARM710
<u>VELOCIDAD DEL PROCESADOR</u>	900 MHz
<u>TOMA DEL PROCESADOR</u>	BCM2836
<u>NUMERO DE PROCESADORES</u>	4
<u>CAPACIDAD DE MEMORIA RAM</u>	1 GB
<u>TECNOLOGIA DE LA MEMORIA</u>	LPDDR2-SDRAM
<u>TIPO DE MEMORIA DEL ORDENADOR</u>	DIMM
<u>COPROCESADOR GRÁFICO</u>	VideoCore IV
<u>MARCA DE LA TARJETA GRÁFICA</u>	Broadcom
<u>DESCRIPCIÓN DE LA TARJETA GRAFICA</u>	Broadcom
<u>TIPO DE MEMORIA GRAFICA</u>	Desconocido
<u>NUMERO DE PUERTOS USB 2.0</u>	4
<u>NUMERO DE PUERTOS ETHERNET</u>	1
<u>VOLTAJE</u>	5 voltios
<u>TIPO DE DISCO OPTICO</u>	Nein
<u>LECTOR DE TARJETAS</u>	MicroSD
<u>SISTEMA OPERATIVO</u>	Linux
<u>PESO DE LA BATERIA DE LITIO</u>	5 gramos

ANEXO D



Exoesqueleto calibrado



Exoesqueleto en movimiento



Interfaz gráfica

ANEXO E

Resultados obtenidos de la cadera

NUM	EXOESQ	PRUEBA 1	PRUEBA 2	PRUEBA 3	PROMED
0	0,00	0,79	1,73	1,00	1,17
1	-1,00	-1,02	-0,39	0,00	-0,47
2	-2,00	-3,37	-2,57	-3,00	-2,98
3	-3,60	-5,46	-4,87	-4,96	-5,10
4	-5,00	-7,75	-7,37	-8,00	-7,71
5	-6,00	-9,15	-8,61	-9,00	-8,92
6	-7,00	-10,88	-10,43	-10,00	-10,48
7	-8,00	-11,50	-10,81	-11,52	-11,28
8	-9,40	-13,86	-13,80	-13,76	-13,80
9	-10,60	-15,38	-14,83	-14,64	-14,95
10	-12,00	-15,68	-15,02	-14,72	-15,14
11	-12,60	-15,41	-14,69	-14,80	-14,97
12	-13,00	-14,90	-14,44	-1,48	-10,27
13	-14,00	-14,27	-13,76	-14,00	-14,01
14	-14,20	-13,76	-12,96	-13,60	-13,44
15	-13,80	-12,78	-11,85	-12,00	-12,21
16	-13,60	-11,55	-10,62	-11,00	-11,06
17	-13,00	-9,96	-9,30	-10,00	-9,75
18	-12,00	-8,80	-8,31	-8,80	-8,63
19	-10,80	-7,91	-7,32	-8,00	-7,74
20	-9,00	-6,86	-6,23	-6,00	-6,36
21	-7,20	-5,10	-4,39	-5,20	-4,90
22	-5,00	-3,54	-2,72	-4,00	-3,42
23	-4,00	-1,19	-0,51	-1,00	-0,90
24	0,00	0,19	0,86	0,00	0,35
25	2,00	1,65	2,48	2,00	2,04
26	4,00	3,35	4,00	3,00	3,45
27	7,00	3,58	4,30	4,00	3,96
28	10,00	4,87	5,70	6,00	5,53
29	13,00	6,36	7,27	7,00	6,88
30	14,00	8,56	9,04	8,00	8,53
31	16,00	10,56	11,35	10,00	10,64
32	18,00	12,26	12,91	12,00	12,39
33	21,00	13,47	14,50	14,00	13,99
34	20,00	14,68	15,53	14,40	14,87
35	21,00	15,98	16,78	16,00	16,25
36	21,00	16,72	17,85	17,52	17,36
37	20,40	17,72	18,62	18,00	18,11
38	20,20	18,35	19,49	18,64	18,83
39	19,60	18,65	19,80	20,00	19,49
40	18,40	18,95	20,00	20,00	19,65

