

UNIVERSIDAD DE CUENCA



FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO DE RODILLA
ROBÓTICA PARA ASISTIR A PACIENTES EN ETAPAS DE
REHABILITACIÓN”

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867

Tesis previa a la obtención del
título de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

Autores:

Juan Pablo Loja Duchi
Andrés Sebastián Ordóñez Torres

Director:

Ing. Luis Ismael Minchala Ávila, PhD

Cuenca - Ecuador
2016

Resumen

Palabras clave: Autodesk Inventor, MATLAB, exoesqueleto, encoder de cuadratura, EMG, PID.

El proyecto propuesto presenta la metodología para el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto de rodilla para la rehabilitación de pacientes con discapacidades no invalidantes. El análisis cinemático y dinámico de la extremidad inferior se realiza utilizando el método propuesto por Denavit-Hartenberg y LaGrange-Euler respectivamente. El diseño del prototipo de exoesqueleto integra una simulación en Autodesk Inventor para el análisis de estrés del material con el que es construido el exoesqueleto. El dimensionamiento de actuador se ha realizado mediante un análisis de esfuerzo con la herramienta SimMechanics de MATLAB. El funcionamiento del exoesqueleto se monitoriza por un sistema de control externo que se conecta a una base de datos para decidir la rutina o rutinas que se ejecutaran a lo largo de la terapia de rehabilitación. Las rutinas se almacenan en varios patrones de movimientos, dependiendo de la velocidad angular, tanto para una caminata asistida como para ciclos de relajación muscular. Se desarrolla un sistema de control con la finalidad de que el exoesqueleto ajuste a la señal de referencia, dada por la rutina programada, a la señal de salida. Finalmente, se realizaron pruebas en laboratorio y el Departamento de Fisioterapia de la universidad de Cuenca para evaluar la respuesta del sistema de control obteniendo buenos resultados.

Juan Pablo Loja Duchi, Andrés Sebastián Ordóñez Torres



Abstract

Keywords: Autodesk Inventor, MATLAB, exoskeleton, quadrature encoder, EMG, PID.

This research presents the methodology for the design and construction of a prototype knee exoskeleton for rehabilitation of patients with crippling disabilities. Kinematic and dynamic analysis of the lower extremity is performed using the method proposed by Denavit-Hartenberg and LaGrange-Euler, respectively. The stress analysis of the materials used to develop the exoskeleton is performed in Autodesk Inventor. The actuator sizing was performed using an analysis of effort with the SimMechanics tool of MATLAB. The operation of the exoskeleton is monitored by an external control system that connects to a database to decide routine or routines to be executed along rehabilitation therapy. Routines are stored in various movement patterns, depending on the angular velocity, both assisted walking as muscle relaxation cycles. A classic control system, proportional-integral-derivative controller, is developed to perform a reference following strategy for every rehabilitation routine to be performed by the exoskeleton. Finally, by the prototype is validated by laboratory test and the Department of Physical Therapy at the University of Cuenca, which evaluated the response of the control system the prototype is validated by laboratory test.

Juan Pablo Loja Duchi, Andrés Sebastián Ordóñez Torres



Índice general

Resumen	3
Abstract	5
Índice general	7
Índice de figuras	11
Índice de tablas	15
 1. Introducción	 31
1.1. Antecedentes	31
1.2. Descripción del problema	32
1.3. Objetivos	33
1.4. Contribuciones de las tesis	33
 2. Fundamentos teóricos	 35
2.1. Definiciones	35
2.1.1. Robótica	35
2.1.2. Robot	35
2.1.3. Grados de libertad	36
2.1.4. Transmisores y reductores	36
2.1.5. Actuadores	38
2.1.6. Sensores	39
2.2. Aplicaciones de la robótica	39
2.2.1. Robótica en el espacio	40
2.2.2. Robótica bajo el agua	40
2.2.3. Robótica en logística, producción y consumo .	40
2.2.4. Robótica en la seguridad	41
2.2.5. Robótica en sistemas de rehabilitación y asis- tencia	41
2.2.6. Robótica agrícola	41



2.2.7.	Robótica en medicina	42
2.3.	Exoesqueleto robótico	44
2.3.1.	Características principales	44
2.3.2.	Clasificación	45
2.4.	Principales aplicaciones	45
2.4.1.	Rehabilitación y asistencias a personas de avanzada edad	45
2.4.2.	Militar e industrial	46
2.5.	Morfología de la rodilla	47
2.5.1.	Estructura ósea	47
2.5.2.	Tejidos blandos	48
2.6.	Rango de movimiento	49
2.7.	La fase de caminata	50
2.8.	Señales electromiográficas	50
2.9.	Autodesk Inventor	51
2.9.1.	Principales funciones	52
2.9.2.	Piezas y ensamblajes	52
3.	Diseño y construcción del prototipo	53
3.1.	Identificación del problema	53
3.2.	Análisis cinemático y dinámico del exoesqueleto . . .	54
3.2.1.	Cinemática directa	54
3.2.2.	Cinemática inversa	57
3.2.3.	Análisis dinámico	60
3.2.4.	Reducción a un GLD	66
3.3.	Diseño mecánico	67
3.3.1.	Piezas diseñadas en el software de diseño mecánico	68
3.4.	Análisis de esfuerzo del prototipo	69
3.5.	Exportación de masas Inventor a MATLAB	71
3.6.	Análisis de esfuerzo en SimMechanics	72
3.7.	Análisis de estrés en Inventor	74
3.8.	Diseño del tren de engranajes	75
3.9.	Cálculo de torque en el tren de engranajes	79
3.10.	Diseño electrónico	80
3.10.1.	Sistema de control externo	80



3.10.2. Sistema de potencia	81
3.10.3. Sistema de sensores	82
3.10.4. Integración de los sistemas electrónicos	85
3.11. Análisis de la curva de caminata	86
3.11.1. Kinovea	86
3.11.2. Cinemática Inversa de la trayectoria	86
3.11.3. Patrón de caminata humana en función del ángulo de flexión de la rodilla	87
4. Desarrollo del sistema de control del exoesqueleto	89
4.1. Introducción	89
4.2. Software orientado al control externo	90
4.2.1. Desarrollo de la aplicación de monitoreo móvil	90
4.2.2. Aplicación de escritorio para la administra- ción externa de rutinas y pacientes	94
4.3. Sistema de control del exoesqueleto	97
4.3.1. Procesamiento digital de la señal EMG pa- ra la detección del inicio de contracción del bíceps femoral	97
4.3.2. Procesamiento de señales del encoder de cua- dratura para mediciones de ángulo de giro y posición del exoesqueleto	99
4.3.3. Interfaz Arduino-MATLAB	101
4.3.4. Control PID	102
4.3.5. Respuesta del PID en la rehabilitación de re- lajación	103
4.3.6. Respuesta del PID en la rehabilitación de ca- minata asistida	104
5. Pruebas y resultados	107
5.1. Análisis de funcionalidad en laboratorio	107
5.1.1. Entrenamiento isométrico	107
5.1.2. Terapia de relajación	109
5.1.3. Caminata Asistida	110
5.2. Análisis de funcionalidad en el Departamento de Te- rapia Física de la Universidad de Cuenca	111
5.3. Limitaciones	113



6. Conclusiones	115
6.1. Conclusiones	115
6.2. Trabajos futuros	116
Anexos	117
A. Anexo I: Diente recto	119
B. Anexo II: Porcentaje de masa del cuerpo humano	121
C. Anexo III: Variación del ángulo de la rodilla en la fase de la caminata	123
D. Anexo IV: Diagrama de base de datos para la administración de información de pacientes, médicos y rutinas de terapias de rehabilitación	125
E. Anexo V: Instrucciones para la colocación correcta del exoesqueleto	127
F. Anexo VI: Puntos de colocación de los electrodos en el músculo Biceps femoris	129
Bibliografía	131



Índice de figuras

2.1. Robot	35
2.2. Grados de Libertad	36
2.3. Relación de discos [13]	36
2.4. Diente con perfil de envolvente, profundidad total [13]	37
2.5. Robodoc. Robot diseñado para la cirugía de la cadera y la rodilla	42
2.6. Robot asistente en un escaner de registro en una biopsia renal en CT con estructura fiducial. [15]	43
2.7. Exoesqueleto diseñado para la rehabilitación de la pierna [16]	44
2.8. Exoesqueletos	46
2.9. Tendon y ligamentos de la rodilla [3]	47
2.10. Vista superior de la meseta tibial	48
2.11. Ligamentos superior y cruzado	49
2.12. Fases de la caminata [5]	50
3.1. Planos de cuerpo humano [26]	54
3.2. Sistema con 2 GDL en el plano sagital	55
3.3. Problema cinemática inversa	57
3.4. Calculo θ_1	59
3.5. Diagrama de flujo para el proceso del diseño mecánico	68
3.6. Piezas en inventor para la estructura de la rodilla	69
3.7. Ensamble de la estructura para articulación rodilla	69
3.8. Diseño mecánico del exoesqueleto	71
3.9. Libertad del diseño mecánico	72
3.10. Diseño en SimMechanics	72
3.11. Simulación en SimMechanics	73
3.12. Sensor de Torque en el Actuador muslo-tobillo	74

3.13. Análisis de estrés	74
3.14. Análisis de estrés en el engrane	75
3.15. Trenes de engranajes. (a) Tren simple de engranajes. (b) Tren de engranajes compuesto revertido. (c) Tren de engranajes compuesto no revertido	76
3.16. Caja de engranes 37GB con reducción 1:90	77
3.17. Tren de engranes entre Actuador - Exoesqueleto . . .	77
3.18. Acotación del diente recto	78
3.19. Diseño final en Inventor	79
3.20. Diagrama de funcionamiento entre el control externo y el exopesqueleto	80
3.21. Diseño del motorreductor POLOLU-64CPR-37D en Inventor	81
3.22. Driver Pololu Dual VNH5019	82
3.23. Salidas A y B del encoder de cuadratura	83
3.24. Sensor de electromiograma OLIMEX-EKG-EMG	84
3.25. Señal EMG del muslo obtenida con la placa OLIMEX- EKG-EMG	84
3.26. Diagrama PC-Arduino-Motor	85
3.27. Diagrama PC-Arduino-EMG	85
3.28. Funciones del Kinovea. (a) Trazado de una trayecto- ria, (b) Trazado del ángulo en tres puntos	86
3.29. Geometría de las articulaciones de la pierna	86
3.30. Análisis del comportamiento de la caminata en Kinovea	87
3.31. Variación del ángulo de la rodilla en la fase de la caminata	88
3.32. Variación del ángulo de la rodilla en la fase de la caminata	88
3.33. Patrón promedio de la fase de caminata	88
4.1. Diagrama del control propuesto	89
4.2. Diagrama de comunicación entre la aplicación de es- critorio y el smartphone	90
4.3. Diagrama del sistema de control y gestión del exoes- queleto	90
4.4. Andoid Studio	91

4.5. Diagrama de funcionamiento SmartPhone-PHP-Base de datos	92
4.6. Diagrama de reatrolimentación de la Base de datos a la aplicación	92
4.7. Diagrama de decisión del exoesqueleto	93
4.8. (a) No existen rutinas disponibles, (b) Existe una rutina programada para ese día	93
4.9. Ejemplos de estados del exoesqueleto (a) El paciente aún no decide si comienza con la rutina, (b) El paciente comienza con la rutina y el exoesqueleto se activa, (c) El paciente detiene la rutina por algún inconveniente	94
4.10. Diagrama de funcionamiento al reportar de un incidente	94
4.11. Ventana para inicio de sesión	95
4.12. Ventana principal de la aplicación de escritorio	95
4.13. Ventanas para presentar información de la base datos	96
4.14. Ventanas para modificar información de la base de datos	96
4.15. Diagrama de bloques para la detección de inicio de contracción muscular	97
4.16. Señal EMG de salida de la placa OLIMEX-EKG-EMG	98
4.17. Envoltente de la señal EMG	98
4.18. Salida del detector de inicio de contracción muscular	99
4.19. Señales de salida del canal A y B de encoder usado .	100
4.20. Medición de la posición angular del exoesqueleto por el encoder	101
4.21. Transformación de datos	101
4.22. Comunicación serial PC-Arduino	102
4.23. Diagrama de comunicación MySql-SmartPhone-Arduino	102
4.24. Planta del sistema de control	103
4.25. Lectura del Arduino	104
4.26. Lectura del encoder	104
4.27. Lectura del encoder	105
4.28. Diagrama de funcionamiento del EMG en el control .	105
4.29. Separación de la curva de caminata para el ajuste del nuevo sensor	105



4.30. Curva de caminata enviada por Arduino al control . .	106
4.31. Curva de caminata enviada por Arduino al control . .	106
5.1. Respuesta del controlador con fuerza en contra del movimiento. (a)Error, (b) Encoder	108
5.2. Respuesta del controlador con fuerza a favor del movimiento. (a)Error , (b) Encoder	108
5.3. Gráficas del generador y el encoder en la terapia de relajación a: (a) velocidad normal, (b) 1/2 de la velocidad normal, (c) 1/4 de la velocidad normal (d) 1/8 de la velocidad normal	109
5.4. Paciente con daño neurológico que afectan al movimiento	110
5.5. Exoesqueleto manteniendo una caminata asistida . .	110
5.6. Gráficas del generador y el encoder en la caminata asistida a: (a) velocidad normal (7Km/hora), (b) 1/2 de la velocidad normal, (c) 1/4 de la velocidad normal (d) 1/8 de la velocidad normal	111
5.7. Pruebas realizadas en el DFT de la Universidad de Cuenca	112
5.8. Señales de referencia y salida de encoder (Prueba realizada en el DFT)	112
A.1. Acotación del diente recto	119
D.1. Diagrama de la base de datos implementada	126
E.1. Colocación del exoesqueleto	127
E.2. Alineación del exoesqueleto	128
E.3. Posiciones de inicio de rutinas para el exoesqueleto .	128
F.1. Electrodo de color blanco	129
F.2. Electrodo de color rojo	130
F.3. Electrodo de color negro	130



Índice de tablas

3.1. Parámetros D-H	55
3.2. Datos del exoesqueleto	73
3.3. Calculo de os engranes	78
3.4. Datos técnicos del Motor	79
3.5. Características del Driver Polulo Dual VNH5019 . . .	82
C.1. Flexión del ángulo de la rodilla en la fase de la cami- nata	123

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867



Yo, *Juan Pablo Loja Duchi*, autor de la tesis *Diseño y construcción de un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación*, certifico que todas las ideas, opiniones, y contenidos expuestos en la presente investigación, son de exclusiva responsabilidad de sus autores.

Cuenca, Agosto 2016.

Nombre Juan Pablo Loja Duchi

C.I. 0302650866



Yo, *Andrés Sebastián Ordóñez Torres*, autor de la tesis *Diseño y construcción de un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación*, certifico que todas las ideas, opiniones, y contenidos expuestos en la presente investigación, son de exclusiva responsabilidad de sus autores.

Cuenca, Agosto 2016.

Nombre Andrés Sebastián Ordóñez Torres
C.I. 0106523020



Yo, *Juan Pablo Loja Duchi*, autor de la tesis *Diseño y construcción de un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación*, reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título de *Ingeniero Ingeniero Electrónico y en Telecomunicaciones*. El uso que la Universidad de Cuenca hiciere de este trabajo, no implicará afección alguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

Cuenca, Agosto 2016.

Nombre Juan Pablo Loja Duchi

C.I. 0302650866



Yo, *Andrés Sebastián Ordóñez Torres*, autor de la tesis *Diseño y construcción de un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación*, reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título de *Ingeniero Electrónico y en Telecomunicaciones*. El uso que la Universidad de Cuenca hiciere de este trabajo, no implicará afección alguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

Cuenca, Agosto 2016.

Nombre Andrés Sebastián Ordóñez Torres

C.I. 0106523020



CERTIFICO

Que el presente proyecto de tesis: Diseño y construcción de un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación fue dirigido por mi persona.

Ing. Luis Ismael Minchala Ávila, PhD.
Director de Tesis



Agradecimientos

Extendemos nuestra gratitud a las siguientes personas:

Al Dr. Luis Ismael Michala Ávila por el tiempo dedicado y paciencia que nos brindó en la elaboración de este proyecto.

Al Sr. Francisco Sánchez, encargado del laboratorio de máquinas, por permitirnos usar las instalaciones del laboratorio.

Al Sr. Aland Camposano, encargado de los centros de cómputo, por su ayuda en el desarrollo de este proyecto. A nuestros familiares y amigos que siempre nos han apoyado durante la etapa de formación profesional.



Dedicatoria

La culminación de este trabajo que fue fruto de esfuerzo y constancia plena lo dedico con enorme satisfacción a:

A mis Padres María Luisa Duchi y Segundo Pablo Loja, por ser el pilar más importante de mi vida, brindándome siempre su amor y apoyo incondicional sin importar nuestras diferencias de opinión, y porque han inculcado en mí los mejores valores que me han permitido crecer como hijo, hermano y ser humano.

A mi hermana Luisa que siempre ha representado para mí un ejemplo a seguir. Gracias a Dios por la vida de mi familia, también porque cada día bendice mi vida con la hermosa oportunidad de estar y disfrutar al lado de las personas que más amo.

Juan Pablo.

Este trabajo lo dedico en especial a mis padres, Hernán Ordóñez y Jenny Torres por sus consejos y su apoyo diario que sirvieron de guía para culminar esta carrera. También a mi hermana Tatiana y mi sobrina Ariana que me brindaron su confianza para seguir adelante, además de mis amigos con quienes pasamos difíciles momentos a lo largo de nuestra vida estudiantil.

Andrés.



Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes

Una patología es un trastorno anatómico y fisiológico de órganos, tejidos y fluidos corporales, que padece una persona. Existen patologías que generan cambios al interior de la rodilla que producen malestar al paciente, provocando inestabilidad emocional, física y económica. Algunas patologías se producen en la articulación de la rodilla, específicamente en los tendones y los músculos que son los encargados del movimiento. Las enfermedades más conocidas son la artritis, desgaste natural y lesiones en ligamentos o tendones [1].

Existen formas de tratar estas patologías con terapias apropiadas que involucren rehabilitación a nivel físico y emocional. La rehabilitación a nivel físico tiene dos objetivos: primero recuperar la fuerza muscular que básicamente es la capacidad del músculo para contraerse, y segundo recuperar la resistencia que es la capacidad de realizar el mismo movimiento repetidas veces. La rehabilitación a nivel emocional consiste en evitar un ataque de pánico y ansiedad al paciente por su discapacidad.

Algunas terapias involucran dispositivos robóticos que han emergido como herramientas prometedoras para facilitar la rehabilitación. Entre estos se encuentran los exoesqueletos que han experimentado un desarrollo continuo en los últimos años. Un exoesqueleto es un sistema electromecánico acoplado a las extremidades del cuerpo humano, que sirve como apoyo y es usado para asistir movimientos y/o aumentar las capacidades del mismo [2].

Por ejemplo, en [2] se propone el desarrollo de un exoesqueleto que asiste a pacientes con discapacidad no invalidante planteando un sistema controlado de forma local y supervisado remotamente por el médico a cargo.

En este proyecto se desarrolló un prototipo de bajo costo que brinda dos tipos

de rehabilitación, la primera una relajación que fortalece el músculo deteriorado mediante ejercicios continuos de movimiento que son desarrollados periódicamente por el paciente, y la segunda, es una caminata asistida que brinda un apoyo de resistencia y fuerza en la articulación deteriorada para así fortalecer de manera psicológica y física el desempeño del paciente en las etapas finales de rehabilitación.

1.2. Descripción del problema

Los principales trastornos que involucran la rodilla provocan molestias como dolor, hinchazón, inestabilidad articular y movimiento limitado de la pierna. Esta molestia se ve agravada por el movimiento y puede generar una mayor inflamación de la rodilla que indica un derrame sinovial o sangrado en la articulación, así como traumatismos de rodilla ocasionados por un mal posicionamiento entre el fémur y la tibia [3].

La estabilidad y congruencia de la rodilla se ve afectada principalmente por los ligamentos y los meniscos. Estos proporcionan respuesta a diferentes fisiologías que presentan el entorno en la pierna. Los ligamentos son los encargados de limitar el movimiento de la pierna. Los meniscos son los encargados de la absorción de impactos, reducción de la presión en la articulación, estabilización pasiva, aumento del área de contacto, limitación en los extremos de flexión y extensión [4].

La rehabilitación es primordial para evitar trastornos adicionales provocados por el mismo paciente. Por ello, es común utilizar dispositivos robóticos que proporcionen facilidad en la rehabilitación. Entre estos se encuentran los exoesqueletos que son dispositivos capaces de generar un incremento de fuerza, velocidad y rendimiento al paciente en actividades cotidianas que involucran el movimiento de articulaciones de la rodilla. En [5, 6, 7] se mencionan varios métodos y características a considerar al momento de diseñar y construir dispositivos para una asistencia natural en la extremidad inferior del ser humano.

En [8] presentan como solución combinar la estimulación eléctrica funcional, con un exoesqueleto compatible para una mejor rehabilitación física. En [9] utilizan un exoesqueleto que combina su esquema de control de asistencia con la Tele-impedancia proporcionando asistencia y aumento de rigidez a la articulación de la rodilla manteniendo un comportamiento mejorado e intrínsecamente suave a la interacción.

La contribución de esta tesis es presentar un prototipo que combine tres aspectos. El primero es brindar una terapia de relajación generando un entrenamiento de contracción dinámica proporcionando energía mecánica útil. El segundo es mantener una interacción en la extremidad afectada, con un sistema de sensores electromiográficos que van a medir la intención muscular manteniendo un comportamiento controlado en la terapia de caminata. Y tercero, es ofrecer un sistema de control externo en donde el fisioterapeuta va a supervisar los tipos de rutinas que el paciente va a desarrollar remotamente.

1.3. Objetivos

Objetivo General:

Diseñar y construir un exoesqueleto de rodilla robótica que facilite la rehabilitación a pacientes con discapacidad no invalidante.

Objetivos específicos:

- Analizar las ecuaciones cinemáticas y dinámicas para la elaboración del prototipo.
- Diseñar un sistema mecatrónico para el exoesqueleto de rodilla.
- Simular el comportamiento dinámico del diseño en un ambiente de realidad virtual.
- Construir un prototipo para realizar pruebas de concepto.
- Realizar un sistema de control enfocado a las necesidades del paciente.
- Diseñar una interfaz gráfica para el control de las funciones del exoesqueleto.
- Evaluar el desempeño del prototipo.

1.4. Contribuciones de las tesis

Este trabajo presenta el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto de rodilla robótica. Este sistema mecatrónico asiste a pacientes con discapacidades no invalidantes, que combina dos funciones. La primera función consiste en



CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

generar un entrenamiento de contracción dinámica, en el cual el paciente pueda programar diferentes rutinas que son supervisadas por su fisioterapeuta. La segunda función consiste en proporcionar energía mecánica útil para ofrecer una disminución en el esfuerzo requerido por el usuario. Adicionalmente, se propone un sistema de control que maneje de forma eficiente las dos funciones mencionadas.



Capítulo 2

Fundamentos teóricos

2.1. Definiciones

2.1.1. Robótica

La norma ISO 8373:2012 establece que la robótica es una ciencia y práctica de diseño, fabricación y aplicación de los robots [10]. Estos son diseñados para realizar operaciones o trabajos que sustituyan un control humano y así agilizar la producción.

2.1.2. Robot

Es un mecanismo reprogramable multifuncional compuesto por actuadores y sensores, los que proveen autonomía y adaptabilidad al sistema [11, 12]. Un robot es capaz de interactuar con un entorno en función de los grados de libertad que este posea, siendo la única limitante la complejidad en el diseño mecánico (Figura 2.1).



Figura 2.1: Robot ¹

¹Tomado de: <http://www.jugueteria.com/perro-robot-zoomer-2>

2.1.3. Grados de libertad

Es un movimiento independiente que puede realizar una articulación del robot con respecto a la anterior. El número total de grados de libertad de un robot viene dado por la suma de todos los grados de libertad de cada articulación [13]. La Figura 2.2 presenta cuatro diferentes configuraciones de articulaciones, (a) la esférica o rótula se caracteriza por un movimiento combinado de desplazamiento en el plano y giro en su eje de referencia; (b) la planar posee únicamente un desplazamiento en el plano; (c) el tornillo que posee un desplazamiento en un único eje; y finalmente, (d) la revoluta que tiene un giro en su eje de referencia.

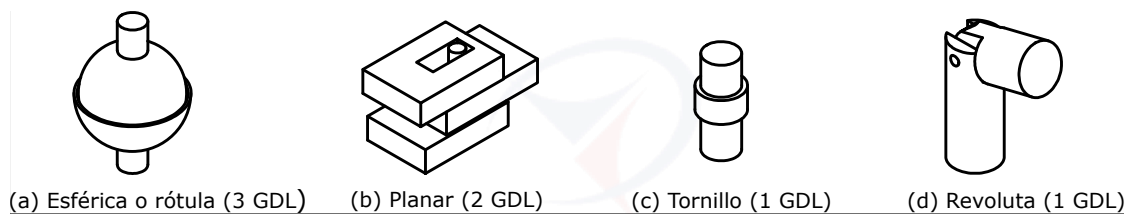


Figura 2.2: Grados de Libertad

2.1.4. Transmisores y reductores

Son componentes capaces de transmitir o reducir la velocidad a las articulaciones del robot; se utiliza para ajustar las especificaciones requeridas en el diseño dependiendo del actuador. Entre los sistemas de transmisión más usados se encuentran los Circular-Circular, Circular-Lineal y Lineal-Circular. Los reductores son cajas compuestas por más de dos engranajes que causan un cambio de velocidad mediante discos de diferente diámetro (Figura 2.3).

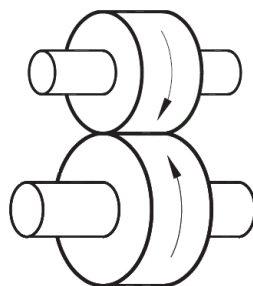


Figura 2.3: Relación de discos [13]

La principal ventaja se encuentra en la relación del dentado entre los discos pues produce una sincronización de accionamiento elevada y, además, aumenta

CAPÍTULO 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

sustancialmente el torque generado por el actuador.

Una desventaja es que la relación de velocidad no es constante y cambia a medida que los dientes pasan por el ciclo de engranaje, causando problemas de ruido y provocando vibración a elevadas velocidades. La solución a este problema se logra mediante el uso de un perfil en los dientes de los engranajes, que permite obtener una velocidad constante durante todo el ciclo de mallado. La Figura 2.4 muestra el diente con perfil envolvente, que es el más usado entre todas las diferentes formas geométricas.

