



**DISEÑO DE UN SISTEMA DE CONTROL FUZZY PARA EL MANEJO DE
UNA ORTESIS DE RODILLA ACTIVA SIMULADA EN UN ENTORNO 3D**

Harold David Villota Betancourth

20561817203

Ingrid Tatiana Nieto Ortiz

20561812410

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Popayán, Colombia

2023

**DISEÑO DE UN SISTEMA DE CONTROL FUZZY PARA EL MANEJO DE
UNA ORTESIS DE RODILLA ACTIVA SIMULADA EN UN ENTORNO 3D**

Harold David Villota Ba

Ingrid Tatiana Nieto Ortiz

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero Biomédico

Director (a):

PhD. César Augusto Quinayás Burgos

Línea de Investigación:

Análisis de información Biomédica.

Grupo de Investigación:

Bioingeniería

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Popayán, Colombia

2023

NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado

_____.

Cumple con los requisitos para optar

Al título de _____.

Firma del Tutor

Firma Jurado

Firma Jurado

Popayán, 22-05-2023

Preliminares

*Vive como si fueras a morir mañana,
aprende como si fueras a vivir siempre.*

Mahatma Gandhi

Dedicatoria

A mis padres por confiar en lo que puedo lograr y nunca dejarme solo en el proceso, por ellos la dedicación, disciplina y todo esfuerzo que he alcanzado, sin importar el resultado.

Agradecimientos

En primer lugar, deseo expresar mi agradecimiento al director de esta tesis, Dr. César Augusto Quinayás Burgos, por la dedicación y apoyo que ha brindado a este trabajo, por el respeto a mis sugerencias e ideas y por la dirección y el rigor que ha facilitado a las mismas. Gracias por la confianza ofrecida desde que llegué a esta facultad.

Un trabajo de investigación es siempre fruto de ideas, proyectos y esfuerzos previos que corresponden a otras personas. En este caso mi más sincero agradecimiento a encargado del laboratorio de la Universidad Antonio Nariño, con cuyo trabajo estaré siempre en deuda. Gracias por su amabilidad, su tiempo y sus ideas.

Pero un trabajo de investigación es también fruto del reconocimiento y del apoyo vital que nos ofrecen las personas que nos estiman, sin el cual no tendríamos la fuerza y energía que nos anima a crecer como personas y como profesionales.

Gracias a mi familia, a mis padres y a mi hermana, porque con ellos compartí una infancia feliz, que guardo en el recuerdo y es un aliento para seguir escribiendo sobre la infancia.

Gracias a mis amigos, que siempre me han prestado un gran apoyo moral y humano, necesarios en los momentos difíciles de este trabajo y esta profesión.

A todos, muchas gracias.

Contenido

	Pág.
Contenido	
Preliminares	11
Resumen	10
Introducción	14
1. Antecedentes	17
1.1 Estado del arte	17
1.2 Planteamiento del problema	19
1.3 Alcance.....	21
2. Objetivos	22
2.1 Objetivo general	22
2.2 Objetivos Específicos	22
3. Justificación	23
4. Marco teórico	25
4.1 Anatomía de la rodilla	25
4.1.1 Rodilla	25
4.2 Biomecánica de la rodilla.....	27
4.2.1 Movimientos de la rodilla.....	27
4.3 Lesiones de la rodilla.....	28
4.4 Rehabilitación de la rodilla	30
4.4.1 Ejercicios de flexión - extensión para recuperar la movilidad de la rodilla	32
4.5 Dispositivos de Rehabilitación de la rodilla.....	34
4.5.1 Goniómetro	34
4.5.2 Ortesis.....	35
4.5.3 Ortesis inferior de rodilla.....	36
4.6 Herramientas automatizadas para la rehabilitación de rodilla.....	37
4.6.1 Enraf Nonius Kinetec Spectra	37
4.6.2 Otto Bock Danninger 480E	37
4.6.3 Chattanooga Optiflex 3	38
4.7 Sistemas de control.....	39
4.8 Control Fuzzy	41

4.9	Aplicaciones de controles fuzzy.....	41
4.9.1	<i>Control de una prótesis mioeléctrica de brazo por medio de lógica difusa.....</i>	42
4.9.2	<i>Desarrollo de un controlador neuro difuso sobre un sistema embebido</i>	42
4.10	Bioseñales en el campo de la ingeniería.....	43
4.11	Software	44
4.11.1	<i>GrabCad</i>	44
4.11.2	<i>SolidWorks</i>	44
4.11.3	<i>Matlab-Simulink</i>	45
5.	Diseño Metodológico	47
5.1	Diseñar una órtesis activa de rodilla utilizando software CAD (SolidWorks) para exportarlo a un entorno 3D.....	47
5.1.1	<i>Estudiar la cinemática de la rodilla.</i>	47
5.1.2	<i>Obtener información valiosa por medio de fisioterapeutas sobre cómo se realiza la rehabilitación de rodilla.</i>	49
5.1.3	<i>Diseñar y construir órtesis mecánicas en plataforma virtual.</i>	51
5.2	Diseñar una estrategia de control Fuzzy de seguimiento y posición para la órtesis activa utilizando Matlab – Simulink.....	54
5.2.1	<i>Realizar una búsqueda del estado del arte sobre sistemas de control de lógica</i>	54
5.2.2	<i>Reglas difusas</i>	55
5.2.2	<i>Configurar las librerías de MATLAB-SIMULINK y herramientas para el diseño del control Fuzzy</i>	57
5.2.3	<i>Entradas del sistema de control Fuzzy</i>	58
5.3	Implementación sistema de Control Fuzzy	63
5.3.2	<i>Reglas de inferencia</i>	69
5.3.3	<i>Diseño del prototipo con motor controlado por el sistema de control</i>	71
5.4	Estimar el Estado de Cansancio del Usuario utilizando Bioseñales.	74
5.4.1	<i>Investigación en el estado del arte sobre bioseñales del cuerpo</i>	74
5.4.2	<i>Método para la obtención de las Bioseñales.</i>	76
6.	Resultado y análisis de resultados	80
6.1	Diseño de ortesis	80
6.1.1	<i>Modelo CAD – modelo CAD completo.....</i>	80
6.1.2	<i>Simulación de la ortesis en Simulink.....</i>	80
6.2	Sistema de control.	81
6.2.1	<i>Sistema de control Fuzzy</i>	81
6.2.2	<i>Sistema de control Fuzzy implementado a la ortesis.....</i>	82
6.2.3	<i>Ubicaciones de electrodos para EMG y ECG.....</i>	85
6.3.2.	Resultados de las señales ECG obtenidas.....	86
6.2.4	<i>Resultados de las señales EMG.....</i>	88
7.	Conclusiones	90
8.	Referencias Bibliográficas.....	92

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1 <i>Rango de flexión y extensión de la rodilla en grados.</i>	20
Figura 2 <i>Dispositivo Artromot KI</i>	24
Figura 3 <i>Anatomía de la rodilla.</i>	27
Figura 4 <i>Movimientos de la rodilla.</i>	28
Figura 5 <i>Ejercicio de cinesiterapia pasiva.</i>	31
Figura 6 <i>Cinesiterapia activa</i>	32
Figura 7 <i>Ejercicio de extensión de rodilla sentado</i>	33
Figura 8 <i>Ejercicio levantamiento de piernas estiradas</i>	33
Figura 9 <i>Ejercicio con bandas para fortalecer la pierna de una lesión.</i>	34
Figura 10 <i>Valoración Goniométrica.</i>	35
Figura 11 <i>Rehabilitador Enraf nonius kinetec spectra.</i>	37
Figura 12 <i>Rehabilitador Otto Bock Danninger 480E.</i>	38
Figura 13 <i>Rehabilitador Chattanooga Optiflex 3</i>	39
Figura 14 <i>Lógica difusa – Lógica convencional.</i>	41
Figura 15 <i>Tipos de Software para el diseño de la ortesis.</i>	45
Figura 16 <i>Planos cristalográficos en el cuerpo</i>	48
Figura 17 <i>Arco de movilidad de la pierna en distintas posiciones</i>	48
Figura 18 <i>Posición de ángulo 0° a 90°</i>	50

Figura 19 <i>Pieza 1, Pieza equivalente al fémur</i>	52
Figura 20 <i>Pieza 2, Pieza equivalente a la tibia</i>	52
Figura 21 <i>Bloques de library browser</i>	53
Figura 22 <i>Modelo de la ortesis en Simulink</i>	53
Figura 23 <i>Esquema básico de un sistema Fuzzy</i>	54
Figura 24 <i>Actuación de los operadores and, or y not, según la lógica clásica y la lógica difusa</i>	56
Figura 25 <i>Nueva librería generada por los toolbooks descargados.</i>	58
Figura 26 <i>Sistema de retroalimentación al sistema de control</i>	58
Figura 27 <i>Calibración de ángulos por medio de Arduino en pin A0</i>	59
Figura 28 <i>Prototipo Goniómetro digital</i>	60
Figura 29 <i>Movimiento de 0° a 20° con el goniómetro visualizado en el control</i>	60
Figura 30 <i>Movimiento de 0° a 40° con el goniómetro visualizado en el control</i>	61
Figura 31 <i>Movimiento de 0° a 60° con el goniómetro visualizado en el control</i>	61
Figura 32 <i>Movimiento de 0° a 90° con el goniómetro visualizado en el control</i>	62
Figura 33 <i>Primera parte del sistema de control Simulink</i>	63
Figura 34 <i>Segunda parte del sistema de control Simulink</i>	64
Figura 35 <i>Configuración del fuzzy</i>	65
Figura 36 <i>Variables lingüísticas para la entrada (error)</i>	67
Figura 37 <i>Variables lingüísticas para la salida (pwm)</i>	68
Figura 38 <i>Reglas de inferencia para el sistema de control Fuzzy</i>	69
Figura 39 <i>Comportamiento de las reglas de inferencia para la señal PWM</i>	70
Figura 40 <i>DRIVER L298 para control de motores DC.</i>	72

Figura 41 <i>Motorreductor 1 Kg*cm - 200 RPM (6V)</i>	73
Figura 42 <i>Prototipo final</i>	73
Figura 43 <i>Dispositivo para toma de señales</i>	76
Figura 44 <i>Modelo de la ortesis en SolidWorks</i>	80
Figura 45 <i>Modelo ensamblado en Simulink</i>	81
Figura 46 <i>Modelo completo del sistema de control fuzzy en Simulink</i>	81
Figura 47 <i>Control fuzzy incorporado en la ortesis 3d-simulink</i>	82
Figura 48 <i>Ubicación de los electrodos en la pierna</i>	86
Figura 49 <i>Ubicación de los electros para señales ECG</i>	86

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 1	26
Tabla 2	35
Tabla 3	62
Tabla 4	78
Tabla 5	79
Tabla 6	83
Tabla 7	86
Tabla 8	87

Resumen

El presente trabajo integral de grado desarrolla un sistema de control enfocado en la rehabilitación de la rodilla, el control se ve reflejado en el seguimiento del movimiento angular. Dicho movimiento angular es observado gracias a la ortesis activa diseñada y simulada en un entorno 3D, esto, con el objetivo a futuro de crear un dispositivo capacitado a fin de automatizar parte de una terapia completa de rehabilitación, específicamente en la terapia pasiva, que es donde el paciente necesita de una ayuda externa para realizar la flexión – extensión de la pierna y poco a poco vaya recuperando el arco de movilidad. Normalmente, para cualquier lesión de rodilla se necesita de un plan de terapia de rehabilitación y recuperación.

Para dar un contexto del problema acerca de la falta de automatización se comienza describiendo una terapia tradicional de rehabilitación de rodilla. Inicialmente se reduce la inflamación de la articulación para empezar lo más pronto posible con pequeños movimientos. La posición del paciente depende del encargado profesional ya que puede ser sentado o acostado, pero siempre buscando la comodidad de ambos para poder culminar los ejercicios primarios que son: Flexión y extensión.

Cada vez el arco de movilidad angular debe ir aumentando para observar una mejora, los rangos manejados por los fisioterapeutas van de 0-30°, 0-60°, 0-90° y la medición de estos ángulos es realizada por una herramienta llamada goniómetro. Al indagar en el proceso de rehabilitación, se encuentra que no hacen uso de dicha herramienta y la recuperación es subjetiva, ya que, dependen de la reacción que se refleja en el paciente para tomar decisiones,

es decir, si siente dolor, se para inmediatamente con la terapia hasta que pueda continuar otra vez. Es por eso que se busca mediante el sistema de control asegurar el ángulo dentro del rango de 0° a 90° y se pueda observar el movimiento en la ortesis activa diseñada en 3D.

Para el diseño y desarrollo del sistema de control Fuzzy, se hace uso de la herramienta Matlab que va de la mano con la plataforma Simulink. La programación se lleva a cabo utilizando bloques que contienen variables de entrada y salida. Sin embargo, para realizar acciones específicas que se describen en este documento, se emplean microcontroladores externos adicionales.

La ortesis activa de apoyo se diseña en un programa CAD llamado SolidWorks, para luego ser llevado a Simulink en donde se realiza el ensamblado con el fin de unificar todo el sistema de control y poder proceder a la manipulación. Lo anterior se ve demostrado en los resultados del documento.

Palabras clave: Rehabilitación de rodilla, Control Fuzzy, Ortesis 3D, Matlab, Simulink, SolidWorks.

Abstract

The present comprehensive degree work develops a control system focused on the rehabilitation of the knee, the control is reflected in the monitoring of the angular movement. Said angular movement is observed thanks to the active orthosis designed and simulated in a 3D environment, this, with the future objective of creating a capable device in order to automate part of a complete rehabilitation therapy, specifically in passive therapy, which is where the patient needs external help to flex - extend the leg and gradually recover the range of motion. Normally, for any knee injury, a rehabilitation and recovery therapy plan is needed.

To give a context of the problem about the lack of automation, we begin by describing a traditional knee rehabilitation therapy, initially the inflammation of the joint is reduced to start as soon as possible with small movements, the position of the patient depends on the professional manager since It can be sitting or lying down, but always looking for the comfort of both to be able to complete the primary exercises that are: Flexion and extension, this happens in passive kinesitherapy.

Each time the arc of angular mobility must increase to observe an improvement, the ranges handled by physiotherapists go from $0-20^{\circ}$, $0-40^{\circ}$, $0-60^{\circ}$, $0-90^{\circ}$ and the measurement of these angles is carried out by a tool called a goniometer. When inquiring into the rehabilitation process, we find that they do not use this tool and the recovery is subjective, since they depend on the reaction that is reflected in the patient to make decisions, that is, if they feel pain, they stop immediately with therapy until you can continue again. That is why the control system seeks to ensure the angle within the range of 0° to 90° and the movement can be observed in the active orthosis designed in 3D.

For the design and development of the Fuzzy control system, the Matlab tool that goes hand in hand with the Simulink platform is used, this programming is done by means of blocks which will have input and output variables, that is why that other external microcontrollers are used for specific actions that will be seen in the development of this document.

The active support orthosis is designed in a CAD program called SolidWorks, to then be taken to Simulink where the assembly is carried out in order to unify the entire control system and to be able to proceed with the manipulation. This is demonstrated in the results of the document.

Keywords: Knee rehabilitation, Fuzzy Control, 3D Orthosis, Matlab, Simulink, SolidWorks.

Introducción

Basado en el análisis biomecánico de la cinemática de la rodilla, se plantea el diseño de una ortesis activa que permita automatizar el proceso de rehabilitación de la articulación de la rodilla generando movimientos exactos y controlados.

La rodilla es la articulación central de los miembros inferiores. Consiste en la unión de dos huesos muy importantes: el fémur y la tibia, en medio se encuentra la rótula, que está envuelta en una cápsula articular, con los ligamentos que ayudan a la estabilidad y el equilibrio(Sabalbal et al., 2013). Los ligamentos más importantes son el ligamento lateral externo, el ligamento lateral interno, el ligamento cruzado anterior y ligamento cruzado posterior, además, de los músculos importantes que permiten los movimientos de flexión y extensión de la rodilla.

Las lesiones de rodilla son generadas por un golpe (traumatismo) o también un mal movimiento como extensión o rotación, que pueden afectar los ligamentos, tendones, o sacos con líquido sinovial que rodean la articulación. Algunas lesiones más frecuentes según son:

- Lesión de ligamentos cruzado anterior y posterior.
- Lesión de desgarro de menisco.
- Artritis de la rodilla.
- Problemas patelofemorales(Castro, n.d.)

Estas lesiones ocasionan dificultades al momento de llevar a cabo actividades importantes a tal punto que se requiere de intervención quirúrgica para recuperar la articulación. Luego de realizada la cirugía, el siguiente paso es la rehabilitación, cuyo fin es la recuperación total de la funcionalidad de la articulación y recuperar la fuerza que se tenía

antes de la lesión cuya finalidad es volver a darle a la pierna estabilidad, restaurar la función y movimiento a la articulación. Además que también reduce el dolor y la inflamación. Con la ejecución de ejercicios estándar como elevación de pierna, extensión y flexión de músculos isquiotibiales se logra fortalecer los músculos que apoyan el movimiento de la pierna. La rehabilitación de rodilla se lleva a cabo en un tiempo determinado de 2 a 4 meses dependiendo de la gravedad de la lesión y se suelen utilizar ciertos tipos de rehabilitadores que funcionan por medio de controladores(Alvarez Ajuria, 2017).

Entre los controles más utilizados se encuentran: el control PID y el control Fuzzy. Un control PID proporciona una variación continua de la variable de salida dentro de un mecanismo de retroalimentación para controlar con precisión el proceso, y este pueda alcanzar el estado de salida deseado. Un controlador PID es un algoritmo que permite controlar un sistema en lazo cerrado para que alcance el estado de salida deseado(Carlos Pardo, 2022).

Por otro lado, el controlador Fuzzy a pesar de tener el mismo funcionamiento, su implementación puede mejorar y facilitar el proceso de rehabilitación mejorando el rechazo de ruido ejecutando con mayor precisión y estabilidad los movimientos en el sistema de control(CRUZ SÁNCHEZ ARI BERITH, 2020)

El presente trabajo de titulación tiene como objetivo diseñar un sistema de control Fuzzy que facilite o compense la ejecución de los movimientos de extensión y flexión que se realizan en el proceso de rehabilitación de lesión de rodilla con la ayuda de una ortesis, presentando el resultado final en un entorno de simulación 3D.

Para alcanzar dicho Objetivo se plantea las siguientes fases:

- Diseñar una órtesis activa de rodilla utilizando software CAD para exportarlo a un entorno 3D.

-Diseñar una estrategia de control Fuzzy de seguimiento y posición para la órtesis activa utilizando Matlab - Simulink.

-Estimar el estado de esfuerzo muscular del usuario utilizando la frecuencia cardiaca y el análisis de señales biométricas.

-Validar el funcionamiento del sistema de control Fuzzy.

Como resultado se presenta una interfaz en un entorno 3D donde se realiza la simulación del movimiento de ortesis activa y su funcionamiento.

1. Antecedentes

1.1 Estado del arte

El avance tecnológico tiene como objetivo brindar apoyo a los pacientes durante la recuperación de la rodilla, especialmente en la cinesiterapia activa, donde se requiere asistencia para realizar ejercicios de flexión y extensión. Entre las herramientas que contribuyen a la rehabilitación se encuentran las ortesis mecánicas, las cuales son controladas por dispositivos electrónicos que ejecutan las instrucciones proporcionadas por el profesional de la salud. Esta nueva forma de apoyo en la rehabilitación ofrece beneficios tanto para el paciente, al proporcionar asistencia personalizada según el estado de la lesión, como para el fisioterapeuta, al permitir un seguimiento más preciso de los movimientos y el progreso del paciente en el proceso de recuperación.