41	17,60	19,48	20,34	20,48	20,10
42	16,00	19,56	20,66	20,48	20,23
43	14,40	19,33	20,39	20,00	19,90
44	13,00	17,75	18,91	19,04	18,57
45	12,00	16,15	17,33	18,00	17,16
46	10,00	14,00	15,20	14,00	14,40
47	9,00	13,22	14,41	12,00	13,21
48	8,00	10,35	11,40	10,00	10,58
49	6,40	8,84	9,52	9,04	9,13
50	5,14	7,14	7,74	8,00	7,63
51	4,00	5,76	6,25	6,000	6,00
52	3,00	4,50	4,84	4,800	4,71
53	2,20	2,61	3,15	3,000	2,92
54	0,80	1,29	1,84	2,000	1,71
55	0,00	-0,10	-0,23	0,000	-0,11

ANEXO F

Prueba t para medias de dos muestras emparejadas en la cadera

	<i>Variable 1</i>	<i>Variable 2</i>
Media	2,86321429	2,70005019
Varianza	138,08676	133,898157
Observaciones	56	56
Coefficiente de correlación de Pearson	0,95845441	
Diferencia hipotética de las medias	0	
Grados de libertad	55	
Estadístico t	0,36273585	
P(T<=t) una cola	0,35909625	
Valor crítico de t (una cola)	1,67303397	
P(T<=t) dos colas	0,7181925	
Valor crítico de t (dos colas)	2,00404478	

ANEXO G

Resultados obtenidos en la rodilla

NUM	EXOESQU	PRUEBA 1	PRUEBA 2	PRUEBA 3	PROMEDIO
0	-17,80	-11,97	-8,03	-10,00	-10,00
1	-18,40	-15,00	-9,09	-9,09	-11,06
2	-19,80	-15,91	-10,00	-11,82	-12,58
3	-21,00	-16,97	-10,00	-13,79	-13,59
4	-22,40	-18,03	-11,06	-15,00	-14,70
5	-24,40	-18,03	-11,97	-16,06	-15,35
6	-26,20	-20,00	-14,24	-17,50	-17,25
7	-27,50	-18,03	-15,00	-20,00	-17,68
8	-29,60	-20,00	-16,52	-22,50	-19,67
9	-30,60	-22,50	-17,27	-20,00	-19,92
10	-32,00	-23,94	-18,03	-22,50	-21,49
11	-33,00	-25,00	-20,00	-25,00	-23,33
12	-34,00	-28,03	-22,50	-26,06	-25,53
13	-35,00	-23,94	-24,00	-25,00	-24,31
14	-36,00	-25,00	-25,00	-27,50	-25,83
15	-37,00	-27,50	-26,52	-27,50	-27,17
16	-38,00	-27,50	-28,03	-30,00	-28,51
17	-40,00	-30,00	-30,00	-32,50	-30,83
18	-41,00	-32,50	-32,50	-35,00	-33,33
19	-43,00	-30,00	-35,00	-37,50	-34,17
20	-46,00	-32,50	-35,00	-38,03	-35,18
21	-49,00	-33,94	-37,50	-40,00	-37,15
22	-51,00	-35,00	-40,00	-41,21	-38,74
23	-54,00	-37,50	-42,50	-45,00	-41,67
24	-57,00	-40,00	-42,50	-50,00	-44,17
25	-59,00	-42,50	-60,00	-57,50	-53,33
26	-61,80	-45,00	-60,00	-60,76	-55,25
27	-62,60	-47,50	-62,34	-62,12	-57,32
28	-62,00	-61,50	-61,56	-61,36	-61,50
29	-61,00	-60,00	-60,00	-60,00	-60,00
30	-59,00	-57,50	-57,50	-57,58	-57,53
31	-56,00	-55,00	-55,00	-55,00	-55,00
32	-52,00	-52,50	-52,50	-52,42	-52,47
33	-49,00	-45,00	-45,00	-48,18	-46,06
34	-40,00	-42,50	-42,50	-38,18	-41,06
35	-34,00	-32,50	-32,50	-32,73	-32,58
36	-28,00	-30,00	-30,00	-30,00	-30,00
37	-22,00	-25,00	-25,00	-15,00	-21,67
38	-16,00	-12,50	-12,50	-12,88	-12,63
39	-10,00	-10,00	-10,00	-8,48	-9,49
40	-9,00	-5,00	-5,00	-3,94	-4,65