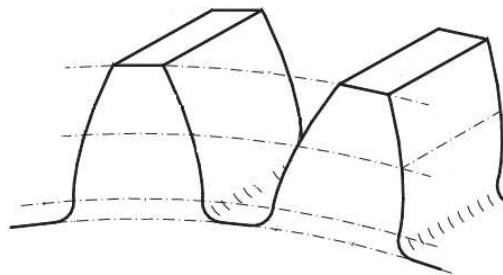


Figura 2.4: Diente con perfil de envolvente, profundidad total [13]

Los engranajes se dividen en varias clasificaciones generales:

1. Engranaje con eje paralelo (perfil de envolvente con profundidad total):
 - a) engranajes rectos
 - b) engranajes helicoidales
 - c) engranajes internos
2. Engranajes coplanares, no paralelos (intersección de ejes):
 - a) engranajes cónicos
 - b) engranajes cara
3. Engranajes no coplanares, no paralelos (sin intersección de ejes):
 - a) helicoidales con ejes cruzados
 - b) engranaje de gusano cilíndrico
 - c) un solo engranaje helicoidal envolvente
 - d) doble engranaje de gusano envolvente
 - e) engranajes hipoides

- f) espiroidal y engranaje helicon
- g) engranajes de cara (fuera del centro)

4. Engranajes especiales:

- a) engranajes cuadrados y rectangulares
- b) los engranajes elípticos

2.1.5. Actuadores

Son dispositivos controlados, encargados de generar torque en las articulaciones y estas a su vez provoquen movimiento en los elementos del robot. Estos pueden ser activados por energía neumática, hidráulica o eléctrica [13].

Las características principales al momento de escoger un actuador se basa en su potencia, controlabilidad, peso, volumen, precisión, velocidad, mantenimiento y coste [13].

Actuadores neumáticos

Este tipo de actuadores se caracteriza porque su fuente de energía es aire a presión entre 5 y 10 bar. Además, se dividen en dos tipos de actuadores

- **Cilíndricos neumáticos.** Estos se logran mediante el desplazamiento de un émbolo encerrado en un cilindro, generando una diferencia de presión a ambos lados. Los cilindros neumáticos se dividen en simple o doble efecto. En el primer caso, el émbolo se desplaza en un sentido que resulta del empuje ejercido por el aire a presión, mientras que en el otro sentido produce un desplazamiento por efecto de un muelle. En el segundo caso, el aire a presión se encarga de empujar el émbolo en dos direcciones [13].
- **Motores neumáticos.** Estos motores consiguen un movimiento de rotación de un eje mediante aire a presión. Los dos tipos de motores más usados son: el de aletas rotativas y el de pistones axiales [13].

Actuadores hidráulicos

Estos actuadores siguen el mismo principio de los neumáticos, supliendo el aire por aceites minerales a una presión comprendida normalmente entre los 50 y 100 bar (llegando a un máximo de 300 bar en algunos casos) [13].

Actuadores eléctricos

Estos actuadores son los más usados por su control, sencillez y precisión de los accionamientos eléctricos [13]. Pueden distinguirse en tres tipos:

- Motores de corriente continua (DC)
- Motores de corriente alterna (AC)
- Motores paso a paso

2.1.6. Sensores

Estos dispositivos electrónicos permiten obtener información relacionada con la posición, velocidad y presencia de cada articulación, y así calcular un error que será enviado al sistema de control [13].

Sensor de posición

Provee información de la posición angular de la articulación del robot. Entre estos se encuentran los codificadores angulares de posición (*encoders*), captadores angulares de posición (*sincro-resolvers*) y sensores lineales de posición (*LVDT e Inductosyn*) [13].

Sensor de velocidad

Permite la medición de velocidad de la articulación que al ser controlada mejora el comportamiento dinámico de los actuadores del robot [13].

Sensor de presencia

Detecta la presencia de un objeto dentro de un radio de acción determinado [13].

2.2. Aplicaciones de la robótica

La robótica, en la actualidad, es usada en una gran cantidad de áreas para el desarrollo de equipos que asocian una estructura mecánica que genera movimientos controlados. Entre los campos de aplicación más conocidos se encuentran:

2.2.1. Robótica en el espacio

Esta área de investigación se ocupa del desarrollo de robots inteligentes para la explotación e investigación extraterrestre [14]. Entre los puntos principales investigados se encuentran:

- mantenimiento de su infraestructura en el espacio
- reconocimiento de terreno
- explotación planetaria
- evaluación de imágenes y reconocimiento de objetos
- modelado del terreno

2.2.2. Robótica bajo el agua

Esta área se ocupa del desarrollo e implementación de métodos de inteligencia artificial en un entorno submarino [14]. Entre los puntos principales de esta investigación se encuentran:

- desarrollo de sistemas de control remoto de vehículos submarinos
- perfeccionar métodos de manipulación de brazos robot en aplicaciones bajo el agua
- reconocimiento y evaluación de objetos con cámaras submarinas
- desarrollo de métodos de control para la próxima generación de vehículos submarinos

2.2.3. Robótica en logística, producción y consumo

En esta área se desarrollan sistemas para mejorar las tareas de manejo y programación en la producción mediante el uso de inteligencia artificial [14], como por ejemplo:

- auto-aprendizaje de reconocimiento de imágenes para identificar fallas en la producción
- desarrollo de métodos para ordenar artículos por piezas
- producción inteligente basado en chips RFID

2.2.4. Robótica en la seguridad

En esta área los robots serán desarrollados para apoyar al personal de rescate y de seguridad en emergencias [14]. Los puntos más importantes de esta investigación son:

- desarrollo de plataformas de gran movilidad para diferentes entornos
- desarrollo de sistemas capaces de identificar a las víctimas o intrusos
- navegación autónoma de los robots y planificación de la misión

2.2.5. Robótica en sistemas de rehabilitación y asistencia

En este campo se estudian sistemas robóticos que pueden apoyar al ser humano en tareas complejas, agotadoras o a menudo repetitivas. Las áreas de aplicación se centran en actividades cotidianas, o de rehabilitación médica; entre estas se encuentra el desarrollo de exoesqueletos o robots usables [14]. Entre los temas de investigación se encuentran:

- desarrollo del concepto, diseño y construcción
- inteligencia artificial
- análisis de bioseñales
- procesamiento directo de señales EMG, EOG y EEG
- sistemas autónomos con interacción hombre-máquina

2.2.6. Robótica agrícola

Se encarga de desarrollar aplicaciones agrícolas que buscan aumentar el rendimiento de máquinas y procesos, y reducir el consumo de recursos [14]. Esta investigación se centra en:

- métodos para planificación de navegación autónoma de maquinaria al aire libre
- reconocimiento del medioambiente en el control de la maquinaria agrícola
- optimización de tareas en el consumo de recursos de la maquinaria
- interoperabilidad en el ámbito de la comunicación

2.2.7. Robótica en medicina

Los robots tienen un papel fundamental en la medicina intervencionista, pues se han hecho algunas aplicaciones que permiten a un robot una integración a un sistema de diagnóstico, planificación pre-operatoria, cuidados post-operatorios, logística hospitalaria, seguimiento de pacientes a corto y largo plazo, entre otros. Por eso dentro de este contexto se han desarrollado robots que pueden ser considerados instrumentos quirúrgicos inteligentes que permiten a los cirujanos el tratamiento de pacientes con una mayor eficacia, mayor seguridad y menos morbilidad [15]. A continuación se mencionan algunas de las aplicaciones en esta área:

Cirugía Ortopédica Robótica

La precisión geométrica es una consideración importante en la cirugía ortopédica. Un ejemplo claro, son los implantes ortopédicos los cuales deben ajustarse adecuadamente y deben ser posicionados con una alta precisión. Otro ejemplo es la osteotomía en donde se requieren cortes de gran precisión para el montaje de fragmentos óseos. La ortopedia es un dominio de aplicación importante en el desarrollo de robots CAD/CAM [15]. La Figura 2.5 muestra un diseño comercial robótico para la cirugía de la cadera y la rodilla.



Figura 2.5: Robodoc. Robot diseñado para la cirugía de la cadera y la rodilla ²

²Tomado de: <http://rincondelboomerecocon.blogspot.com/2013/05/como-se-crea-un-nuevo-sector-industrial.html>

Terapia asistida robóticamente

En esta aplicación los robots deben contar con un gran posicionamiento de las guías de agujas en neurocirugía estereotáctica. El proceso consiste en la planificación de un modelo de la terapia específica al paciente, la ejecución de la terapia a través de una serie de pasos de acceso percutáneo, la evaluación de toda la cirugía, y el uso de esta información para controlar la terapia. Esto se logra con análisis de imágenes, ultrasonido, fluoroscopia de rayos X y resonancia magnética convencional (Figura 2.6).



Figura 2.6: Robot asistente en un escaner de registro en una biopsia renal en CT con estructura fiducial. [15]

Cirugía de mínima invasión robótica

Esto hace referencia a robots teleoperados que se han utilizado durante 15 años para ayudar a los cirujanos en procedimientos mínimamente invasivos [15], como por ejemplo: sujetar los endoscopios o retractores, así como manipular instrumentos quirúrgicos. El robot es caracterizado por ser relacionado como un asistente quirúrgico, aunque ya existen algunos estudios en donde se busca que el robot imite movimientos de la mano del cirujano [15].

Rehabilitación y asistencia para la vida diaria

Los robots también tienen un gran potencial en la rehabilitación y en la prestación de la asistencia en actividades de la vida cotidiana de los enfermos. Entre las aplicaciones se encuentran los sistemas interactivos para la terapia física y rehabilitación que por lo general buscan hacer rutinas o

ejercicios asistidos y controlados de manera remota por el médico, siendo también monitorizados en tiempo real (Figura 2.7).



Figura 2.7: Exoesqueleto diseñado para la rehabilitación de la pierna [16]

2.3. Exoesqueleto robótico

Un exoesqueleto robótico es un sistema electromecánico que consiste de un armazón externo que se acopla a alguna extremidad del cuerpo humano con el fin de proporcionar al menos una parte de la energía requerida para mover la extremidad. Las principales áreas de aplicación son la milicia, la industria y la medicina, esta última con el propósito de brindar ayuda a pacientes que realizan terapias de rehabilitación de extremidades superiores e inferiores [17].

Un exoesqueleto cuenta con sensores que ayudan a estimar la fuerza producida en la articulación y que vienen acoplados a los actuadores. Los actuadores tienen como finalidad generar movimiento en los elementos del exoesqueleto en función de la unidad de control [13].

2.3.1. Características principales

Las características principales de los exoesqueletos robóticos son:

Consta de un mecanismo estructural externo y una unidad de control.

La fuerza aplicada por los actuadores es controlada por la unidad de control en función de la información recogida por los sensores.

Las fuerzas aplicadas por los actuadores del exoesqueleto deben darse de una manera apropiada por la unidad de control tanto en sincronización, magnitud y dirección del cuerpo humano, es decir, el exoesqueleto debe asistir de manera eficiente al movimiento natural del ser humano, garantizando la seguridad y comodidad del usuario[18].

El dispositivo no debe forzar a la articulación del sujeto a moverse en direcciones arbitrarias, que puedan causar alguna clase de lesión.

2.3.2. Clasificación

Los exoesqueletos se pueden dividir en cuatro grupos, descritos a continuación:

- **Exoesqueletos antropomórficos:** Este tipo de dispositivos intentan asemejarse a la topología humana, tomando todas las consideraciones cinemáticas, dinámicas y grados de libertad. Su principal dificultad radica en que las articulaciones del ser humano no pueden replicarse con exactitud con la tecnología actual [19].
- **Exoesqueletos No-antropomórficos:** Sus diseños no se restringen a la forma de la articulación, un ejemplo de este tipo de exoesqueleto son las bicicletas [19].
- **Exoesqueletos pasivos:** Este tipo de exoesqueletos realizan sus movimientos por secuencias previamente programadas y sin ningún tipo de retroalimentación.
- **Exoesqueletos activos:** Estos exoesqueletos reciben señales provenientes de sensores colocados en las articulaciones, las que se interpretan por la unidad de control con el fin de que el mecanismo funcione conforme los requerimientos del usuario [19].

2.4. Principales aplicaciones

2.4.1. Rehabilitación y asistencias a personas de avanzada edad

Los exoesqueletos que se enfocan en la rehabilitación se usan para desarrollar nuevas tecnologías que puedan ayudar a las personas con distintas discapacidades y/o brindar apoyo en sus diferentes tareas cotidianas.

Un exoesqueleto que se destine para la rehabilitación posee dos objetivos claramente definidos. El primero es servir como un medio para recuperar la fuerza muscular de la extremidad afectada y segundo, ayudar al paciente a recuperar la resistencia del músculo [17].

Ayudar a las personas mayores o con algún tipo de discapacidad no invalidante, mejorando y fortaleciendo el movimiento de las extremidades inferiores es un área de continua investigación y desarrollo por parte de investigadores y compañías. Por esto varias compañías y universidades han desarrollado exoesqueletos para ayudar a las personas de edad avanzada con debilidades musculares o pacientes con impedimentos físicos, obteniendo buenos resultados, a pesar de que esos exoesqueletos todavía tienen limitaciones en sus funciones y accesibilidad [5]. La Figura 2.8 muestra cuatro de los exoesqueletos con fines de rehabilitación o asistencia, más conocidos en la actualidad [20].



Figura 2.8: Exoesqueletos ³

2.4.2. Militar e industrial

El propósito de los exoesqueletos militares es aumentar la fuerza y la resistencia muscular del soldado en el transporte de cargas pesadas debido a que por lo general ellos tienen que entrar en acción en cualquier instante. Otra aplicación de uso militar de los exoesqueletos es ayudar al soldado a realizar caminatas largas sin que este se canse o requiera de menos energía de la que necesitaría si realizar el mismo recorrido sin ningún tipo de asistencia [18].

³Tomado de: <http://www.northcountrypublicradio.org>

Los exoesqueletos con fines industriales tienen como función hacer frente a la competencia internacional, siempre en aumento, debido a que las empresas multinacionales siempre apuntan a innovar y minimizar el tiempo de producción. Por ejemplo, la empresa de automóviles PSA Peugeot Citroën realiza varios procesos de alta precisión de forma manual, por lo que es necesario desarrollar exoesqueletos de extremidad superior para reducir al mínimo el dolor de sus trabajadores mientras se mantiene una alta eficiencia de las líneas de producción [6].

2.5. Morfología de la rodilla

2.5.1. Estructura ósea

La articulación de la rodilla está compuesta por (Figura 2.9):

Epífisis distal del fémur: O parte inferior del fémur compuesta por los dos cóndilos femorales con forma redondeada. En los lados de ambos cóndilos hay unos relieves óseos llamados epicóndilos.

Epífisis proximal de la tibia: O meseta tibial, es la parte superior de la tibia, la cual tiene una forma aplanada, de ahí el nombre.

Rótula: Está ubicada en la parte inferior de la rodilla, por delante de la tróclea femoral. En la rótula se inserta el tendón que sostiene al cuádriceps. La rótula se considera un hueso sesamoideo que se articula con la tróclea del fémur distal. La superficie articular se divide en una faceta medial y una faceta lateral, con el más amplio lado lateral y más profundo. Finalmente, la rótula tiene la función de proteger la parte frontal de la rodilla y aumentar el apalancamiento de los cuádriceps y el tendón adyacente[3].

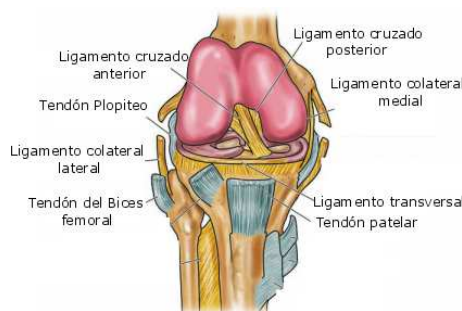


Figura 2.9: Tendon y ligamentos de la rodilla [3]

2.5.2. Tejidos blandos

Los tejidos blandos son un conjunto de elementos orgánicos formados por tejidos no rígidos, por ejemplo los tendones, músculos, ligamentos, vasos sanguíneos y meniscos. En la extremidad inferior se pueden encontrar los siguientes tejidos blandos:

- **Músculos:** Los músculos son haces de fibras, que son capaces de generar movimientos al contraerse o extenderse. La parte anterior de la rodilla contiene el cuádriceps, que es el grupo muscular más voluminoso de la rodilla el cual comprende cuatro músculos distintos, todos ellos con una inserción en el tendón común. Este grupo muscular realiza el movimiento de extensión de la rodilla.

Los músculos femorales, situados en la parte posterior del muslo se encargan del movimiento de flexión de la rodilla. Este grupo muscular está formado principalmente por: el bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso [3].

- **Meniscos:** Los meniscos (Figura 2.10) son dos estructuras en forma de media luna que actúan en la articulación del fémur distal. Se componen principalmente de colágeno en un 75 % y las proteínas no colágenas que están entre un 8 y 13 %. Tienen un patrón circunferencial que ayuda en la absorción de cargas de compresión sobre la rodilla. También hay fibras radiales paralelos a la meseta que proporcionan rigidez y ayudan a disminuir la división longitudinal [3].

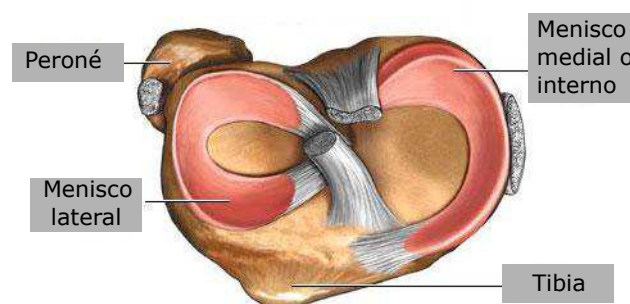


Figura 2.10: Vista superior de la meseta tibial ⁴

Los meniscos cumplen varias funciones, incluyendo la transmisión de carga mediante el aumento del área de contacto, la distribución de líquido sinovial,

⁴Tomado de: <https://anatomiaui1.wordpress.com/category/rodilla>

la mejora de la conformidad articular, y la prevención de pinzamiento del tejido blando durante el movimiento [3].

- **Ligamentos:** Los ligamentos dan estabilidad a la rodilla para soportar el peso del cuerpo mientras que el ser humano se desplaza (Figura 2.11). Los ligamentos se dividen en dos grupos:
 - Ligamentos laterales: Limitan la extensión de rodilla
 - Ligamentos cruzados: Evitan que el fémur y la tibia se separen, manteniendo la articulación estable pero permitiendo que la articulación se abra por los lados.

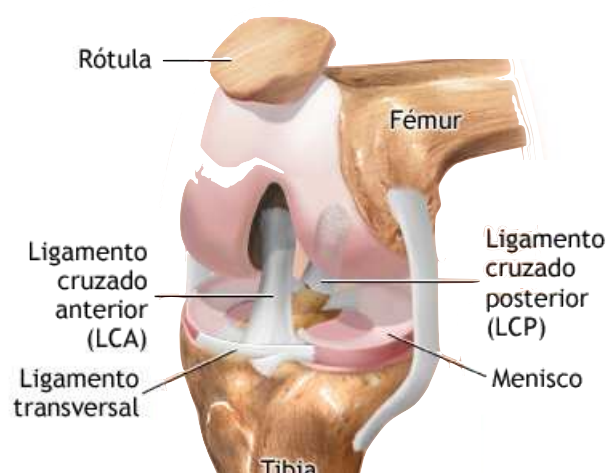


Figura 2.11: Ligamentos superior y cruzado ⁵

2.6. Rango de movimiento

La extensión completa de la rodilla se considera 0° de flexión, que es equivalente a estar de pie, y la flexión completa normal es aproximadamente 135°. Por otro lado, pueden haber limitaciones de movimiento debidas a algún cambio en el cartílago articular, problemas musculares, entre otros [3].

⁵<http://www.drarregui.com/noticias/lesinnn-del-ligamento-cruzado-anterior-de-la-rodilla.html>

2.7. La fase de caminata

La caminata implica patrones únicos llamados fases de la marcha. Las dos divisiones básicas de las fases de caminar son la postura y oscilación. Estas dos fases de movimiento se pueden reconocer fácilmente mediante la comparación de la fuerza de reacción del suelo (*GRF*, por sus siglas en inglés) de cada pie. Sin embargo, la marcha humana es complicada y la dinámica varía incluso en la misma postura de movimiento. La Figura 2.12 muestra cuatro patrones presentes al caminar. Las características de las fases de la marcha y la metodología para la detección de ellos son los siguientes: [5, 20]

- **Fase 1 Contacto Inicial:** Durante el contacto inicial el pie comienza en contacto con el suelo, y el GRF aparece sólo en el talón (Figura 2.12.a).
- **Fase 2: Mid-Stance o fase de apoyo:** Tanto el talón como la parte delantera del pie tienen contacto con el suelo (Figura 2.12.b).
- **Fase 3: Postura Terminal:** A medida que el centro de masa del cuerpo se mueve hacia adelante, el talón comienza a despegar dejando como único punto de apoyo la parte delantera del pie. (Figura 2.12.c).
- **Fase 4: Oscilación:** El pie no toca el suelo.

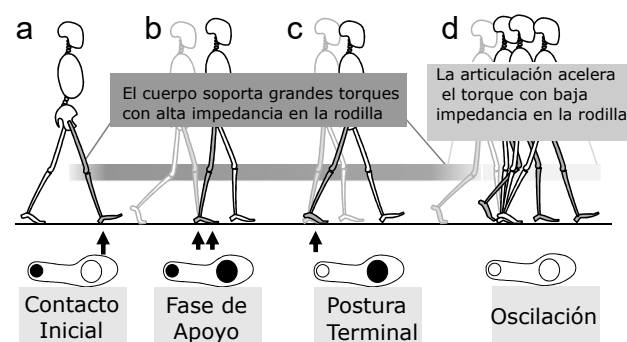


Figura 2.12: Fases de la caminata [5]

2.8. Señales electromiográficas

Las señales biomédicas son un conjunto de señales adquiridas de cualquier órgano o músculo, que representen una variable física de interés. Estas señales

normalmente son dependientes del tiempo y se analizan en función de su amplitud, frecuencia y fase. [21, 22]

Las señales electromiográficas o señales EMG (Por sus siglas en inglés) son un tipo de señales biomédicas que mide la corriente eléctrica de la actividad neuromuscular producida en los procesos de contracción y relajación de los músculos[21, 23].

Las señales EMG son señales complejas que son controladas por el sistema nervioso y dependen de las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos. Esta característica se puede aprovechar en dispositivos electromecánicos como fuente de información para sistemas de control con el fin de lograr una interfaz de comunicación entre un individuo y la máquina.[23]

Las señales EMG se obtienen a través de electrodos bipolares colocados sobre la superficie cutánea próxima al músculo de estudio. Aunque la obtención de este tipo de señales resulte fácil, el procesamiento requiere de un esfuerzo mayor debido a la pequeña amplitud y ruido presente en estas señales.

La amplitud de las señales EMG esta típicamente entre los 0-60mV. Las pequeñas amplitudes de las señales EMG hacen que adquieran ruido eléctrico. El ruido eléctrico que afecta a las señales EMG se puede dividir en los siguientes tipos [21]:

- El ruido presente en los equipos electrónicos: todos los equipos electrónicos generan ruido que no se puede eliminar, solo puede ser reducido con la utilización de componentes de alta calidad y técnicas específicas para tal fin. Esta es la principal fuente de ruido presente en las señales EMG.
- El ruido ambiental: la fuente principal de este tipo de ruido es la radiación electromagnética. La superficie de nuestros cuerpos está constantemente expuestos a la radiación electromagnética. El ruido ambiental puede llegar a tener una amplitud de hasta tres veces la magnitud mayor de las señales EMG. [21]
- Movimiento de los instrumentos de medición: como es el caso del movimiento involuntario de los electrodos, provocando medidas erróneas.

2.9. Autodesk Inventor

Autodesk Inventor es un software como Solid Works o Solid Edge disponible para Microsoft Windows que nos ofrece las herramientas necesarias para el diseño

mecánico, documentación y simulación de un prototipo digital 3D. Este prototipo nos ayuda a analizar el funcionamiento de un producto o una pieza en condiciones simuladas antes de ser fabricadas, reduciendo así recursos económicos [28].

2.9.1. Principales funciones

- Permite realizar diseños 3D a partir de bocetos en 2D, denominados piezas
- Las piezas diseñadas se pueden combinar en ensambles para formar estructuras mecánicas
- Pre visualización de pieza y ensambles
- Permite la simulación de las piezas y ensambles a condiciones que se aproximan a las condiciones reales de funcionamiento, considerando fricción del objeto, gravedad, resistencia del material entre otros, para realizar análisis de esfuerzos, simulación dinámica y análisis de estructura [28].
- El programa es capaz de exportar los diferentes tipos de archivos de diseño (piezas y ensambles) a otros tipos de programas similares (Por ejemplo AutoCAD)[28].

2.9.2. Piezas y ensambles

Una pieza en Autodesk Inventor (Archivos de extensión .ipt) es un componente que está formado por un solo cuerpo. Las piezas se crean a partir del modelo geométrico 2D de la estructura deseada, las cual posteriormente es extruida o evolucionada para crear piezas 3D. Además, cuando se diseña la pieza se cuenta con herramientas como agujero, chaflán, corte, etc [28, 29].

Los ensambles son archivos con extensión .iam que se forman al unir varias piezas para crear objetos más complejos. Desde los ensambles podemos acceder a las herramientas de análisis de tensión, análisis de estructuras y análisis de simulación dinámica que nos ofrece Autodesk Inventor. [28, 29].



Capítulo 3

Diseño y construcción del prototipo

3.1. Identificación del problema

Los sistemas electromecánicos mayormente utilizados para la rehabilitación de pacientes son los exoesqueletos antropomórficos. Sin embargo, estos dispositivos en la actualidad no pueden replicar exactamente los movimientos de las articulaciones del ser humano debido a la complejidad de los mismos. Por tanto, es necesario reducir el diseño del exoesqueleto a unos pocos grados de libertad, basándose en los principales movimientos de la articulación de la rodilla.

La rodilla humana puede realizar movimiento tanto en los planos sagital, frontal y transversal, (estos planos se observan en la Figura 3.1). El movimiento más importante y común que realiza la rodilla es el de flexión y extensión ubicados en el plano sagital [24, 25], equivalente a un solo grado de libertad.

La articulación del tobillo juega un papel importante en la caminata, haciendo necesario tomar en cuenta al menos el movimiento sagital de esta articulación al momento de realizar el análisis dinámico del exoesqueleto.

El diseño del exoesqueleto propuesto no solo se limita al diseño mecánico, sino que, es necesario realizar un sistema de control para la gestión de los movimientos que realizará el exoesqueleto, en función de la información obtenida de sus sensores. El análisis cinemático del exoesqueleto para la obtención de un modelo matemático se vuelve necesario para poder realizar dicho sistema de control.

Este Capítulo presenta el diseño de un exoesqueleto de rodilla de un GDL y el de un sistema de control que gestiona la fuerza aplicada por los actuadores del exoesqueleto para que este asista de manera eficiente y natural al movimiento del usuario.