Las ortesis de rodilla son un ejemplo de ortesis mecánicas utilizadas en medicina. Estos dispositivos médicos desempeñan un papel importante al estabilizar, inmovilizar o reducir el dolor en la zona afectada (Erick Lemus, 2021). Su principal función es brindar soporte durante el movimiento de flexión y extensión de la pierna, con el objetivo de mejorar la calidad de vida del paciente. Además, estas ortesis pueden ser controladas mediante un sistema que permite ajustar y alcanzar los valores deseados en el proceso de rehabilitación.

Las enfermedades que sufren las rodillas se pueden considerar como un tipo de discapacidad ya que limitan o impiden completamente el movimiento de la articulación. Por fortuna varios problemas que sufren las rodillas se pueden corregir mediante terapias o cirugías, permitiendo recuperar la movilidad mediante ejercicios en la articulación. Primeramente, de manera pasiva y posteriormente de manera activa. Para ello se requiere de la intervención de los fisioterapeutas, los cuales están capacitados para crear las rutinas que

consideren pertinentes en cada caso, sin embargo, hablando de rehabilitación pasiva los ejercicios suelen ser repetitivos y se centran en la extensión y flexión de la rodilla. Gracias a esta característica se han creado varios dispositivos de rehabilitación pasiva, auxiliando así a los fisioterapeutas disminuyendo su carga de trabajo. Además, existen dispositivos de rehabilitación que inicialmente se utilizan en terapias de rehabilitación pasiva, pero que mediante un control pueden ser adaptados para la rehabilitación activa. En este caso, el dispositivo se opone al movimiento de flexión y extensión, y el paciente debe ejercer fuerza para mover el dispositivo y fortalecer sus músculos. Este enfoque de rehabilitación activa proporciona una forma efectiva de ganar fuerza muscular y mejorar la funcionalidad del paciente.

Para evitar molestas lesiones de las articulaciones, se vuelve fundamental la prevención, a pesar de que en la mayoría de casos se acude a la rehabilitación, optar por la prevención, es una alternativa que permite saltarse los costosos tratamientos y tiempos de recuperación. Con el fin de evitar que la prevención se convierta en un problema más que en una solución, en la universidad militar nueva granada se llevó a cabo el desarrollo de un sistema mecatrónico en conjunto con entornos de realidad virtual, para el fortalecimiento de los músculos que se asocia a la rodilla, con el fin de prevenir posibles lesiones, generando adhesión de las personas al ejercicio(Cristian Felipe R., 2020).

Algunos Artículos que describen estos estudios son:(Jose Luis et al., 2016),(Daniel Eduardo & Pablo Fernando, 2018) El controlador proporcional integral derivado, se considera como la estrategia de control más utilizada en la industria, su popularidad se atribuye, en parte, a su sólido rendimiento en una amplia gama de condiciones de funcionamiento y a su simplicidad funcional.

El diseño de un controlador PID de un servomotor de CC haciendo uso el ajuste PID automatizado, por medio Sisotool, para un sistema de orden superior, el cual se implementa en Arduino Mega 2560, mediante el uso de un potenciómetro utilizando el paquete de soporte de Simulink para hardware Arduino en Matlab-Simulink(M. Amirullah, 2015).

El Estudio, análisis y procesamiento de señales biomédicas constituye un área de investigación multidisciplinar que engloba campos como la medicina, ingeniería o la biología y que busca analizar las diferentes señales generadas por el cuerpo humano. Muchas de las propiedades de los sistemas biológicos están reflejadas en las señales que generan, pero gran parte de la información que éstas llevan no está disponible a simple vista, sino que es necesario estudiar su estructura en profundidad.

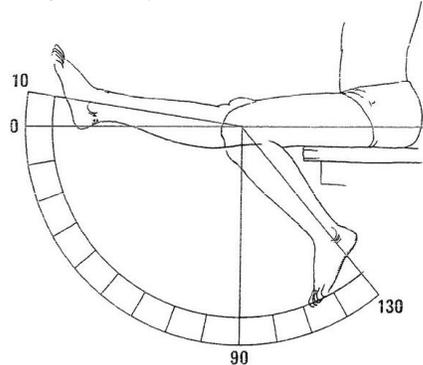
Las mejoras tecnológicas de los últimos años han permitido que las técnicas de la Ingeniería Biomédica sean cada vez más útiles, económicas y eficientes, convirtiéndose en una herramienta de Diagnóstico y apoyo en la medicina actual. a través del procesado de señales se consigue mejorar la calidad de las medidas, observando su comportamiento en simulación.

1.2 Planteamiento del problema

Se comprende que la rodilla es una de las articulaciones más importantes del cuerpo humano, permite acciones como caminar y correr, por lo que se hace vulnerable a sufrir impactos directos. Las estadísticas de lesiones deportivas según (Salinero Juan José & Del Coso Juan, 2018) más frecuentes son en los miembros inferiores, obteniendo una cifra del 25,85% solo de lesiones de rodilla del total de lesiones sufridas, los cuales se someten a diversas terapias para recuperar la movilidad de esta.

La terapia pasiva tiene como objetivo volver a adquirir la movilidad de la articulación, ya que son los primeros ejercicios que el paciente realiza después de la cirugía con ayuda del fisioterapeuta (Zavala et al., 2019). El proceso de recuperación de dicha terapia es subjetivo, por lo tanto, depende de la experiencia del especialista y de la capacidad o resistencia del paciente. Se considera que el paciente está progresando cuando el ángulo de extensión de la rodilla en su movilidad se incrementa gradualmente. El rango de flexión y extensión de la rodilla va desde 0° a 130° como se muestra en la **Figura 1**, en donde se utiliza el goniómetro como un instrumento de medición del ángulo en métodos tradicionales.

Figura 1 Rango de flexión y extensión de la rodilla en grados.



Algunos dispositivos electrónicos que apoyan en la terapia pasiva utilizan un control móvil con el que manipulan los grados de flexión-extensión, asegurando que el movimiento de la herramienta mecánica llegue al ángulo deseado. El nuevo desarrollo de estos dispositivos es importante, ya que es notable la falta de herramientas automatizadas que apoyen al profesional como al paciente, ya sea por el valor económico o la difícil adquisición de los mismos. Es por eso que se ve la necesidad de diseñar nuevos dispositivos automatizados que ayuden a realizar y facilitar el movimiento de los ejercicios de rehabilitación. La medición de estas variables puede mejorar el control de estos dispositivos por medio de un sistema inteligente y ser capaces de detectar anomalías en donde el

fisioterapeuta pueda intervenir de manera segura, para no sobre esforzar al paciente y garantizar su rehabilitación.

La falta de herramientas automatizadas crea la necesidad de diseñar un dispositivo que permita mejorar y facilitar el proceso de rehabilitación utilizando una ortesis activa que sea controlada por un sistema inteligente, en este caso un sistema de control Fuzzy.

1.3 Alcance

Desarrollo de un dispositivo diseñado en un programa asistido por Computador CAD, utilizado para crear y editar un modelo bidimensional de una órtesis que por medio de la entrada de datos de variables numéricas permitan, valorar el ángulo de amplitud de la extensión de rodilla mediante mecanismos optimizados, como insumos para que el sistema de control Fuzzy realice la simulación del movimiento de la órtesis activa, permitiendo al sistema de control tomar decisiones respecto a compensar y dar el impulso necesario para que el movimiento de Flexión y extensión de la articulación llegue al grado establecido por el profesional de salud al inicio de la rehabilitación.

2. Objetivos

2.1 Objetivo general

Implementar un sistema de control Fuzzy para el manejo de una órtesis activa de rodilla simulada en un entorno 3D.

2.2 Objetivos Específicos

- Diseñar una órtesis activa de rodilla utilizando software CAD para exportarlo a un entorno 3D.
- Diseñar una estrategia de control Fuzzy de seguimiento y posición para la órtesis activa utilizando Matlab - Simulink.
- Estimar el estado de cansancio del usuario utilizando la frecuencia cardiaca
- Validar el sistema de control Fuzzy por medio de una ortesis activa.

3. Justificación

La ingeniería de rehabilitación ha introducido innovadoras soluciones al implementar tecnología en herramientas mecánicas. Esto permite la automatización de ejercicios y brinda beneficios tanto al paciente como al fisioterapeuta ya que normalmente el paciente requiere asistencia al realizar movimientos de flexión y extensión para recuperar el arco de movimiento angular. Estas herramientas automatizadas permiten que el fisioterapeuta controle de una mejor manera la terapia gracias a la cuantificación de variables como el ángulo que se genera entre la tibia y el fémur. La implementación de dispositivos automatizados en la rehabilitación de rodilla aún se encuentra en desarrollo y su uso no está muy extendido en centros de rehabilitación tanto privados como públicos. En su lugar, se sigue utilizando en gran medida la experiencia clínica de los profesionales para llevar a cabo las terapias. El aporte de nuevas propuestas es fundamental, con el objetivo de mejorar la recuperación del paciente siendo una terapia cómoda y segura.

Si dichos dispositivos favorecen tanto a los fisioterapeutas como a los pacientes en el proceso de rehabilitación de rodilla, es muy recomendable hacerse de su uso, especialmente en la terapia pasiva; sin embargo, en la actualidad se carece de este tipo de dispositivos en los centros de rehabilitación públicos como privados y se termina realizando de manera tradicional. Al investigar en el mercado sobre este tipo de tecnología para la rehabilitación, se encontró dispositivos con funciones similares, es decir, que ayudan a realizar la flexión y extensión del paciente. El dispositivo comercial más común es el ARTROMOT K1 que se puede observar en la **Figura 2**. Es una herramienta mecánica de apoyo de rodilla que ayuda a movimientos de flexión-extensión en un rango de 0° a 120° (Carlos & Vergara, 2017). Estos dispositivos no tienen un lugar específico para su uso,

es así que puede ser utilizado en un centro asistencial para la rehabilitación con su respectivo personal capacitado o desde la comodidad de su casa siempre y cuando tenga un seguimiento profesional de su rehabilitación ya sea presencial o virtual.

Figura 2 *Dispositivo Artromot KI*



Dada la carencia de estos dispositivos, se plantea el diseño de una ortesis activa operada por un sistema de control Fuzzy: este control, se basa en el modelamiento matemático junto con la estrategia del operador humano, conocido como un sistema inteligente “Si-Entonces”, el cual evalúa la condición y ejecuta las instrucciones que correspondan, es decir si una condición se cumple, se lleva a cabo una instrucción, de no cumplirse se llevará a cabo una instrucción diferente. Estas condiciones serán evaluadas según el cambio de la posición o el grado de amplitud que realiza el paciente cada vez que realiza el movimiento de flexión y extensión según lo haya indicado el fisioterapeuta al inicio del ejercicio. En caso tal que el paciente no alcance la amplitud del grado indicado, el control Fuzzy está en la capacidad de activar e indicar a la ortesis que realice el movimiento y compensar para que el paciente pueda llegar al grado de amplitud indicado o detenerse si es el caso. Todo esto encaminado a mejorar la calidad de vida de las personas, en este caso pacientes de rehabilitación de lesiones de rodilla.

4. Marco teórico

4.1 Anatomía de la rodilla

4.1.1 Rodilla

La rodilla es la articulación central de los miembros inferiores, debe tener estabilidad resistencia al peso del cuerpo y movilidad para transportarlo. Se compone de huesos, músculos, ligamentos, tendones y la capsula articular que se indican en la **Tabla 1** y en cuanto a sus componentes articulares tiene la articulación tibio femoral y la femorrotuliana que, en conjunto trabajan para la estabilidad del cuerpo humano y para que la rodilla pueda hacer los movimientos de rotar, extender y flexionar(Almeida et al., 2020). Estos componentes más específicamente son:

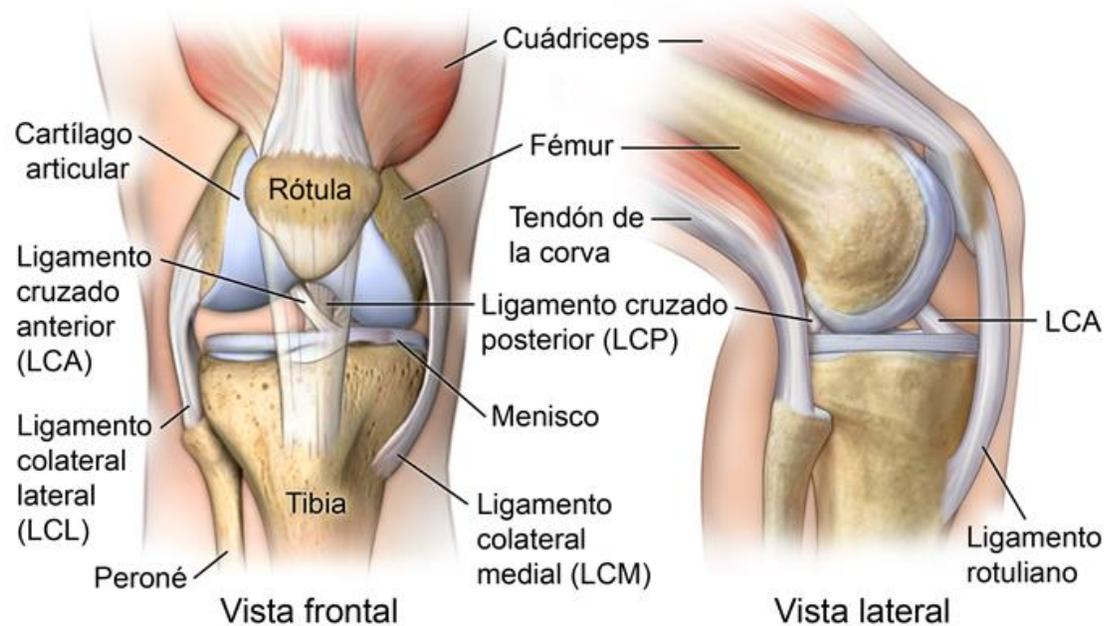
- Los huesos son los que dan el soporte y permiten el movimiento. En la articulación de la rodilla se encuentran tres huesos, el fémur, la tibia y la rótula.
- Los músculos en nuestro cuerpo dan fuerza y energía, pero también necesitan de las articulaciones para realizar ciertos movimientos.
- Los ligamentos tienen la función de unir estructuras y darles estabilidad, cuando hablamos de la rodilla la unión es entre el tejido de dos huesos, que son el fémur y la tibia.
- Los tendones son un tipo de tejido que adhiere el hueso con el músculo.
- Los meniscos son estructuras duras en forma de C que están entre el fémur y la tibia que hacen el papel de amortiguadores en caso de golpes o lesiones.

Tabla 1*Componentes de la rodilla.*

MUSCULOS DE LA RODILLA	
Movimientos	Músculos
Flexión	<ul style="list-style-type: none">● Isquiotibiales● Bíceps femoral● Músculo semimembranoso● Músculo semitendinoso
Extensión	Cuádriceps: <ul style="list-style-type: none">● Recto femoral● Vasto medial● Vasto lateral● Vasto intermedio
LIGAMENTOS DE LA RODILLA	
Extracapsulares	<ul style="list-style-type: none">● Ligamento patelar● Ligamentos colaterales fibular y tibial● Ligamentos poplíteo oblicuo y poplíteo arcuato
Intracapsulares	Ligamentos cruzados
TENDONES	<ul style="list-style-type: none">● Tendón rotuliano● Tendones del cuádriceps
MENISCOS	<ul style="list-style-type: none">● Menisco interno o medial● Menisco externo o lateral

Nota: Elaboración Propia, 2023.

Figura 3 Anatomía de la rodilla.



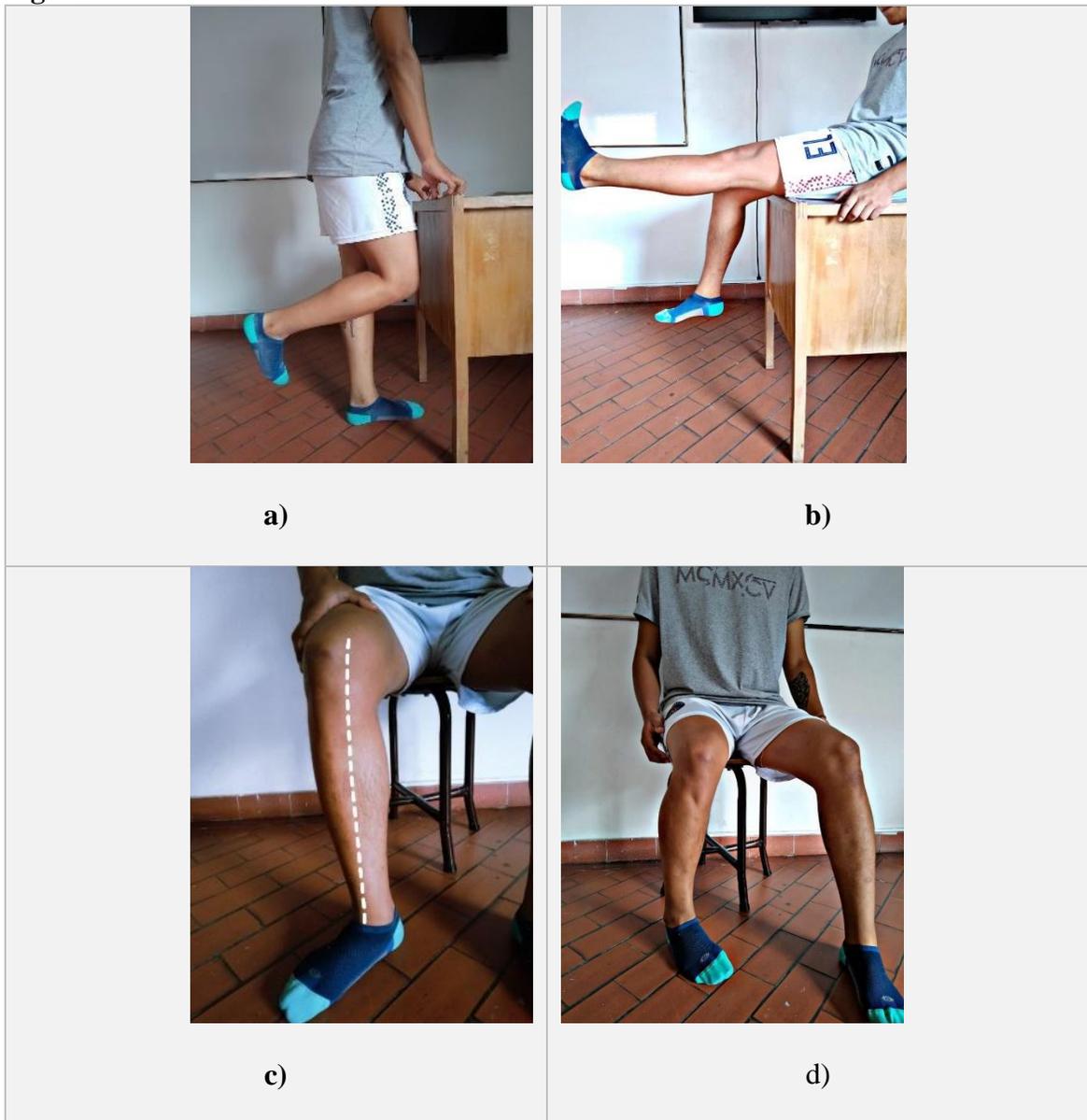
4.2 Biomecánica de la rodilla

Desde el punto de vista de la biomecánica, la rodilla realiza la transmisión de cargas, conservación de momentos y brinda un par de fuerzas adecuado. Esta articulación es uno de los brazos de palanca más grandes del cuerpo, soporta grandes fuerzas, siendo por ello más susceptible a sufrir lesiones.