41	-2,00	0,00	0,00	1,21	0,40
42	4,00	2,50	2,50	3,18	2,73
43	2,00	2,50	2,50	3,18	2,73
44	2,60	3,00	3,00	3,64	3,21
45	2,40	2,50	2,50	3,18	2,73
46	1,00	0,00	0,00	1,21	0,40
47	0,00	-2,50	-2,50	-1,67	-2,22
48	-2,00	-5,00	-5,00	-3,79	-4,60
49	-5,00	-7,50	-7,50	-6,52	-7,17
50	-8,00	-10,00	-10,00	-8,79	-9,60
51	-10,40	-10,00	-10,00	-9,70	-9,90
52	-13,00	-12,50	-12,50	-12,73	-12,58
53	-15,00	-17,50	-17,50	-16,06	-17,02
54	-16,00	-18,03	-18,03	-16,52	-17,53
55	-17,00	-18,03	-18,03	-17,88	-17,98
56	-17,20	-19,55	-19,55	-19,55	-19,55
57	-18,00	-20,00	-20,00	-19,85	-19,95
58	-17,80	-17,50	-17,50	-21,36	-18,79
59	-17,60	-20,00	-20,00	-19,85	-19,95
60	-17,40	-17,50	-17,50	-17,42	-17,47
61	-17,00	-17,50	-17,50	-17,42	-17,47
62	-16,80	-15,00	-15,00	-15,91	-15,30
63	-17,40	-17,50	-17,50	-18,33	-17,78
64	-17,60	-17,50	-17,50	-18,18	-17,73
65	-18,00	-20,00	-20,00	-20,00	-20,00

ANEXO H

Prueba t para medias de dos muestras emparejadas para la rodilla

	<i>Variable 1</i>	<i>Variable 2</i>
Media	-27,2166667	-23,3956079
Varianza	356,447872	288,210308
Observaciones	66	66
Coeficiente de correlación de Pearson	0,96662509	
Diferencia hipotética de las medias	0	
Grados de libertad	65	
Estadístico t	-6,20647427	
P(T<=t) una cola	2,1304E-08	
Valor crítico de t (una cola)	1,66863598	
P(T<=t) dos colas	4,2608E-08	
Valor crítico de t (dos colas)	1,99713791	

ANEXO I

Resultados obtenidos en el tobillo

NUM	EXOESQ	PRUEBA 1	PRUEBA 2	PRUEBA 3	PROMEDIO
0	2,00	9,00	6,00	7,50	7,50
1	1,40	8,00	5,50	7,00	6,83
2	1,20	6,00	5,25	6,00	5,75
3	0,60	5,00	5,00	5,50	5,17
4	0,20	4,00	4,25	4,50	4,25
5	0,00	3,00	3,75	3,00	3,25
6	-0,20	2,00	2,50	2,00	2,17
7	-0,60	1,00	2,00	1,50	1,50
8	-1,20	0,00	0,50	0,50	0,33
9	-2,00	-2,00	0,00	0,00	-0,67
10	-2,00	-2,25	0,00	-0,25	-0,83
11	-2,22	-2,00	-0,50	-0,25	-0,92
12	-2,40	-2,50	-1,00	-0,75	-1,42
13	-2,60	-2,75	-1,50	-1,25	-1,83
14	-2,80	-3,25	-2,00	-2,00	-2,42
15	-3,00	-3,50	-2,25	-2,50	-2,75
16	-2,60	-3,75	-3,00	-3,50	-3,42
17	-2,20	-3,50	-2,50	-3,50	-3,17
18	-2,20	-3,50	-2,25	-3,50	-3,08
19	-2,00	-3,25	-2,75	-3,00	-3,00
20	-2,20	-5,00	-4,00	-4,50	-4,50
21	-2,00	-6,00	-5,00	-6,50	-5,83
22	-1,80	-7,00	-5,25	-7,25	-6,50
23	-1,40	-5,00	-4,00	-6,00	-5,00
24	-1,20	-4,00	-3,25	-5,00	-4,08
25	-1,00	-3,75	-3,00	-4,00	-3,58
26	-1,20	-4,25	-4,00	-5,00	-4,42
27	-1,40	-5,00	-5,00	-6,00	-5,33
28	-1,80	-6,00	-5,25	-7,00	-6,08
29	-2,00	-6,00	-6,00	-7,25	-6,42
30	-2,20	-6,25	-6,00	-7,50	-6,58
31	-3,00	-7,00	-6,50	-7,50	-7,00
32	-4,00	-7,50	-7,00	-8,50	-7,67
33	-5,00	-8,50	-8,00	-9,00	-8,50
34	-6,00	-9,00	-9,00	-10,50	-9,50
35	-7,00	-11,00	-10,00	-12,00	-11,00
36	-8,40	-12,00	-11,00	-14,00	-12,33
37	-10,00	-14,00	-12,00	-15,00	-13,67
38	-11,00	-16,00	-14,00	-16,00	-15,33
39	-12,20	-17,00	-15,00	-18,00	-16,67
40	-14,00	-17,00	-16,00	-18,50	-17,17