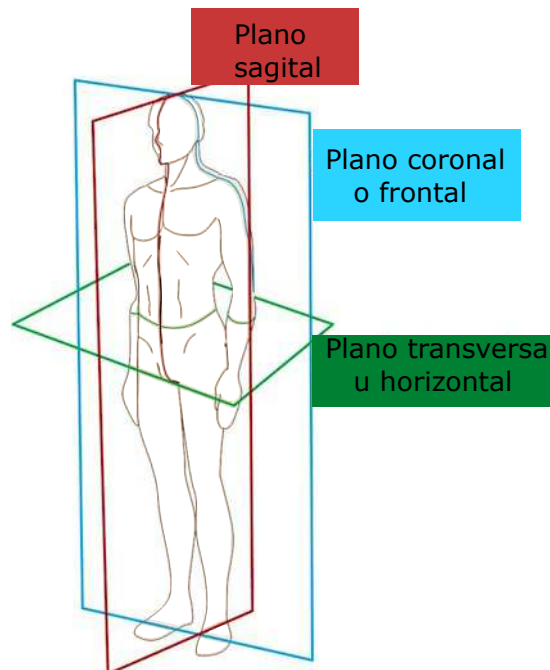


Figura 3.1: Planos de cuerpo humano [26]

3.2. Análisis cinemático y dinámico del exoesqueleto

3.2.1. Cinemática directa

El análisis cinemático directo de un objeto, considera al objeto como una cadena cinemática formada por eslabones que están unidos entre sí por medio de articulaciones. La articulación de la rodilla se establece como el eje de referencia. De esta forma, el problema de cinemática directa se limita a hallar la matriz homogénea de transformación T , la cual relaciona posición y orientación del extremo final del exoesqueleto con el eje de referencia fijo [13, 27].

Para describir la relación que existe entre dos elementos contiguos se usa la representación propuesta por Denavit-Hartenberg (D-H) descrita en [13, 27].

La Figura 3.2 muestra la representación de la articulación de rodilla y tobillo (Dos GDL) en el espacio, tomando como eje de referencia a la articulación de la rodilla, obteniendo los parámetros D-H que se listan en la Tabla 3.1.

Una vez obtenida la tabla de parámetros D-H, se utiliza la Ecuación (3.1) descrita en [13] para obtener las matrices homogéneas ${}^{i-1}A_i$, que representan la

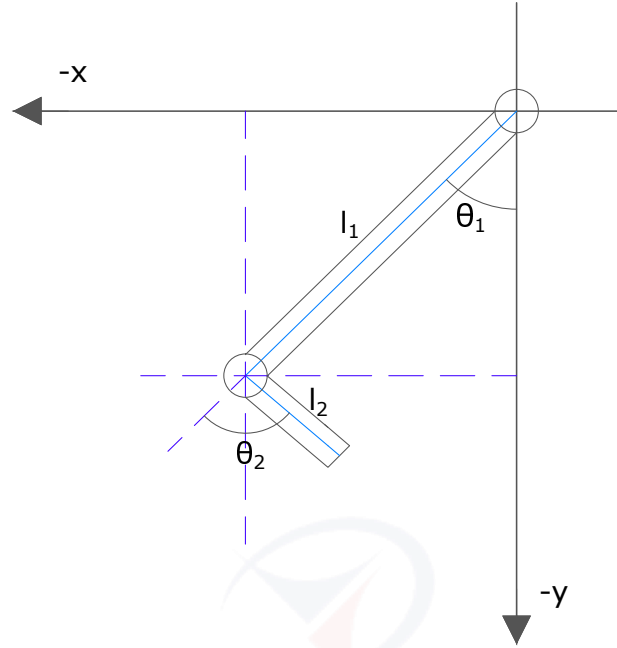


Figura 3.2: Sistema con 2 GDL en el plano sagital

Tabla 3.1: Parámetros D-H

Eslabón	a	α	d	θ
1	l_1	0	0	θ_1
2	l_2	0	0	θ_2

posición y orientación relativa de cada eslabón.

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\cos(\alpha_i)\sin(\theta_i) & \sin(\alpha_i)\sin(\theta_i) & a_i\cos(\theta_i) \\ \sin(\theta_i) & \cos(\alpha_i)\cos(\theta_i) & -\sin(\alpha_i)\cos(\theta_i) & a_i\sin(\theta_i) \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

En el caso del exoesqueleto propuesto que tiene dos GDL se obtiene a partir de la Ecuación (3.1) los siguientes valores de ${}^{i-1}A_i$:

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & l_1\cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & l_1\sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$${}^1A_2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & l_2\cos(\theta_2) \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & l_2\sin(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

A partir de la Ecuación (3.2) y (3.3) obtenemos la Ecuación (3.4) que es la matriz homogénea de transformación T. El desarrollo se observa a continuación:

$$T = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 \dots {}^{n-1}A_n \quad (3.4)$$

Con n=2, que equivale al número de grados de libertad.

$$T = {}^0A_1 {}^1A_2 \quad (3.5)$$

$$T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & l_1\cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & l_1\sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & l_2\cos(\theta_2) \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & l_2\sin(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Al realizar la multiplicación matricial y usar las identidades trigonométricas de la Ecuación (3.7) y (3.8) se obtiene la Ecuación (3.9):

$$\cos(\alpha + \beta) = \cos(\alpha)\cos(\beta) - \sin(\alpha)\sin(\beta) \quad (3.7)$$

$$\sin(\alpha + \beta) = \sin(\alpha)\cos(\beta) + \cos(\alpha)\sin(\beta) \quad (3.8)$$

$$T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1\cos(\theta_1) + l_2\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1\sin(\theta_1) + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Para finalizar cabe destacar que la matriz T de la Ecuación (3.9) indica la localización del extremo final con respecto al origen.

3.2.2. Cinemática inversa

La cinemática inversa nos permite encontrar los valores que toman las coordenadas articulares del robot ($\theta_1(p_x, p_y)$ y $\theta_2(p_x, p_y)$) para que su extremo final adopte una posición determinada.

Para resolver el problema de cinemática inversa se utilizará el método geométrico, debido a su menor complejidad en comparación al método de matriz homogénea cuando el robot tiene pocos grados de libertad.

De la Figura 3.3 se obtienen las relaciones geométricas de las ecuaciones (3.10).

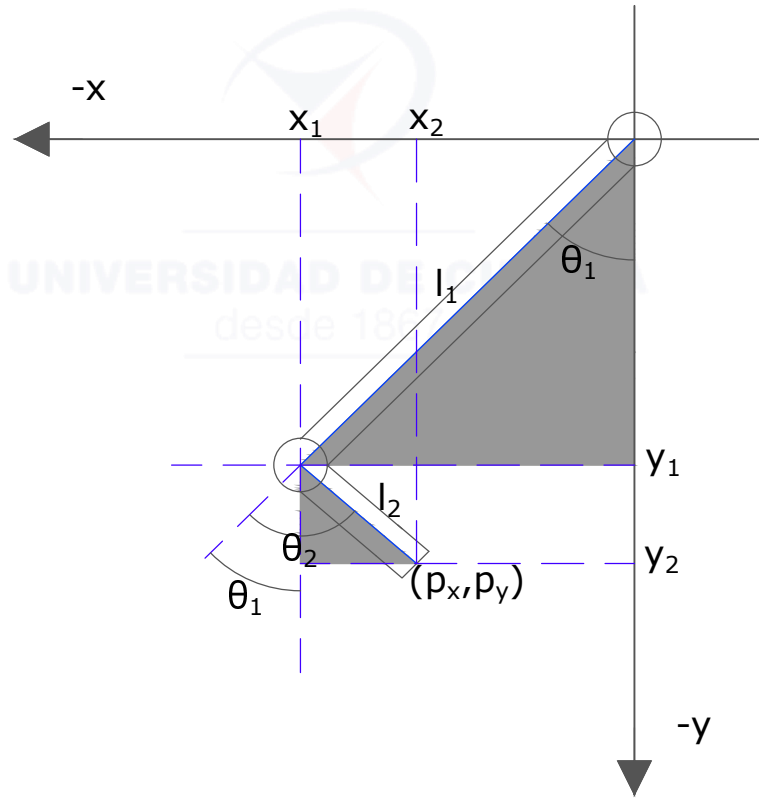


Figura 3.3: Problema cinemática inversa

$$\begin{aligned}
 x_1 &= -l_1 \sin(\theta_1) \\
 y_1 &= -l_1 \cos(\theta_1) \\
 x_2 - x_1 &= l_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) \\
 y_2 - y_1 &= -l_2 \cos(\theta_2 - \theta_1)
 \end{aligned}
 \tag{3.10}$$

Con la Ecuación (3.10) hallamos $p_x = x_1 + (x_2 - x_1)$ y $p_y = y_1 + (y_2 - y_1)$,

que son las coordenadas del extremo final.

$$p_x = l_2 \sen(\theta_2 - \theta_1) - l_1 \sen(\theta_1) \quad (3.11)$$

$$p_y = -l_1 \cos(\theta_1) - l_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) \quad (3.12)$$

θ_2 se obtiene sumando los cuadrados de las ecuaciones (3.11) y (3.12).

$$p_x^2 + p_y^2 = [l_2 \sen(\theta_2 - \theta_1) - l_1 \sen(\theta_1)]^2 + [-l_1 \cos(\theta_1) - l_2 \cos(\theta_2 - \theta_1)]^2 \quad (3.13)$$

$$\begin{aligned} p_x^2 + p_y^2 &= l_2^2 \sen^2(\theta_2 - \theta_1) + l_1^2 \sen^2(\theta_1) - 2l_1 l_2 \sen(\theta_1) \sen(\theta_2 - \theta_1) \\ &\quad + l_1^2 \cos^2(\theta_1) + l_2^2 \cos^2(\theta_2 - \theta_1) + 2l_1 l_2 \cos(\theta_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) \end{aligned} \quad (3.14)$$

$$\begin{aligned} p_x^2 + p_y^2 &= l_1^2 (\cos^2(\theta_1) + \sen^2(\theta_1)) + l_2^2 (\cos^2(\theta_2 - \theta_1) + \sen^2(\theta_2 - \theta_1)) \\ &\quad 2l_1 l_2 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) + \sen(\theta_1) \sen(\theta_2 - \theta_1)) \end{aligned} \quad (3.15)$$

$$p_x^2 + p_y^2 = l_1^2 + l_2^2 + 2l_1 l_2 \cos(\theta_2) \quad (3.16)$$

De la Ecuación (3.16):

$$\theta_2 = \cos^{-1} \left[\frac{p_x^2 + p_y^2 - (l_1^2 + l_2^2)}{2l_1 l_2} \right] \quad (3.17)$$

Aunque la Ecuación (3.17) nos permita obtener θ_2 en función de p_x y p_y por motivos computacionales [13, 27] recomiendan utilizar la expresión del arcotangente. Para esto utilizamos la identidad:

$$\tan(q) = \frac{\sqrt{1 - \cos^2(\alpha)}}{\cos(\alpha)} \quad (3.18)$$

Obteniendo finalmente:

$$\theta_2 = \tan^{-1} \left[\frac{\pm \sqrt{1 - \cos^2(\theta_2)}}{\cos(\theta_2)} \right] \text{ con } \cos(\theta_2) = \frac{p_x^2 + p_y^2 - (l_1^2 + l_2^2)}{2l_1 l_2} \quad (3.19)$$

Como se observa en la Ecuación (3.19) hay dos posibles soluciones, para este caso particular se tomará solo la solución con el signo positivo, ya que el prototipo

CAPÍTULO 3. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

solo puede estar en la configuración codo arriba descrita por [13, 27]

Para obtener θ_1 partimos de la Figura 3.4, de donde se deduce.

$$\theta_1 = \beta + \alpha \quad (3.20)$$

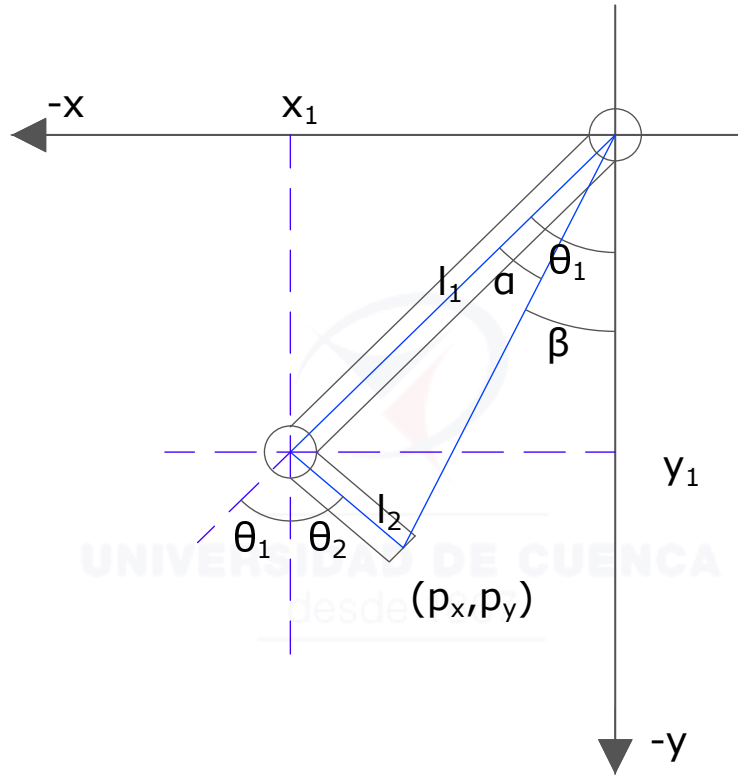


Figura 3.4: Calculo θ_1

β y α se deducen de la Figura 3.4.

$$\beta = \tan^{-1} \frac{p_x}{r} \quad (3.21)$$

De donde:

$$\beta = \tan^{-1} \left[\frac{p_x}{\sqrt{p_x^2 + p_y^2}} \right] \quad (3.22)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left[\frac{l_2 \sin(\theta_2)}{l_1 + l_2 \cos(\theta_2)} \right] \quad (3.23)$$

Reemplazamos las ecuaciones (3.22) - (3.23) en (3.20), obteniendo la Ecuación (3.24)

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left[\frac{p_x}{\sqrt{p_x^2 + p_y^2}} \right] + \tan^{-1} \left[\frac{l_2 \sin(\theta_2)}{l_1 + l_2 \cos(\theta_2)} \right] \quad (3.24)$$

3.2.3. Análisis dinámico

Obtención del modelo dinámico de rodilla y tobillo a partir de la formulación de LaGrange-Euler.

Obtención de las matrices U_{ij} definidas por:

$$U_{ij} = \frac{\partial^0 A_i}{\partial \theta_i} \quad (3.25)$$

Donde los 0A_i se obtuvieron en las ecuaciones (3.2) y (3.9).

$$U_{11} = \frac{\partial^0 A_1}{\partial \theta_1} = \begin{bmatrix} -\text{sen}(\theta_1) & -\text{cos}(\theta_1) & 0 & -l_1 \text{sen}(\theta_1) \\ \text{cos}(\theta_1) & -\text{sen}(\theta_1) & 0 & l_1 \text{cos}(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.26)$$

$$U_{12} = \frac{\partial^0 A_1}{\partial \theta_2} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

$$U_{21} = \frac{\partial^0 A_2}{\partial \theta_1} = \begin{bmatrix} -\text{sen}(\theta_1 + \theta_2) & -\text{cos}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_1 \text{sen}(\theta_1) - l_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) \\ \text{cos}(\theta_1 + \theta_2) & -\text{sen}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1 \text{cos}(\theta_1) + l_2 \text{cos}(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

$$U_{22} = \frac{\partial^0 A_2}{\partial \theta_2} = \begin{bmatrix} -\text{sen}(\theta_1 + \theta_2) & -\text{cos}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) \\ \text{cos}(\theta_1 + \theta_2) & -\text{sen}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_2 \text{cos}(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

Obtención de las matrices U_{ijk} :

$$U_{ijk} = \frac{\partial U_{ij}}{\partial \theta_k} \quad (3.30)$$

$$U_{111} = \frac{\partial U_{11}}{\partial \theta_1} = \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1) & \sin(\theta_1) & 0 & -l_1 \cos(\theta_1) \\ -\sin(\theta_1) & -\cos(\theta_1) & 0 & -l_1 \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

$$U_{112} = \frac{\partial U_{11}}{\partial \theta_2} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

$$U_{121} = U_{122} = \frac{\partial U_{12}}{\partial \theta_1} = \frac{\partial U_{12}}{\partial \theta_2} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

$$U_{211} = \frac{\partial U_{21}}{\partial \theta_1} = \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_1 \cos(\theta_1) - l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_1 \sin(\theta_1) - l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

$$U_{212} = \frac{\partial U_{21}}{\partial \theta_2} = \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

$$U_{221} = \frac{\partial U_{22}}{\partial \theta_1} = \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

$$U_{222} = \frac{\partial U_{22}}{\partial \theta_2} = \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.37)$$

Matrices de pseudoinercia J_i :

Las matrices de pseudoinercia se obtienen a partir de las ecuaciones (3.10) con lc_1 y lc_2 centros de masa de cada eslabón mediante la Ecuación:

$$J_i = \begin{bmatrix} \int x_i^2 dm & \int x_i y_i dm & \int x_i z_i dm & \int x_i dm \\ \int y_i x_i dm & \int y_i^2 dm & \int y_i z_i dm & \int y_i dm \\ \int z_i x_i dm & \int z_i y_i dm & \int z_i^2 dm & \int z_i dm \\ \int x_i dm & \int y_i dm & \int z_i dm & \int dm \end{bmatrix} \quad (3.38)$$

Para el primer eslabón (pierna):

$$J_1 = \begin{bmatrix} m_1 lc_1^2 \sin^2(\theta_1) & m_1 lc_1^2 \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) & 0 & m_1 lc_1 \sin(\theta_1) \\ m_1 lc_1^2 \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) & m_1 lc_1^2 \cos^2(\theta_1) & 0 & m_1 lc_1 \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ m_1 lc_1 \sin(\theta_1) & m_1 lc_1 \cos(\theta_1) & 0 & m_1 \end{bmatrix} \quad (3.39)$$

Para el segundo eslabón (pie):

$$J_2 = \begin{bmatrix} m_2 lc_2^2 \sin^2(\theta_2 - \theta_1) & m_2 lc_2^2 \sin(\theta_2 - \theta_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) & & & \\ m_2 lc_2^2 \sin(\theta_2 - \theta_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) & m_2 lc_2^2 \cos^2(\theta_2 - \theta_1) & & & \\ 0 & 0 & & & \\ m_2 lc_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) & m_2 lc_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) & & & \\ 0 & m_2 lc_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) & & & \\ 0 & m_2 lc_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) & & & \\ 0 & 0 & & & \\ 0 & m_2 & & & \end{bmatrix} \quad (3.40)$$

Matriz de inercias $D = [d_{ij}]$

La matriz de inercias es:

$$D = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

Donde:

$$d_{ij} = \sum_{k=\max(i,j)}^n \text{TRAZA}(U_{kj} J_k U_{ki}^T) \quad (3.42)$$

Las matrices U_{kj} usadas se obtuvieron en las ecuaciones 3.26 a 3.29.

$$\begin{aligned}
 d_{11} &= \sum_{k=\max(1,1)}^2 \text{TRAZA}(U_{kj}J_kU_{k1}^T) = \text{TRAZA}(U_{11}J_1U_{11}^T) + \text{TRAZA}(U_{21}J_2U_{21}^T) \\
 &= l_1^2(m_1 + m_2) + l_1(2l_2m_2(\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2)) \\
 &\quad + 2lc_1m_1\sin(\theta_1) + 2lc_2m_2((\sin(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2) \\
 &\quad - (\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2))\sin(\theta_1 - \theta_2) + l_2^2m_2 \\
 &\quad - 2l_2lc_2m_2\sin(\theta_1 - \theta_2) + lc_1^2m_1 + lc_2^2m_2 \\
 &= l_1^2(m_1 + m_2) + l_1(2l_2m_2\cos(\theta_2) + 2lc_1m_1\sin(\theta_1) - 2lc_2^2m_2\sin(\theta_1)) + l_2^2m_2 \\
 &\quad - 2l_2lc_2m_2\sin(\theta_1 - \theta_2) + lc_1^2m_1 + lc_2^2m_2
 \end{aligned} \tag{3.43}$$

$$\begin{aligned}
 &= d_{12} = \sum_{k=\max(1,2)}^2 \text{TRAZA}(U_{kj}J_kU_{k1}^T) = \text{TRAZA}(U_{22}J_2U_{21}^T) \\
 &(l_1(l_2((\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2))) + lc_2((\sin(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) \\
 &\quad - (\cos(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2))\cos(\theta_1 - \theta_2) - \cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) + 1) \\
 &\quad + \sin(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2)\sin(\theta_1 - \theta_2))) + l_2^2 - 2l_2lc_2\sin(\theta_1\theta_2) + lc_2^2)m_2 \\
 &= m_2(l_1(l_2\cos(\theta_2) - lc_2\sin(\theta_1)) + l_2^2 - 2l_2lc_2\sin(\theta_1 - \theta_2) + lc_2^2)
 \end{aligned} \tag{3.44}$$

$$\begin{aligned}
 d_{21} &= \sum_{k=\max(1,2)}^2 \text{TRAZA}(U_{kj}J_kU_{k1}^T) = \text{TRAZA}(U_{21}J_2U_{22}^T) \\
 &= d_{12} = \sum_{k=\max(1,2)}^2 \text{TRAZA}(U_{kj}J_kU_{k1}^T) = \text{TRAZA}(U_{22}J_2U_{21}^T) \\
 &(l_1(l_2((\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2))) + lc_2((\sin(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) \\
 &\quad - (\cos(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2))\cos(\theta_1 - \theta_2) - \cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) + 1) \\
 &\quad + \sin(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2)\sin(\theta_1 - \theta_2))) + l_2^2 - 2l_2lc_2\sin(\theta_1\theta_2) + lc_2^2)m_2 \\
 &= m_2(l_1(l_2\cos(\theta_2) - lc_2\sin(\theta_1)) + l_2^2 - 2l_2lc_2\sin(\theta_1 - \theta_2) + lc_2^2) = d_{12}
 \end{aligned} \tag{3.45}$$

$$\begin{aligned}
 d_{22} &= \sum_{k=\max(1,2)}^2 \text{TRAZA}(U_{kj}J_kU_{k2}^T) = \text{TRAZA}(U_{22}J_2U_{22}^T) \\
 &= m_2(l_2^2 - 2l_2lc_2\sin(\theta_1 - \theta_2) + lc_2^2)
 \end{aligned} \tag{3.46}$$

Términos h_{jkm}

$$h_{ikm} = \sum_{j=\max(i,k,m)}^n \text{TRAZA}(U_{jkm}J_jU_{ji}^T) \tag{3.47}$$

Las matrices U_{jkm} usadas se obtuvieron en las ecuaciones 3.31 a 3.37.

$$\begin{aligned} h_{111} &= \sum_{j=\max(1,1,1)}^n \text{TRAZA}(U_{j11}J_jU_{j1}^T) \\ &= \text{TRAZA}(U_{111}J_1U_{11}^T) + \text{TRAZA}(U_{211}J_2U_{21}^T) = 0 \end{aligned} \quad (3.48)$$

$$\begin{aligned} h_{112} &= \sum_{j=\max(1,1,2)}^n \text{TRAZA}(U_{j12}J_jU_{j1}^T) \\ &= \text{TRAZA}(U_{212}J_2U_{21}^T) = l_1(l_2(\text{sen}(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2)) \\ &\quad - 2lc_2((\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2)\text{sen}(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2))\cos(\theta_1 - \theta_2) \\ &\quad + (\text{sen}(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2))\text{sen}(\theta_1 - \theta_2)))m_2 \\ &= l_1m_2(-l_2\text{sen}(\theta_2) - lc_2\cos(\theta_1)) \end{aligned} \quad (3.49)$$

$$\begin{aligned} h_{121} &= \sum_{j=\max(1,2,1)}^n \text{TRAZA}(U_{j21}J_jU_{j1}^T) \\ &= \text{TRAZA}(U_{221}J_2U_{21}^T) = l_1(l_2(\text{sen}(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2)) \\ &\quad - 2lc_2((\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2)\text{sen}(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2))\cos(\theta_1 - \theta_2) \\ &\quad + (\text{sen}(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2))\text{sen}(\theta_1 - \theta_2)))m_2 \\ &= l_1m_2(-l_2\text{sen}(\theta_2) - lc_2\cos(\theta_1)) = h_{112} \end{aligned} \quad (3.50)$$

$$\begin{aligned} h_{211} &= \sum_{j=\max(2,1,1)}^n \text{TRAZA}(U_{j21}J_jU_{j2}^T) \\ &= \text{TRAZA}(U_{211}J_2U_{22}^T) = -l_1(l_2(\text{sen}(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2)) \\ &\quad - lc_2((\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) + \text{sen}(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2))\cos(\theta_1 - \theta_2) \\ &\quad + (\text{sen}(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2))\text{sen}(\theta_1 - \theta_2)))m_2 \\ &= l_1m_2(l_2\text{sen}(\theta_2) + lc_2\cos(\theta_1)) \end{aligned} \quad (3.51)$$

$$\begin{aligned} h_{122} &= \sum_{j=\max(2,2,1)}^n \text{TRAZA}(U_{j22}J_jU_{j1}^T) \\ &= \text{TRAZA}(U_{222}J_2U_{21}^T) = l_1(l_2(\text{sen}(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2)) \\ &\quad - 2lc_2((\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2)\text{sen}(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2))\cos(\theta_1 - \theta_2) \\ &\quad + (\text{sen}(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\text{sen}(\theta_1 + \theta_2))\text{sen}(\theta_1 - \theta_2)))m_2 \\ &= l_1m_2(-l_2\text{sen}(\theta_2) - lc_2\cos(\theta_1)) = h_{112} \end{aligned} \quad (3.52)$$

$$\begin{aligned} h_{212} &= \sum_{j=\max(2,1,2)}^n \text{TRAZA}(U_{j12}J_jU_{j2}^T) \\ &= \text{TRAZA}(U_{212}J_2U_{22}^T) = 0 \end{aligned} \quad (3.53)$$

$$\begin{aligned} h_{221} &= \sum_{j=\max(2,2,1)}^n \text{TRAZA}(U_{j21} J_j U_{j2}^T) \\ &= \text{TRAZA}(U_{221} J_2 U_{22}^T) = 0 \end{aligned} \quad (3.54)$$

$$\begin{aligned} h_{222} &= \sum_{j=\max(2,2,2)}^n \text{TRAZA}(U_{j22} J_j U_{j2}^T) \\ &= \text{TRAZA}(U_{222} J_2 U_{22}^T) = 0 \end{aligned} \quad (3.55)$$

Matriz columna de fuerzas de coriolis y centrífugas $H = [h_i]^T$

Sus elementos vienen definidos por:

$$h_i = \sum_{k=1}^n \sum_{m=1}^n h_{ikm} \dot{\theta}_k \dot{\theta}_m \quad (3.56)$$

De donde, reemplazando las ecuaciones 3.48 a 3.55 en la Ecuación 3.56 se obtiene los elementos h_i de la matriz H de coriolis y centrifugas:

$$\begin{aligned} h_1 &= \sum_{k=1}^2 \sum_{m=1}^2 h_{1km} \dot{\theta}_k \dot{\theta}_m = h_{111} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_1 + h_{112} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{121} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 + h_{122} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_2 \\ &= 0 + (l_1 m_2 (-l_2 \sin(\theta_2) - l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (l_1 m_2 (-l_2 \sin(\theta_2) - l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 \\ &\quad + (l_1 m_2 (-l_2 \sin(\theta_2) - l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_2^2 \\ &= 2(l_1 m_2 (-l_2 \sin(\theta_2) - l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (l_1 m_2 (-l_2 \sin(\theta_2) - l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_2^2 \end{aligned} \quad (3.57)$$

$$\begin{aligned} h_2 &= \sum_{k=1}^2 \sum_{m=1}^2 h_{2km} \dot{\theta}_k \dot{\theta}_m = h_{211} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_1 + h_{212} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{221} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 + h_{222} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_2 \\ &= (l_1 m_2 (l_2 \sin(\theta_2) + l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1^2 + 0 + 0 + 0 \\ &= (l_1 m_2 (l_2 \sin(\theta_2) + l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1^2 \end{aligned} \quad (3.58)$$

Entonces:

$$H = \begin{bmatrix} 2(l_1 m_2 (-l_2 \sin(\theta_2) - l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (l_1 m_2 (-l_2 \sin(\theta_2) - l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_2^2 \\ (l_1 m_2 (l_2 \sin(\theta_2) + l c_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1^2 \end{bmatrix} \quad (3.59)$$

Matriz columna de fuerzas de gravedad $C = [c_1]^T$

Los elementos de C se obtienen con:

$$c_i = \sum_{j=1}^N (-m_j g U_{ji} \cdot^j r_j) \quad (3.60)$$

El vector de gravedad para nuestro sistema es:

$$g = [0, -g, 0, 0] \quad (3.61)$$

${}^j r_j$ es el vector de coordenadas homogéneas para el centro de masas del eslabón j en el sistema S_j

$${}^1 r_1 = [lc_1 \text{sen}(\theta_1), lc_1 \cos(\theta_1), 0, 1] \quad (3.62)$$

$${}^2 r_2 = [lc_2 \text{sen}(\theta_1 - \theta_2), lc_2 \cos(\theta_1 - \theta_2), 0, 1] \quad (3.63)$$

Luego:

$$\begin{aligned} c_1 &= \sum_{j=1}^2 (-m_j g U_{j1} \cdot {}^j r_j) = -m_1 g U_{11} \cdot {}^1 r_1 - m_2 g U_{21} \cdot {}^2 r_2 \\ &= [g(l_1(m_1 \cos(\theta_1) + m_2 \cos(\theta_1)) + l_1 m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - lc_2 m_2 \text{sen}(2\theta_2))] \end{aligned} \quad (3.64)$$

$$\begin{aligned} c_2 &= \sum_{j=1}^2 (-m_j g U_{j2} \cdot {}^j r_j) = -m_1 g U_{21} \cdot {}^1 r_1 - m_2 g U_{22} \cdot {}^2 r_2 \\ &= [g(l_2(m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + lc_2 m_2 \text{sen}(2\theta_2))] \end{aligned} \quad (3.65)$$

Finalmente:

$$C = \begin{bmatrix} g(l_1(m_1 \cos(\theta_1) + m_2 \cos(\theta_1)) + l_1 m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - lc_2 m_2 \text{sen}(2\theta_2) \\ g(l_2(m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + lc_2 m_2 \text{sen}(2\theta_2)) \end{bmatrix} \quad (3.66)$$

La Ecuación dinámica del robot será:

$$\tau = D\ddot{\theta} + H + C \quad (3.67)$$

En función de los valores obtenidos en las ecuaciones (3.41), (3.59) y (3.66), respectivamente.