4.2.1 Movimientos de la rodilla

La Rodilla por ser una articulación tipo troclear o bisagra, es decir, que solo actúa en un eje, tiene dos movimientos principales que son la flexión **Figura 4** (a) y la extensión **Figura 4** 10 (b), pero también tiene algo de rotación que se le llama rotación medial **Figura 4**(d), cuando el pie gira hacia dentro y rotación lateral cuando gira hacia fuera **Figura 4**(c).

Figura 4 *Movimientos de la rodilla*



Nota: Elaboración Propia, 2022

4.3 Lesiones de la rodilla

Según él (*Ligamentos de La Rodilla - Diario Melilla, 2023*) las lesiones de rodilla son más frecuentes en el ligamento cruzado anterior (LCA) a comparación con las demás lesiones que puede sufrir esta, también puede afectar a personas de todas las edades. Un estudio realizado en el Reino Unido afirma que cada año se lesionan 40.000 personas, entre

ellas un número mayor en niños en el LCA. Estas lesiones pueden ser desgarros en tendón o músculo y lesión de meniscos, esguinces de rodilla, lesiones de ligamentos en la rodilla o por uso excesivo de ella.

Las lesiones pueden clasificarse en:

- Lesiones de primer grado: hace referencia a un esguince de uno o varios ligamentos que se estiran demasiado, pero sin haber un desgarro.
- Lesiones de segundo grado: hace referencia a un desgarro del tendón.
- Lesiones de tercer grado: hace referencia a un rompimiento total del ligamento.

Existen otras lesiones o enfermedades como la obesidad, tumores o quistes que impiden realizar el movimiento a la pierna, o enfermedades con un nivel mayor de gravedad que sucede normalmente en una edad avanzada por el desgaste del cartílago llamada artritis u osteoporosis.

Los síntomas de estas lesiones son parcialmente iguales independientemente de cuál haya sido el daño con excepción de la intensidad del dolor. Los síntomas más comunes son inflamación en la zona afectada, inestabilidad de la rodilla y complicaciones en los movimientos de flexión y extensión.

Los movimientos de flexión y extensión son muy importantes para intuir si hay lesión en los ligamentos, mientras se observa la respuesta del paciente ante el dolor de la lesión y la falta de movilidad.

La cinesiterapia es una técnica que comúnmente es utilizada en la rehabilitación. Especialmente cuando hubo una inmovilidad y se usa para restaurar el rango articular, las lesiones comunes en donde se utiliza esta terapia son:

- Cirugía de los ligamentos cruzados de la rodilla.
- Meniscos de rodilla.
- Fracturas óseas.

Este procedimiento es adaptado a la patología, es por eso que, para recuperar la movilidad de la rodilla, se realiza en 3 fases en Cinesiterapia.

4.4 Rehabilitación de la rodilla

El inicio del tratamiento en lesiones graves busca reducir al mínimo posible el dolor para adquirir nuevamente el movimiento de la articulación, recuperar el control y la resistencia muscular que el paciente tenía antes de la lesión.

Cinesiterapia pasiva: Al comprender la gravedad de la lesión que tuvo el paciente, se procura iniciar con movimientos leves y en compañía de un apoyo externo, como puede ser el fisioterapeuta, o también poleas que ayudan a realizar auto movilizaciones como se muestra en la **Figura 5**. En esta fase, los músculos encargados de hacer este movimiento de la pierna no realizan trabajo alguno(*Cinesiterapia, El Beneficio Del Movimiento - Tratamiento / Fisiolution, 2020*).

Figura 5 Ejercicio de cinesiterapia pasiva.



Nota: Elaboración propia, 2022.

- Cinesiterapia asistida: El paciente comienza a realizar ejercicios leves por sí solo, pero se necesita la ayuda por parte de una persona o máquina que permita aminorar el estado de la lesión. En esta etapa comienza a tener contracción muscular.
- Cinesiterapia activa: Aquí ya juegan un papel importante los músculos, ya que el paciente se apropia de la terapia y realiza los movimientos de forma individual como se muestra en **Figura 6**, además, ayuda a recuperar la resistencia muscular perdida que ocasionó la inmovilización (*Cinesiterapia, El Beneficio Del Movimiento - Tratamiento | Fisiolution, 2020*).

Figura 6 *Cinesiterapia activa*



Nota: Elaboración propia, 2022.

Una vez el paciente está en la capacidad de realizar movimientos por cuenta propia, se lleva a cabo unos ejercicios estandarizados que facilitan la recuperación total de la articulación.

4.4.1 Ejercicios de flexión - extensión para recuperar la movilidad de la rodilla

Los ejercicios son de mayor importancia para recuperar el movimiento de la rodilla, en este documento solo se enfoca en el movimiento de flexión y extensión de esta forma se puede analizar cómo debe ser el diseño de la ortesis 3d. Los ejercicios encontrados son:

- Extensión de la rodilla sentada: como se muestra en la **Figura 7**. Se levanta un pie estirando la rodilla tanto como se pueda sin sentir dolor, se baja el pie lentamente, doblando la rodilla hasta volver a la posición inicial sin forzarla. Si el paciente siente demasiadas molestias, se puede restringir el movimiento. Se repite el proceso aproximadamente diez veces y después se pasa a la otra pierna(Basas Angel, 2017).

Figura 7 Ejercicio de extensión de rodilla sentado



Nota: elaboración propia

- Levantamiento de piernas estiradas: Acostado boca arriba como se muestra en la **Figura 8**, Se tensan los músculos del muslo y se levanta la pierna, al bajarla se procura que los músculos de las pantorrillas sean los primeros en tocar el suelo y no los talones, ya que de lo contrario se doblará la rodilla. Se repite el movimiento manteniendo la pierna recta, se hace una serie de diez y luego se realiza el ejercicio con la otra pierna.

Figura 8 Ejercicio levantamiento de piernas estiradas



Nota: Elaboración propia.

- Ejercicio con bandas elásticas: Existen dispositivos de apoyo que se utilizan mientras se está realizando el proceso de rehabilitación, como lo son las bandas elásticas **Figura 9** y rodillera de tela elástica que brindan presión aumentando la resistencia muscular y favoreciendo la estabilidad de la rótula y la fuerza muscular (Robert F, 2022).

Figura 9 Ejercicio con bandas para fortalecer la pierna de una lesión.



Nota: Elaboración propia

4.5 Dispositivos de Rehabilitación de la rodilla

4.5.1 Goniómetro

Herramienta o instrumento de medición que permite al especialista de la salud valorar en grados las afecciones del paciente, la movilidad articular, determinar la gravedad de la lesión o patología, como se indica en la **Figura 10**, permitiéndole tener mayor precisión respecto a las limitaciones y complicaciones del individuo.

¿Por qué es importante el goniómetro en la valoración de fisioterapia?

El goniómetro es un instrumento sumamente importante en la evaluación fisioterapéutica ya que permite saber en qué condiciones de movilidad llegó el segmento o

estructura afectada (grados de limitación articular) y los avances a posteriori (Melián Ortiz et al., 2019).

Figura 10 Valoración Goniométrica



4.5.2 Ortesis

Una ortesis hace referencia a un dispositivo mecánico, semejante a la estructura de la articulación original, la cual asiste al movimiento de la extremidad. Este tipo de instrumentos se utilizan ampliamente en procesos de rehabilitación, debido a que facilitan la recuperación de la movilidad del área afectada (Galli & Pelozo, 2017).

Tabla 2
Tipos de ortesis

Ortesis	Nombre español/inglés
FO	Ortesis de pie/Foot Orthosis
KO	Ortesis de rodilla/knee Orthosis
HO	Ortesis de cadera/Hip Orthosis
AFO	Ortesis de pie y tobillo/Ankle foot Orthosis
DAFO	Ortesis dinámica de pie y tobillo/Dynamic Ankle Foot Orthosis

KAFO	Ortesis de rodilla, tobillo, pie/ Knee Ankle Foot Orthosis
HKAFO	Ortesis de cadera, rodilla, tobillo, pie/Hip knee Ankle Foot Orthosis

Nota: Elaboración propia

4.5.3 *Ortesis inferior de rodilla*

Existen dos tipos de ortesis, consideradas como las más utilizadas en el miembro inferior del cuerpo, por una parte, están las ortesis tipo AFO, ortesis que limitan la corrección del ángulo entre el pie y la pierna, con el fin de evitar una flexión plantar excesiva. Por otra parte, las ortesis KAFO, las cuales se emplean cuando existe un mayor nivel de disfunción en la marcha, inclusive la ausencia parcial del control muscular. Estas, cuentan con un diseño personalizado, cumpliendo con las necesidades de cada persona que lo requiera. Son desarrolladas en duraluminio o en acero inoxidable para tener una mayor durabilidad, además, se trabaja con materiales plásticos como el polipropileno y derivados del polietileno que, al ser moldeados a altas temperaturas, logran darle la estructura exacta de la extremidad.

Las ortesis pueden ser elementos pasivos, empleados para dar soporte a la zona debilitada o paralizada; o puede ser un elemento activo conformado por un sistema motorizado que le permite dar movimiento a la extremidad afectada. Es posible implementar diversos sistemas como actuadores eléctricos lineales, rotativos, motores, músculos neumáticos artificiales, para así dar movilidad a la ortesis. Utilizan patrones de movimientos y momentos predefinidos en las articulaciones, manipulando un control basado en la actividad mioeléctrica, formando de esta manera, una integración entre el sistema músculo esquelético humano y la órtesis (Galli & Pelozo, 2017).

4.6 Herramientas automatizadas para la rehabilitación de rodilla

La automatización consiste en usar la tecnología para realizar tareas con muy poca intervención humana. Se puede implementar en cualquier sector en el que se lleven a cabo tareas repetitivas. Sin embargo, es más común en aquellos relacionados con la fabricación, la robótica y los automóviles. Al conocer que en la terapia pasiva el paciente necesita ayuda, se crearon estos dispositivos automatizados que mejoran el apoyo, reduciendo el esfuerzo de los músculos, algunos dispositivos son:

4.6.1 *Enraf Nonius Kinetec Spectra*

El dispositivo que se ve en la **Figura 11**, es un dispositivo para uso domiciliario manejado por un control móvil, el cual el usuario puede manipular desde un control y decidir en grado a trabajar dándole un grado inicial y un grado final, maneja un ángulo de 10° en extensión y un ángulo de 120° en flexión, trabaja con una velocidad de 45° a 155° por minuto (*Artromot K1 – Equipos Interferenciales*, 2017).

Figura 11 *Rehabilitador Enraf nonius kinetec spectra.*



4.6.2 *Otto Bock Danninger 480E*

El dispositivo que se observa en la **Figura 12**, es un dispositivo funcional, con movimiento automático, utilizado para la recuperación de la rodilla y cadera después de una cirugía. De igual forma que el Enraf Nonius Kinetec Spectra, es manejado por un control manual, los movimientos de extensión y flexión(Carlos & Vergara, n.d.).

Figura 12 Rehabilitador Otto Bock Danninger 480E.



4.6.3 Chattanooga Optiflex 3

El dispositivo que se muestra en la **Figura 13**, es un dispositivo de movimiento pasivo el cual es diseñado en forma de corredera, con control móvil y 10° de flexión hasta 120° de extensión(Carlos & Vergara, 2017)

Figura 13 *Rehabilitador Chattanooga Optiflex 3*



Estos dispositivos tienen un objetivo en común, la reducción del esfuerzo muscular del paciente con el fin de mejorar la terapia, siendo más cómoda y generando beneficios en el tiempo de recuperación. Un estudio realizado en el Hospital Sanitas la Zarzuela indica que el uso de exoesqueletos que apoyan en la rehabilitación son seguros y efectivos siempre y cuando se maneje de forma correcta según las indicaciones marcadas, Estos apoyan en la rehabilitación de tal manera que los pacientes refieren menores molestias y reducción de dolor, lo que lleva a terminar la terapia pasiva en 12 sesiones máximo realizando 3 por semana.

4.7 Sistemas de control

Un sistema de control se fundamenta en una organización de datos que trabajan juntos para regular y mantener el comportamiento de un sistema. Existen numerosos conceptos con respecto a un sistema de control, pero todo, depende del punto de vista del enfoque y de los problemas tratados. Un sistema de control generalmente consta de los siguientes elementos:

- **Proceso o sistema:** Es el sistema físico o proceso que se desea controlar. Puede ser cualquier cosa, desde un motor o una planta de fabricación hasta un sistema climático o una red de comunicación.
- **Sensor:** Es el dispositivo o instrumento que mide o detecta las variables o parámetros del sistema. Los sensores convierten las magnitudes físicas en señales eléctricas o digitales que pueden ser interpretadas por el sistema de control.
- **Controlador:** Es el componente que recibe la información del sensor y toma decisiones en función de esa información. El controlador compara los valores medidos con los valores deseados y determina las acciones correctivas necesarias para mantener el sistema en su estado deseado. Puede ser un controlador programable, un algoritmo de control o incluso un operador humano.
- **Actuador:** Es el dispositivo o componente que recibe las instrucciones del controlador y realiza las acciones necesarias para modificar el comportamiento del sistema. Puede ser un motor, una válvula, un interruptor u otro dispositivo que interactúe directamente con el sistema físico.
- **Retroalimentación:** Es el mecanismo por el cual la información sobre el estado actual del sistema se devuelve al controlador. La retroalimentación permite al controlador ajustar y adaptar continuamente sus acciones para mantener el sistema en el estado deseado.

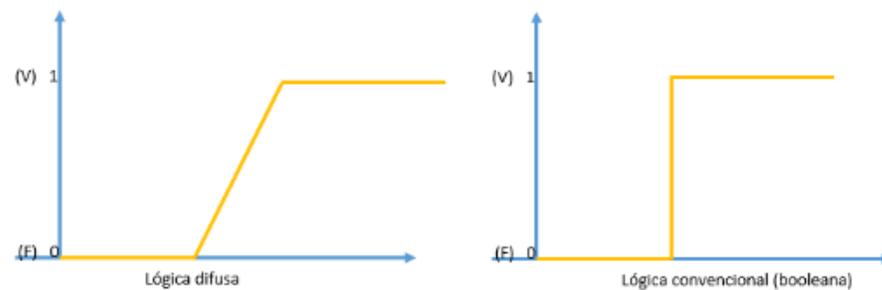
El sistema de control opera en un ciclo continuo, donde el sensor mide las variables del sistema, el controlador analiza la información y toma decisiones, el actuador modifica

el sistema y la retroalimentación informa al controlador sobre el efecto de las acciones tomadas. Este ciclo se repite de manera iterativa para mantener el sistema en funcionamiento óptimo.

4.8 Control Fuzzy

Según Zadeh en su discurso de lógica difusa, argumentaba que se debía aplicar en la representación de conocimientos imprecisos o borrosos, los mismos, no pueden ser aplicados mediante la lógica convencional, haciendo claridad que este tipo de lógica solo asigna valores de 0 a 1, entre tanto, la lógica difusa asigna valores reales de números comprendidos en el rango de 0 a 1. **Figura 14** se puede observar el comportamiento de la lógica convencional y de la lógica difusa.

Figura 14 *Lógica difusa – Lógica convencional*



En la **Figura 14**, se puede observar, que la imagen que corresponde a la lógica difusa (izquierda) tiene una inclinación en su línea vertical, lo cual hace referencia al rango de valores que pueden tomar las variables en este tipo teorías; mientras que la imagen de la lógica convencional (derecha), los valores de las variables son absolutos, 0 y 1, sin ningún tipo de inclinación(Carpio Holguín, 2022)

4.9 Aplicaciones de controles fuzzy

Las aplicaciones de controles pueden ser muy amplias, pero todas tienen algo en común, parámetros internos variantes en el tiempo y/o dependientes del entorno. en los cuales se presenta una necesidad de mejorar el funcionamiento y se caracterizan por su complejidad computacional.

4.9.1 Control de una prótesis mioeléctrica de brazo por medio de lógica difusa

En este proyecto desarrollan un brazo protésico mediante la implementación de Lógica Difusa. Esta técnica no solo simplificará la programación, sino que también mejorará su eficiencia. La lógica difusa permitirá al brazo reconocer con mayor exactitud los gestos realizados por el hombre o usuario, y responder de manera eficaz. (R. Chavez, n.d.)

4.9.2 Desarrollo de un controlador neuro difuso sobre un sistema embebido

Este artículo presenta el desarrollo y la aplicación de un controlador neurodifuso en tiempo real para regular la velocidad de un motor de corriente continua. Para adaptar el control difuso, se utilizó un enfoque de entrenamiento basado en una red neuronal artificial adaptada con un algoritmo difuso. Este proceso de entrenamiento se llevó a cabo mediante el uso de entornos de programación como LabVIEW y Matlab. El sistema neurodifuso fue entrenado a partir de un controlador PID existente con el objetivo de lograr una estabilización óptima del motor, manteniendo el error de seguimiento de la trayectoria en un rango de +/- 1. (Carpio Holguín, 2022).

4.10 Bioseñales en el campo de la ingeniería

Gracias al análisis de señales que son generadas por el cuerpo humano se han dado grandes avances ya que identifican y explican enfermedades, facilitando su diagnóstico. Además, los datos obtenidos mediante el procesamiento de las señales biológicas ayudan a los profesionales de la salud a escoger las terapias más adecuadas para el paciente. Las señales biomédicas se clasifican de acuerdo a diversos criterios, diferenciándolas según las técnicas de adquisición usadas, del origen de las señales o de sus características principales.

En este proyecto, la ingeniería aplicada en la medicina no solo tiene como objetivo apoyar la rehabilitación de los pacientes, sino que también se centra en el aprovechamiento de las señales como una valiosa herramienta mecánica para los fisioterapeutas. Esta solución es bastante utilizada en las prótesis activas, cuando se reemplaza parcialmente una parte del cuerpo humano. Para el desarrollo de este proyecto se tienen en cuenta dos bioseñales: Frecuencia cardíaca y señal EMG.

La frecuencia cardíaca, son las veces que el corazón se contrae dentro de un minuto. Normalmente los valores van en el rango de 60 a 100 pulsaciones por minuto en reposo. La frecuencia cardíaca, es muy importante para verificar la salud del paciente, especialmente cuando no se encuentra en el rango establecido indicando una arritmia.

Las señales de electromiografía, son las más utilizadas para este desarrollo, especialmente en el campo de la rehabilitación. Estas señales, aunque presentes en niveles de bajo voltaje, pueden utilizarse para diagnosticar lesiones del sistema muscular y para controlar la interfaz, con el objetivo de restaurar la función parcial de la extremidad faltante a la persona afectada, lo que permite que los pacientes mejoren, su calidad de vida (Vicario Vázquez et al., 2017)

4.11 Software

4.11.1 GrabCad

Esta plataforma CAD es una herramienta de diseño que ofrece una accesibilidad fácil y permite visualizar modelos de cualquier tipo que se ajusten a las necesidades actuales. En el contexto de este proyecto, resultó de gran utilidad, ya que al buscar ortesis y prótesis para miembros inferiores, se encontraron múltiples modelos que brindaron inspiración y aportaron ideas para este diseño.