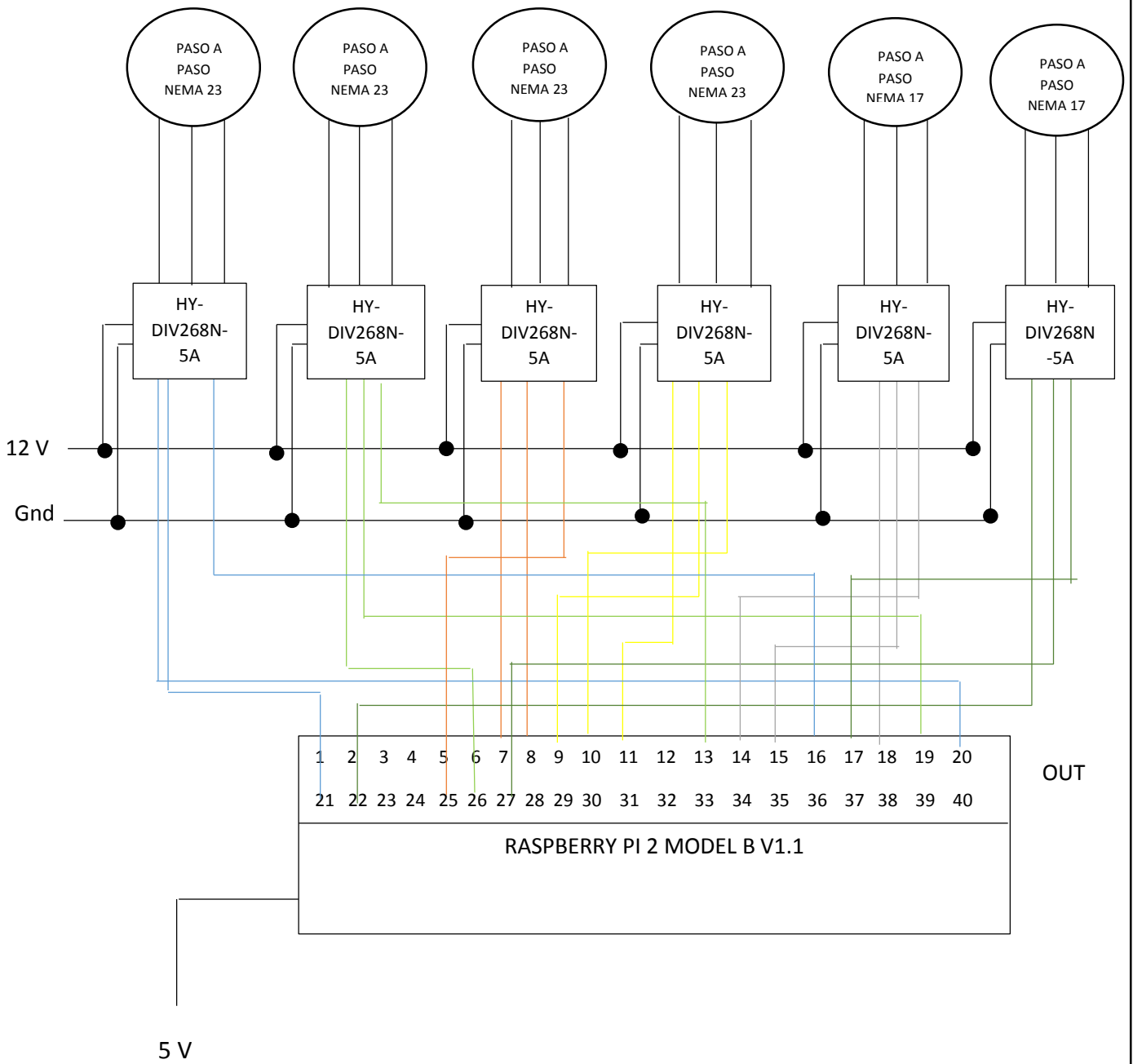
41	-16,00	-18,00	-16,00	-19,00	-17,67
42	-16,40	-19,00	-17,00	-19,00	-18,33
43	-18,00	-20,00	-18,00	-20,00	-19,33
44	-19,00	-21,00	-19,00	-20,50	-20,17
45	-20,00	-21,67	-20,00	-21,00	-20,89
46	-22,00	-21,50	-21,50	-19,00	-20,67
47	-21,80	-19,00	-18,00	-19,50	-18,83
48	-22,00	-18,50	-19,00	-20,00	-19,17
49	-22,20	-19,25	-20,25	-21,00	-20,17
50	-21,60	-20,00	-21,00	-21,50	-20,83
51	-21,00	-19,00	-19,00	-20,00	-19,33
52	-20,60	-21,00	-21,00	-21,50	-21,17
53	-21,60	-21,67	-22,50	-21,50	-21,89
54	-18,60	-20,00	-20,00	-20,00	-20,00
55	-17,20	-18,00	-17,00	-18,00	-17,67
56	-15,00	-17,00	-16,00	-16,00	-16,33
57	-13,60	-16,00	-14,00	-15,00	-15,00
58	-12,00	-14,00	-13,00	-14,00	-13,67
59	-9,00	-13,00	-12,00	-12,00	-12,33
60	-7,00	-12,00	-11,00	-11,00	-11,33
61	-4,60	-9,00	-8,00	-9,00	-8,67
62	-2,00	-6,00	-5,00	-7,00	-6,00
63	0,00	-4,00	-3,00	-5,00	-4,00
64	2,00	-1,00	0,00	-3,00	-1,33
65	4,80	0,00	1,00	-1,00	0,00
66	6,80	1,00	3,00	0,00	1,33
67	9,00	3,00	5,00	4,00	4,00
68	10,40	4,00	6,00	6,00	5,33
69	12,40	4,00	7,00	7,00	6,00
70	14,00	6,00	8,00	8,00	7,33
71	14,60	14,40	13,00	10,00	12,47
72	16,00	15,28	13,44	12,00	13,57
73	16,40	15,44	13,60	13,00	14,01
74	16,80	15,52	14,00	14,00	14,51
75	17,00	15,60	14,00	12,00	13,87
76	17,20	15,68	14,80	13,00	14,49
77	16,80	15,60	15,00	14,00	14,87
78	16,20	15,68	15,12	15,00	15,27
79	17,20	14,00	15,44	15,00	14,81
80	16,80	15,68	15,44	14,00	15,04
81	14,20	15,68	15,68	15,00	15,45
82	13,20	14,00	15,00	14,00	14,33
83	11,80	13,50	14,00	13,00	13,50
84	10,80	12,00	13,00	12,00	12,33
85	9,80	12,00	12,00	11,00	11,67