3.2.4. Reducción a un GLD

El análisis dinámico de la extremidad inferior, considerando dos GLD fue necesario para comprender el comportamiento de las articulaciones principales que se usan en la fase de la caminata, sin embargo, el exoesqueleto propuesto se limitará a asistir en el movimiento sagital de la articulación de la rodilla (Un GLD).

La cinemática directa e inversa de la articulación de la rodilla se reduce al análisis cinemático de un GDL, es decir que en la Figura 3.2 l_2 y θ_2 serán cero.

Las ecuaciones de cinemática directa del exoesqueleto propuesto se reducen a:

$$\begin{aligned} P_x &= -l_1 \sin(\theta_1) \\ P_y &= -l_1 \cos(\theta_1) \end{aligned} \quad (3.68)$$

A partir de las ecuaciones (3.68) se deduce la Ecuación de cinemática inversa para θ_1 , al dividir P_x para P_y , obteniendo:

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left[\frac{P_x}{P_y} \right] \quad (3.69)$$

3.3. Diseño mecánico

En esta subsección se presenta el desarrollo del diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto, la cual debe ajustarse a las dimensiones longitudinales de la rodilla, pierna y pie del paciente sin interferir en el movimiento sagital normal de las articulaciones de la rodilla y tobillo, procurando acoplar la cinemática del exoesqueleto con la cinemática del cuerpo humano. Para el diseño del exoesqueleto se considera el diagrama de flujo de la Figura 3.5.

Para el diseño del exoesqueleto se realizó en Autodesk Inventor el análisis de resistencia y punto de fractura con distintos materiales con el fin de elegir un material ligero que resista el peso de la extremidad inferior de una persona promedio en Ecuador. Los materiales escogidos fueron PMMA (Polimetilmetacrilato) para la estructura y bronce para el sistema de transmisión de energía (Comprendido por dos engranes).

El diseño mecánico se realiza en el software Autodesk Inventor 2016, que ofrece un conjunto de herramientas para el diseño mecánico y simulación de objetos 3D^{1,2}.

¹Tomado de: <http://latinoamerica.autodesk.com/products/inventor/features/all>

²Tomado de: <https://knowledge.autodesk.com/support/inventor-products/troubleshooting/caas/sfdcarticles/sfdcarticles/System-requirements-for-Autodesk-Inventor-2016-products.html>

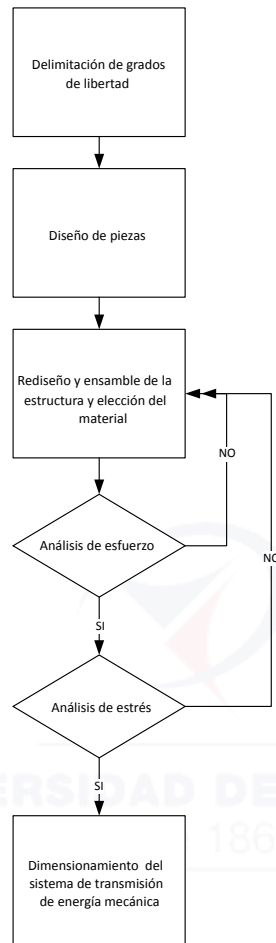


Figura 3.5: Diagrama de flujo para el proceso del diseño mecánico

3.3.1. Piezas diseñadas en el software de diseño mecánico

Articulación rodilla

El diseño del exoesqueleto está formado por dos ensambles que se ubicarán en el plano sagital de la rodilla. Los elementos que forman cada uno de los ensambles se diseñaron en Autodesk Inventor 2016, y se pueden ver en la Figura 3.6. Para el movimiento en la articulación de la rodilla además se requirió desarrollar el cálculo y esquematización de los engranes de la Figura 3.6.E y 3.6.F, con el propósito de transferir la energía del actuador al eje de movimiento del exoesqueleto en la rodilla.

El ensamble de las piezas de la Figura 3.6 que conforman la articulación de la rodilla, junto a la ubicación del motor se aprecia en la Figura 3.7. En la Figura 3.7 también se incorporaron tres correas de velcro que servirán para ajustar el exoesqueleto a la pierna del sujeto de prueba.

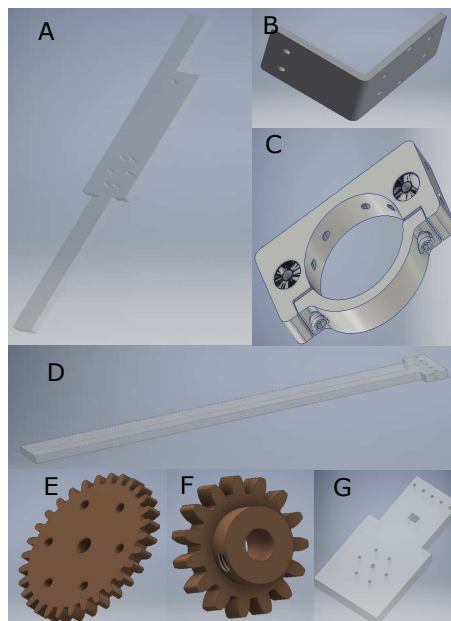


Figura 3.6: Piezas en inventor para la estructura de la rodilla

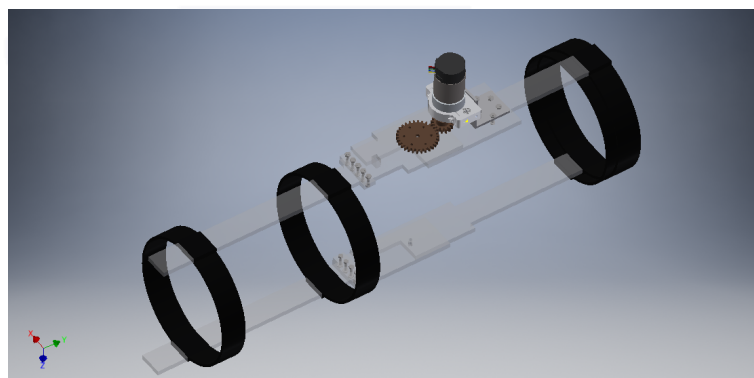


Figura 3.7: Ensamble de la estructura para articulación rodilla

3.4. Análisis de esfuerzo del prototipo

Un análisis de esfuerzo es calcular la fuerza máxima que se puede aplicar a un sólido sin que éste llegue a colapsar, o adquiera deformaciones permanentes. Las características principales del sólido están dadas por sus límites de superficie y el tipo de material. Por ello, los diseñadores suelen especificar dimensiones nominales que respondan a las necesidades de esfuerzo. Por tanto, no es posible cambiar las dimensiones nominales, puesto que provocarían irregularidad en la superficie y alterarían la inercia del sólido [30].

Rigidez en tensión

La rigidez es una medida de fuerza necesaria para inducir una deformación dada en el material. Generalmente se refiere a la resistencia del material a un fallo por fractura o deformación excesiva. La rigidez mide generalmente todas las fuerzas aplicadas relativamente pequeñas y estima la deformación resultante. Dado que las deformaciones en la mayoría de los materiales son muy pequeños, se vuelve difícil medir con precisión pequeños cambios en la longitud [30].

Existe un teorema que aproxima la deformación resultante con la carga y esta se comporta linealmente siempre que las cargas sean suficientemente pequeñas. Esta relación se conoce como la ley de Hooke [30] y se puede escribir algebraicamente como:

$$P = k\delta \quad (3.70)$$

donde k es una constante de proporcionalidad llamada rigidez y está dada en las unidades N/m , P es la carga y δ es la deformación.

Una forma de calcular la rigidez es normalizar la carga por el área de sección transversal, es decir utilizar la tensión de tracción en lugar de la carga [30].

$$\epsilon = \frac{\delta}{L_0} \quad (3.71)$$

donde L_0 es la longitud original y ϵ es la medida adimensional del estiramiento llamado tensión. La expresión (3.72) representa una forma más general de la carga por unidad de área y el desplazamiento por unidad de longitud [30] que se llega a:

$$\frac{P}{A_0} = E \frac{\delta}{L_0} \quad (3.72)$$

donde E es la constante de proporcionalidad llamada módulo de Young o el módulo de elasticidad, que es uno de los descriptores mecánicos más importantes de un material [30].

$$k = \frac{AE}{L} \quad (3.73)$$

donde A es el área que produce la carga y L es la longitud original. Entonces, si

se reemplaza en la Ecuación (3.72) se obtiene la Ecuación de Hooke final [30].

$$\delta = \frac{PL}{AE} \quad (3.74)$$

Existen diferentes herramientas que nos ayudan a agilizar este proceso matemático, los más conocidos son Inventor y SolidWorks que realizan el cálculo matemático en función del diseño CAD y parámetros que hayan sido especificados; además muestran los resultados en una interfaz gráfica fácil de analizar.

3.5. Exportación de masas Inventor a MATLAB

Para poder dimensionar el actuador en SimMechanics (Sección 3.6) es importante conocer que torque es el necesario para mover el exoesqueleto definiendo la masa del mismo. Para esto se debe conocer la masa de la parte inferior de la pierna que se define como 3,52 Kg.

Entonces ayudándonos de AutoDesk Inventor se puede conocer o definir la masa del exoesqueleto según el material y la geometría del mismo, y con esto añadir la masa de la parte inferior de la pierna para así dimensionar el actuador. Luego, se fijan todas las articulaciones y se establecen restricciones para el movimiento que esta va a tener, fijando ángulos, rozamiento y el eje en el que se va a mover (Figura 3.8).



Figura 3.8: Diseño mecánico del exoesqueleto

La Figura 3.9 muestra el movimiento de las articulaciones tanto móviles como fijas con ayuda de la herramienta *constraint*. Además, se fija un mínimo rozamiento entre las estructuras para así simular el uso de una arandela en el diseño físico, y de este modo poder exportar todos estos valores para una simulación

dinámica en SimMechanics.



Figura 3.9: Libertad del diseño mecánico

3.6. Análisis de esfuerzo en SimMechanics

MATLAB posee una herramienta que permite una simulación dinámica en función de las características del diseño mecánico. La información de masas, centros de gravedad, inercias fueron obtenidas en la simulación que se presentó en *Inventor* y se las exportó a la herramienta de *SimMechanics* conjuntamente con un algoritmo que simula el exoesqueleto (Figura 3.10), en base a la Sección 3.2.3.

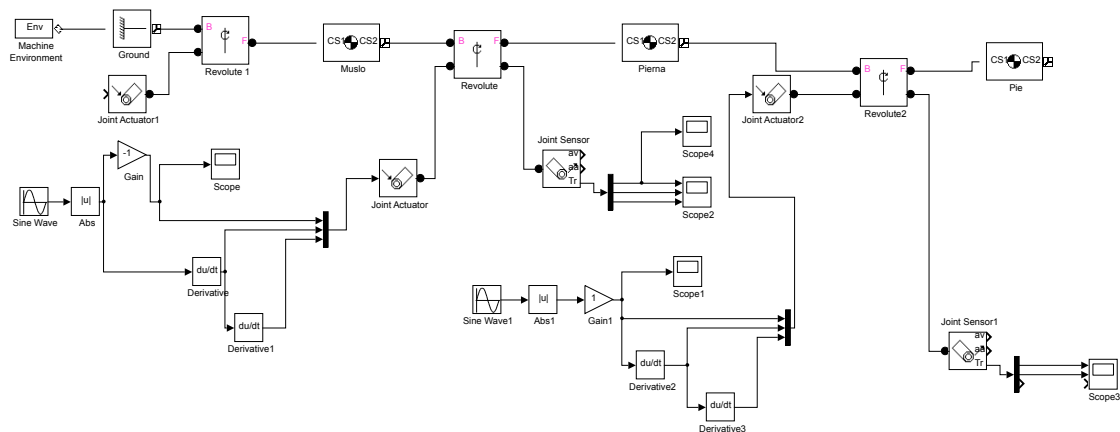


Figura 3.10: Diseño en SimMechanics

La Figura 3.10 divide la morfología de la rodilla en 3 actuadores que son ubicados en las articulaciones cadera-muslo, muslo-pierna y pierna-pie. Pero para nuestro caso el actuador ubicado en la articulación cadera-muslo no va a tener

movilidad, mientras que a los actuadores del muslo-pierna y pierna-pie se les limitó la movilidad en 1 GDL.

Siguiendo este esquema y con los datos hallados en Inventor se inicializaron todos los pesos de cada cuerpo, así como la inercia del mismo y de este modo simularlo con el fin de dimensionar las articulaciones y compararlas con el diseño en *Inventor*.

Tabla 3.2: Datos del exoesqueleto

Estructura	Masa (kg)	Centro de Gravedad (mm)	Inercia ($kg * m^2$)
Muslo	8,320	[21,524 -1,527 58,785]	[0,02830 0,03209 0,00779]
Pierna	3,688	[-2,394 0 -81,661]	[0,044655 0,044027 0,0007]

Los datos de la Tabla 3.2 fueron definidos en cada cuerpo (muslo, pierna y pie) de la simulación de la Figura 3.10. En función de estos valores se dimensiona el torque que se requiere para mover la estructura (Figura 3.11).

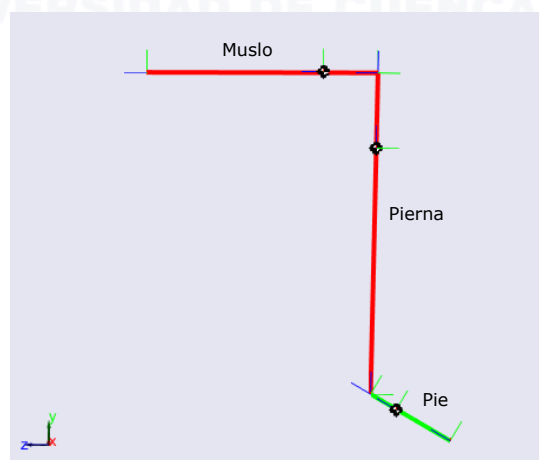


Figura 3.11: Simulación en SimMechanics

Se ubican sensores en cada actuador, de forma que sea posible conocer el torque en la articulación. Esto arroja una señal periódica que tiende a ser senoidal debido al comportamiento de flexoextensión de la rodilla (Figura 3.12).

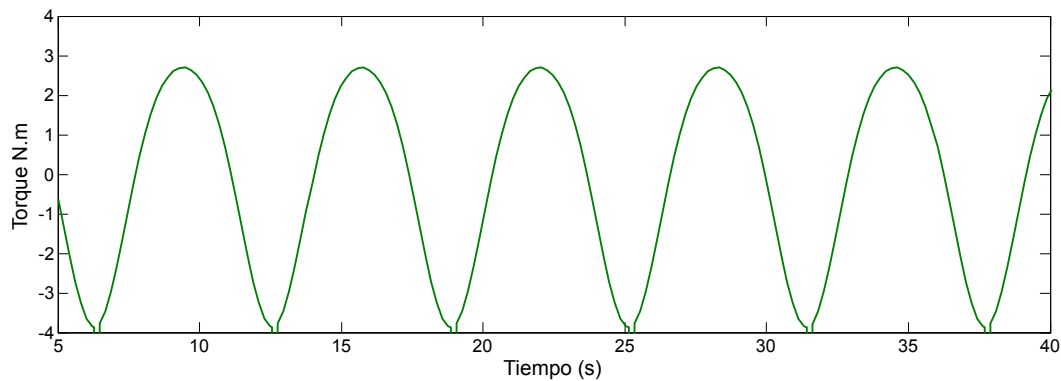


Figura 3.12: Sensor de Torque en el Actuador muslo-tobillo

En la Figura 3.12 se define el torque máximo generado por la estructura siendo este de $-3,865 N.m$, esto se da porque en ese instante el actuador esta yendo en contra de la fuerza de gravedad generando un mayor esfuerzo para el actuador.

3.7. Análisis de estrés en Inventor

Una vez estimada la fuerza del actuador, se dimensiona el material. Esto quiere decir que se estima si el material va a soportar ese torque y si no va a deteriorarse y dañar el diseño mecánico. Para esto se hace una simulación de estrés del material fijando un torque en el diente engrane para estimar el estrés que puede presentar el material. En la Figura 3.13 se ve el resultado de la simulación en donde al ser un torque pequeño no genera deformidades, simplemente genera un desplazamiento correcto.

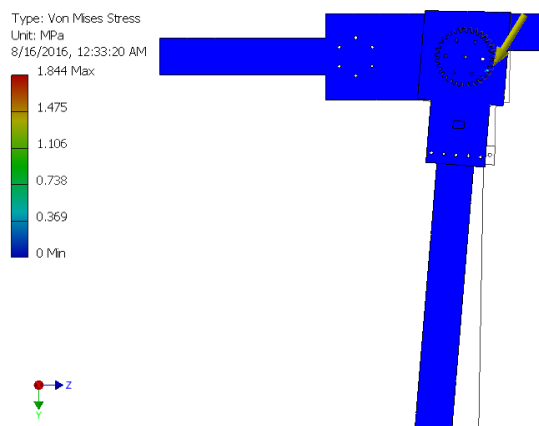


Figura 3.13: Análisis de estrés

De este modo se observa que las piezas de acrílico se mueven sobre su eje sin generar puntos de presión a pesar del peso simulado del pie, con esto confirmamos que el prototipo va a levantar el pie sin generar trizaduras o deformaciones. Ahora, si tomamos en cuenta el verdadero punto en donde se genera la presión, que es en el diente, se requiere determinar si el material del engrane va a soportar el torque generado por el actuador. Para ello necesitamos conocer la presión que se genera en este punto. La Figura 3.14 es un acercamiento en la simulación anterior, esta muestra la presión en el diente, la presión no supera los 0,738 MPa, y también muestra que el material en la simulación no presenta deformidades siendo esta determinante, e indica que el bronce va a ser suficientemente resistente para este prototipo.

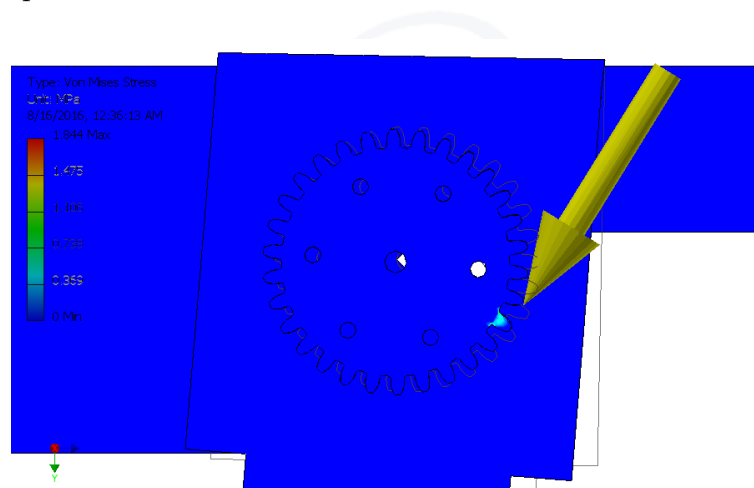


Figura 3.14: Análisis de estrés en el engrane

3.8. Diseño del tren de engranajes

Un tren de engranajes es un grupo de dos o más pares de engranes que operan juntos para transmitir energía. Esto comunmente se usa para variar la velocidad angular de un actuador o simplemente para transmitir energía de un punto a otro. La Figura 3.15 muestra algunas de las estructuras más conocidas que pueden formar un tren de engranajes. [31]

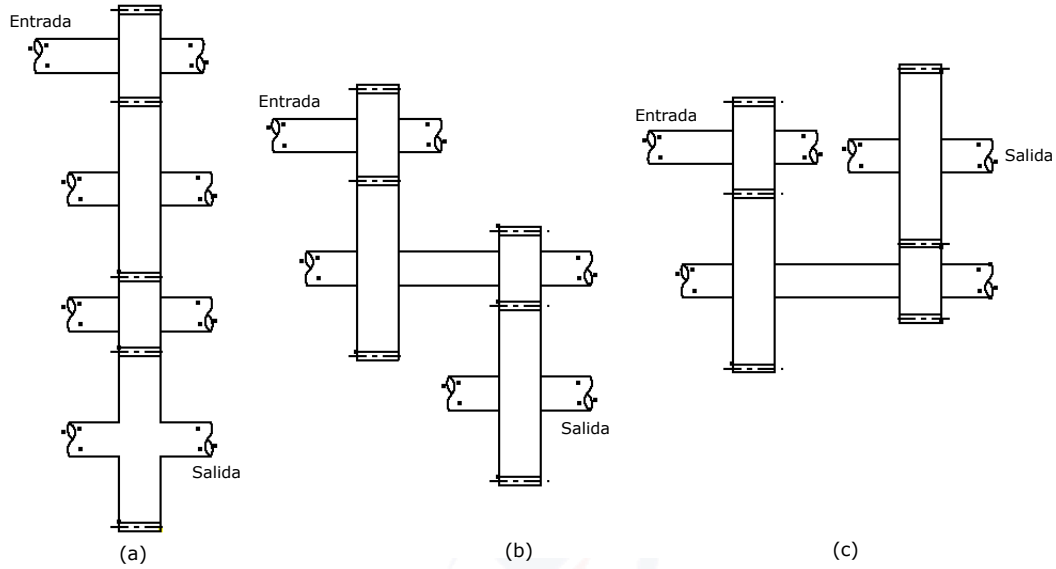


Figura 3.15: Trenes de engranajes. (a) Tren simple de engranajes. (b) Tren de engranajes compuesto revertido. (c) Tren de engranajes compuesto no revertido

Es importante conocer el cambio de velocidad de engrane a engrane, es por esto que se define la Ecuación (3.75) que relaciona la velocidad del engrane con la geometría del mismo.

$$\frac{\omega_P}{\omega_E} = \frac{n_P}{n_E} = -\frac{N_E}{N_P} = -\frac{d_E}{d_P} \quad (3.75)$$

donde ω_P y ω_E representan las velocidades angulares del piñón y del engrane respectivamente (rad/s); n_P y n_E son las velocidades rotacionales (rpm); N_P y N_E representan el número de dientes; y d_P y d_E son el diámetro central del piñón y del engrane.