GrabCad reúne a más de 7 millones de usuarios y permite a ingenieros, diseñadores industriales y profesionales compartir sus creaciones y discutir los desafíos del modelado 3D. Hoy en día, hay más de 4 millones de archivos gratuitos disponibles para descargar (*Popular Models / 3D CAD Model Collection / GrabCAD Community Library*, 2023).

4.11.2 SolidWorks

Solidwork Visualize es un conjunto de herramientas de software orientadas al diseño y flujos de trabajo que permiten una fácil y rápida creación de contenido visual para diseñadores, ingenieros, publicistas y creadores de contenidos (*SOLIDWORKS*, 2023)

Conjunto completo de animación (piezas, modelos, apariencias, cámaras y entornos)

- Animaciones con plataforma giratoria en 360 grados.
- Animaciones de modelos/grupos/piezas.

Esta plataforma nos da una amplia opción de herramientas para el diseño de nuestra ortesis activa, desde cómo se visualiza cada parte que compone el diseño hasta un entorno

3D del diseño completo. Además, este software tiene la opción de exportar el diseño para que sea compatible con Matlab-Simulink.

Figura 15 *Tipos de Software para el diseño de la ortesis*

GRABCAD



4.11.3 *Matlab-Simulink*

Es una plataforma con un ambiente de desarrollo y simulación gráfica que es utilizado para hacer procesamiento y análisis de datos, desarrollo de aplicaciones y generación de reportes, en todos los campos de la Ingeniería (*MATLAB - El Lenguaje Del Cálculo Técnico - MATLAB & Simulink, 2022*)

- **Simulink:** es un entorno de diagramas de bloques para la simulación multidominio y el diseño basado en modelos. Admite el diseño y la simulación a nivel de sistema, la generación automática de código y la prueba y verificación continua de los sistemas embebidos. Simulink ofrece un editor gráfico, bibliotecas de bloques personalizables y solvers para modelar y simular sistemas dinámicos.

- **Matlab:** Es un lenguaje de alto nivel y un entorno interactivo para el cálculo, la visualización y la programación numérica. Mediante MATLAB, es posible analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos o aplicaciones. El lenguaje, las herramientas y las funciones matemáticas incorporadas permiten explorar diversos enfoques y llegar a una solución antes que con otros lenguajes de programación tradicionales.

Se pueden utilizar en una gran variedad de aplicaciones, tales como:

- Biología Computacional.
- Análisis financiero.
- Verificación y Validación.
- Pruebas y Medidas.
- Creación rápida de Prototipos y Simulación HIL.
- Modelamiento Físico.
- Sistemas de Control.
- Procesamiento de Imagen y Video.
- Procesamiento de Señales y Comunicaciones.

5. Diseño Metodológico

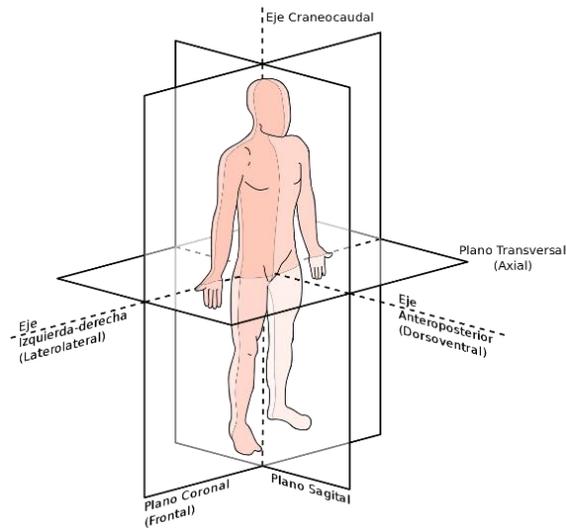
La metodología implementada para el desarrollo del proyecto está dada por CDIO, Concebir, Diseñar, Implementar y Operar, enfocado en el diseño e implementación de un sistema de control con lógica difusa para la manipulación y manejo angular de una órtesis activa simulada en 3D con el fin de contribuir en la rehabilitación de la rodilla, específicamente en Terapia Pasiva. De acuerdo con los objetivos planteados, esta investigación se desarrolla en las siguientes fases:

5.1 Diseñar una órtesis activa de rodilla utilizando software CAD (SolidWorks) para exportarlo a un entorno 3D.

5.1.1 Estudiar la cinemática de la rodilla.

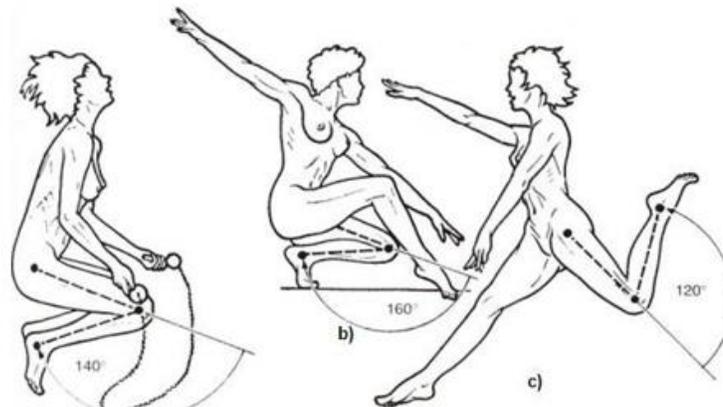
El movimiento de la rodilla se presenta en tres planos como se puede visualizar en la **Figura 16** : sagital (es el plano que se genera en los ejes x, z.), frontal (es el plano que se genera por los ejes x, y.) y transversal (es el plano que se genera por los ejes y, z.); el movimiento más representativo es el de flexo-extensión que se produce en el plano sagital, que es el plano más común para realizar el análisis biomecánico de la articulación.

Figura 16 Planos cristalográficos en el cuerpo



El grado de extensión que puede alcanzar la pierna depende de la posición de paciente (si se encuentra sentado o acostado). Para este proyecto se toma una posición de sentado en donde alcanza los 120 grados cuando la pierna se extiende totalmente. También ángulos mayores que se pueden alcanzar dependiendo la posición del cuerpo como se muestra en la **Figura 17**.

Figura 17 Arco de movilidad de la pierna en distintas posiciones

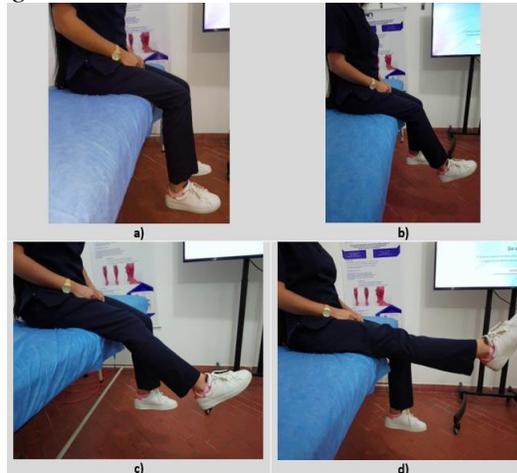


5.1.2 Obtener información valiosa por medio de fisioterapeutas sobre cómo se realiza la rehabilitación de rodilla.

La información que se presenta a continuación fue indagada en el hospital susana López junto al acompañamiento del ingeniero Reyes, y también en la universidad María Cano a estudiantes de último semestre y profesores. Para ilustrar este procedimiento, tomaremos como ejemplo un programa de rehabilitación posterior a la cirugía de ligamento cruzado anterior (LCA). Durante la primera semana, el enfoque principal es minimizar el dolor y la inflamación. Una vez transcurrida esta semana inicial, se comienzan a implementar las terapias y tratamientos correspondientes. Se realizan ejercicios pasivos y activos de flexión y extensión para mejorar el arco de movilidad, en los ejercicios pasivos se encontró que los fisioterapeutas comienzan lentamente y gradualmente de la siguiente manera: flexión - extensión de 0 a 30°, flexión - flexión - extensión de 0 a 60°, flexión - extensión de 0 a 90°.

Este proceso debe llevarse a cabo de manera gradual y progresiva, avanzando lentamente en la recuperación. El ejercicio puede realizarse con el paciente sentado o acostado, y se recomienda repetirlo al menos diez veces antes de tomar un descanso de 5 minutos y luego retomarlos nuevamente. Por lo general, esta terapia tiene una duración aproximada de una hora.

Figura 18 Posición de ángulo 0° a 90°



Nota: En **Figura 18** se muestra gradualmente la posición de sentado que toma el paciente al hacer el ejercicio de flexión y extensión. Los grados se toman con ayuda del goniómetro y de forma tal como se enseña en las capacitaciones. Teniendo en cuenta que en la posición de sentado en 0° es la flexión de la pierna y 90° representa la extensión completa, se presentan en la figura las siguientes posiciones angulares:

a) Posición con un ángulo de 0° . b) Posición con un ángulo de 20° . c) Posición con un ángulo de 40° . d) Posición con un ángulo de 90° .

Seleccionar la herramienta computacional para el diseño de la ortesis

Actualmente, es posible encontrar en el mercado una gran variedad de diseños enfocados en los miembros inferiores. Esta investigación se realiza en GrabCad. En donde se toman ideas favorables para el desarrollo de la ortesis activa.

La herramienta computacional en la que se desarrolló el diseño de la ortesis fue SolidWorks, software que tiene múltiples ventajas y es compatible con Matlab - Simulink.

Como se ha visto, los sistemas CAD aportan soluciones que mejoran el proceso de diseño, dotándolo de grandes beneficios, entre los que se puede citar:

- Posibilidad de corregir errores en la fase de diseño.
- Ahorro de tiempo y aumento de la productividad de diseños.
- Modificaciones de mejora de la pieza.

Además de todos estos beneficios, existen ventajas que se utilizar a favor. Entre ellos, se puede citar:

- Velocidad: dibujar planos se hace más rápido por ordenador
- No repetición: partes del diseño pueden ser copiadas, movidas o reflejadas en otra localización
- Gran precisión: detalles en miniatura pueden ser dibujados
- Facilidad para borrar o modificar partes del diseño
- Acotado rápido y preciso
- Los planos pueden ser imprimidos en cualquier escala
- Escenas reales pueden ser representadas en 3D
- Al profundizar la búsqueda en este programa de diseño CAD se encontró que existe una librería abierta al público con el fin de desarrollar trabajos futuros.

5.1.3 *Diseñar y construir órtesis mecánicas en plataforma virtual.*

El diseño presentado es una ortesis activa creada utilizando SolidWorks, donde se han desarrollado dos piezas para simular la pierna. La primera pieza, representada en la **Figura 19**, corresponde al fémur y está diseñada para que el usuario apoye el muslo sobre ella. La segunda pieza, mostrada en la **Figura 20**, representa la tibia. Estas piezas posteriormente se ensamblan. Es importante mencionar que para este diseño se ha

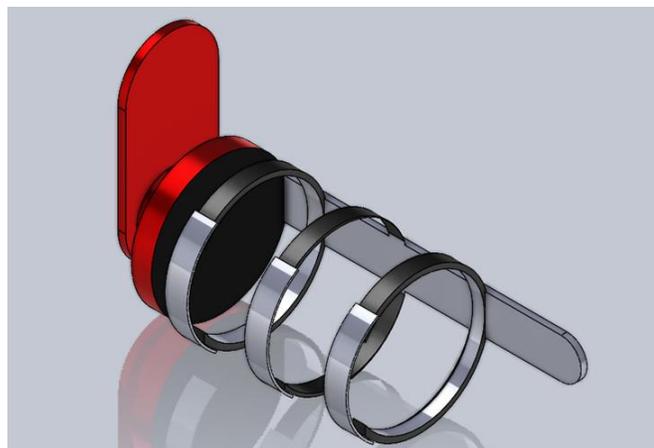
seleccionado la posición sentada, ya que facilita la rehabilitación de la rodilla de manera más efectiva.

Figura 19 *Pieza 1, Pieza equivalente al fémur*



Nota: Elaboración propia 2023.

Figura 20 *Pieza 2, Pieza equivalente a la tibia*



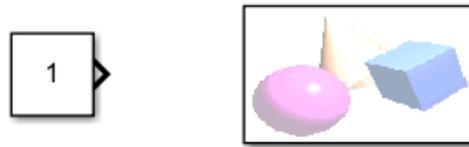
Nota: Elaboración propia 2023.

Este modelo aún no contempla características de comodidad y ajuste a la extremidad del paciente, pero fue fundamental para observar y simular el comportamiento angular estipulado por el profesional capacitado. Los ángulos para la verificación del sistema de control son: 0-30, 0-60, 0-90.

Simulink ofrece un editor gráfico, bibliotecas de bloques personalizables y soluciones para modelar y simular sistemas dinámicos y este es compatible con SolidWorks. Se exportan las piezas de SolidWorks al entorno virtual VR Sink, donde se puede observar el comportamiento de la simulación, en este caso de la Ortesis.

Con un conjunto de bloques se ensambla el modelo y se trasladan las piezas a su respectiva ubicación, en este caso se utilizan bloques como se muestra en la **Figura 21**, dos constantes y un VR Sink para poderlo visualizar en movimiento.

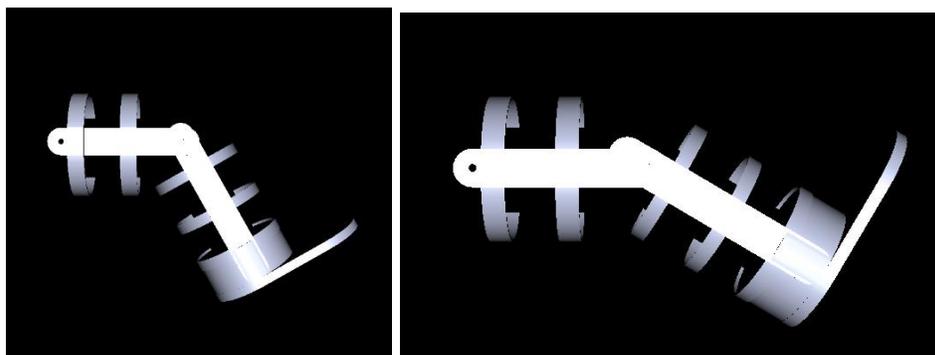
Figura 21 Bloques de library browser



Nota: Elaboración propia, 2023

en la **Figura 22** se muestra la primera fase donde la ortesis realiza el movimiento de flexión extensión dándole como entrada unos valores de Angulo y proceda a realizar la trayectoria.

Figura 22 Modelo de la ortesis en Simulink



Nota: Elaboración propia, 2023

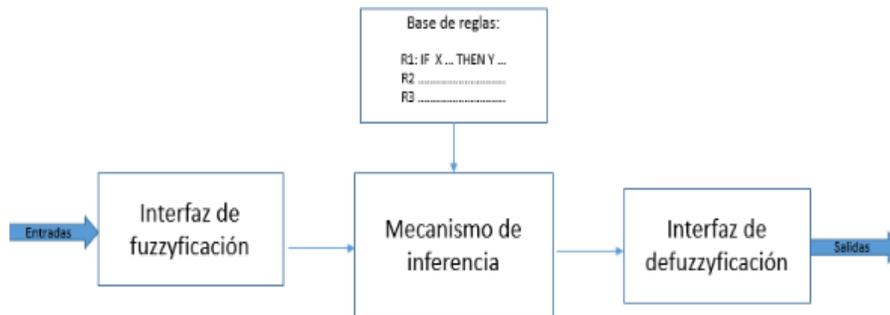
Al enfocar este sistema de desarrollo y simulación al presente proyecto, se toman variables, por medio de la programación en bloques, y a través de una conexión serial con un dispositivo externo que esté tomando datos cambiantes en el tiempo real, permita conocer el ángulo de flexión - extensión generada por el usuario. es necesario el uso de ARDUINO para obtener valores cambiantes en el tiempo.

5.2 Diseñar una estrategia de control Fuzzy de seguimiento y posición para la órtesis activa utilizando Matlab – Simulink

5.2.1 Realizar una búsqueda del estado del arte sobre sistemas de control de lógica difusa.

La **Figura 23** muestra la estructura básica de un sistema de inferencia basado en lógica difusa (Fuzzy)

Figura 23 Esquema básico de un sistema Fuzzy



La **Figura 23**, corresponde al esquema básico de un sistema de lógica difusa (Fuzzy), según Ebrahim Mamdani (Mamdani, 1975). En el esquema básico se identifican:

Las variables de entrada: son datos reales, es decir, aquellas que son observadas para luego realizar las inferencias, y posteriormente obtener las conclusiones a través de las

variables de salida. El ángulo de flexión-extensión será la variable de entrada de referencia al sistema, del cual dependerá la toma de decisiones por el sistema de control.

- La interfaz de fuzzificación: quien convierte las entradas del sistema, en conjuntos difusos aplicando una función de fuzzificación, es decir una función de codificación de los datos de entrada.
- El mecanismo de inferencia: hace referencia a Mamdani, relaciona una inferencia basada en reglas, las cuales reúnen toda la experiencia de un experto en el tema de interés. Los sistemas tipo Mamdani describen las conclusiones por medio de funciones de pertenencia de las variables de entrada teniendo en cuenta los conjuntos difusos establecidos, es decir, indican un grado de pertenencia al conjunto. (Mamdani,1975).
- La defuzzyficación: que corresponde al proceso inverso de la fuzzyficación, el cual tiene como propósito la conversión de los datos lingüísticos que provienen de la salida difusa del dispositivo de inferencia, a una salida numérica, convirtiendo el conjunto difuso obtenido por el motor de inferencia en valores numéricos de salida. los cuales ya pueden ser interpretados.

5.2.2 Reglas difusas

Una regla difusa de la forma “IF – THEN” es una representación de captura del conocimiento humano, que por naturaleza es ambiguo o impreciso. Estas reglas permiten identificar las acciones a realizar, es decir, la forma en que funciona un sistema ante unas condiciones dadas como se explica en la . Es relevante destacar que, en el proceso de

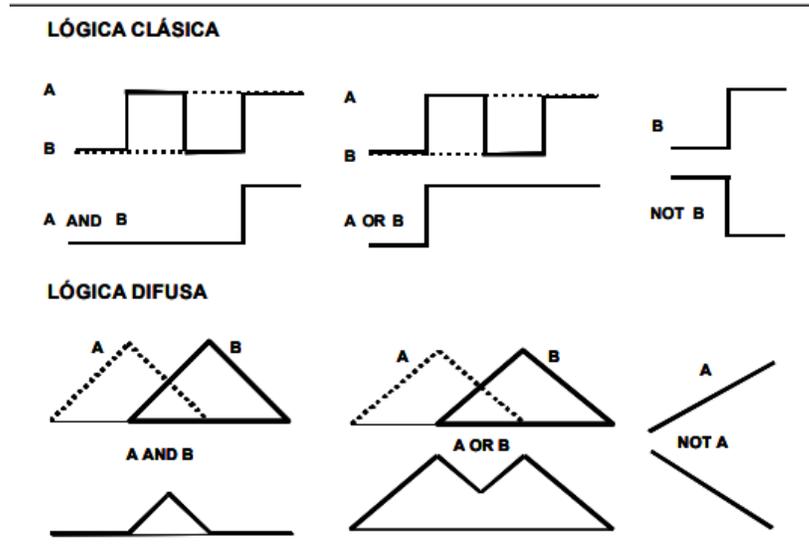
fuzzificación, se generan los grados de pertenencia de las variables, los cuales se combinan con las reglas difusas establecidas y la base de conocimiento. Estos datos son posteriormente procesados por el dispositivo de inferencia para tomar decisiones en relación con las variables de entrada definidas, generando así los resultados según las reglas aplicadas al control. En el caso de reglas clásicas **Figura 24**, si el antecedente se considera cierto, entonces la conclusión también se considera cierta.