86	8,60	11,00	10,50	10,00	10,50
87	7,60	10,00	9,75	9,00	9,58
88	6,80	9,50	9,00	8,00	8,83
89	6,00	9,00	8,00	6,50	7,83
90	5,00	8,00	6,00	6,00	6,67
91	4,00	7,00	5,00	5,50	5,83
92	3,60	6,00	5,50	5,00	5,50
93	3,40	5,50	5,00	4,50	5,00
94	2,80	5,00	4,50	4,00	4,50
95	2,40	4,50	4,00	3,50	4,00
96	2,20	4,25	3,50	2,80	3,52
97	2,00	3,00	3,00	2,40	2,80

ANEXO J

Prueba t para medias de dos muestras emparejadas para el tobillo

	<i>Variable 1</i>	<i>Variable 2</i>
Media	-1,46959184	-2,44831054
Varianza	120,921627	124,918101
Observaciones	98	98
Coefficiente de correlación de Pearson	0,96741142	
Diferencia hipotética de las medias	0	
Grados de libertad	97	
Estadístico t	3,41634719	
P(T<=t) una cola	0,00046429	
Valor crítico de t (una cola)	1,66071461	
P(T<=t) dos colas	0,00092858	
Valor crítico de t (dos colas)	1,98472319	



Tema: Diagrama electrónico
Realizado por: Galo Maldonado
Revisado por: Miguel Ángel Pérez
Aprobado por: Miguel Ángel Pérez