En la hoja de especificaciones del actuador se observa la velocidad nominal que es 11000rpm, entonces se puede calcular un factor de reducción basádonos en la Ecuación (3.75) y despejando

$$\frac{n_2}{n_1} = \frac{N_1}{N_2} \quad (3.76)$$

Considerando 1 como el piñón y 2 como el engrane. Este factor fue pensado al fijar una velocidad final del actuador de 122,22rpm, siendo esta el límite fijado para una rehabilitación normal. Con este dato se escogió la caja de engranes 37GB que esta conformada por 8 engranes formando una reducción de 1:90 y que puede se

representado por

$$\frac{n_2}{n_1} = \frac{122,22}{11000} = \frac{1}{90} = \frac{10}{25} * \frac{10}{30} * \frac{10}{30} * \frac{10}{40} \quad (3.77)$$

La representación de estos 8 engranes se caracteriza por tener una estructura de tren compuesta no invertida (Figura 3.16)

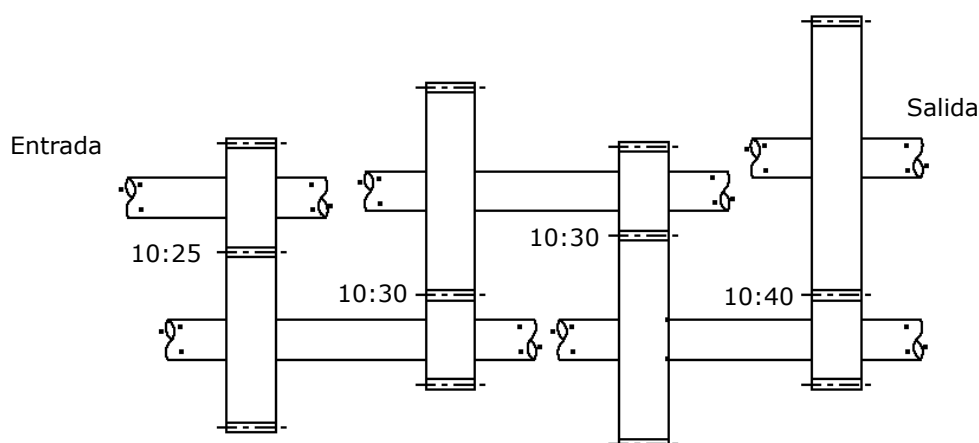


Figura 3.16: Caja de engranes 37GB con reducción 1:90

Una vez fijada la caja de engranes al actuador fue necesario realizar un sistema de transmisión externo para hacer un cambio de velocidad y torque, debido al efecto palanca que se produce al colocar el actuador directamente en el eje de movimiento. Este nuevo factor de reducción se fijó en una velocidad final de 61,11rpm. (Figura 3.17)

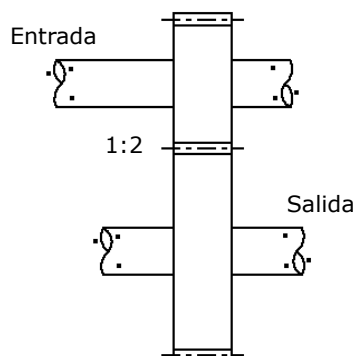


Figura 3.17: Tren de engranes entre Actuador - Exoesqueleto

Para esta nuevo sistema de transmisión se define engranes con perfil de diente recto satisfaciendo las necesidades del diseño(Figura 3.18).El valor de cada acotación se puede ver en el Anexo A. Se realiza el cálculo de los dos nuevos engranes definiendo un módulo fijo de 1,5 que fue determinado por el torque aplicado al sistema para evitar deformaciones en el mismo.

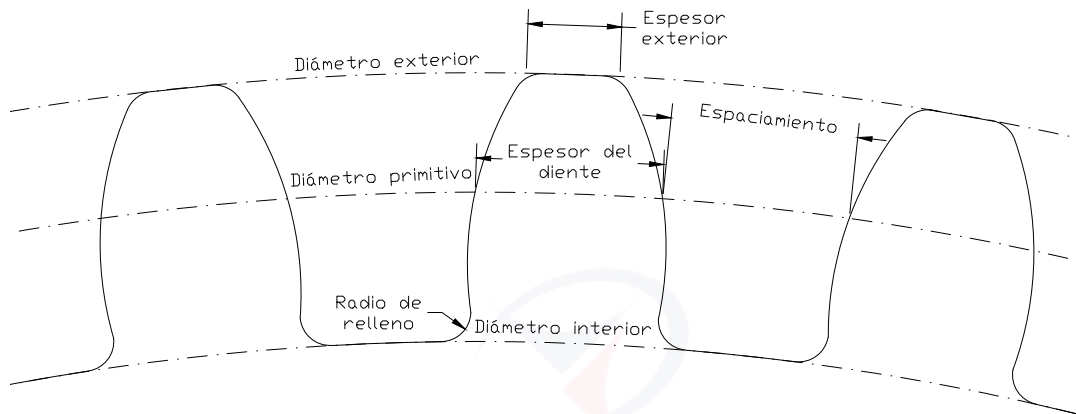


Figura 3.18: Acotación del diente recto

La Tabla 3.3 muestra cada acotación de la Figura 3.18 planteados para el diseño mecánico.

Tabla 3.3: Calculo de os engranes

Datos	Engrane 1	Engrane 2
Número de dientes	30	15
Módulo	1,500	1,500
Diámetro Primitivo (mm)	45,000	22,500
Diámetro exterior (mm)	48,000	25,500
Diámetro interior (mm)	41,250	18,750
Altura del diente (mm)	3,375	3,375
Espesor del diente (mm)	2,356	2,356
Espesor exterior del diente (mm)	1,178	1,178
Radio de relleno (mm)	0,375	0,375

Una vez definidas las acotaciones se diseña el engrane y un sistema que proporcione estabilidad y que permita seguridad en la transmisión de energías desde el actuador al exoesqueleto (Figura 3.19).

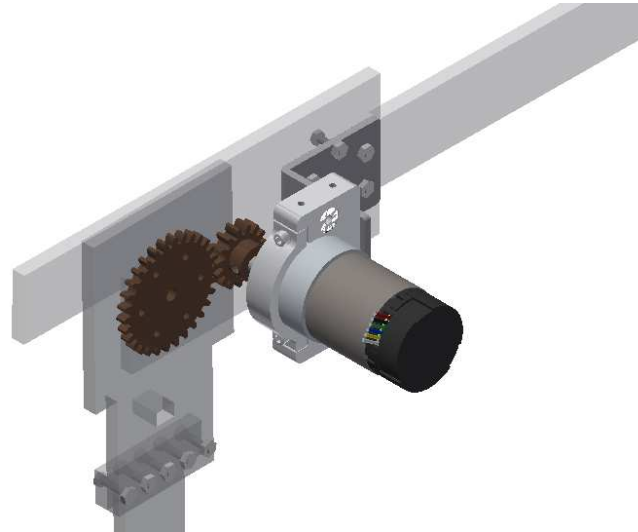


Figura 3.19: Diseño final en Inventor

3.9. Cálculo de torque en el tren de engranajes

Para este cálculo es necesario conocer las características del motor. En nuestro caso el motor utilizado es el POLOLU-64CPR-37D que según sus especificaciones posee las características mostradas en la Tabla 3.4.

Tabla 3.4: Datos técnicos del Motor

Motor:	POLOLU-64CPR-37D
Voltaje Nominal	12 V
Velocidad sin carga	11000 rpm
Corriente sin carga	300 mA
Torque Nominal	0,03531 Nm
Corriente nominal	5 A
Máxima eficiencia	60 %

Para calcular el torque de un motor en función de la caja de reducción se requiere equipos especiales para hacerlo. Pero existe una aproximación matemática

mostrada en [32] que define

$$\tau = \frac{60(VIE)}{2\pi(rpm)} \quad (3.78)$$

donde τ representa el torque que va a generar el actuador, V e I son el voltaje y la corriente nominal del actuador, E representa la eficiencia y rpm es la velocidad final del actuador.

Reemplazando los datos de la Tabla 3.4, y considerando que la velocidad final del actuador se ve afectada por la caja de reducción en un factor de 1:90. La eficiencia del motor se aproxima usando un script de MATLAB que provee la empresa fabricante del motor, obteniendo que para 61,11rpm se tiene una eficiencia del 40 %, entonces el torque estimado es:

$$\tau = \frac{(12)(5)(0,4)(60)}{2\pi(61,11)} = 3,750337Nm \quad (3.79)$$

3.10. Diseño electrónico

3.10.1. Sistema de control externo

Este sistema busca un control directo entre el paciente y el médico, fijado en una base de datos montada en un servidor local que ofrece un monitoreo constante sobre el uso del exoesqueleto manteniendo un reporte continuo del tipo de rutina, las horas o los problemas que pudo tener el paciente al usar el prototipo. Este control fue montado en un servidor MySQL que se conecta al exoesqueleto con una comunicación *bluetooth* establecida por un teléfono inteligente. (Figura 3.20)

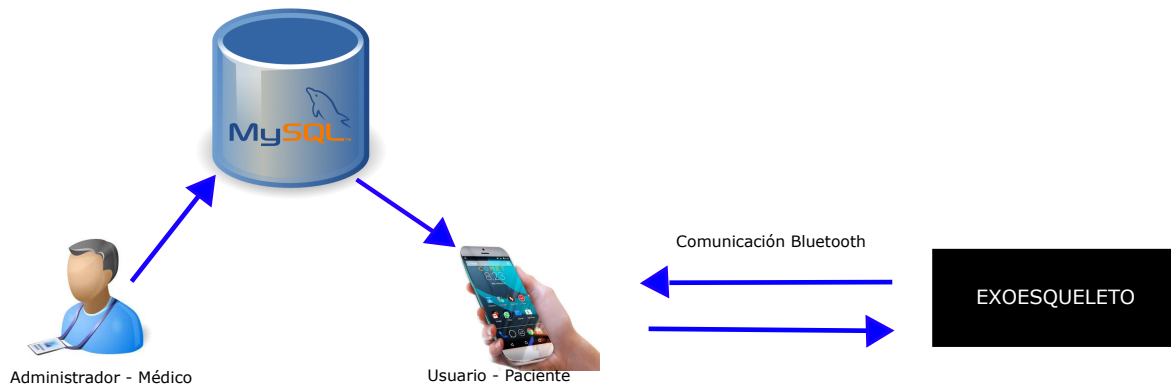


Figura 3.20: Diagrama de funcionamiento entre el control externo y el exoesqueleto

3.10.2. Sistema de potencia

El motorreductor POLOLU-64CPR-37D de la Figura 3.21, usado con actuador del exoesqueleto, requiere de un sistema de potencia que sea capaz de controlar y suministrar una corriente continua de hasta 5A a 12V, sin comprometer la integridad de los demás componentes y circuitos que conforman el sistema de control.



Figura 3.21: Diseño del motorreductor POLOLU-64CPR-37D en Inventor ³

Para este propósito se escogió el integrado VNH5019, que es un controlador de motor de puente completo de alta potencia capaz de suministrar la energía requerida por el motor y separar los sistemas de control y potencia del diseño electrónico.

Driver para motor Pololu Dual VNH5019

El driver para motor Pololu Dual VNH5019 de la Figura 3.22, es un controlador bidireccional de alta potencia compatible con Arduino. La placa cuenta con dos integrados VNH5019 que pueden operar desde 5,5V hasta 24V entregando corrientes continuas de 30A por canal, y soportar picos de corriente de hasta 60A mediante configuraciones especiales.

³Tomado de: <https://www.pololu.com/product/2824/resources>

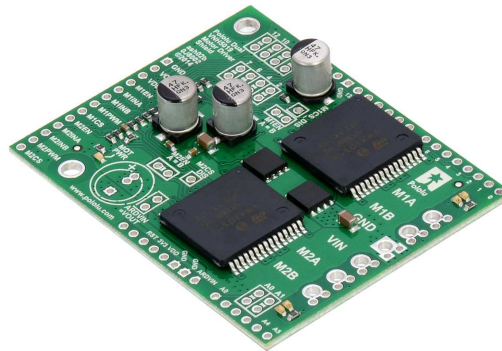


Figura 3.22: Driver Pololu Dual VN5019 ⁴

La Tabla 3.5 contiene los índices máximos de operación y características del VN5019.

Tabla 3.5: Características del Driver Pololu Dual VN5019

Parámetro	Valor	Unidad
Voltaje de operación	5,5 a 24	V
Máximo voltaje de entrada	41	V
Frecuencia máxima de PWM	20	Khz
Máxima corriente de salida (Continua)	30	A
Máxima corriente reversa en la entrada (Continua)	-30	A
Entrada de corriente para PWM	+/-10	mA
Tiempo de sobrecalentamiento a 20A	20	s
Tiempo de sobrecalentamiento a 15 A	90	s
Corriente máxima para tiempo de ejecución continuo	12	A

3.10.3. Sistema de sensores

El sistema de sensores del exoesqueleto, para la articulación de la rodilla, se encarga de enviar información al sistema de control sobre la posición angular relativa del motor con relación al plano sagital de la rodilla, y la predisposición del músculo para realizar un movimiento programado.

Para realizar estas tareas el sistema cuenta con dos sensores, el primero un encoder de cuadratura que mediante algoritmos programados en el sistema de control proporcionan información sobre la posición y ángulo de flexión del exoesqueleto en un eje referencial (Cinemática directa). El segundo es un sensor ECG/EMG

⁴Tomado de: <https://www.pololu.com/product/2507>

que envía las señales electromiográficas de los músculos hacia el sistema de control para que este pueda predecir la intención de movimiento del sujeto de prueba.

Encoder incremental de cuadratura

Un encoder incremental produce un número finito de pulsos por giro de motor. En un encoder incremental de un canal de salida la dirección de giro del motor no se puede conocer. Para aplicaciones donde se requiere conocer el sentido de giro del motor, se utiliza un encoder de dos canales o de cuadratura, los pulsos que envían estos canales están desfasados 90 grados el uno del otro.

La relación de fase permite saber la dirección de movimiento del motor y la frecuencia de cambio de los pulsos permite saber la velocidad de giro del motor[33].

El encoder incremental consta de un disco ranurado a espacio iguales por donde un dispositivo electrónico genera un haz de luz, que mediante un receptor es interpretado como un 1 lógico cada vez que el haz de luz pase por una de estas ranuras, o cero en caso contrario[34].

El encoder utilizado usa un codificador de efecto Hall para detectar la rotación del disco magnético en una protuberancia en el eje del motor. El encoder de cuadratura proporciona una resolución de 64 pulsos por revolución en los dos canales.

Aunque el encoder utilizado está incluido en el motor POLOLU-64CPR-37D, requiere una fuente separada de la de potencia de entre 3,5 a 20 V y 10mA de corriente continua para que pueda operar. Las salidas A y B son ondas cuadradas de 0 a 5 V desfasadas la una de la otra 90 grados como se ve en la Figura 3.23.



Figura 3.23: Salidas A y B del encoder de cuadratura ⁵

⁵Tomado de: <https://www.pololu.com/product/2824/resources>

Sensor de electromiograma EMG

El sensor utilizado para la detección de contracción del músculo es el OLIMEX-EKG-EMG de la compañía Olimex de la Figura 3.24, la placa convierte la señal analógica diferencial (producida por los músculos) de sus seis entradas en un único flujo de datos de salida. La señal de salida es analógica, como la de la Figura 3.25, por lo que tiene que ser discretizada para su procesamiento digital.

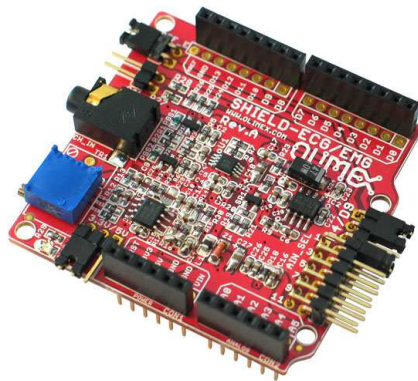


Figura 3.24: Sensor de electromiograma OLIMEX-EKG-EMG ⁶

La placa realiza la etapa de adquisición, amplificación y pre-acondicionamiento de la señal. La ganancia total del OLIMEX-KG-EMG es el producto de las ganancias de cada etapa, dando al final una ganancia total de 34 dB. Para el pre-acondicionamiento de la señal la placa cuenta con el filtro Besselworth analógico de tercer orden con frecuencia de corte a 40Hz.

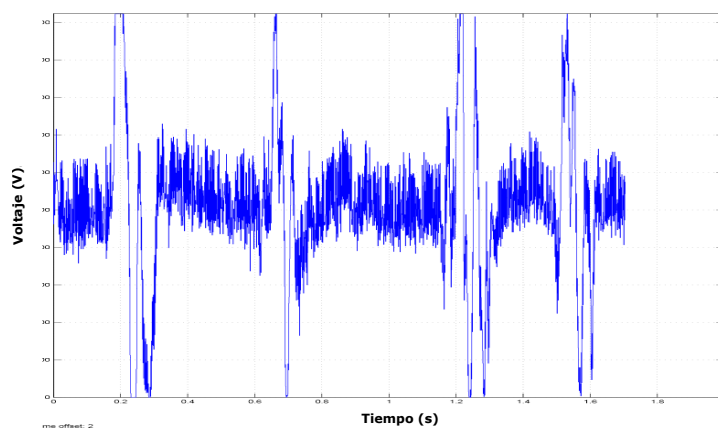


Figura 3.25: Señal EMG del muslo obtenida con la placa OLIMEX-EKG-EMG

⁶Tomado de: <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/>

3.10.4. Integración de los sistemas electrónicos

El sistema electrónico se divide en dos etapas. La primera funciona como una interfaz de conexión entre el PC y el actuador, por medio del microcontrolador Arduino MEGA-2560. Además, para la comunicación entre el controlador externo y el exoesqueleto, se utilizó un modulo Bluetooth HC-05. (Figura 3.26)

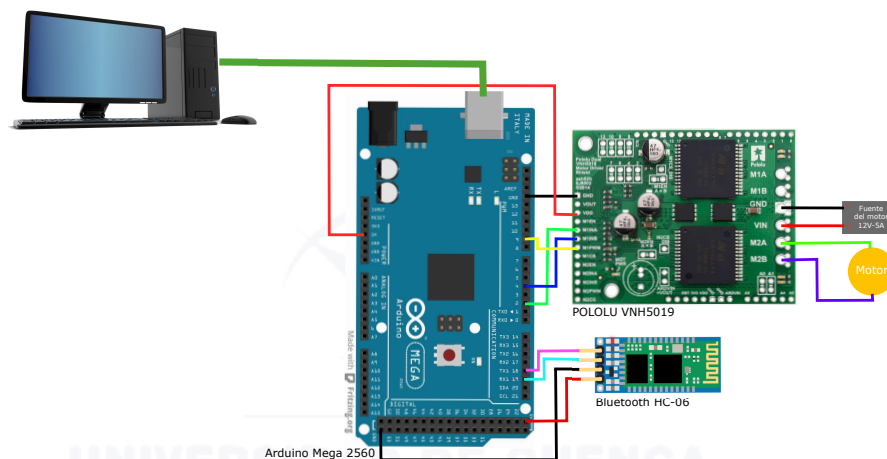


Figura 3.26: Diagrama PC-Arduino-Motor

La segunda cumple con la función de adquirir la señal del músculo de la rodilla, procesarla y enviarla de manera directa al controlador. Para esta etapa se utilizó el shield OLIMEX-EKG-EMG y como interfaz de conexión al PC se utilizó un Arduino MEGA-2560. (Figura 3.27)

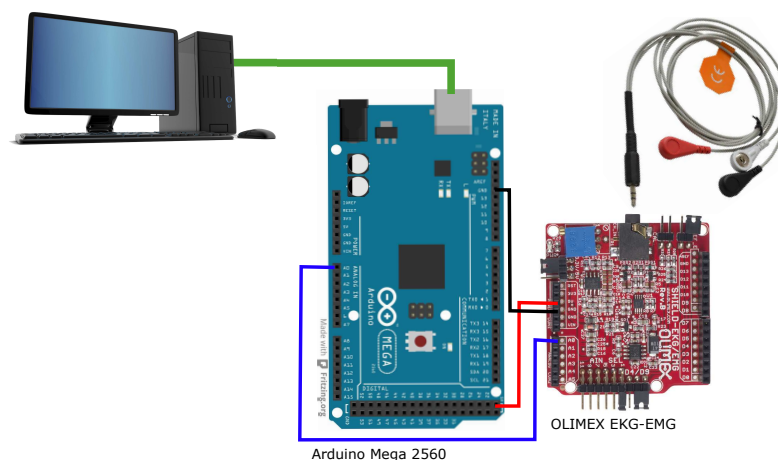


Figura 3.27: Diagrama PC-Arduino-EMG

3.11. Análisis de la curva de caminata

3.11.1. Kinovea

Kinovea es un reproductor de vídeo dedicado a todos los deportistas para estudiar y analizar de manera gráfica las técnicas que estos desempeñan en sus diferentes disciplinas.

La función que cumple este software es analizar el comportamiento de un grupo de píxeles fijados por el usuario, trazando una trayectoria que puede llegar a derivarse en velocidad o ángulos de comportamiento. (Figura 3.28)

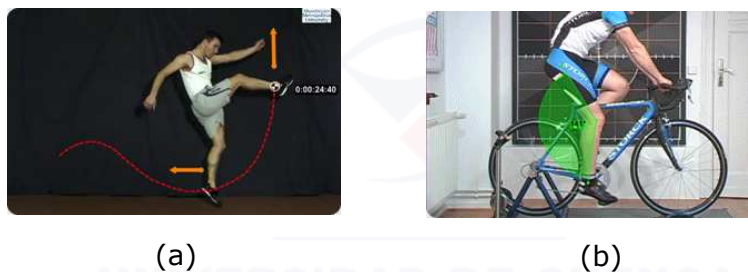


Figura 3.28: Funciones del Kinovea. (a) Trazado de una trayectoria, (b) Trazado del ángulo en tres puntos ⁸

3.11.2. Cinemática Inversa de la trayectoria

Para obtener la cinemática inversa se necesitó fijar tres puntos ubicados en cada articulación de la pierna, trazar una línea que una los mismos y formar un ángulo como el de la Figura 3.29 en base a la Sección 3.2.2.

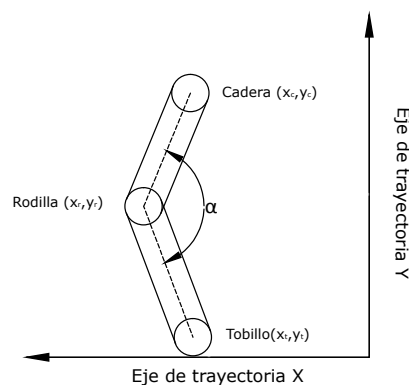


Figura 3.29: Geometría de las articulaciones de la pierna

⁸Tomado de: Tomado de: <https://www.kinovea.org/>

Una vez formada la intersección se calcula la pendiente de cada recta con la Ecuación (3.80)

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (3.80)$$

Obteniendo dos pendientes, una por cada recta y así poder encontrar sus vectores directores con la Ecuación (3.81)

$$\vec{n} = [m - 1] \quad (3.81)$$

Y con estos encontrar el ángulo α con la Ecuación

$$\cos(\alpha) = \frac{|dot(n_1, n_2)|}{norm(n_1)norm(n_2)} \quad (3.82)$$

3.11.3. Patrón de caminata humana en función del ángulo de flexión de la rodilla

La Ecuación 3.82 se usa para encontrar el patrón de caminata humana en función del ángulo de flexión de la rodilla, mediante un algoritmo programado en MATLAB. Los datos para el análisis de movimiento en MATLAB se obtienen de un conjunto de videos que se grabaron para analizar el comportamiento de la caminata mediante el software Kinovea, como se ve en la Figura 3.30.

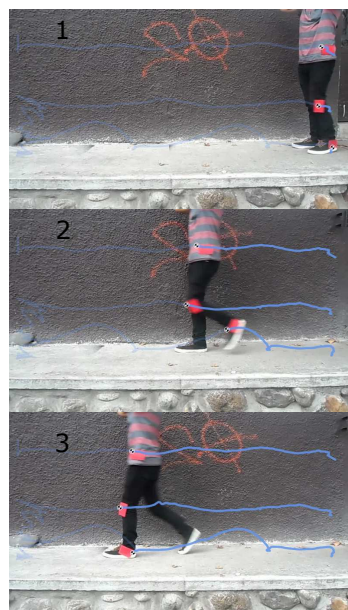


Figura 3.30: Análisis del comportamiento de la caminata en Kinovea

El proceso para la obtención del patrón de caminata se realizó varias veces, algunos de los valores obtenidos se pueden ver en las Figuras 3.31 y 3.32.

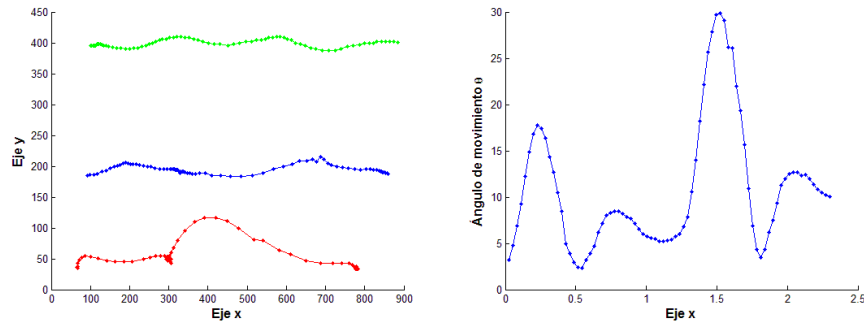


Figura 3.31: Variación del ángulo de la rodilla en la fase de la caminata

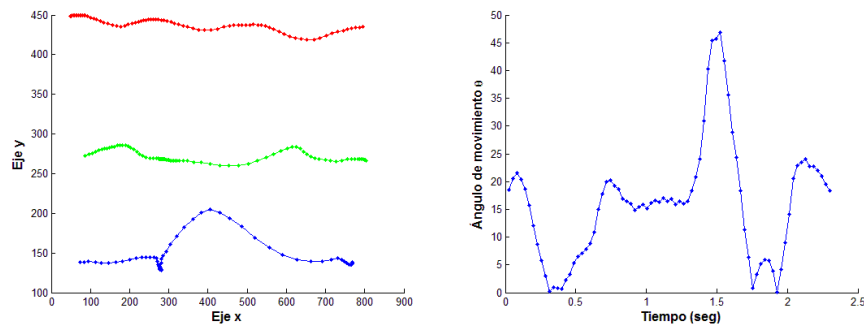


Figura 3.32: Variación del ángulo de la rodilla en la fase de la caminata

Los resultados obtenidos a partir del algoritmo implementado en MATLAB se promediaron para obtener los datos del Anexo C que corresponde al patrón de caminata promedio (Ángulo vs Tiempo) de la Figura 3.33.

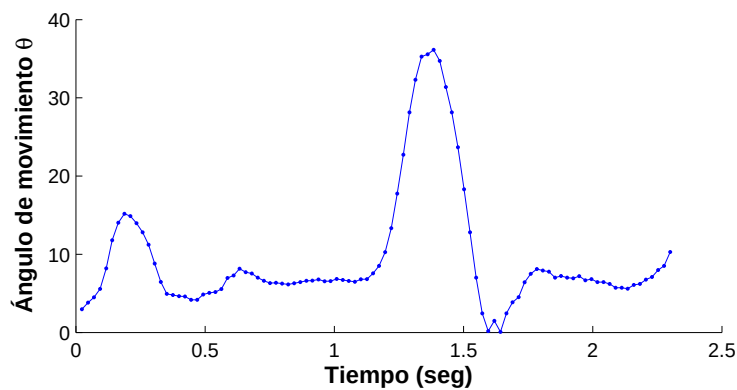


Figura 3.33: Patrón promedio de la fase de caminata



Capítulo 4

Desarrollo del sistema de control del exoesqueleto

4.1. Introducción

Un controlador PID es desarrollado para el seguimiento correcto de los cambios de posición angular del exoesqueleto, cuando se efectúe una rutina de movimiento o caminata. Para diseñar el control de posición angular del exoesqueleto de un GDL, se definieron las entradas y salida del sistema de control.