Figura 24. Si (antecedente o premisa) entonces (consecuente o conclusión). Por lo tanto, una regla IF - THEN difusa es una sentencia condicional expresada como:

IF < proposición difusa > THEN < proposición difusa >

Proposición difusa: Las reglas difusas son elementos básicos en la estructura de un sistema de inferencia, el cual es el encargado de acumular las reglas sobre las cuales se basan las decisiones del sistema; este tipo de reglas de la forma: “SI-ENTONCES” o “IF-THEN”, son adquiridas básicamente de los conocimientos de los expertos y permiten determinar el comportamiento de una variable definida en el sistema. Es relevante destacar que, en el proceso de fuzzificación, se generan los grados de pertenencia de las variables, los cuales se combinan con las reglas difusas establecidas y la base de conocimiento. Estos datos son posteriormente procesados por el dispositivo de inferencia para tomar decisiones en relación con las variables de entrada definidas, generando así los resultados según las reglas aplicadas al control. En el caso de reglas clásicas **Figura 24**, si el antecedente se considera cierto, entonces la conclusión también se considera cierta.

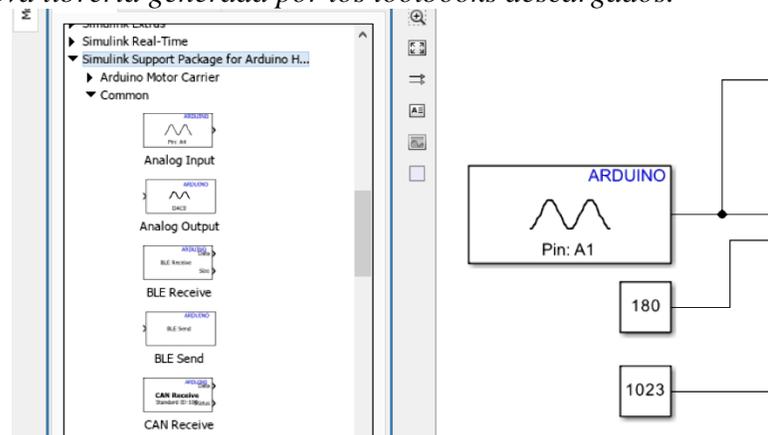
Figura 24 Actuación de los operadores *and*, *or* y *not*, según la lógica clásica y la lógica difusa



5.2.2 *Configurar las librerías de MATLAB-SIMULINK y herramientas para el diseño del control Fuzzy*

En Matlab (GET ADD-ONS) es necesario descargar la librería Simulink Support Package y Matlab Support Package For Arduino como se muestra en la **Figura 25** para realizar la conexión serial entre el Arduino y Simulink. Una vez descargadas las librerías, se ingresa a la plataforma Simulink para visualizar los nuevos bloques que establecen conexión en serie del computador al microcontrolador por medio de cable USB al puerto COM para la toma de datos en tiempo real.

Figura 25 Nueva librería generada por los toolbooks descargados.



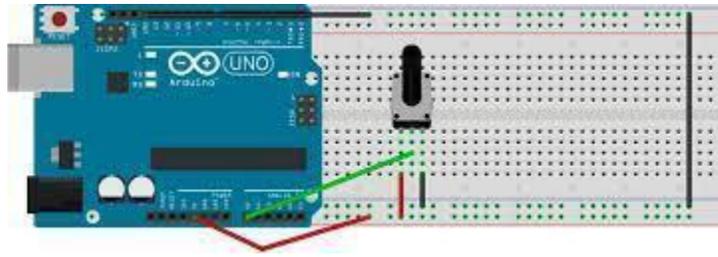
5.2.3 Entradas del sistema de control Fuzzy

Siguiendo con el desarrollo del sistema de control, se describe las dos entradas que se maneja. *Angulo de referencia* que puede variar entre 0° a 90° , siendo la referencia que compara con la segunda entrada *Angulo de retroalimentación*. El sensor que se utiliza para generar la segunda entrada es un potenciómetro, ya que, se acopla perfectamente para este proceso. Los datos que proporciona este sensor dependen del giro, de manera similar al motor. Es decir, el potenciómetro tendrá un valor en función del giro que realice el motor. Es importante destacar que estos dos dispositivos electrónicos, el motor y el potenciómetro, estarán conectados entre sí, de manera que el giro del potenciómetro depende del giro del motor.

Internamente el sistema de realimentación simula la posición angular flexión-extensión. La conexión del potenciómetro se muestra en la siguiente imagen

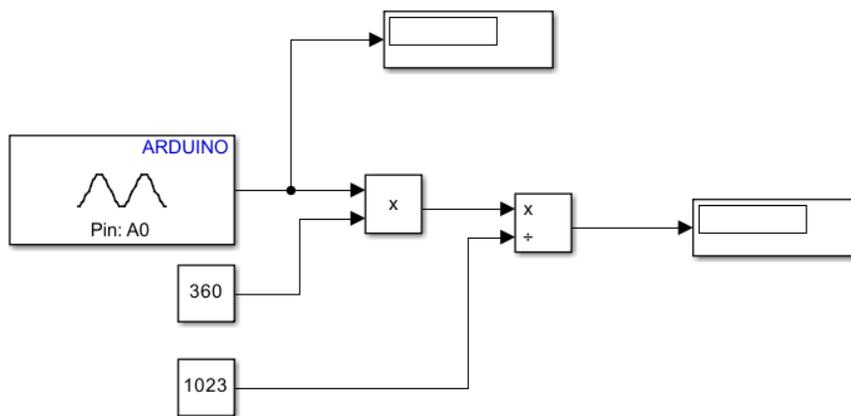
Figura 26.

Figura 26 Sistema de retroalimentación al sistema de control



Para el desarrollo del sistema de calibración del sensor, tomamos los valores máximos como valor de referencia, siendo 1023 para el potenciómetro y 360° para el ángulo. En Simulink se desarrolló una programación en bloques con el fin de establecer los puntos de referencia para cada Ángulo como se puede evidenciar en **Figura 27**.

Figura 27 Calibración de ángulos por medio de Arduino en pin A0.



Nota: Elaboración propia, 2023.

Los datos se obtienen del prototipo de la unión entre el potenciómetro y el instrumento de medición de ángulos manual goniómetro como se muestra en la siguiente **Figura 28**.

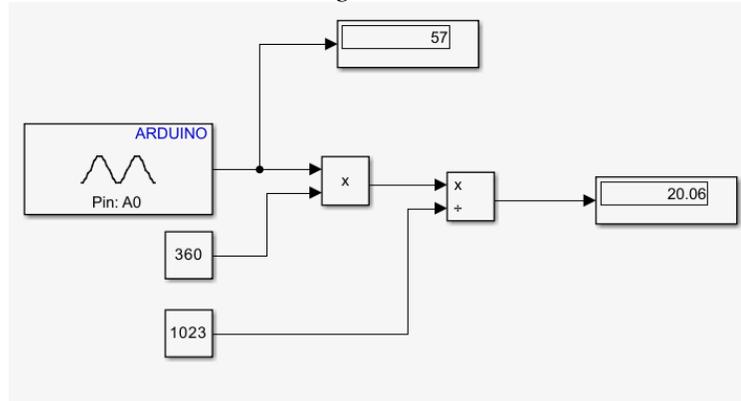
Figura 28 Prototipo Goniómetro digital.



Nota: Elaboración propia, 2023.

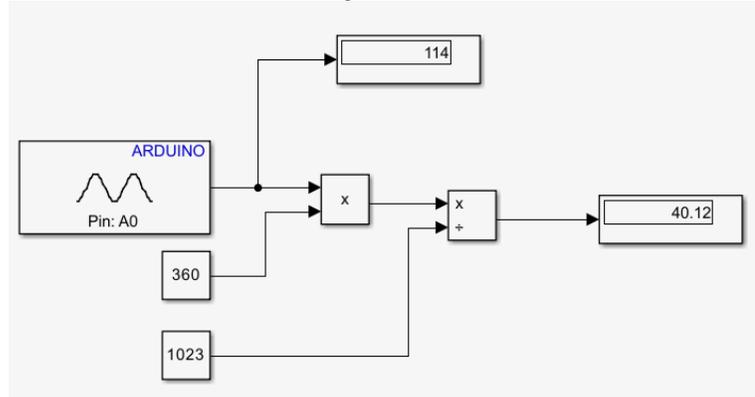
Al realizar la conexión serial con el Arduino es posible obtener los datos del potenciómetro en tiempo real en Simulink, como se muestra en las **Figura 29**, **Figura 30**, **Figura 31**, **Figura 32** y en la **Tabla 3**, se indican los valores de equivalencia.

Figura 29 Movimiento de 0° a 20° con el goniómetro visualizado en el control



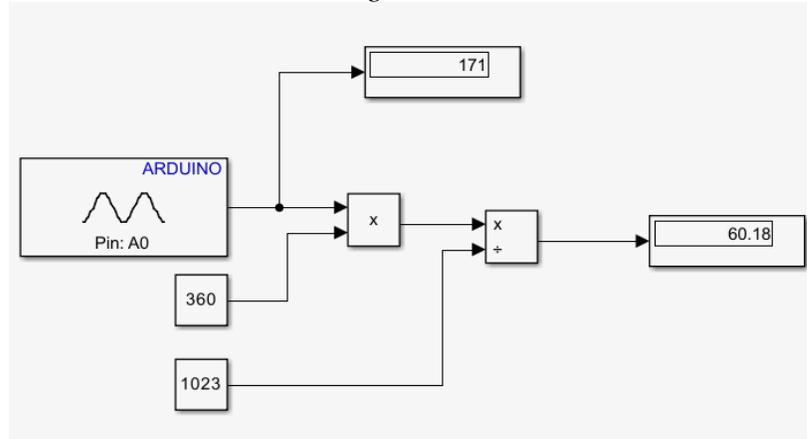
Nota: Elaboración propia, 2023.

Figura 30 *Movimiento de 0° a 40° con el goniómetro visualizado en el control*



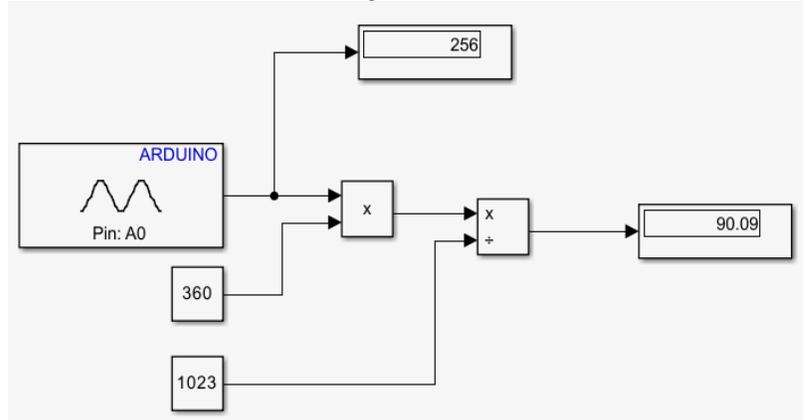
Nota: Elaboración propia, 2023.

Figura 31 *Movimiento de 0° a 60° con el goniómetro visualizado en el control*



Nota: Elaboración propia, 2023.

Figura 32 Movimiento de 0° a 90° con el goniómetro visualizado en el control



Nota: Elaboración propia, 2023.

Tabla 3

Tabla de calibración del potenciómetro para cada ángulo

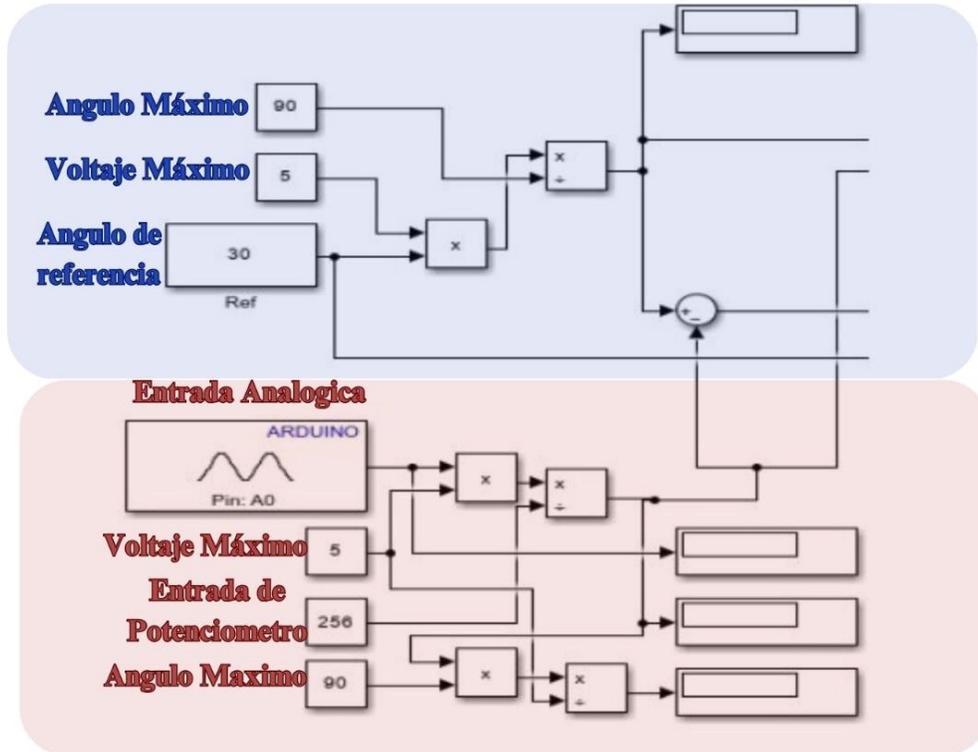
ANGULO	VARIACIÓN EN POTENCIÓMETRO
0°	0 Ω
20°	57 Ω
40°	114 Ω
60°	171 Ω
90°	256 Ω

Nota: Elaboración propia, 2023.

Para que el sistema de control funcione se necesita convertir los ángulos en valores de voltaje a través de la programación en bloques en Simulink como se muestra en la **Figura 32**. En los bloques de la parte superior se encuentra el ángulo de referencia que puede variar entre 0° a 90°, mientras que en los bloques de la parte inferior se encuentra la entrada de la señal analógica proporcionada por el potenciómetro, serán de 0° a 90°. Se tiene en cuenta que el valor de 256 del potenciómetro es igual a 90° y 5 Voltios respectivamente. De esa

manera se evidencia que cuando varíe el valor entregado por el potenciómetro, varía el voltaje.

Figura 33 Primera parte del sistema de control Simulink



Nota: Elaboración propia, 2023.

5.3 Implementación sistema de Control Fuzzy

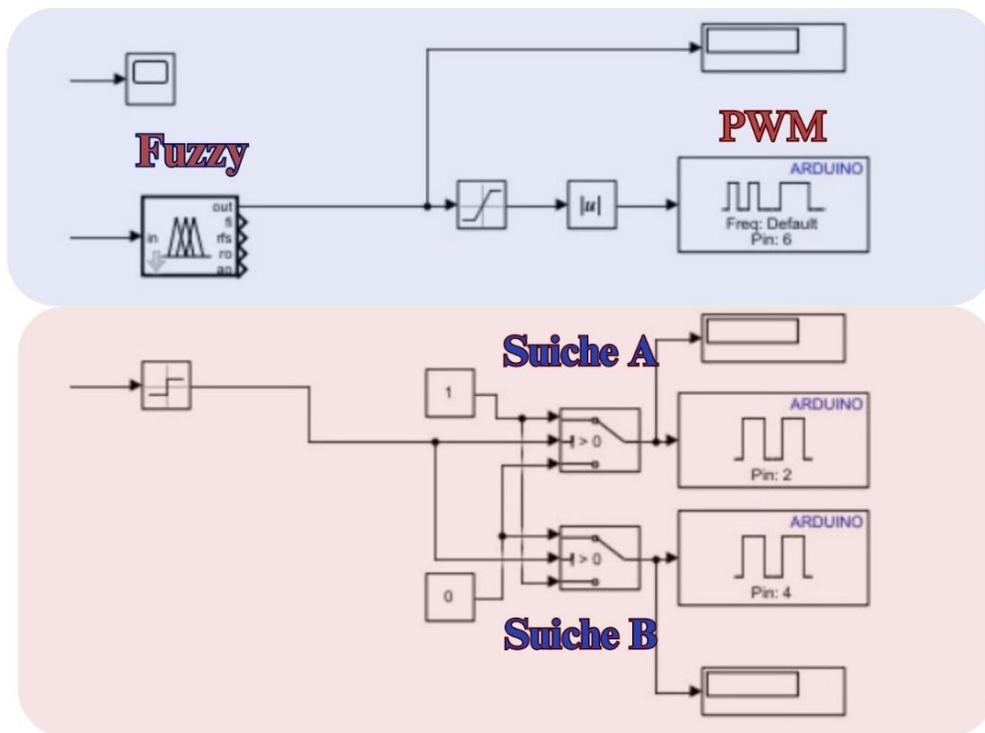
Ahora bien, antes del desarrollo del sistema Fuzzy se explica el sistema de suicheo que permite controlar la polaridad del motor. Es decir, el sentido de movimiento de giro. Este sistema tiene un umbral que es el valor del ángulo de referencia que se ingresa como Variable de entrada al sistema.

La función que realiza el sistema es sencilla y práctica. El motor gira en un sentido siempre y cuando el suiche “a” se mantenga en “1” y el suiche “b” en “0”. Esta afirmación

es verdadera siempre y cuando la entrada de retroalimentación no supere el Angulo de referencia.

Si la entrada de retroalimentación supera el umbral de referencia, el suiche “a” cambia de “1” a “0” y el suiche “b” de “0” a “1”, haciendo que el motor gire en el sentido contrario. Para cada suiche se asigna un pin de salida en el Arduino, para el suiche “a” pin 2 y para el suiche “b” pin 4 como se muestra en la **Figura 34**.

Figura 34 Segunda parte del sistema de control Simulink

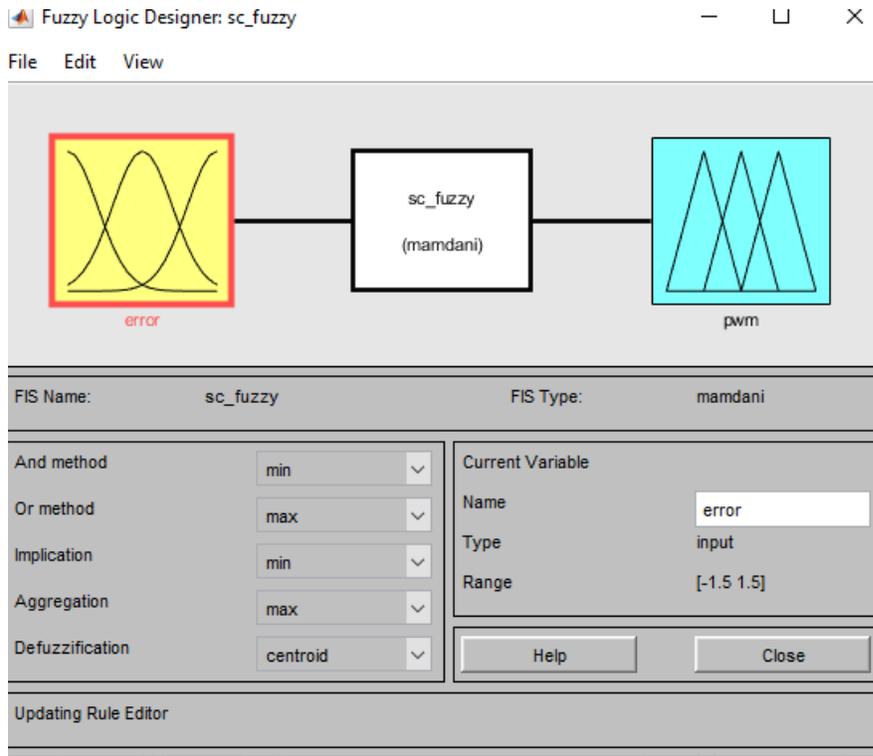


Nota: Elaboración propia, 2023.

El bloque Fuzzy es el operador más importante del sistema, ya que es donde se toman las decisiones para el comportamiento del motor. Para lograr esto, se realiza la configuración siguiendo el esquema básico de un sistema Fuzzy, que consta de variables de entrada, fuzzificación, mecanismos de inferencia, defuzzificación y salida.

En la siguiente **Figura 35**, se visualiza la interfaz de configuración del fuzzy, donde tenemos las entradas(error) y salidas(pwm) del sistema para la toma de decisiones según las reglas que se establezcan, esto se lo explicara a continuación:

Figura 35 Configuración del fuzzy



Nota: Elaboración propia, 2023.

- Funciones de pertenencia

Al aplicar las funciones de pertenencia o membresía al sistema de control, se emplearon formas trapezoidales y triangulares. Estas funciones asignan valores lingüísticos definidos por el experto según el comportamiento de las variables.

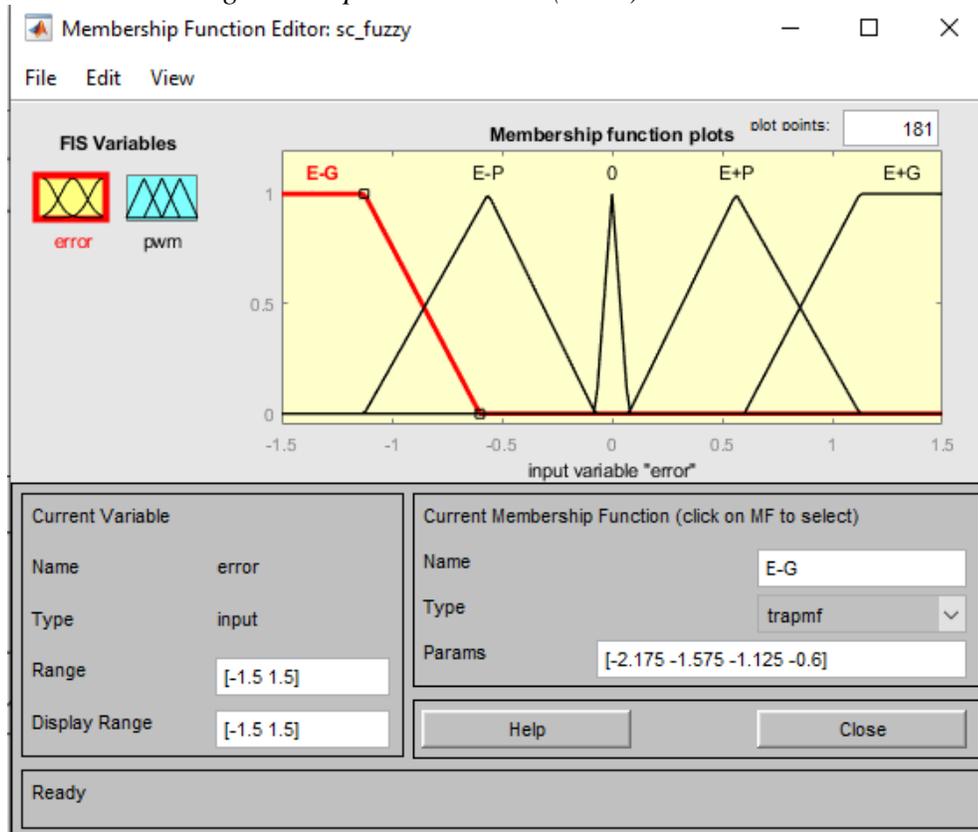
- Variables lingüísticas de entrada.

Como se muestra en la **Figura 36** En el diagrama de bloques del control difuso, la variable de entrada se define como el "error", que corresponde a la diferencia entre el valor de referencia y los datos provenientes del sistema de retroalimentación.

Para esta variable, se diseñarán 5 variables lingüísticas o particiones del universo del discurso, las cuales son las siguientes:

1. E-G (Error negativo grande): indica que la salida del error se encuentra significativamente por encima del valor de referencia.
2. E-P (Error negativo pequeño): indica que la salida del error está ligeramente por encima, pero con una diferencia mínima respecto al valor de referencia.
3. Z (Error cero): indica que la salida del error es igual al valor de referencia.
4. E+P (Error positivo pequeño): indica que la salida del error está ligeramente por debajo, pero con una diferencia mínima respecto al valor de referencia.
5. E+G (Error positivo grande): indica que la salida del error se encuentra significativamente por debajo del valor de referencia

Figura 36 Variables lingüísticas para la entrada (error)



Nota: Elaboración propia, 2023.

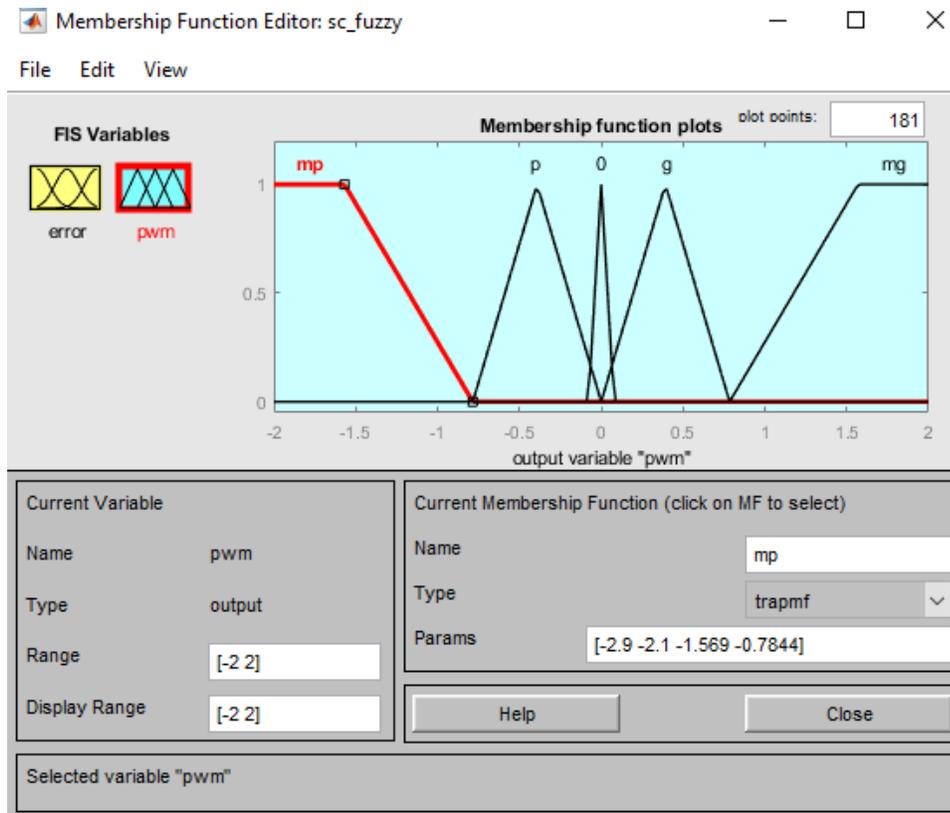
- Variables lingüísticas de salida

En la **Figura 37** se describe la variable de salida (PWM), la cual determina el valor de la señal de salida de potencia al motor en función del resultado de la variable de error. Se han diseñado cinco variables lingüísticas o particiones del universo del discurso, que son las siguientes:

1. mp (Salida negativa grande): indica la necesidad de reducir de manera inmediata la potencia del motor.

2. p (Salida negativa pequeña): indica la necesidad de reducir de manera gradual la potencia del motor.
3. 0 (Salida cero): indica la necesidad de mantener constante la potencia del motor.
4. g (Salida positiva pequeña): indica la necesidad de aumentar de manera gradual la potencia del motor.
5. mg (Salida positiva grande): indica la necesidad de aumentar de manera inmediata la potencia del motor.

Figura 37 Variables lingüísticas para la salida (pwm)

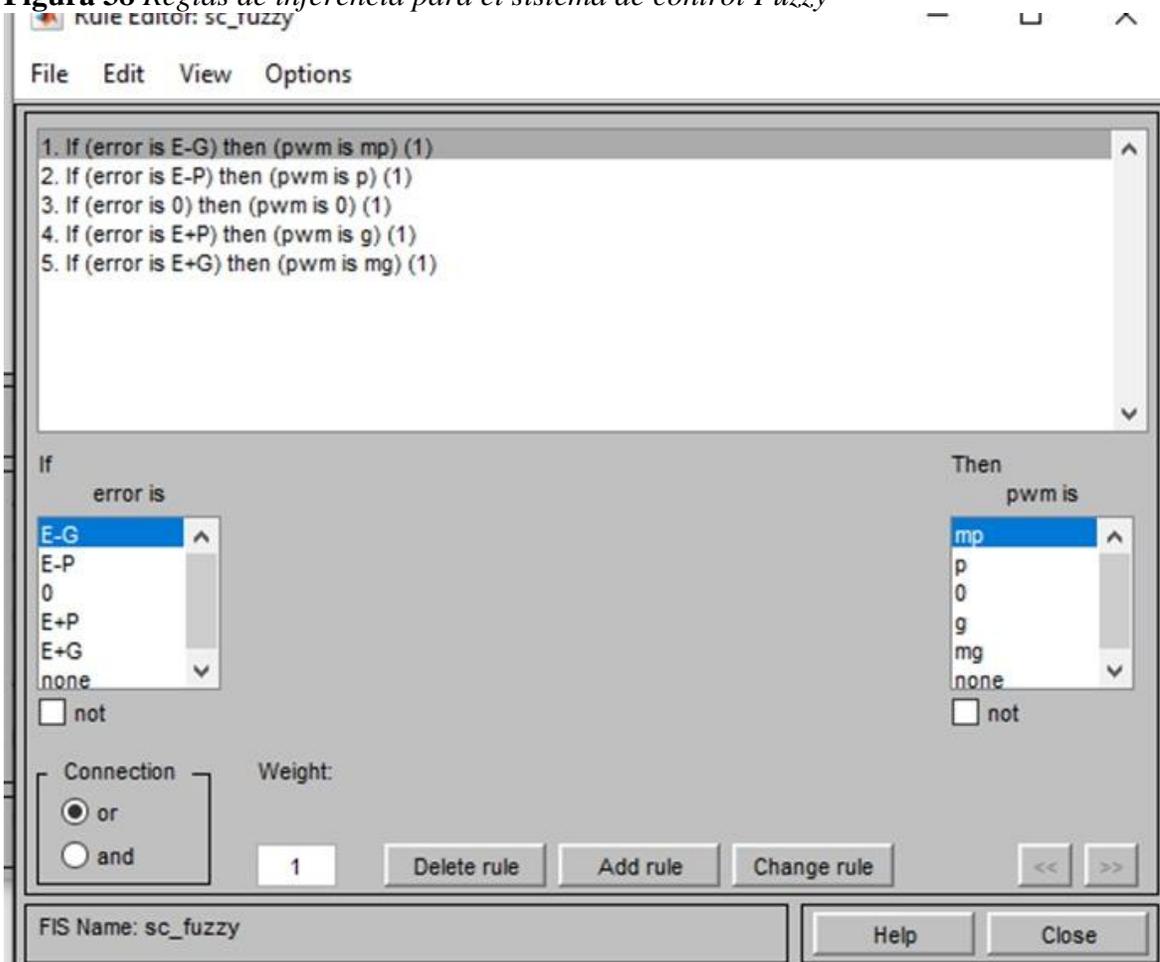


Nota: Elaboración propia, 2023.

5.3.2 Reglas de inferencia

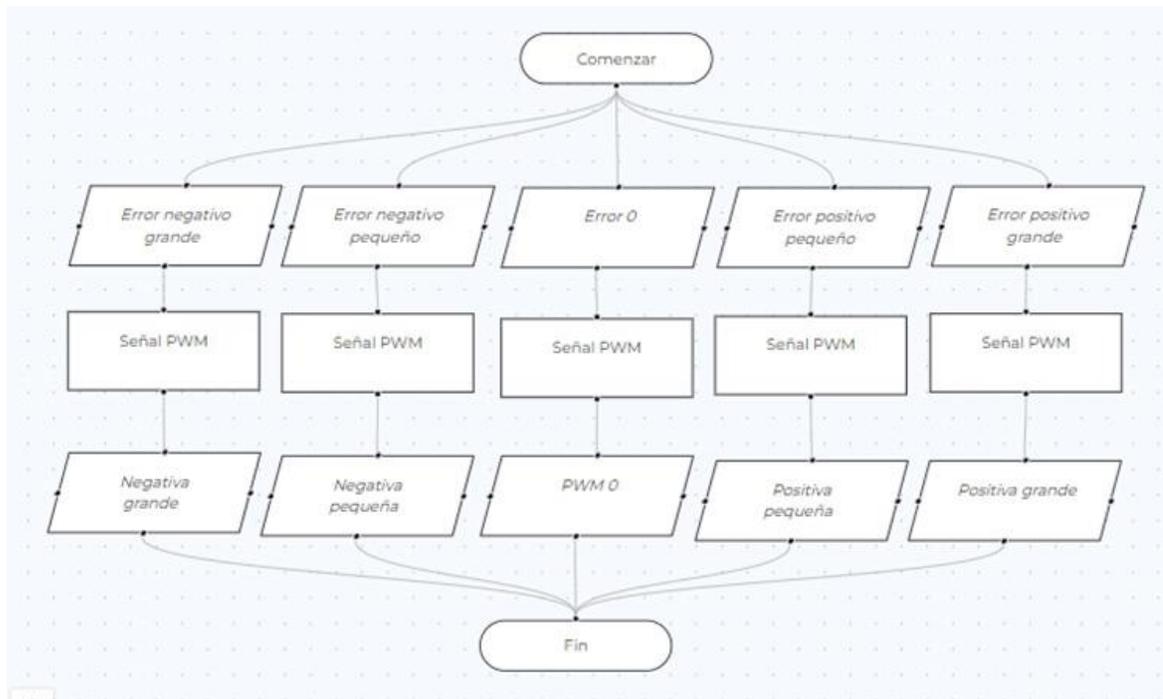
La tarea del sistema de inferencia consiste en utilizar los niveles de pertenencia y, basándose en la base de reglas, generar una salida en el sistema difuso. La base de reglas es la forma en que el sistema difuso almacena el conocimiento lingüístico que le permite resolver el problema para el cual ha sido diseñado, como se observa en la **Figura 38** y **Figura 39**. Estas reglas son del tipo IF-THEN.

Figura 38 Reglas de inferencia para el sistema de control Fuzzy



Nota: Elaboración propia, 2023.

Figura 39 Comportamiento de las reglas de inferencia para la señal PWM



Nota: Elaboración propia, 2023.

Las salidas del control Fuzzy se generan mediante señales PWM para controlar el comportamiento del motor. Los controladores PWM transforman los pulsos lógicos en pulsos de corriente, permitiendo así la excitación de los bobinados de los motores. Esta técnica posibilita la transmisión de datos a través de un canal de comunicación para supervisar la potencia que se envía a una carga y regular el voltaje. Además, el PWM se utiliza para controlar la velocidad de giro, el sentido de rotación y el frenado de los motores de corriente continua (DC).

El Arduino dispone de pines específicos para este tipo de señales, y en este caso se asigna el pin 10 que se encuentra dentro del conjunto para PWM.

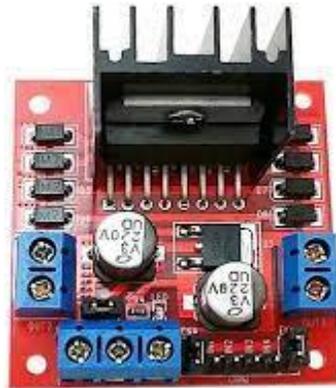
5.3.3 Diseño del prototipo con motor controlado por el sistema de control

Para la implementación del sistema se utilizó el controlador DRIVER L298 **Figura 40**, el cual es un controlador de motor de doble puente para motores de corriente continua (DC). Se debe conectar una fuente de alimentación externa de hasta 10 VCC con una corriente máxima de 2.5 A.

El circuito integrado (CI) incorporado en el controlador contiene dos puentes H que permiten el control independiente de dos motores DC. Gracias a los interruptores MOS incorporados y un diseño que ofrece protección térmica, el controlador puede interactuar fácilmente con la mayoría de las placas de microcontroladores, como Arduino, utilizando líneas de alimentación de 5 V y señales PWM.

- Características:
 - a) Voltaje: 2V-10V.
 - b) Voltaje de entrada: 1.8-7V.
 - c) Corriente de trabajo: 1.5A.
 - d) Corriente máxima: 2.5A.
 - e) Corriente de reserva: menos de 0.1uA.
 - f) Diámetro del orificio de montaje: 2 mm.
 - g) Temperatura: -40 °C a + 80 °C

Figura 40 DRIVER L298 para control de motores DC.



- Motorreductor 6V: Motorreductor 1 Kg*cm - 200 RPM (6V) N20 (12GA), con engranajes metálicos, especial para proyectos de robótica y automatización como: Robot Seguidor de Luz, seguidor de línea, ascensores, puentes, puertas, carros inalámbricos, entre otros.

Estos motorreductores DC **Figura 41** se pueden alimentar desde 3V hasta 9V y no afectan el buen rendimiento del motor, aunque están diseñados para trabajar con un voltaje de 6V.