El diagrama de bloques de la Figura 4.1 esquematiza las dos entradas y la salida del control propuesto. Las señales de entrada del controlador se obtienen de un sensor de electromiograma¹ y un encoder de cuadratura. Ambas señales serán previamente procesadas antes de ser enviadas al sistema de control. La salida del controlador es una señal PWM variable en el tiempo, que permite regular la posición del actuador (motor).

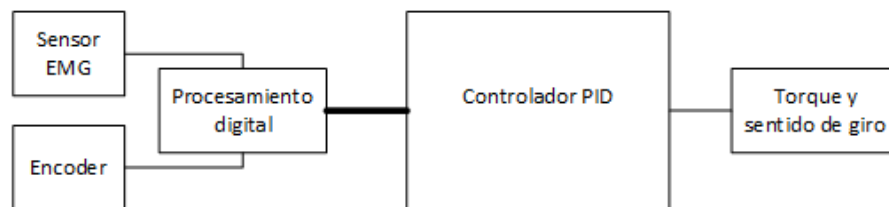


Figura 4.1: Diagrama del control propuesto

La señal de salida debe variar para acoplarse a la señal de referencia. La señal de referencia es una señal cíclica variable en el tiempo. La forma y frecuencia de la señal de referencia cambia en función de la rutina impuesta.

¹El electrocardiógrafo es un aparato electrónico que capta y amplifica bioseñales. El sensor utilizado es el OLIMEX-EKG-EMG

Las rutinas establecidas se almacenan y se utilizan como referencias en el sistema de control. El uso de cualquiera de las rutinas se decide por un médico, por medio de un sistema de administración remoto. El sistema está compuesto por una aplicación de escritorio (para uso del médico) y una aplicación móvil (para el uso del paciente y el sistema de control del exoesqueleto), como el esquema en la Figura 4.2. La comunicación entre la aplicación de escritorio y la aplicación móvil se realiza a través de una base de datos como se detalla en el diagrama del Anexo D.



Figura 4.2: Diagrama de comunicación entre la aplicación de escritorio y el smartphone

La Figura 4.3 muestra un esquema general del sistema de gestión y control del exoesqueleto.



Figura 4.3: Diagrama del sistema de control y gestión del exoesqueleto

4.2. Software orientado al control externo

4.2.1. Desarrollo de la aplicación de monitoreo móvil

Una aplicación de monitoreo es la encargada de recibir e informar las acciones que desarrolla un cliente a través de una conexión de red. Permitiendo a un

administrador un informe completo de actividades realizadas en el dispositivo, además de mantener sobre el cliente limitantes al uso total del mismo.

La aplicación de monitoreo orientada al cliente se desarrolla en la plataforma de Android con el software de programación Android Studio (Figura 4.4). Este paquete proporciona herramientas rápidas para la creación de aplicaciones en todos los tipos de dispositivos Android. Además, cuenta con una licencia gratuita y permite la edición de códigos de primer nivel, la depuración, las herramientas de rendimiento, un sistema de compilación flexible, un sistema instantáneo de compilación y un sistema de simulación virtual de dispositivos. [35]

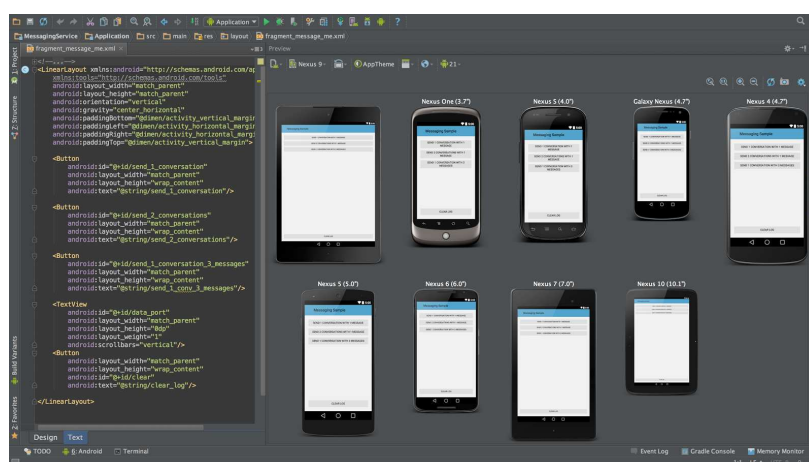


Figura 4.4: Andoid Studio ¹

Una característica de este software es que nos permite definir la versión base del cual va a partir la aplicación. En este caso se usó como versión mínima la de Android 2.3 Gingerbread debido a que es una de las versiones más estables y compatibles con dispositivos de baja gama. Las características de diseño de la aplicación son

- Conexión a Internet
- Comunicación *bluetooth*
- Comunicación PHP
- Traducción de formato JSON

La aplicación cuenta con un inicio de sesión que se realiza como método de acceso a la base de datos estableciendo una comunicación de red con el servidor

¹<http://wpengine.netdna-cdn.com/>

PHP. La Figura 4.5 muestra el tipo de comunicación que se genera entre el dispositivo con el servidor y el formato de la petición que este realiza.



Figura 4.5: Diagrama de funcionamiento SmartPhone-PHP-Base de datos

Cuando la petición ha sido recibida el servidor PHP hace una consulta en la base de datos confirmando la identidad de la persona. Una nueva ventana muestra datos personales y permite al usuario continuar la navegación a través de la aplicación. (Figura 4.6)



Figura 4.6: Diagrama de reatrolimentación de la Base de datos a la aplicación

Una vez que el servidor responde al cliente con una confirmación, este envía por red toda la información necesaria para activar el exoesqueleto, si el paciente lo requiere. Cuando el paciente decide pasar al uso del exoesqueleto, se presenta una ventana de conexión buscando iniciar una comunicación entre el *smartphone* y el exoesqueleto (Figura 4.7).



Figura 4.7: Diagrama de decisión del exoesqueleto

Una vez decidido si el paciente va a conectarse al exoesqueleto, la aplicación muestra rutinas pendientes, en caso de que existan, para ese día o de lo contrario notifica que no tiene actividades por hacer. (Figura 4.8)

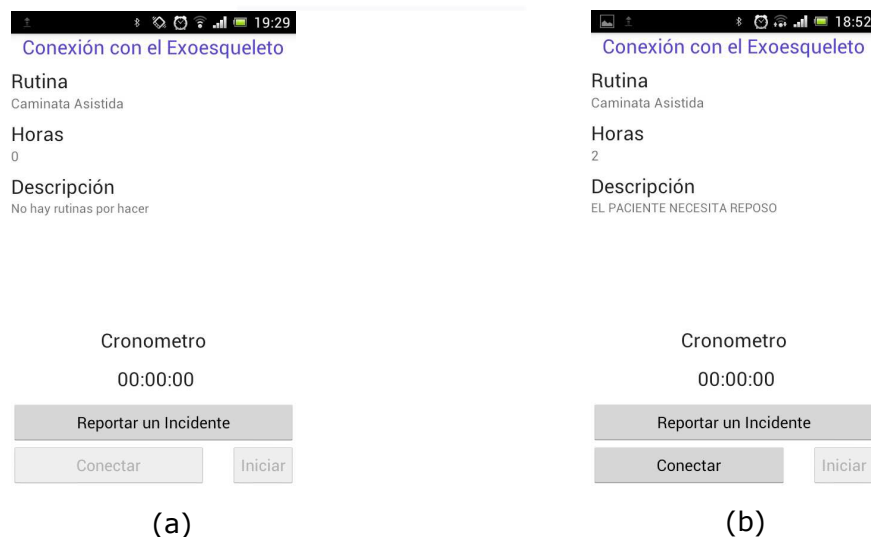


Figura 4.8: (a) No existen rutinas disponibles, (b) Existe una rutina programada para ese día

En caso que exista una rutina programada, el paciente tiene la libertad de iniciar, pausar o cancelar la actividad de movimiento en el exoesqueleto. Cada rutina tiene programado un tiempo limite de uso, en donde si el paciente llega a superarlo la aplicación notificaría que ha cumplido con la terapia y cancelaría la

comunicación con el prototipo. (Figura 4.9)

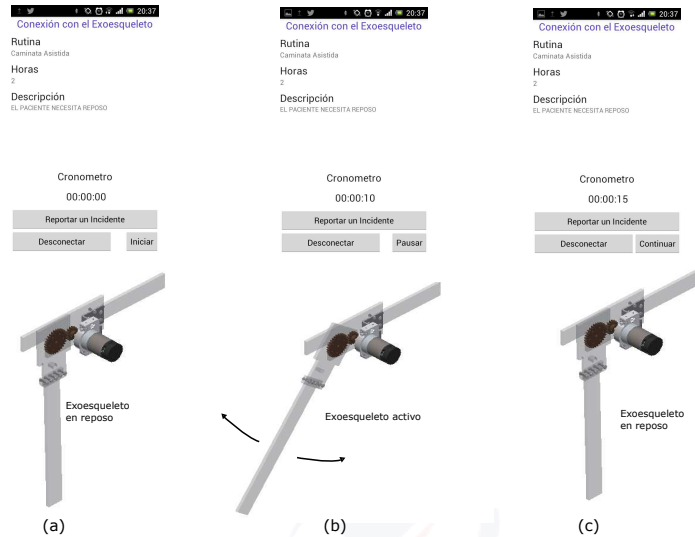


Figura 4.9: Ejemplos de estados del exoesqueleto (a) El paciente aún no decide si comienza con la rutina, (b) El paciente comienza con la rutina y el exoesqueleto se activa, (c) El paciente detiene la rutina por algún inconveniente

Finalmente, la aplicación ofrece al paciente la opción de reportar incidentes y de realizar consultas al médico. La aplicación notifica al médico a través de la interfaz de escritorio. (Figura 4.10)

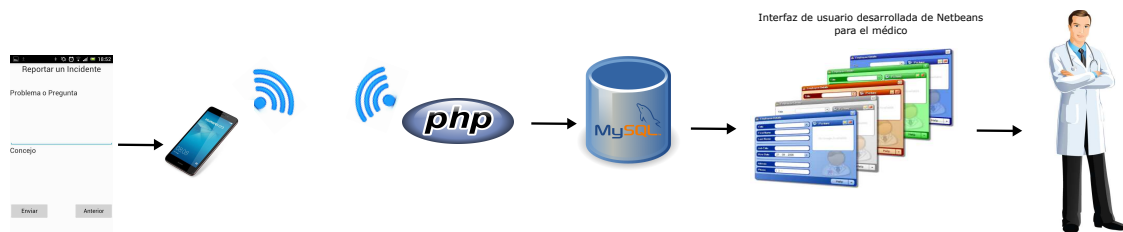


Figura 4.10: Diagrama de funcionamiento al reportar de un incidente

4.2.2. Aplicación de escritorio para la administración externa de rutinas y pacientes

La aplicación de escritorio desarrollada, en base al paradigma de programación orientada a objetos (POO), permite a un médico administrar y monitorear de forma externa las rutinas realizadas por un paciente. Además del médico, el paciente también podrá tener acceso a esta aplicación.

El programa se conecta a la base de datos desarrollada en MySQL para administrar información acerca de médicos, pacientes y rutinas.

El inicio de sesión se realiza mediante un usuario y contraseña, como se muestra en la Figura 4.11. Existen tres tipos de inicio de sesión dependiendo del usuario (Paciente, médico o súper-usuario). Según el usuario se limitan varias funciones.



Figura 4.11: Ventana para inicio de sesión

El paciente solo puede ver y modificar su información personal, el súper-usuario tiene acceso a todas las funciones concernientes al manejo de la base de datos, como eliminar o agregar usuarios (sean médicos o pacientes) de la base de datos mientras que las funciones del médico son:

- agregar o eliminar un nuevo paciente
- agregar, modificar y eliminar terapias
- agregar, modificar y eliminar rutinas
- visualizar información de las pacientes y rutinas

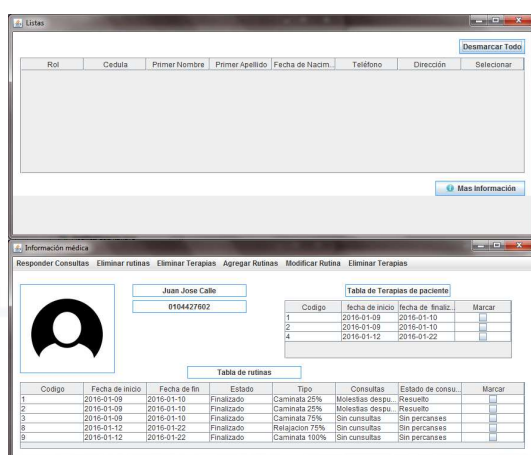
Luego del inicio de sesión se presenta la ventana de la Figura 4.12, desde la cual se despliegan las demás ventanas destinadas a realizar las distintas funciones implementadas en la aplicación.



Figura 4.12: Ventana principal de la aplicación de escritorio

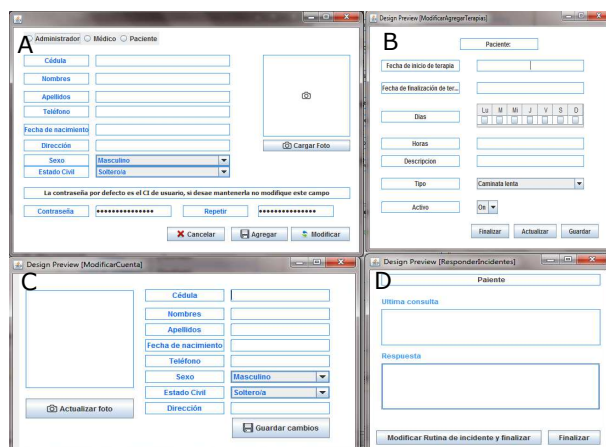
La lista de pacientes y terapias se presentan en las ventanas de la Figura 4.13, mientras que la Figura 4.14 A, B y C corresponden a las ventanas destinadas a agregar y/o modificar usuarios, terapias y rutinas.

Se considera que una terapia de rehabilitación es un conjunto de rutinas de caminata y/o secuencia de relajación, que se realizarán durante ciertos días con un número definido de horas. La aplicación permite escoger entre ocho diferentes tipos de rutinas, en función a la velocidad de movimiento del exoesqueleto, cuatro para la fase de caminata y cuatro para la secuencia de relajación. Una rutina de caminata lenta, por ejemplo, equivale a dar un paso en cuatro segundos; mientras que en una rutina de caminata rápida un paso se realiza en dos segundos.



The 'Listas' window displays a table with columns: Rol, Cédula, Primer Nombre, Primer Apellido, Fecha de Nacimiento, Teléfono, Dirección, and Seleccionar. Below this, there is a section for 'Información médica' for a patient named Juan Jose Calle with ID 9104427602. It includes a 'Tabla de terapias de paciente' with columns: Código, fecha de inicio, fecha de finaliz., and Marcar. The table lists four therapy entries with their respective start and end dates and checkboxes for marking.

Figura 4.13: Ventanas para presentar información de la base datos



The figure shows four sub-windows for data modification:

- A: Administrador** - Form for adding/modifying users with fields for Cédula, Nombres, Apellidos, Teléfono, Fecha de nacimiento, Dirección, Sexo, Estado Civil, and Contraseña.
- B: Design Preview (Modificar/Agregar Terapias)** - Form for adding/modifying therapies with fields for Fecha de inicio de terapia, Fecha de finalización de ter., Horas, Descripción, Tipo, and Activar.
- C: Design Preview (Modificar Cuenta)** - Form for modifying user accounts with fields for Cédula, Nombres, Apellidos, Fecha de nacimiento, Teléfono, Sexo, Estado Civil, and Dirección.
- D: Design Preview (Responder Incidentes)** - Form for responding to incidents with fields for Última consulta and Respuesta.

Figura 4.14: Ventanas para modificar información de la base de datos

La Figura 4.14 muestra la ventana desde la cual el médico responde a las inquietudes o molestias, al realizar una rutina, que un paciente envía desde su

Smartphone como consultas a las base de datos. El médico elige solo responder a las consultas del paciente o también modificar la rutina que generó la molestia.

4.3. Sistema de control del exoesqueleto

4.3.1. Procesamiento digital de la señal EMG para la detección del inicio de contracción del bíceps femoral

Los algoritmos para la adquisición y procesamiento de señales electromiográficas se basan en varias etapas de amplificación y filtrado analógico y digital. Las señales producidas por contracciones musculares tienen una amplitud que varía desde los $6 \mu\text{V}$ a los 60mV , con componentes de frecuencia de entre 10Hz y 400Hz [36, 37].

La detección del inicio de contracción muscular del bíceps, se realiza mediante un conjunto de etapas de amplificación, filtrado y acondicionamiento de la señal (Figura 4.15).



Figura 4.15: Diagrama de bloques para la detección de inicio de contracción muscular

La placa OLIMEX-EKG-EMG realiza las dos primeras etapas mediante (adquisición y acondicionamiento analogico de la señal) la colocación de electrodos en el área femoral del muslo, usando el estandar europeo de Electromiografía de Superficie para la Medida no Invasiva de los Músculos (SENIAM) descrita en [36].

Para la colocación de los electrodos, [36] recomienda reducir la impedancia eléctrica de la piel mediante el uso de gel electrolítico y dejando libre de bello la zona donde se ubicará el electrodo convencional (electrodo invasivo).

La señal de salida de la segunda etapa, es una señal analógica amplificada y rectificada que va desde 0 a 5 voltios. La señal es rectificada para eliminar los valores negativos, y la placa realiza un filtro pasa bajo analógico Besselworth de tercer orden con frecuencia de corte a 40Hz para reducir el ruido de los electrodos en contacto con la piel.

La señal de de salida del OLIMEX-EKG-EMG se envía a un algoritmo realizado en MATLAB con la herramienta Simulink, que realiza los procesos de las

etapas restantes. La señal recibida (Figura 4.16) es discretizada con una frecuencia de muestreo de 1 KHz, luego pasa por un filtro IIR digital Butterworth pasa banda de orden 6 con frecuencias de corte de 10 y 60 Hz para la detección de la envolvente.

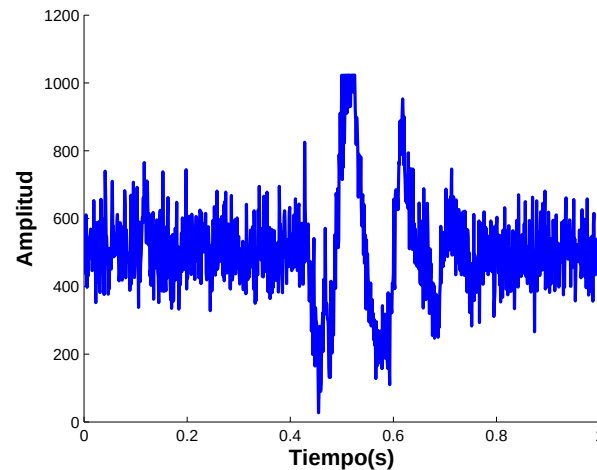


Figura 4.16: Señal EMG de salida de la placa OLIMEX-EKG-EMG

La detección de la contracción muscular se realiza a partir de la envolvente de la señal. Dicha señal, como la de la Figura 4.17, cuando el músculo se encuentra en reposo se mantiene en amplitudes por debajo de 600 (parte de la señal en azul), mientras que una excitación muscular (previa al movimiento de la articulación) produce oscilaciones de amplitud de hasta 1000 unidades (parte de la señal en rojo).

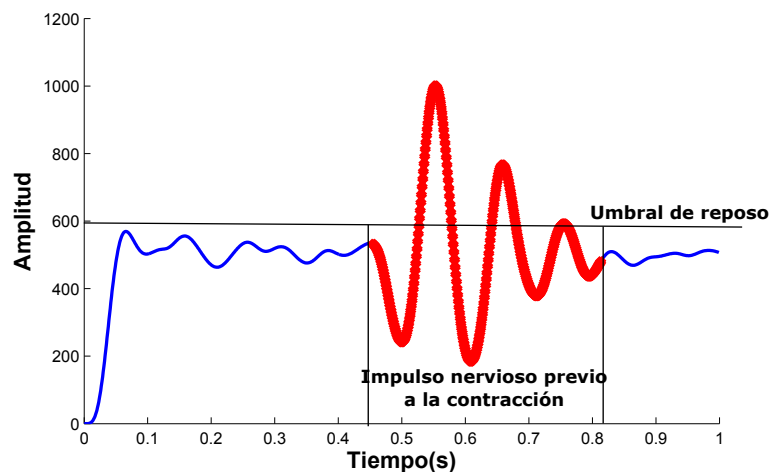


Figura 4.17: Envolvente de la señal EMG

Si la amplitud de la envolvente se encuentra por debajo de 600 (reposo), el sistema de detección envía un cero lógico al sistema de control, mientras que si la envolvente supera dicho valor se envía un uno lógico al sistema de control. El sistema de control continua una nueva secuencia de paso o se detiene tras culminar la última secuencia de paso secuencia de caminata dependiendo de la señal de salida del detector de inicio de contracción del músculo.

La Figura 4.18 muestra la salida del detector de inicio de contracción muscular. Aunque para la señal de la Figura 4.17 el detector de inicio de contracción envía dos pulsos al sistema de control (Figura 4.18), solo será válido el primer pulso. Los pulsos que puedan producirse durante el tiempo de envío del pulso inicial y la culminación de un paso se despreciarán por el sistema de control. Luego de la culminación del paso el sistema de control volverá a esperar otro pulso para realizar un nuevo paso.

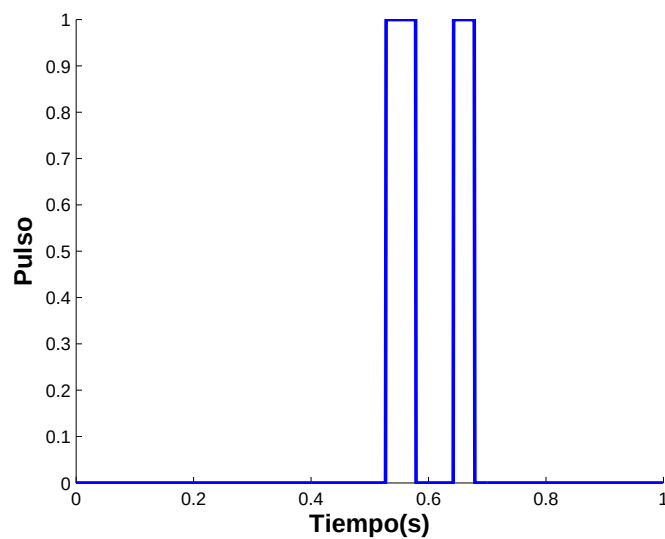


Figura 4.18: Salida del detector de inicio de contracción muscular

4.3.2. Procesamiento de señales del encoder de cuadratura para mediciones de ángulo de giro y posición del exoesqueleto

La lectura del encoder incremental de cuadratura, se realiza en MATLAB con ayuda de la herramienta Simulink. En esta herramienta se desarrolla un algoritmo para conocer la posición angular y sentido de giro del actuador, a partir de las señales obtenidas de dos canales del encoder (Figura 4.19).

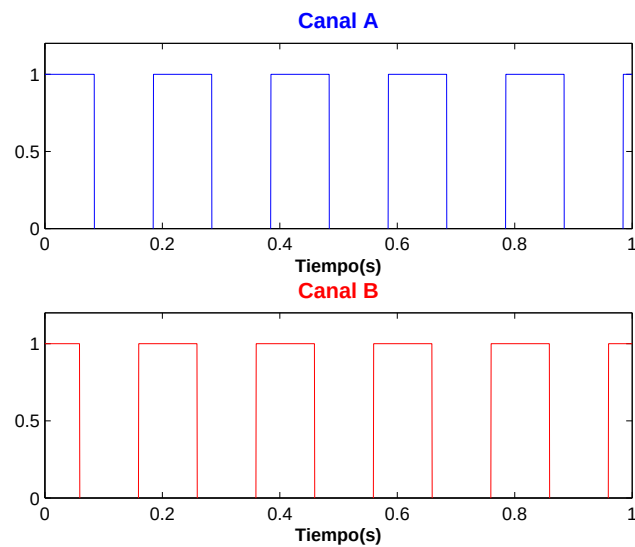


Figura 4.19: Señales de salida del canal A y B de encoder usado

El sentido de giro del motor depende de la diferencia de fase de los dos canales. Si el canal A tiene un desfase positivo de 90° con respecto al canal B, el giro del motor es hacia la derecha, como es el caso de la Figura 4.19, y si el desfase es negativo (-90°) el giro es a la izquierda.

La posición angular del motor se conoce a partir del sentido de giro del motor y el número de pulsos contados. El encoder usado tiene una resolución de 64 conteos o pulsos por revolución, es decir que cada 64 pulsos (entre los 2 canales) el motor habrá recorrido 360° . Un desplazamiento angular menor implica un menor número de pulsos enviados. Fallos de energía en el sistema de control producen pérdidas de información de la posición angular del exoesqueleto, la posición angular se reinicia, lo que hace necesario desplazar manualmente el exoesqueleto a su posición inicial. Esto no representa un problema en la funcionalidad, debido a que el motor no genera resistencia al movimiento cuando no se le suministra energía.

Aunque 64 conteos por revolución den una baja precisión ($5,64^\circ$ recorridos por pulso), la incorporación de una caja de engranes en el motor con el propósito de aumentar el torque ejercido por este, también aumentan la precisión final del encoder. La relación de la caja de engranes es 1:90, aumentado la precisión del encoder noventa veces (menos de un grado por pulso). La relación de la caja de engranes y el tren de engranes posterior se consideró al momento de implementar el algoritmo para saber el sentido de giro y posición angular del exoesqueleto con relación al plano sagital.

La presencia del tren de engranes en el exoesqueleto afecta el sentido de giro

del motor, porque, aunque el desfase entre canales del encoder de un sentido de giro para el motor, el sentido de giro del exoesqueleto es contrario al sentido de giro dado por el encoder.

El algoritmo desarrollado en Simulink considera los detalles mencionados antes de enviar la posición angular del exoesqueleto al sistema de control. En la Figura 4.20 se puede ver la salida del bloque implementado en Simulink cuando el sistema de control mueve el exoesqueleto con un patrón sinodal.