- Principales Características:
 - a) Voltaje: 3V a 9V
 - b) Consumo de Corriente sin Carga: 40 mA
 - c) Consumo de Corriente con Carga: 400 mA Aproximadamente.
 - d) Torque: 1 Kg*cm
 - e) Relación 150:1
 - f) Velocidad: 200 RPM

Figura 41 Motorreductor 1 Kg*cm - 200 RPM (6V)

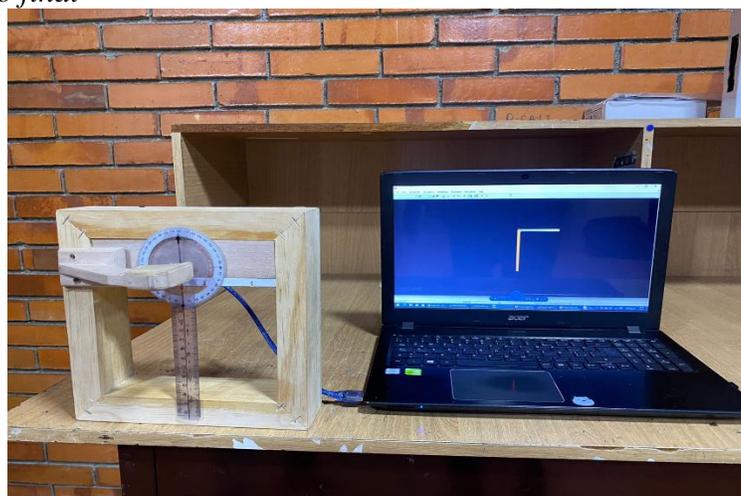


5.3 Implementar el control a la ortesis virtual

Al unificar los diversos componentes del sistema de retroalimentación (potenciómetro, goniómetro y motor) y establecer una conexión serial con el software Matlab-Simulink, se logra la integración del sistema. Como resultado de este proceso, se obtiene un nuevo ángulo, el cual se compara con el ángulo de referencia para garantizar que la diferencia sea lo más pequeña posible, buscando así el óptimo desempeño del sistema.

El prototipo de retroalimentación se muestra en la siguiente **Figura 42**.

Figura 42 Prototipo final



Nota: Elaboración propia, 2023.

5.4 Estimar el Estado de Cansancio del Usuario utilizando Bioseñales.

5.4.1 *Investigación en el estado del arte sobre bioseñales del cuerpo*

Frecuencia cardiaca: La frecuencia cardíaca es una señal de gran relevancia para el diagnóstico del paciente, ya que indica la cantidad de contracciones cardíacas por minuto. Para una persona adulta, el rango normal de frecuencia cardíaca oscila entre 60 y 100 pulsaciones por minuto. Si la frecuencia cardíaca se encuentra por debajo de los 60 BPM, puede indicar bradicardia, mientras que, si supera los 100 BPM, se considera taquicardia. Valores fuera de estos rangos pueden ser indicativos de arritmias.

Durante una terapia pasiva de rodilla, el fisioterapeuta tiene la responsabilidad de ayudar al paciente a recuperar gradualmente el movimiento perdido debido a una lesión. Según las investigaciones, esta parte de la rehabilitación puede ser muy dolorosa y puede resultar difícil completar el proceso. Durante la terapia, es evidente que el paciente experimenta incomodidad, sudoración y un aumento del dolor.

Gracias a lo anterior, se puede inferir que debido a la elevación de temperatura causada por la sudoración y al dolor experimentado, los valores de la frecuencia cardiaca pueden ser notablemente afectados. Estos valores pueden ser utilizados para intervenir en el sistema de control. Serán obtenidos mediante el programa LabChart y sus resultados.

Otra opción son las señales de electromiografía, las cuales son ampliamente utilizadas en el control de sistemas y en el desarrollo de prótesis, especialmente en el campo de la rehabilitación. Estas señales, aunque se presentan en niveles de bajo voltaje, pueden utilizarse para diagnosticar lesiones del sistema muscular y controlar la interfaz, con el objetivo de restaurar parcialmente la función de una extremidad faltante en una persona afectada, lo que contribuye a mejorar su calidad de vida.

Estas señales necesitan de un procesamiento de señal para eliminar perturbaciones que afectan en los datos reales:

1. Procesamiento de señales:

- **Amplificación:** La señal generada por los músculos al contraerse es muy pequeña, en el rango de milivoltios (mV). Por esta razón, es necesario amplificar esta señal para que esté dentro del rango de 1 a 10 voltios (V), que es el rango en el que funcionan los circuitos electrónicos de los microprocesadores.
- **Eliminación del ruido:** El ruido acompaña a la señal original y puede distorsionar los datos reales. Puede ser causado por perturbaciones externas, así como por interferencias internas provenientes de los electrodos. Para solucionar este problema, es necesario utilizar filtros que atenúen la señal y eliminen el ruido no deseado.
- **Filtrado:** Los sistemas de registro cuentan con filtros que eliminan las frecuencias superiores o inferiores a las propias de la señal fisiológica. Además, se debe eliminar la oscilación de la señal a 60 Hz, que es causada por la corriente alterna de la red eléctrica, mediante un filtro específico conocido como "filtro notch". Estos filtros pueden ser analógicos, utilizando circuitos con resistencias y condensadores, o digitales, mediante algoritmos ejecutados sobre la señal después de ser digitalizada.

Digitalización: La digitalización se realiza mediante conversores analógico-digitales, y consiste en obtener medidas o muestras de la señal a intervalos de tiempo determinados.

5.4.2 Método para la obtención de las Bioseñales.

Para el presente estudio, se utiliza la herramienta LabChart, que es un software de análisis de datos fisiológicos. Esta plataforma permite que todos los dispositivos de registro trabajen juntos, lo que permite adquirir señales biológicas de múltiples fuentes de forma simultánea y aplicar cálculos y gráficos avanzados durante el desarrollo de un procedimiento.

La obtención de estos datos se realiza mediante sensores, como se muestra en la **Figura 43**.

Figura 43 Dispositivo para toma de señales



En la

Tabla 4 El protocolo se utiliza para determinar la capacidad de resistencia de cada individuo y obtener un promedio de peso. Esto se realiza con el fin de obtener señales de peso correspondientes. Este promedio se utilizará para la obtención de las señales con peso. El objetivo es identificar los cambios en la frecuencia cardiaca y en las señales generadas por los músculos del cuádriceps, con el fin de encontrar valores característicos que puedan influir en el sistema de control. Para lograr esto, se trabajará en dos puntos específicos:

PUNTO 1: El usuario realizará flexiones y extensiones con un peso determinado, con el objetivo de observar la variación en la frecuencia cardiaca después de un período de tiempo. Esto permitirá identificar el nivel de fatiga del paciente y permitirá que el sistema de control tome la decisión de detenerse.

PUNTO 2: El usuario realizará flexiones y extensiones con un peso determinado, con el objetivo de observar la variación en la señal generada por el músculo. Esto nos permitirá determinar los puntos en los cuales se genera un esfuerzo muscular después de un tiempo determinado de haber iniciado los movimientos.

Tabla 4
Protocolo General

Protocolo para determinar el peso promedio que puede resistir cada paciente antes que comience un sobre esfuerzo	
Pasos a seguir	Protocolo General
1	Se ubica al usuario en una camilla, de tal manera que pueda realizar el movimiento de extensión de la rodilla sin que exista algún impedimento.
2	Se aplica un peso mínimo de 1libra el cual irá aumentando según la capacidad de resistencia de cada usuario.
3	El proceso finaliza cuando se identifica el punto en el cual el usuario muestra resistencia al último peso. En este caso, se obtiene un promedio aproximado que será el primer punto de referencia estándar.
4	Los valores de cada usuario se registrarán en una tabla con el objetivo de calcular un promedio e identificar un valor de peso estándar que todos los usuarios puedan soportar y utilizar durante las pruebas para la Adquisición de Bioseñales.
5	La prueba consiste en realizar movimientos de flexión y extensión con el peso promedio obtenido en los pasos anteriores. Se considera una repetición cuando se alcanza la extensión total de 90° y se vuelve a la posición original de 0°.
6	Se analizan los resultados, incluyendo el número de repeticiones realizadas y el tiempo que el usuario logra mantener el peso establecido.

A continuación, se presenta la **Tabla 5** donde se registran los valores obtenidos en las pruebas realizadas por hombres y mujeres. Estos valores establecen los promedios y estándares que luego serán utilizados para aplicar el protocolo general de adquisición de señales EMG y ECG al mismo tiempo.

Tabla 5
Protocolo de registro para los pacientes

PROTOCOLO PARA PROMEDIAR LA RESISTENCIA MUSCULAR			
INICIO DE PRUEBA PARA HOMBRES Y MUJERES			
PACIENTE	PESO (Kgr)	REPETICIONES	TIEMPO(min)
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
PROMEDIO			
OBSERVACIONES:			

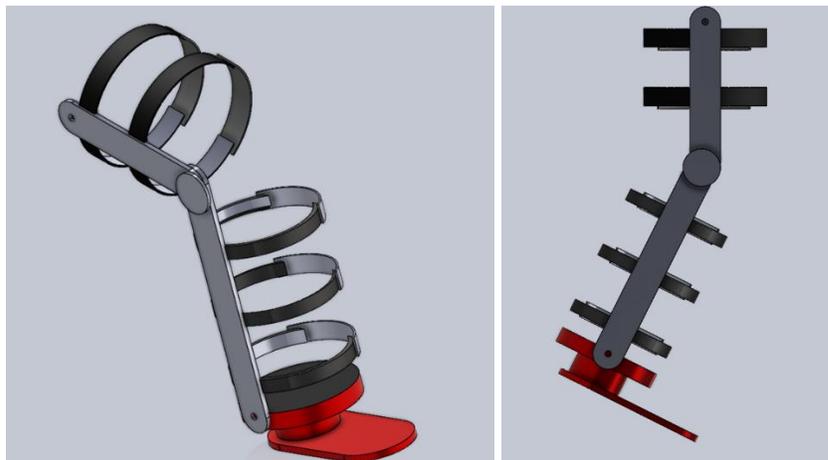
6. Resultado y análisis de resultados

6.1 Diseño de ortesis

6.1.1 Modelo CAD – modelo CAD completo

Gracias al software SolidWorks, se pudo diseñar dos piezas en 3D. Utilizando la misma herramienta, después de obtener las piezas, se procedió a ensamblarlas en la posición deseada, estableciendo restricciones y relaciones de movimiento. Estas restricciones y relaciones permiten simular el movimiento de una pierna en flexión-extensión, representando el fémur y la tibia de manera equivalente. Un ejemplo visual de este movimiento se muestra en la **Figura 44**.

Figura 44 Modelo de la ortesis en SolidWorks

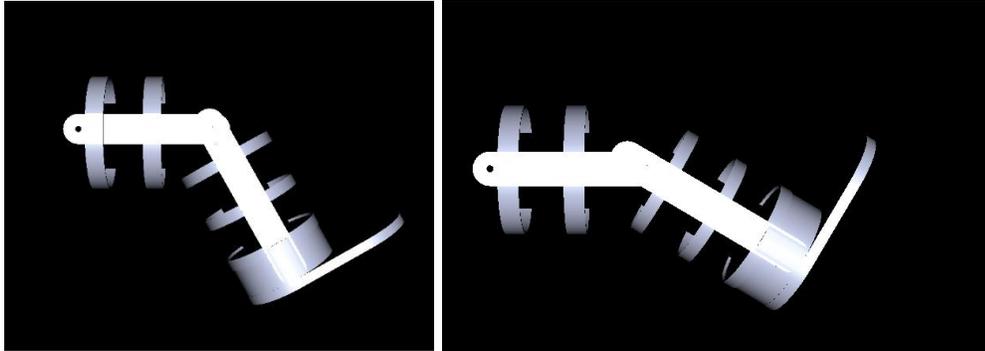


Nota: Elaboración propia, 2023.

6.1.2 Simulación de la ortesis en Simulink

SolidWorks es un software que es compatible con Matlab Simulink. Permite exportar las piezas requeridas en formato wrl para luego importarlas en Matlab Simulink. En esta plataforma, las piezas se vuelven a ensamblar y se establecen los parámetros de posición y movimiento. Posteriormente, en conjunto con el control, se simula el entorno 3D.

Figura 45 *Modelo ensamblado en Simulink.*



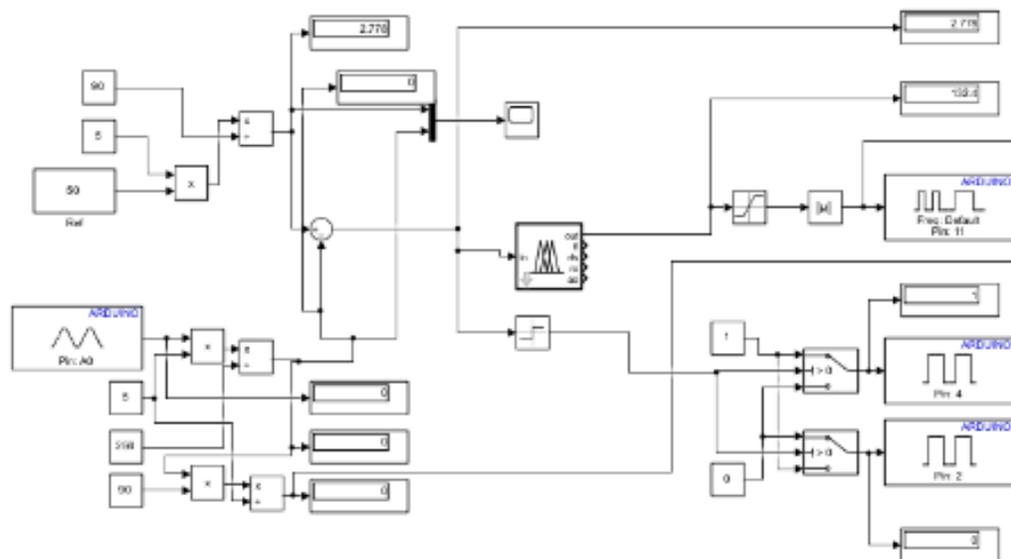
Nota: Elaboración propia, 2023.

6.2 Sistema de control.

6.2.1 *Sistema de control Fuzzy*

En la siguiente **Figura 46** se puede observar el sistema de control completo

Figura 46 *Modelo completo del sistema de control fuzzy en Simulink*

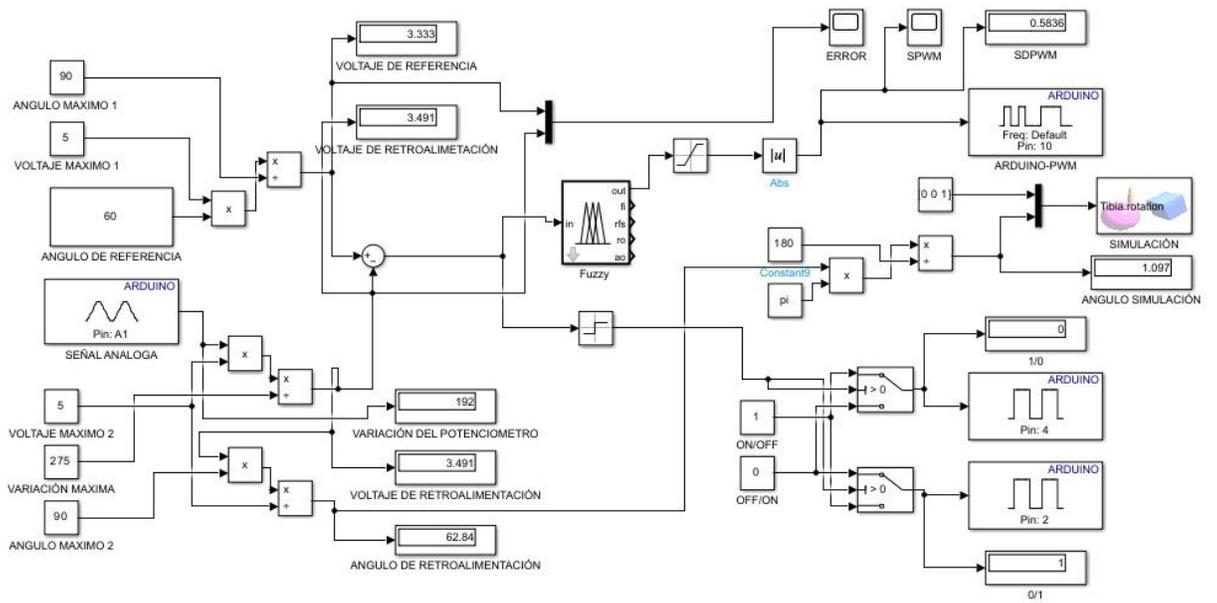


Nota: Elaboración propia, 2023.

6.2.2 Sistema de control Fuzzy implementado a la ortesis

En Simulink, la ortesis virtual se integra al sistema de control, lo que permite simular en 3D el comportamiento del movimiento de flexión y extensión de la pierna. Esta incorporación en Simulink permite visualizar de manera precisa y detallada cómo se observa el movimiento en el entorno simulado. **Figura 47** .

Figura 47 Control fuzzy incorporado en la ortesis 3d-simulink



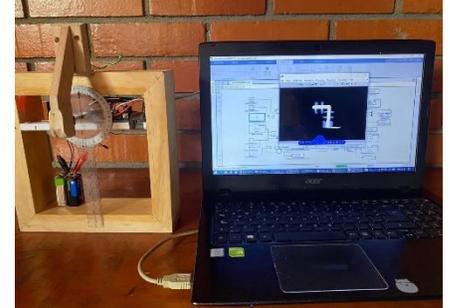
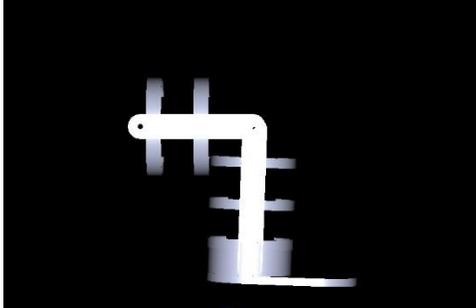
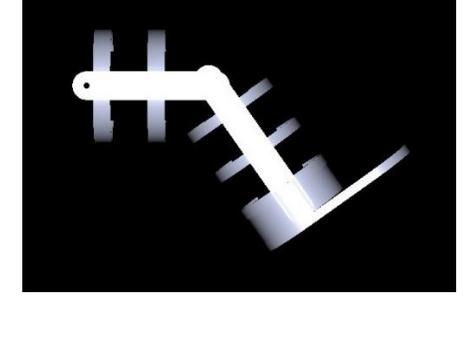
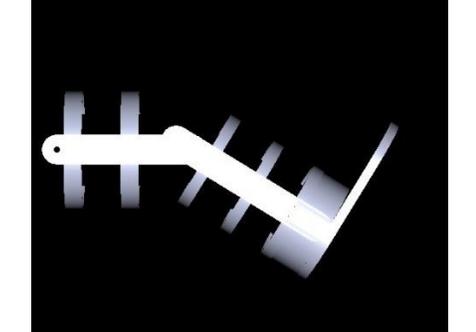
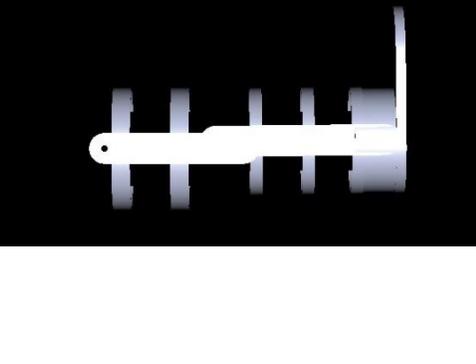
Nota: Elaboración propia, 2023.

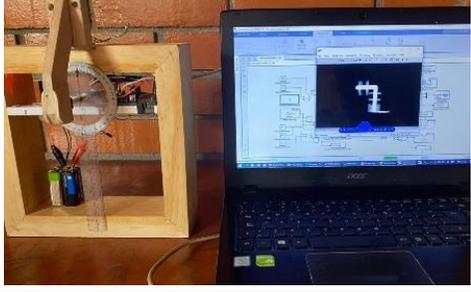
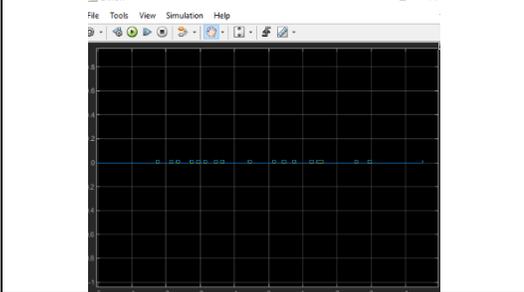
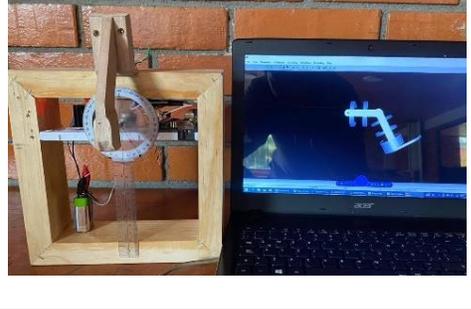
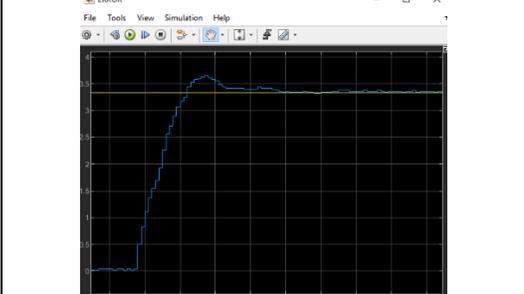
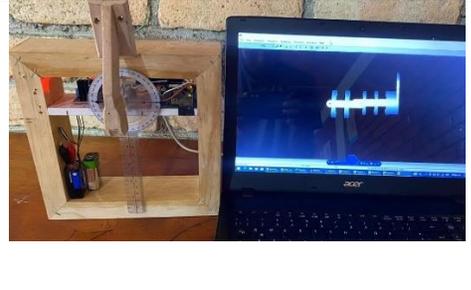
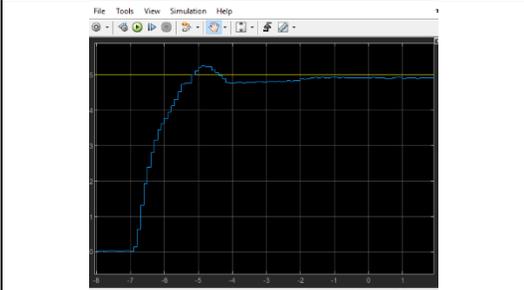
A continuación, se presenta el comportamiento tridimensional de la ortesis activa al aplicar diferentes valores de ángulo, que van desde 0° hasta 90°. Específicamente, se muestran los ángulos de 30°, 60° y 90°, los cuales son utilizados por los profesionales en la rehabilitación de rodilla.

Tabla 6, se presenta el comportamiento tridimensional de la ortesis activa al aplicar diferentes valores de ángulo, que van desde 0° hasta 90°. Específicamente, se muestran los ángulos de 30°, 60° y 90°, los cuales son utilizados por los profesionales en la rehabilitación de rodilla.

Tabla 6

Movimiento de la ortesis en tiempo real

	Funcionamiento en el goniometro	Entorno virtual
<p>Posición en 0°</p>		
<p>Posición en 30°</p>		
<p>Posición en 60°</p>		
<p>Posición en 90°</p>		

<p>Posición en 0°</p>		
<p>Posición en 30°</p>		
<p>Posición en 60°</p>		
<p>Posición en 90°</p>		

6.2.3 Ubicaciones de electrodos para EMG y ECG

Como se dijo anteriormente, para la toma de estas señales se hace uso de los sensores del programa LabChart. Para eso se hace uso de electrodos superficiales y son conectados como se indica en la **Figura 48** para EMG y **Figura 49** para ECG:

Figura 48 *Ubicación de los electrodos en la pierna*

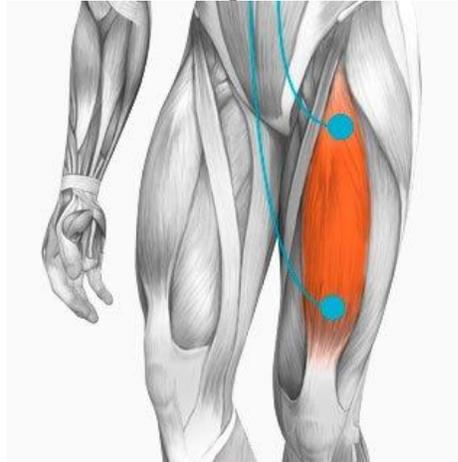
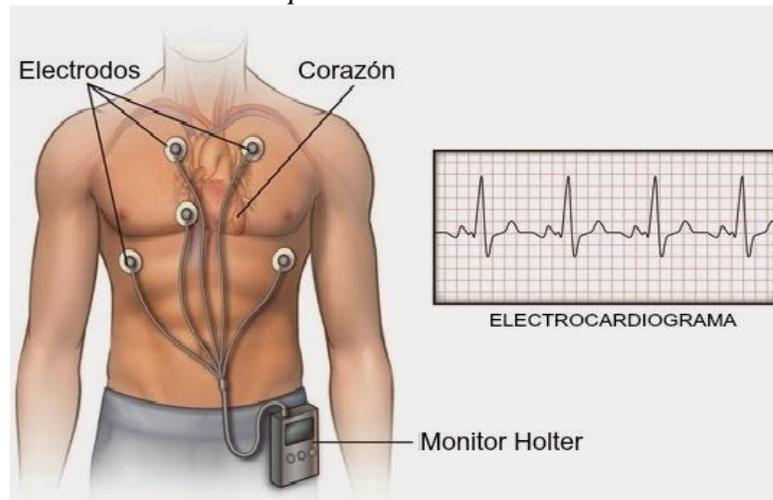


Figura 49 *Ubicación de los electros para señales ECG*



6.3.2. Resultados de las señales ECG obtenidas

Tabla 7 de resultados de los 10 usuarios que colaboraron en la toma de señales ecg, entre ellos 6 hombres y 4 mujeres. Estas señales se obtuvieron por medio de los protocolos y los valores de peso y repeticiones establecidas.

Tabla 7
Señales de frecuencia cardiaca

USUARIO	HOMBRE	MUJER	FC INICIAL BPM	FC FINAL BPM	(FC FINAL-FC INICIAL)
1	X		73,7	76,26	2,56
2		X	73,74	84,84	11,1
3	X		68,9	75,1	6,2
4	X		68,5	76,2	7,7
5		X	70,53	84,3	13,77
6	X		75,4	82,5	7,1
7		X	68,9	87,2	18,3
8		X	71,2	87,4	16,2
9	X		70,2	80,7	10,5
10	X		69,5	79,5	10

En la siguiente **Tabla 8** se describe algunos factores más significativos en el cambio de la frecuencia:

Tabla 8
Factores que afectan en el cambio de frecuencia

TIPOS DE FACTORES	CONCEPTO
EDAD	La frecuencia cardíaca en reposo generalmente aumenta con la edad. Esto se debe principalmente al deterioro de la aptitud física.
ESTADO DE FORMA	El estado hormonal (adrenalina) y los procesos de recuperación del cuerpo mantienen la frecuencia cardíaca alta durante varias horas después del entrenamiento.
EJERCICIO	Cuando se realiza un entrenamiento aeróbico el tiempo suficiente, normalmente el corazón se vuelve más eficiente. La capacidad del ventrículo izquierdo aumentará y los músculos ventriculares se fortalecerán, lo que conduce a un aumento del volumen sistólico. Es decir, el corazón bombeará más sangre por latido que antes.
TEMPERATURA	A temperaturas más altas, el flujo sanguíneo se dirige más cerca de la superficie de la piel para que la sangre se pueda enfriar. El corazón late más

	rápido para acelerar la circulación sanguínea y así regular la temperatura corporal.
DESHIDRATACIÓN	La frecuencia cardíaca en reposo tiende a aumentar por deshidratación.
ESTRÉS	El estrés mental o físico aumenta la actividad del sistema nervioso autónomo afecta de forma directa y aumenta la frecuencia cardíaca en reposo.
ESTADO MENTAL	Cuando se está muy tranquilo, la actividad del sistema nervioso autónomo reduce la frecuencia cardíaca. Cuando se está muy emocionado, la frecuencia cardíaca aumenta.
GENÉTICA	El efecto de los genes sobre la frecuencia cardíaca en reposo puede mostrarse con una diferencia de más de 20 latidos por minuto en dos personas de la misma edad y nivel de condición física.

Al comprender el comportamiento de la frecuencia cardíaca, resulta difícil establecer umbrales que identifiquen el cansancio del usuario, ya que pueden existir otros factores, como los mencionados anteriormente, que afecten la señal. Esta situación podría llevar a decisiones incorrectas por parte del sistema de control. Por esta razón, se optó por utilizar señales mioeléctricas para comprender su comportamiento y, en trabajos futuros, incorporarlas en el sistema para que influyan en las decisiones y reglas de control.

6.2.4 Resultados de las señales EMG

En primer lugar, se realiza la configuración de filtros en el programa LabChart mismo para la captura de señales mioeléctricas. Esto se realiza en la sección correspondiente al sensor Bioamper, utilizando un filtro pasa baja de 2 kHz, un filtro pasa alta de 0.5 Hz, un filtro de media y un anti-alias, con el objetivo de obtener una señal más limpia, libre de factores que puedan alterar o distorsionar la información.

En las siguientes imágenes se muestra el comportamiento de las señales mioeléctricas tanto en hombres como en mujeres, al inicio y al final de la prueba (después de 5 minutos). Es importante recordar que se trabaja con un peso de 5 kilogramos y se realizan aproximadamente 12 repeticiones.

7. Conclusiones

El desarrollo de investigaciones en la rehabilitación de lesiones de rodilla ha sido fundamental para el diseño del modelo de la ortesis activa. Al comprender claramente los procedimientos realizados por los profesionales, se define con mayor precisión el funcionamiento del sistema de control en general, centrándose específicamente en la unión del fémur con la tibia y en las características físicas de la persona a la cual se destina la estructura.

Se diseñó un modelo CAD en 3D que muestra la conexión del fémur con la tibia. Si bien la seguridad es crucial en los equipos de rehabilitación, no se consideró este aspecto en el diseño de la ortesis, ya que la función principal era verificar el sistema de control. Este modelo fue fundamental para observar y simular el comportamiento angular estipulado por el profesional capacitado. Los ángulos seleccionados fueron de 0-20, 0-40, 0-60 y 0-90.

Al plantear las reglas difusas, es crucial considerar la posición de la articulación. Cuando la articulación se encuentra en su máxima extensión, el grado de amplitud articular es de 90° . A medida que la articulación se flexiona, el ángulo disminuye gradualmente hasta alcanzar los 0° . Con base en esta información, se determina el funcionamiento del dispositivo y se diseñan conjuntos difusos que integran el error, el ángulo de referencia y la salida. Estos conjuntos se plantean de manera que satisfagan las características de movimiento requerido.

Es importante contar con la asesoría de profesionales en rehabilitación, realizar consultas y revisar bibliografía sobre aspectos de rehabilitación para definir las especificaciones de funcionamiento de un dispositivo de asistencia al movimiento.

El sistema de control difuso se diseñó en función de las necesidades técnicas específicas de un proceso de rehabilitación, en particular, la secuencia de flexión y extensión. Los datos de ángulo de entrada en el sistema se reflejan en la acción del motor a través de la señal de salida PWM, emitiendo nuevas señales que retroalimentan el sistema de control. Se obtienen nuevas respuestas que se comparan con el ángulo de referencia, y el sistema difuso actúa y compensa los valores de error, obteniendo resultados más confiables y válidos al determinar el grado de amplitud articular.

Las pruebas de funcionamiento se realizaron dentro de los rangos estandarizados por los profesionales en rehabilitación (0-30, 0-60 y 0-90), y se pudo constatar la validez, confiabilidad y precisión del sistema de control, que cumple plenamente con los objetivos para los cuales fue creado.

En cuanto a la adquisición de bioseñales, se descartó la frecuencia cardíaca como medida de control del sistema. Aunque la frecuencia cardíaca tenga un rango de normalidad establecido, se trata de una señal muy variable y difiere entre personas, sin tener en cuenta los demás factores que pueden alterarla, como se indica en la **Tabla 8**. Por esta razón, se decidió utilizar señales mioeléctricas para observar su comportamiento y considerar la posibilidad de implementarlas como medida de control en trabajos futuros.

Se puede determinar que las señales EMG (electromiográficas) son las más adecuadas para detectar cambios en los movimientos de flexión y extensión en la rehabilitación de la rodilla, y pueden ser utilizadas en el desarrollo de ortesis y prótesis automatizadas que permitan el control de estos dispositivos debido a la gran cantidad de información que proporcionan.

8. Referencias Bibliográficas

- Almeida, A., Santana, R., Karelin, A., Daniel De La, J., Santisteban López, L. E., Florencia, M., Anglin, P., Gonzales, D. L., Zamora, I., Francisco, L. J., & Mesa, C. (2020). La articulación de la rodilla: lesión del ligamento cruzado anterior. *Universidad de Ciencias Médicas de Granma.*, 1–97. <https://docs.google.com/viewerng/viewer?url=https://revdosdic.sld.cu/index.php/revdosdic/article/viewFile/38/97>
- Alvarez Ajuria. (2017). *REHABILITACIÓN DE LA ROTURA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR EN EL FÚTBOL.* https://addi.ehu.es/bitstream/handle/10810/23475/TFG_ALVAREZ%2CA.pdf?sequence=3&isAllowed=y
- Artromot K1 – Equipos Interferenciales.* (2017). <https://interferenciales.com.mx/products/artromot-k1>
- Basas Angel. (2017). *Análisis de los efectos de un protocolo de electroestimulación y ejercicios excéntricos, isométricos y concéntricos sobre el dolor y la funcionalidad en el tratamiento y readaptación de la tendinopatía rotuliana o rodilla del saltador.* https://oa.upm.es/45231/1/ANGEL_BASAS_GARCIA.pdf
- Carlos, I. J., & Vergara, V. (2017). *Diseño de un dispositivo de rehabilitación de rodilla mediante optimización de mecanismos.* Universidad autónoma del estado de México. http://ri.uaemex.mx/bitstream/handle/20.500.11799/79836/Tesis_Juan_Carlos_Villanueva.pdf?sequence=1
- Carlos Pardo. (2022, October). *Controlador PID.* <https://www.picuino.com/es/control-pid.html>

- Carpio Holguín, D. M. (2022). *Desarrollo de un controlador neuro difuso sobre un sistema embebido y monitoreo remoto de variables a través de una plataforma iot.*
<https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/21895/4/UPS-GT003622.pdf>
- Castro, J. (n.d.). *LA RODILLA Y SUS PROBLEMAS.*
- Cinesiterapia, el beneficio del movimiento - Tratamiento | Fisiolution.* (2020).
<https://fisiolution.com/cinesiterapia-el-beneficio-del-movimiento/>
- Cristian Felipe R. (2020). *Prototipo de un sistema mecatrónico para el fortalecimiento de los músculos asociados a la articulación de rodilla, utilizando entornos de realidad virtual.* Universidad militar nueva granada.
<https://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/36520>
- CRUZ SÁNCHEZ ARI BERITH. (2020). *INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA MANO EN REHABILITACIÓN ASISTIDA.* <http://192.100.170.40/bitstream/123456789/301/1/2020-MR-BACS.pdf>
- Daniel Eduardo, & Pablo Fernando. (2018). *diseño e implementación de un control difuso de velocidad para motor hidraulico* [Universidad Politecnica Salesiana Sede Cuenca].
<https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/16369/1/UPS-CT007970.pdf>
- Erick Lemus. (2021, May 26). *¿Qué es una Ortesis de Rodilla y cómo funciona?* - *Miprotesisdepierna.mx.* <https://miprotesisdepierna.mx/blog/ortesis-de-rodilla/>
- Galli, K., & Pelozo, S. (2017). *Órtesis y prótesis Monografía Auditoria medica 2017.*
- Jose Luis, I., Bendezu, B., Paucar Ronald, C., & Ambrocio Cristhian, L. (2016, November 29). Control de velocidad de motor DC utilizando Lógica Difusa. *Universidad Tecnológica Del Perú* , 1–6. <https://es.scribd.com/document/365209649/Control-de-Velocidad-de-Motor-DC-Utiliza#>

Ligamentos de la rodilla - Diario Melilla. (2023).

<https://diariomelilla.com/deportes/ligamentos-de-la-rodilla/>

M. Amirullah. (2015). Simulation of fuzzy logic control for DC servo motor using Arduino based on MATLAB/Simulink. *Proceedings of 2014 International Conference on Intelligent Autonomous Agents, Networks and Systems, INAGENTSYS 2014*, 42–46.

<https://doi.org/10.1109/INAGENTSYS.2014.7005723>

MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico - MATLAB & Simulink. (2022).

<https://la.mathworks.com/products/matlab.html>

Melián Ortiz, Varillas Delgado, Laguarda Val, Rodríguez Aparicio, Senent Sansegundo, Fernández García, & Roger de Oña. (2019). Fiabilidad y validez concurrente de la app Goniometer Pro vs goniómetro universal en la determinación de la flexión pasiva de rodilla. *Acta Ortopédica Mexicana*, 33(1), 18–23.

https://www.researchgate.net/publication/335609380_Reliability_and_concurrent_validity_of_the_app_Goniometer_Pro_vs_Universal_Goniometer_in_the_determination_of_passive_knee_flexion

Popular models | 3D CAD Model Collection | GrabCAD Community Library. (2023).

<https://grabcad.com/library>

R. Chavez. (n.d.). Control de una prótesis mioeléctrica de brazo por medio de Lógica difusa. *AOTS and Ricardo Palma University*. Retrieved May 22, 2023, from

<https://www.urp.edu.pe/pdf/id/5798/n/control-una-protesis-mioelectrica-de-brazo-por-medio-de-logica-difusa>

Robert F. (2022). *Robert F. McDavid Inventions, Patents and Patent Applications - Justia Patents Search*. <https://patents.justia.com/inventor/robert-f-mcdavid>

- Sabalbal, M., Johnson, M., & McAlister, V. (2013). Absence of the genicular arterial anastomosis as generally depicted in textbooks. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 1–5. <https://doi.org/10.1308/003588413X13629960046831>
- Salinero Juan José, & Del Coso Juan. (2018). *Injury occurrence and related performance factors in ACB players*. 35. [https://doi.org/35\(6\), 380-385](https://doi.org/35(6), 380-385)
- SOLIDWORKS. (2023). <https://www.solidworks.com/es>
- Vicario Vázquez, Oubram, & Velázquez Aguilar. (2017, November 21). *Sistema de reconocimiento inteligente de señales mioeléctricas del movimiento de mano humana*. <https://www.redalyc.org/pdf/467/46753192008.pdf>
- Zavala, J., Martínez, D., & Gutiérrez, H. (2019). Efectos de la realidad virtual adicionada a un entrenamiento fisioterapéutico en pacientes con artroplastia total de rodilla. *Fisioterapia*, 41(6), 322–328. <https://doi.org/10.1016/J.FT.2019.07.003>