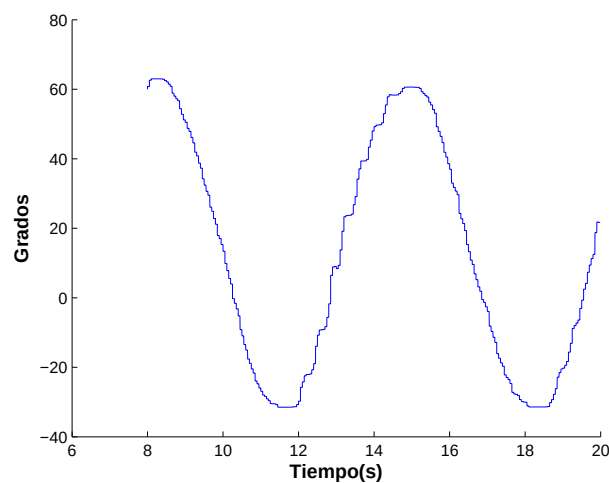


Figura 4.20: Medición de la posición angular del exoesqueleto por el encoder

4.3.3. Interfaz Arduino-MATLAB

Una interfaz es un dispositivo capaz de transformar señales producidas por un aparato en señales comprensibles por otro. Arduino es un *shield* que puede ser configurado para que cumpla con esta función y permita una comunicación con MATLAB. Esto quiere decir que Arduino va a recibir señales analógicas o digitales y las va a convertir en datos que puede interpretar el PC (Figura 4.21).

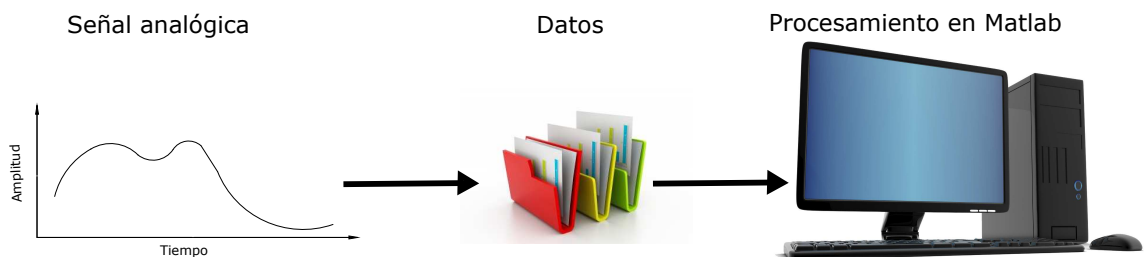


Figura 4.21: Transformación de datos

Esta interfaz fue desarrollada utilizando comunicación serial entre el PC y Arduino (Figura 4.22), siendo ambos configurados para trabajar con la plataforma de Simulink. Utilizando librerías que facilitan esta tarea manteniendo una alta velocidad de transferencia, además de dar facilidades al usuario para modificarlas por su característica de código abierto.

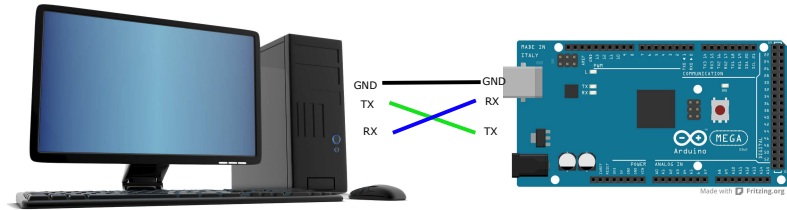


Figura 4.22: Comunicación serial PC-Arduino

Otra de las funciones del arduino va a ser la de receptor, pues este va a mantener una comunicación *bluetooth* con el control externo (*Smartphone*) siendo este capaz de controlar el tipo y el tiempo de cada rutina definidos inicialmente por el médico. (Figura 4.23)

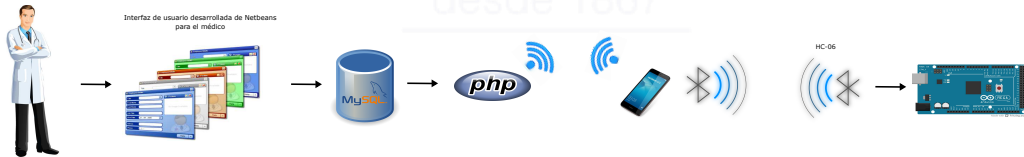


Figura 4.23: Diagrama de comunicación MySQL-SmartPhone-Arduino

4.3.4. Control PID

Un controlador PID es un sistema de control de lazo cerrado caracterizado por calcular continuamente el error dado por la diferencia entre un valor deseado con el valor medido. El controlador minimiza el error en el tiempo dando un ajuste a la variable que se va a controlar, tales como el PWM de un motor, la posición de una válvula, un amortiguador, o la velocidad de un carro [38]. Este se determina por la suma ponderada representada en (4.1)

$$v(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) \cdot dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (4.1)$$

donde K_p , K_i y K_d indican la ganancia proporcional, integral y derivativo respectivamente, $e(t)$ es el error y $v(t)$ es la salida del controlador.

La estructura de un controlador PID es simple, aunque su simpleza también es su debilidad pues existen un grupo de plantas inestables que no pueden ser estabilizadas con un controlador PID.

Para este caso, al ser un control orientado a la posición de un actuador se utilizó el método de ajuste de sintonización de prueba y error. Este método consiste en variar manualmente cada parámetro del PID [39]. Comenzando por la ganancia proporcional y dejando en el mínimo los valores de las ganancias integral y derivativa, pasando por la ganancia integral dejando la ganancia derivativa en 0 y el proporcional en el valor hallado y por último variar el derivativo. Generando cada una de estas ganancias una respuesta diferente en el PID, siendo:

- K_p ajusta la respuesta en magnitud del controlador
- K_i ajusta el error en estado estacionario
- K_d ajusta la desviación entre el valor deseado y el valor medido

Entonces ayudándonos de este método de ajuste se fijó las ganancias K_p , K_i y K_d de acorde la característica de nuestra planta (Figura 4.24). Los valores de sintonización del controlador PID son: $K_p = 8,6$, $K_i = 2,8$ y $K_d = 0,012$.

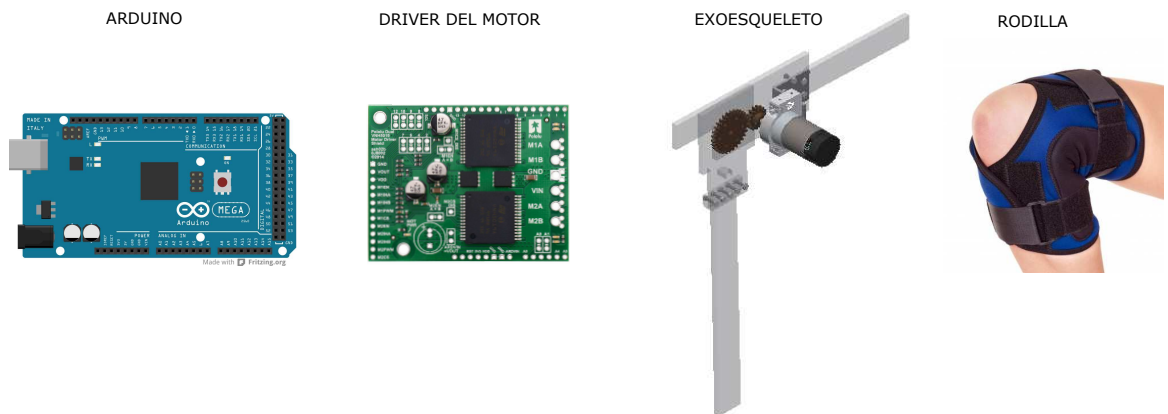


Figura 4.24: Planta del sistema de control

4.3.5. Respuesta del PID en la rehabilitación de relajación

Una vez fijados los parámetros de sintonización del controlador PID para un punto en específico, se realizaron pruebas del sistema de control para rutinas de rehabilitación en relajación. La señal de relajación fue establecida a partir del

resultado obtenido en la Sección 3.6. La Figura 4.25 muestra la señal generada por el Arduino que se envía al cálculo del error en el PID.

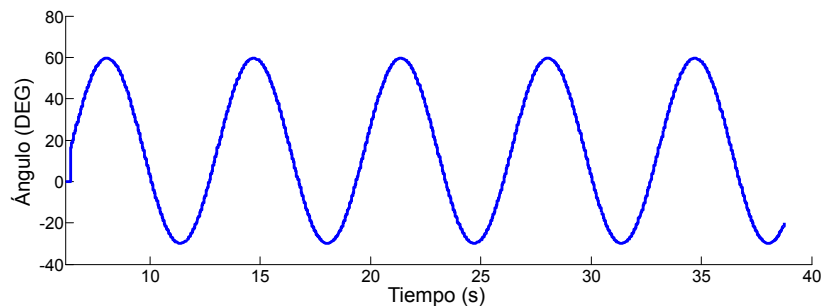


Figura 4.25: Lectura del Arduino

La Figura 4.26 muestra la respuesta del sistema leída por el encoder. Cabe destacar que para este caso se realizaron pruebas considerando que el paciente no tiene daños neurológicos que influyan en el libre movimiento del exoesqueleto.

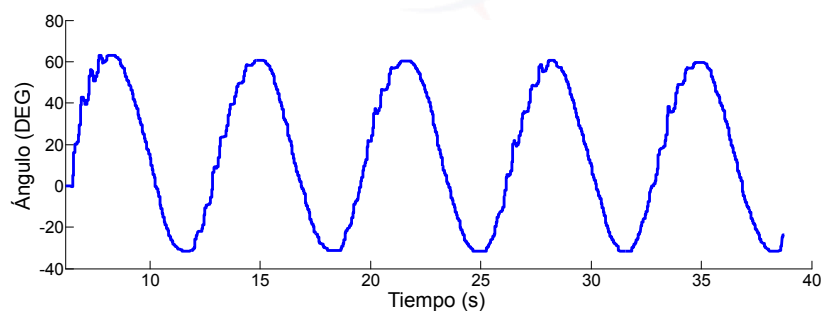


Figura 4.26: Lectura del encoder

Una vez demostrado el funcionamiento con este tipo de pacientes, se pasa a probar el exoesqueleto emulando un paciente que sufre un daño neurológico que genera una reacción inconsciente en la articulación produciendo una fuerza contraria del movimiento generado por el exoesqueleto. La generación de un torque en contra del movimiento, debido a este inconveniente, produce un error de hasta 10 grados, esto se da debido a que la eficiencia del motor disminuye de gran manera debido al bajo rendimiento que este tiene en torques más allá de los calculados en el diseño mecánico. (Figura 4.27)

4.3.6. Respuesta del PID en la rehabilitación de caminata asistida

Para este tipo de rehabilitación se requiere añadir un sensor extra que permita medir la intención del paciente en la caminata, pues se necesita conocer si el

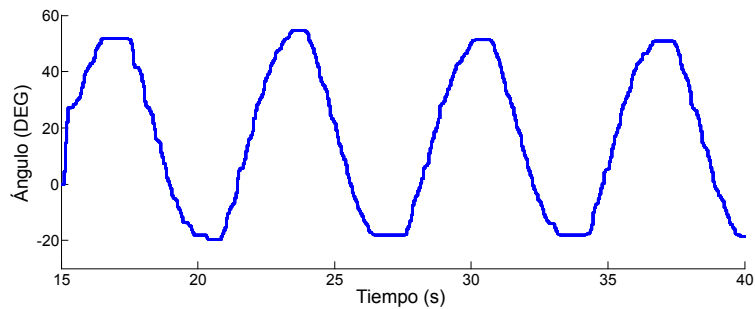


Figura 4.27: Lectura del encoder

músculo de la rodilla está listo para dar el siguiente paso. Para esto se añadió en el diseño del control una bandera que se activa únicamente cuando el sensor recibe esta señal, obligando al exoesqueleto a continuar con la caminata. (Figura 4.28)

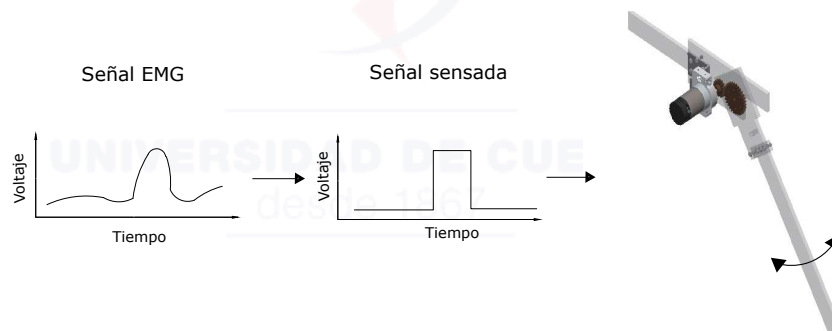


Figura 4.28: Diagrama de funcionamiento del EMG en el control

Una vez definido este sensor en el sistema de control, se restringe en el diseño la curva de caminata característica dividiéndola en 2 partes. La primera en el ángulo de inclinación generado cuando la rodilla esta flexionada, y la segunda, cuando la rodilla se mantiene estirada esperando a que el otro pie de él paso. (Figura 4.29)

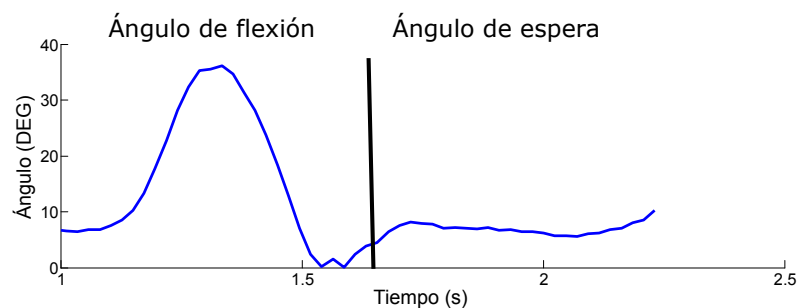


Figura 4.29: Separación de la curva de caminata para el ajuste del nuevo sensor

El Arduino envía la curva de caminata considerando que mientras el sensor eletromiógrafo no envíe un pulso, este no va a generar el siguiente paso de la caminata. (Figura 4.30)

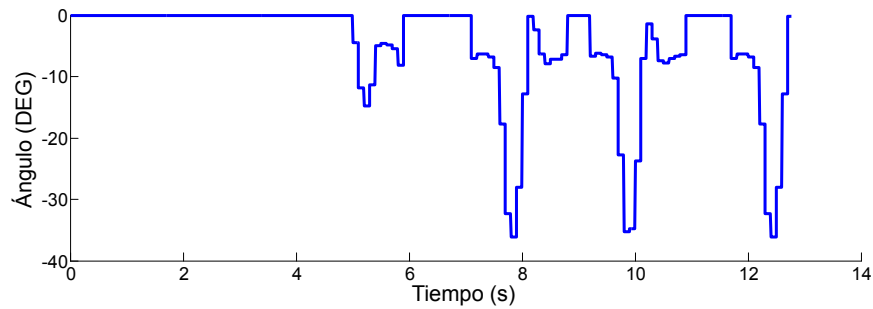


Figura 4.30: Curva de caminata enviada por Arduino al control

La Figura 4.31 muestra la respuesta del sistema de control con el paciente caminando. Para este caso se consideró que el paciente no sufre de algún daño neurológico que afecte la integridad del exoesqueleto. Aún así se muestra un resultado satisfactorio pues genera el torque necesario para generar un movimiento continuo al paciente.

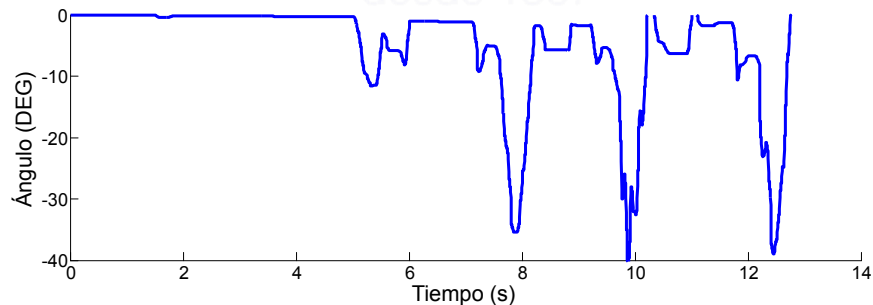


Figura 4.31: Curva de caminata enviada por Arduino al control

Capítulo 5

Pruebas y resultados

5.1. Análisis de funcionalidad en laboratorio

El exoesqueleto fue expuesto a diferentes pruebas de funcionamiento en laboratorio, durante periodos de tiempo de hasta 1 hora, para no comprometer la integridad del actuador.

Las funcionalidades que se ejecutaron durante las pruebas fueron de tres tipos:

1. Entrenamiento isométrico
2. Terapia de relajación
3. Caminata asistida

5.1.1. Entrenamiento isométrico

El entrenamiento isométrico se conoce como el trabajo de fuerza en el que no se produce ningún movimiento en la extremidad. Este ejercicio comúnmente es de corta duración y es realizado para fortalecer la masa muscular [40].

Para este ejercicio el exoesqueleto mantiene una posición definida y se le pidió al usuario que genere una resistencia de dos tipos. La primera en donde el usuario ejerce una fuerza en contra del movimiento, provocando una respuesta de error positiva y en donde el controlador presenta una respuesta lenta de 14 segundos hasta llegar a estabilizar el sistema (Figura 5.1).

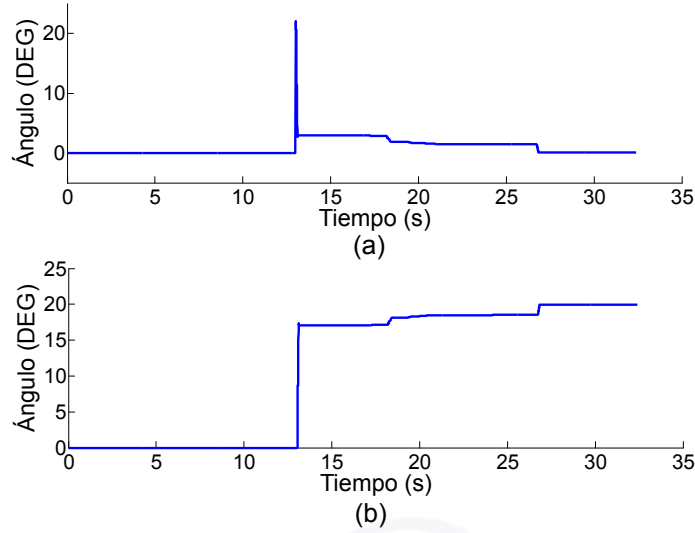


Figura 5.1: Respuesta del controlador con fuerza en contra del movimiento. (a)Error, (b) Encoder

Para el segundo tipo, el usuario ejerce una fuerza a favor del movimiento, generando una respuesta de error negativa, lo que provoca en el actuador un cambio de sentido brusco en donde se ve reflejado como tiempo perdido presentando una respuesta del sistema mucho más lenta de 24 segundos hasta llegar a estabilizarlo. (Figura 5.2)

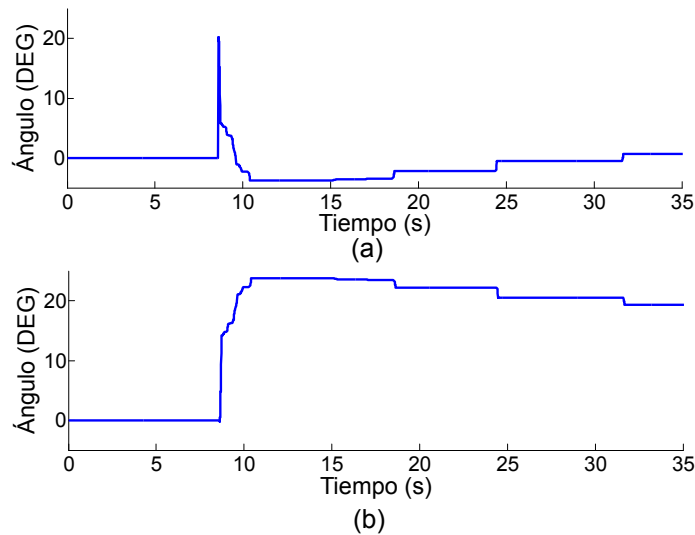


Figura 5.2: Respuesta del controlador con fuerza a favor del movimiento. (a)Error, (b) Encoder

En las Figuras 5.1-A y 5.2-A se observa la respuesta de error del sistema que es producido por los valores de K_p , K_d y K_i del controlador PID, por esto

en intervalos de error menores a 4 grados la respuesta del controlador es lenta. Llegando hasta los 24 segundos para estabilizarse debido al valor de sintonización K_i , como es el caso presentado en la Figura 5.2. Reducir el tiempo de estabilización genera una respuesta transitoria que compromete la integridad del motor.

5.1.2. Terapia de relajación

Para esta terapia el exoesqueleto puede ser configurado por cuatro tipos de rutinas. Diferenciadas por la velocidad de movimiento del exoesqueleto. En cada rutina se probó el prototipo emulando un paciente sin ningún tipo de daño neurológico que afecte el libre movimiento del exoesqueleto. Obteniendo una respuesta del error por debajo de los 5 grados. (Figura 5.3)

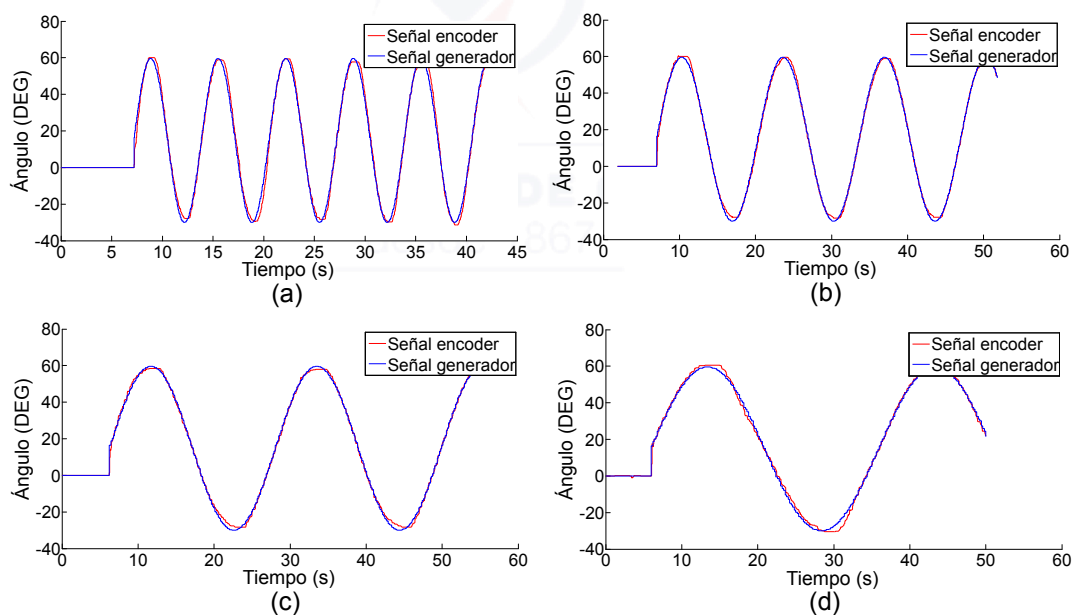


Figura 5.3: Gráficas del generador y el encoder en la terapia de relajación a: (a) velocidad normal, (b) 1/2 de la velocidad normal, (c) 1/4 de la velocidad normal (d) 1/8 de la velocidad normal

Por otra parte existen pacientes con daños neurológicos que al detectar un agente externo reaccionan con una contracción involuntaria en el músculo, generando una resistencia al libre movimiento del exoesqueleto.

En la Figura 5.4 se emula este tipo de pacientes, generado periódicamente una fuerza en contra del movimiento y observando que para este caso la respuesta del error varía alrededor de los 10 grados. Esto ocurre debido a la baja eficiencia del motor a un torque mayor de 3,75 N.m.

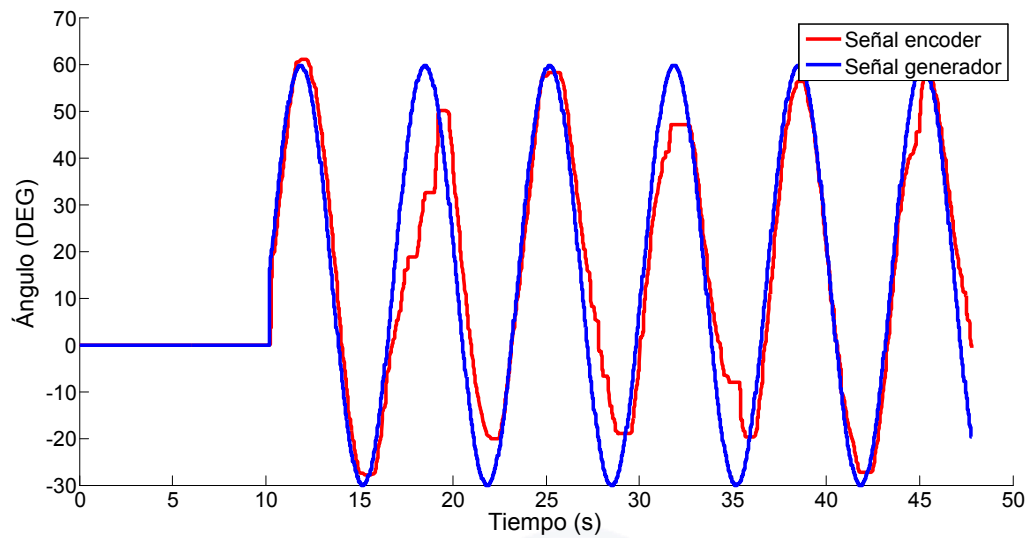


Figura 5.4: Paciente con daño neurológico que afectan al movimiento

5.1.3. Caminata Asistida

En esta terapia el exoesqueleto fue probado emulando un paciente que aporta con un apoyo externo, debido a que el prototipo no cuenta con una base firme que brinde equilibrio al paciente. La Figura 5.5 muestra algunas capturas del prototipo en funcionamiento.



Figura 5.5: Exoesqueleto manteniendo una caminata asistida

En esta terapia al igual que en la anterior existen cuatro diferentes tipos de rutinas, caracterizadas por la velocidad de movimiento del patrón de caminata obtenida en la Sección 3.11.3. La Figura 5.6 muestra la respuesta del sistema obteniendo un error por debajo de los 5 grados. Este error es generado inconcientemente por el paciente, que al tratar de predecir el movimiento del exoesqueleto genera una contracción muscular que se deriva en resistencia al movimiento.

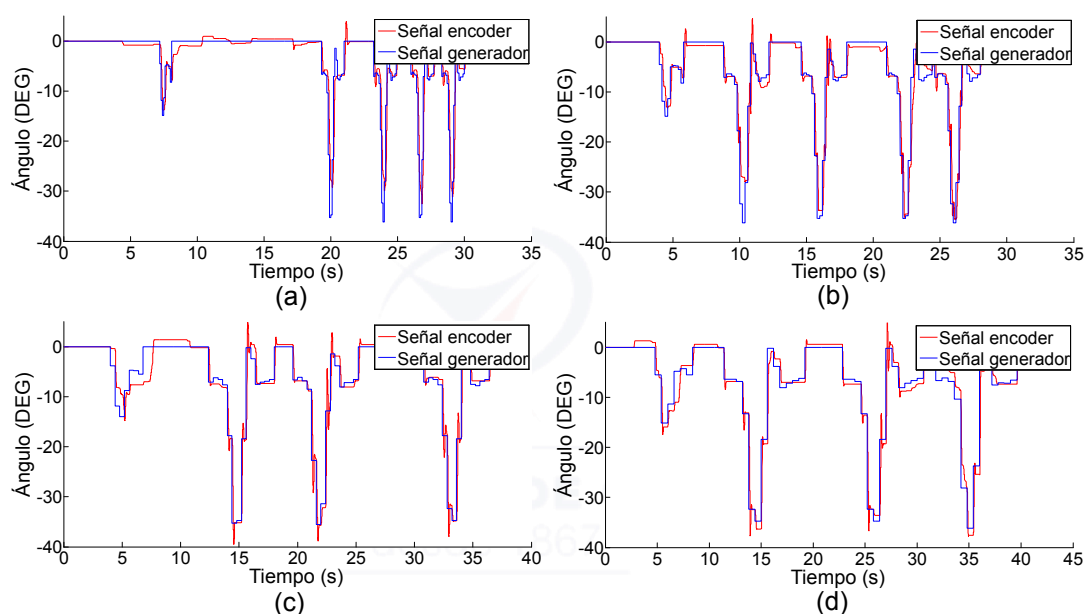


Figura 5.6: Gráficas del generador y el encoder en la caminata asistida a: (a) velocidad normal (7Km/hora), (b) 1/2 de la velocidad normal, (c) 1/4 de la velocidad normal (d) 1/8 de la velocidad normal

5.2. Análisis de funcionalidad en el Departamento de Terapia Física de la Universidad de Cuenca

Las pruebas realizadas en el Departamento de Terapias Física (DFT) de la Facultad de Ciencias Médicas de la universidad de Cuenca se ejecutaron por el Lcdo. Cobos Cobos Diego Fernando, para dar su opinión profesional del exoesqueleto (Figura 5.7).



Figura 5.7: Pruebas realizadas en el DFT de la Universidad de Cuenca

Fueron realizadas varias pruebas de funcionamiento utilizando terapias de relajación para evaluar la respuesta del control PID, cuando la pierna sigue el movimiento del exoesqueleto, y cuando se opone al movimiento del exoesqueleto.

La Figura 5.8 muestra una de las pruebas realizadas, considerando todos los posibles casos que puedan alterar el normal movimiento del exoesqueleto. La Figura 5.8-A muestra la señal de referencia para la secuencia de rutina de relajación.

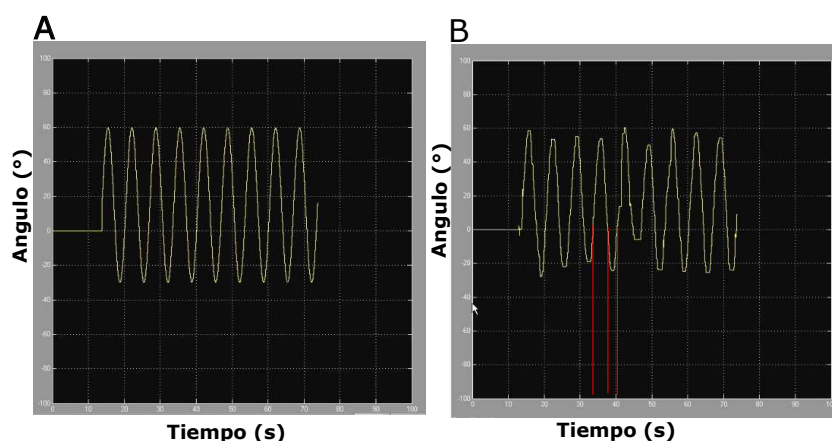


Figura 5.8: Señales de referencia y salida de encoder (Prueba realizada en el DFT)

De la Figura 5.8-B se obtuvieron varios resultados importantes. En el primer intervalo de tiempo de la Figura 5.8-B (0-40 segundos), el paciente realizó la rutina de relajación con normalidad, sin embargo, el ángulo de extensión de la

rodilla no alcanzó los 60 grados programados, sino que existe un error promedio de -4° , debido a que el paciente no está acostumbrado al prototipo. El continuo uso del exoesqueleto permite que el sistema nervioso del usuario responda de mejor manera a los movimientos impuestos por el dispositivo.

Para el intervalo de tiempo que va desde los 40 hasta los 45 segundos (Figura 5.8-B) el sujeto de prueba se opuso al movimiento de forma leve, el ángulo medido por el encoder se mantiene constante en 15 grados por unos pocos segundos y el controlador produce un torque mayor para ajustarse a la señal de referencia.

Para finalizar se trató de realizar una posición completa al movimiento del exoesqueleto. La Figura 5.8-B entre, 45 y 50 segundos, muestra la señal de salida cuando se suprime completamente el movimiento del exoesqueleto al oponerse al movimiento, el motor no es capaz de dar el torque suficiente para volver a ajustarse a la señal de referencia en cortos intervalos de tiempo, debido ha que la oposición al movimiento se refleja como una carga extra a la dimensionada en la Sección 3.6.

5.3. Limitaciones

Las limitaciones del prototipo son las siguientes:

- El exoesqueleto puede dar un torque máximo de 3,75 N/m, debido a las características del motor POLOLU-64CPR-37D
- La precisión del encoder incorporado en el exoesqueleto es de 64 conteos por ciclo de giro y no tiene la capacidad de almacenar la posición
- El dispositivo está diseñado para ser usado en la pierna izquierda, aunque con pocas modificaciones puede usarse en la pierna derecha.
- El exoesqueleto está diseñado para asistir a personas con grados de discapacidad moderada (25-49 % de limitación para realizar un movimiento) o inferior, es decir el paciente puede vencer parcialmente la fuerza de gravedad, pero no es capaz de movilizar la pierna.
- El dispositivo no debe ser usado por pacientes con daños neurológicos, porque puede haber un auto reflejo del paciente que se resista al movimiento.
- El equipo se puede usar para hacer ejercicios de resistencia, es decir, el exoesqueleto se mantiene en un ángulo específico y el paciente intenta mover el dispositivo, para aumentar la fuerza del músculo.

Capítulo 6

Conclusiones

6.1. Conclusiones

Los exoesqueletos dentro del campo médico son muy importantes en el área de la rehabilitación física, ya que proporcionan energía mecánica útil controlada y monitoreada por el fisioterapeuta, ayudando en actividades cotidianas que involucran el movimiento.

El exoesqueleto es un dispositivo conformado por un conjunto de actuadores y sensores que están controlados por un sistema embebido. El sensor electromiográfico y el encoder de cuadratura, utilizados en esta tesis, son utilizados en numerosas aplicaciones, cumpliendo con los requerimientos sobre el diseño planteado.

El dispositivo propuesto fue diseñado para pacientes con discapacidades de grado moderado o inferior, que requieran de rehabilitación para fortalecer la masa muscular del cuádriceps.

El prototipo brinda una rehabilitación de relajación completa destinada a personas que no sufren de daños neurológicos, pues estas pueden generar un auto reflejo del paciente produciendo una resistencia al movimiento que pueda llegar a afectar la integridad física del paciente.

El prototipo solo ayuda parcialmente en terapias de rehabilitación de caminata asistida, debido a que en el diseño del actuador no contempla el esfuerzo mínimo requerido que se necesita para impulsar el cuerpo en la fase terminal del ciclo de caminata.

El sistema de control implementado se ajusta a pacientes con distintas características físicas. Presentando una respuesta rápida al sistema con error bajo. Además, provee una supervisión continua y a distancia por parte del fisioterapeuta para el uso correcto de las tareas programadas en el prototipo para el



paciente.

6.2. Trabajos futuros

- Construir el prototipo propuesto en un material más flexible y resistente
- Buscar un actuador que presente una mejor curva de eficiencia y no se limite a sesiones de trabajo cortas
- Buscar e implementar una alternativa de procesamiento que elimine la dependencia de la PC para realizar las tareas de procesamiento de sensores y el control
- Implementar un sistema de detección de inicio de contracción muscular que esté conectado al sistema nervioso
- Implementar un sistema de potencia que cuente con una fuente portátil
- Migrar el sistema de control externo a la nube
- Diseñar un controlador que se adapte a las condiciones físicas y neurológicas del paciente
- Reducir errores sistemáticos



CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES

Anexos



Anexo A

Anexo I: Diente recto

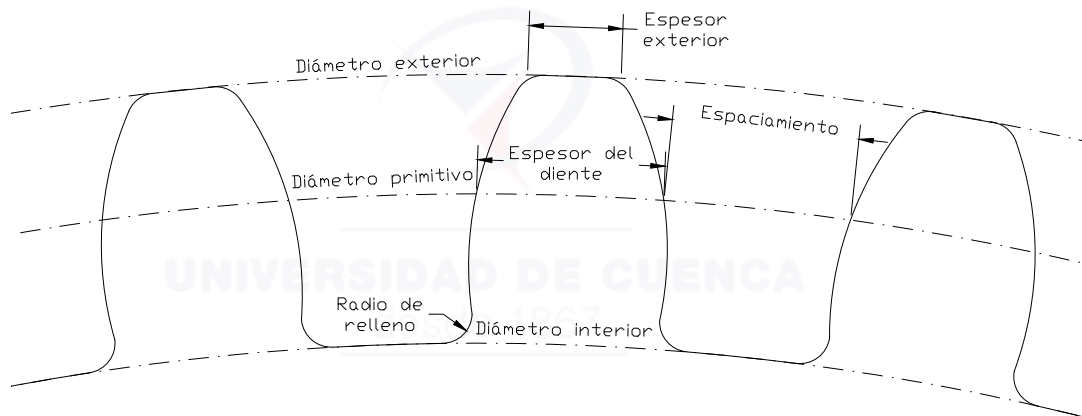


Figura A.1: Acotación del diente recto

- **Modulo:** Es la relación entre el diámetro primitivo y el número de dientes.

$$m = \frac{d}{N} \quad (\text{A.1})$$

- **Diámetro primitivo:** Es un círculo inicial en el que se basan los cálculos

$$d = mN \quad (\text{A.2})$$

- **Diámetro interior:** Limita la base del diente.

$$d_{interior} = m * (N - 2,5) \quad (\text{A.3})$$

- **Diámetro exterior:** Limita la altura del diente.

$$d_{exterior} = d_{primitivo} + 2 * m \quad (\text{A.4})$$



- Espesor del diente:.

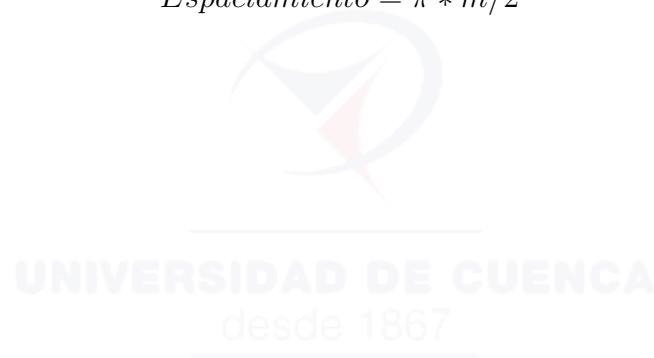
$$Espesor_{diente} = \pi * m/2 \quad (A.5)$$

- Espesor del diente exterior:.

$$Espesor_{exterior} = \pi * m/4 \quad (A.6)$$

- Espaciamiento entre dientes:.

$$Espaciamiento = \pi * m/2 \quad (A.7)$$



Anexo B

Anexo II: Porcentaje de masa del cuerpo humano

- Tronco sin miembros
 $TSM = 50 \%$ (B.1)
- Mano
 $M = 0,7 \%$ (B.2)
- Antebrazo con la mano
 $ACM = 2,3 \%$ (B.3)
- Antebrazo sin la mano
 $ASM = 1,6 \%$ (B.4)
- Parte superior del brazo
 $PSB = 2,7 \%$ (B.5)
- Brazo completo
 $BC = 5 \%$ (B.6)
- Pie
 $P = 1,5 \%$ (B.7)
- Parte inferior de la pierna con el pie
 $PIPCP = 5,9 \%$ (B.8)



ANEXO B. ANEXO II: PORCENTAJE DE MASA DEL CUERPO HUMANO

- Parte inferior de la pierna sin el pie

$$PIPSP = 4,4 \% \quad (B.9)$$

- Muslo

$$Muslo = 10,1 \% \quad (B.10)$$

- Pierna completa

$$PC = 16 \% \quad (B.11)$$





Anexo C

Anexo III: Variación del ángulo de la rodilla en la fase de la caminata

Tabla C.1: Flexión del ángulo de la rodilla en la fase de la caminata

Muestra	Ángulo (°)	Muestra	Ángulo (°)	Muestra	Ángulo (°)
1	2,9817	34	6,2451	67	2,4380
2	3,8100	35	6,1399	68	0,1804
3	4,4908	36	6,2976	69	1,4809
4	5,5748	37	6,4326	70	0,0696
5	8,2072	38	6,6066	71	2,4487
6	11,7992	39	6,6286	72	3,8527
7	14,0362	40	6,7858	73	4,5246
8	15,1742	41	6,5417	74	6,4168
9	14,8706	42	6,5629	75	7,5047
10	13,9776	43	6,8527	76	8,1077
11	12,7991	44	6,7186	77	7,9210
12	11,2240	45	6,5910	78	7,7804
13	8,8060	46	6,4845	79	7,0125
14	6,4641	47	6,8012	80	7,2343
15	4,9385	48	6,8189	81	7,0071
16	4,7869	49	7,5698	82	6,9263
17	4,6490	50	8,5162	83	7,1929
18	4,5957	51	10,2782	84	6,6687

Sigue en la página siguiente.



*ANEXO C. ANEXO III: VARIACIÓN DEL ÁNGULO DE LA RODILLA EN
LA FASE DE LA CAMINATA*

Muestra	Angulo (°)	Muestra	Ángulo (°)	Muestra	Ángulo (°)
19	4,1714	52	13,3349	85	6,8207
20	4,1744	53	17,7649	86	6,4463
21	4,8494	54	22,7364	87	6,4439
22	5,0756	55	28,1471	88	6,2030
23	5,1803	56	32,3209	89	5,7216
24	5,5560	57	35,2744	90	5,7318
25	6,9718	58	35,5648	91	5,5854
26	7,2835	59	36,1396	92	6,0912
27	8,1483	60	34,7174	93	6,2093
28	7,7160	61	31,3876	94	6,7522
29	7,5468	62	28,1472	95	7,1024
30	7,0224	63	23,6862	96	7,9838
31	6,6127	64	18,3044	97	8,5229
32	6,3167	65	12,8172	98	10,2873
33	6,3486	66	7,0074		



Anexo D

Anexo IV: Diagrama de base de datos para la administración de información de pacientes, médicos y rutinas de terapias de rehabilitación

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867



ANEXO D. ANEXO IV: DIAGRAMA DE BASE DE DATOS PARA LA ADMINISTRACIÓN DE INFORMACIÓN DE PACIENTES, MÉDICOS Y RUTINAS DE TERAPIAS DE REHABILITACIÓN

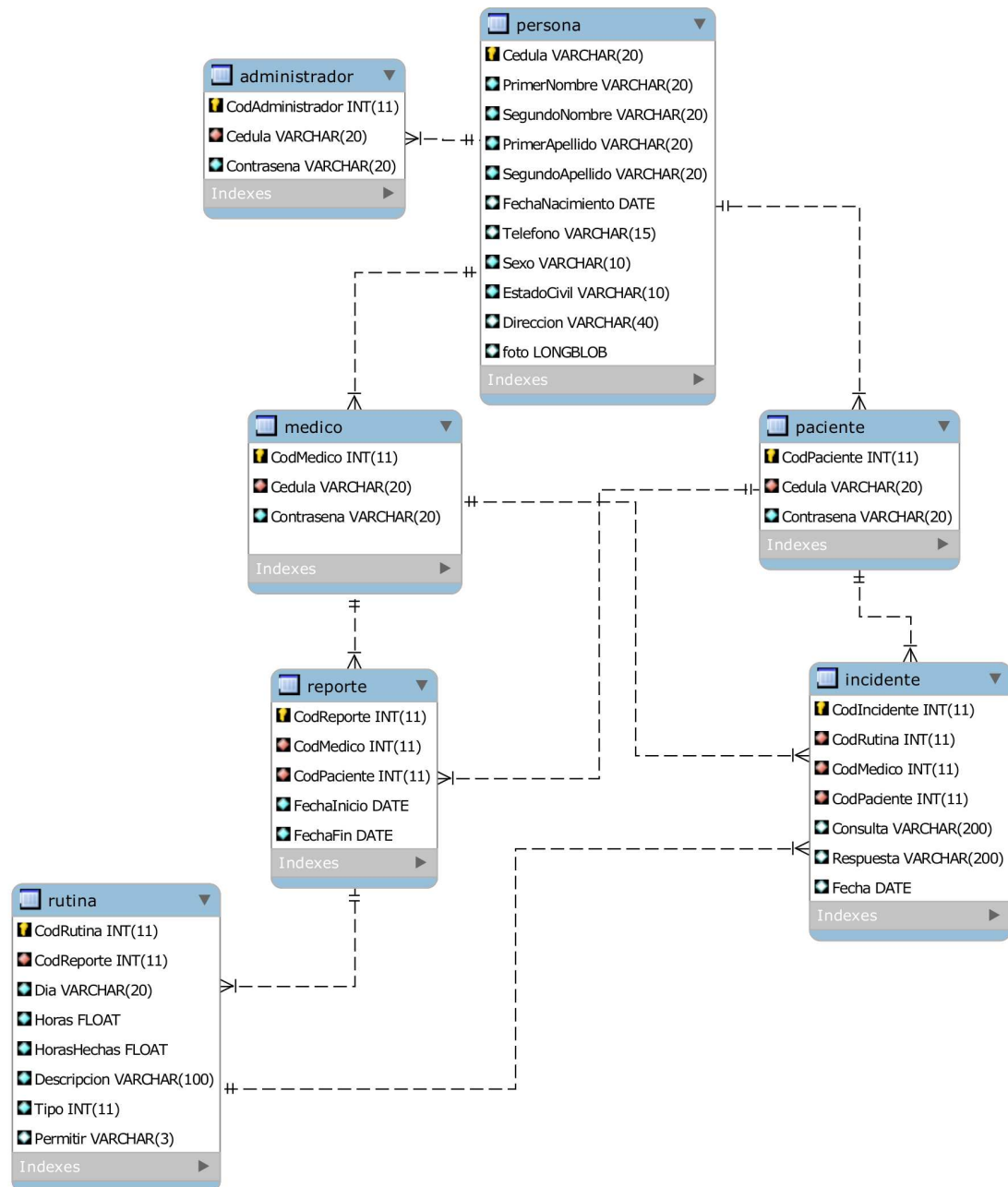


Figura D.1: Diagrama de la base de datos implementada

Anexo E

Anexo V: Instrucciones para la colocación correcta del exoesqueleto

Asegure el exoesqueleto a la pierna izquierda con las 3 bandas inferiores (Figura E.1). El exoesqueleto no debe estar por debajo o sobre de la articulación del tobillo para evitar molestias.



Figura E.1: Colocación del exoesqueleto

Ubique el centro del engrane de bronce en el centro de la articulación de la rodilla (Figura E.2).



Figura E.2: Alineación del exoesqueleto

Asegure las bandas superiores. Para la rutina de caminata debe estar de pie con los dos pies juntos (Figura E.3 A), mientras que para las rutinas de relajación debe sentarse formando un ángulo perpendicular entre la pierna y el muslo (Figura E.3 B).



Figura E.3: Posiciones de inicio de rutinas para el exoesqueleto

Anexo F

Anexo VI: Puntos de colocación de los electrodos en el músculo Biceps femoris

El *shield* SHIELD-EKG-EMG-OLIMEX cuenta con tres electrodos de conexión. El primero de color blanco es considerado como la referencia que busca conectarse en puntos en donde no existe contracción muscular (Figura F.1).



Figura F.1: Electrodo de color blanco

El segundo electrodo de color rojo es el encargado de sensar la contracción del músculo y es colocado al 50 % en la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia (Figura F.2).



Figura F.2: Electrodo de color rojo

El tercer electrodo de color negro es de igual forma considerado como referencia y busca conectarse en puntos elásticos y cercanos al músculo Biceps femoris (Figura F.3).



Figura F.3: Electrodo de color negro



Bibliografía

- [1] María Claudia Panesso, María Constanza Trillos, Ingrid Tolosa Guzmán, et al. Biomecánica clínica de la rodilla. *Borradores de Investigación: Serie documentos rehabilitación y desarrollo humano*, ISSN 1794-1318, No. 39 (Diciembre de 2008), 2008.
- [2] Manuel Alejandro Chávez-Cardona, Felipe Rodríguez-Spitia, Asfur Baradica-López, et al. Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. 2014.
- [3] Giles R Scuderi and Alfred J Tria. *The knee: a comprehensive review*. World Scientific, 2014.
- [4] Estefanía Peña, Begoña Calvo, and Manuel Doblaré. Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas. *Revista internacional de métodos numéricos*, 2006.
- [5] Sehoon Oh, Eunyong Baek, Seok-ki Song, Samer Mohammed, Doyoung Jeon, and Kyoungchul Kong. A generalized control framework of assistive controllers and its application to lower limb exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 2014.
- [6] Nahema Sylla, Vincent Bonnet, Frédéric Colledani, and Philippe Fraisse. Ergonomic contribution of able exoskeleton in automotive industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(4):475–481, 2014.
- [7] Kristel Knaepen, Pieter Beyl, Saartje Duerinck, Friso Hagman, Dirk Lefeber, and Romain Meeusen. Human–robot interaction: Kinematics and muscle activity inside a powered compliant knee exoskeleton. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 22(6):1128–1137, 2014.
- [8] Yong Ren and Dingguo Zhang. Fexo knee: A rehabilitation device for knee joint combining functional electrical stimulation with a compliant exoske-

- leton. In *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 683–688. IEEE, 2014.
- [9] Nikos Karavas, Arash Ajoudani, Nikos Tsagarakis, Jody Saglia, Antonio Bicchi, and Darwin Caldwell. Tele-impedance based stiffness and motion augmentation for a knee exoskeleton device. In *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*, pages 2194–2200. IEEE, 2013.
- [10] Eleftheria Mitka, Antonios Gasteratos, Nikolaos Kyriakoulis, and Spyridon G Mouroutsos. Safety certification requirements for domestic robots. *Safety science*, 50(9):1888–1897, 2012.
- [11] Suraiya Jabin. Robot learning using learning classifier systems approach. *SCIYO. COM*, page 1, 2010.
- [12] Terrence Fong, Illah Nourbakhsh, and Kerstin Dautenhahn. A survey of socially interactive robots. *Robotics and autonomous systems*, 42(3):143–166, 2003.
- [13] Antonio Barrientos, Luis Felipe Peñin, Carlos Balaguer, and Rafael Aracil. *Fundamentos de robótica*. McGraw-Hill, Interamericana de España, 2007.
- [14] Robotics Innovation Center. Fields of application. <http://robotik.dfki-bremen.de/en/research/fields-of-application.html>.
- [15] Russell H Taylor. A perspective on medical robotics. *Proceedings of the IEEE*, 94(9):1652–1664, 2006.
- [16] Andrej Gams, Tadej Petric, Tadej Debevec, and Jan Babic. Effects of robotic knee exoskeleton on human energy expenditure. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 60(6):1636–1644, 2013.
- [17] R López, J Torres, S Salazar, and R Lózano. Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 35(1):13–28, 2014.
- [18] Nikos Karavas, Arash Ajoudani, Nikos Tsagarakis, Jody Saglia, Antonio Bicchi, and Darwin Caldwell. Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton. *Robotics and Autonomous Systems*, 2014.

- [19] Francisco Perez Marcial. Diseño, análisis y modelado cinemático de un exoesqueleto pasivo de extremidad inferior con propósito de rehabilitación. 2011.
- [20] Wayne Yi-Wei Tung, Michael McKinley, Minerva V Pillai, Jason Reid, and Homayoon Kazerooni. Design of a minimally actuated medical exoskeleton with mechanical swing-phase gait generation and sit-stand assistance. In *ASME 2013 Dynamic Systems and Control Conference*, pages V002T28A004–V002T28A004. American Society of Mechanical Engineers, 2013.
- [21] MBI Reaz, MS Hussain, and Faisal Mohd-Yasin. Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8(1):11–35, 2006.
- [22] Rafael Ruiz Rubio. Aplicaciones de las señales electromiográficas. *Encuentros en la Biología*, (53):2, 1999.
- [23] Roberto Merletti and Philip A Parker. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*, volume 11. John Wiley & Sons, 2004.
- [24] Margareta Nordin, Victor H Frankel, and Katja Forssén. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill. Interamericana, 2004.
- [25] Jose L Pons. *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. John Wiley & Sons, 2008.
- [26] Barbara A Gowitzke and Morris Milner. *El cuerpo y sus movimientos. Bases científicas*, volume 44. Editorial Paidotribo, 1999.
- [27] Fernando Torres, Jorge Pomares, Pablo Gil, Santiago T Puente, and Rafael Aracil. *Robots y sistemas sensoriales*. Pearson Education, 2002.
- [28] Eduardo Amaro Calderón. Autodesk inventor como herramienta para la solución y simulación de los problemas resueltos en la experiencia educativa mecánica de materiales. 2012.
- [29] Thom Tremblay. *Autodesk Inventor 2012 and Inventor LT 2012 Essentials*. John Wiley & Sons, 2011.
- [30] David Roylance. *MECHANICAL PROPERTIES OF MATERIALS*. 200.



- [31] Peter RN Childs. *Mechanical Design Engineering Handbook Second Edition*. Butterworth-Heinemann, 2015.
- [32] Simple Electric motors. Calculating torque. <http://simplemotor.com/calculations/>.
- [33] Hung Van Hoang and Jae Wook Jeon. An efficient approach to correct the signals and generate high-resolution quadrature pulses for magnetic encoders. *IEEE Transactions on industrial electronics*, 58(8):3634–3646, 2011.
- [34] José Danilo Rairan-Antolines and José Miguel Fonseca-Gómez. Algoritmo para la aproximación de la velocidad de giro de un eje mediante un encoder incremental. *Ingeniería y Universidad*, 17(2):293–309, 2013.
- [35] ALVARO SABURIDO. Android studio. <https://developer.android.com/studio/index.html>.
- [36] MECÁNICA Y ELÉCTRICA. “sistema modular utilizando electrodos no invasivos de alta sensibilidad para la adquisición de señales bioeléctricas. 2014.
- [37] Rossi Ernesto Esteban. *Procesamiento Digital en Tiempo Real de Biopotenciales empleando Filtros de Coeficientes enteros: Implementación MS430*. PhD thesis, National University of Entre Rios, 2013.
- [38] Katsuhiko Ogata. *Sistemas de control en tiempo discreto*. Pearson educación, 1996.
- [39] Virginia Mazzone. Controladores pid. *Automatizacion y Control Industrial Universidad de Quilmes. Quilmes*, 2002.
- [40] Doctor Joel Prieto. Entrenamiento isométrico. <http://www.foroatletismo.com/>.