



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE QUITO

CARRERA DE MECATRÓNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR PARA
LA GONARTROSIS EN PERSONAS DE LA TERCERA EDAD**

Trabajo de titulación previo a la obtención del

Título de Ingenieros en Mecatrónica

AUTORES: EDWIN WLADIMIR QUISHPE VISTIN

JONATHAN CHRISTIAN QUITIO COYAGO

TUTOR: FABIO EDUARDO OBANDO HERRERA

Quito – Ecuador

2025

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, Edwin Wladimir Quishpe Vistin con documento de identificación N° 1752275881 y Jonathan Christian Quitio Coyago, y N° 1725752685; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 12 de agosto del 2025

Atentamente,



Edwin Wladimir Quishpe Vistin
1752275881



Jonathan Christian Quitio Coyago
1725752685

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, Edwin Wladimir Quishpe Vistin con documento de identificación N.º 1752275881 y Jonathan Christian Quitio Coyago, y N.º 1725752685, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Dispositivo Tecnológico: “Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitador para la gonartrosis en personas de la tercera edad”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingenieros en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 12 de agosto del 2025

Atentamente,



Edwin Wladimir Quishpe Vistin
1752275881



Jonathan Christian Quitio Coyago
1725752685

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Fabio Eduardo Obando Herrera con documento de identificación N° 1707982169, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR PARA LA GONARTROSIS EN PERSONAS DE LA TERCERA EDAD, realizado por Edwin Wladimir Quishpe Vistin con documento de identificación N.° 1752275881 y Jonathan Christian Quitio Coyago, y N.° 1725752685, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Dispositivos tecnológicos que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 12 de agosto del 2025

Atentamente,



Ing. Fabio Eduardo Obando Herrera, PhD.
1707982169

DEDICATORIA

A mis amados padres, Juan Gonzalo Quishpe Ascanta y Marcia Judith Vistin Guamarica, por ser mi guía, mi fortaleza y mi mayor inspiración. Gracias por su amor incondicional, por sus sacrificios y por nunca dejar de creer en mí. Este logro es tan mío como suyo.

A mi querida abuelita Isabel Ascanta, por su ternura, sabiduría y oraciones constantes, que me han acompañado en cada paso de este camino. Al resto de mi familia, que han estado presentes con palabras de aliento, gestos de cariño y un apoyo que siempre he valorado profundamente. Y a mi compañero de tesis, Jonathan Christian Quitio Coyago, por compartir conmigo este reto con compromiso, esfuerzo y compañerismo. Gracias por caminar a mi lado en esta etapa tan importante de nuestras vidas.

Este trabajo es el reflejo del amor, la confianza y el apoyo que he recibido de cada uno de ustedes.

Edwin Wladimir Quishpe Vistin

A Dios, por haberme brindado salud y las fuerzas de luchar día a día para lograr mis objetivos y permitirme llegar a esta instancia de mi vida, ser mi guía en cada momento difícil que atravésé, además de su infinito amor y bondad.

A mi madre Blanca Coyago por ser mi inspiración y ayudarme en cada momento, por enseñarme los valores, pero sobre todo su amor, el cual me dio fuerzas día tras día e inculcarme sus valores y sus consejos. Que me han permitido ser una persona responsable y resiliente, por enseñarme que sufriendo se puede llegar, muy lejos este logro es para mi madre.

A mi padre Cesar Quitio por ser la persona que me enseñó a no darme por vencido, sus ejemplos de perseverancia, constancia y dedicación. Por mostrarme el valor de salir adelante sin importar las circunstancias y por darme su cariño a su modo, que me han permitido ser una persona que busca soluciones y darme fuerzas para la realización de mis metas. Este logro es para mi padre.

A mi hermana Damaris Quitio por estar a mi lado y acompañarme y darme el apoyo tanto emocional y ser una persona que con su inocencia me ayuda en lo que más necesito porque a su corta edad tomo como ejemplo lo que yo realizo y ser una persona la cual quiero mucho.

Y mi abuelito Alfredo Quitio el cual me demostró que el cariño que me tiene nunca se perderá a pesar de tener una enfermedad por ser una persona la cual siempre se sintió orgullo de mí.

Y a mi compañero de tesis Edwin Quishpe el cual me ayudo en cada momento de la Universidad, este trabajo va para nuestras familias que siempre nos apoyaron a salir adelante.

Jonathan Christian Quitio Coyago

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, a mis padres, Juan Gonzalo Quishpe Ascanta y Marcia Judith Vistin Guamarica, mi gratitud eterna. Gracias por su amor incondicional, por ser mi soporte en los momentos difíciles y por enseñarme, con su ejemplo, el valor del esfuerzo, la perseverancia y la humildad. Cada logro alcanzado es el reflejo del sacrificio y la entrega que han tenido por mí desde siempre.

A la Universidad Politécnica Salesiana, por ser el lugar donde crecí y me formé no solo como profesional, sino también como persona, a lo largo de mi carrera, tuve el privilegio de contar con docentes excepcionales, cuyo compromiso y entrega fueron fundamentales en mi formación, gracias por cada enseñanza y por cada palabra de aliento.

Al Ing. Fabio Obando, tutor de este trabajo, quien con su experiencia y profesionalismo me ha orientado en cada etapa de este proyecto.

Edwin Wladimir Quishpe Vistin

Agradezco profundamente a Dios y a mi familia, especialmente a mi madre Blanca Cecilia Coyago Ortuño, a mi padre Juan César Quitio Huaraca y a mi hermana Damaris Alejandra Quitio Coyago, por su amor, apoyo incondicional y por la confianza depositada en mí por sus enseñanzas de superación.

A mis abuelitos y a mis tías, gracias por su cariño, sus enseñanzas y por estar siempre presentes en mi vida por darme cada consejo y por ayudarme en lo que más pudieron por darme la mano cuando lo necesitaba les agradezco a cada uno de ellos por ser parte de mi vida.

A la Universidad Politécnica Salesiana, por abrirme las puertas al conocimiento y brindarme una formación integral basada en principios humanos, éticos y profesionales. Gracias por ser el espacio donde pude crecer académica y personalmente y darme las herramientas para mi desarrollarme profesionalmente y los docentes que, a lo largo de esta etapa por compartir sus conocimientos, experiencias que fueron fundamentales en mi formación profesional.

Y en especial, al Ing. Fabio Obando MSc, mi tutor, por su guía, paciencia y valiosas orientaciones durante el desarrollo de esta tesis

Jonathan Christian Quitio Coyago

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	ii
CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA	iii
CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTOS	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
GLOSARIO DE SIGLAS Y ABREVIATURAS	xvii
RESUMEN	xviii
ABSTRACT	xix
PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA	1
PROBLEMA DE ESTUDIO	1
JUSTIFICACIÓN	2
OBJETIVOS	3
OBJETIVO GENERAL	3
OBJETIVO ESPECÍFICO	3
CAPÍTULO I	4
MARCO TEÓRICO	4
1.1 Fisiología del envejecimiento.....	4
1.2 Gonartrosis en adultos mayores.....	5
1.3 Gonartrosis femoropateral (patelofemoral).....	7
1.4 Deformidad angular de la gonartrosis primaria.....	7

1.5 Anatomía esquelética de la rodilla	8
1.5.1. Fémur	8
1.5.2. Cóndilo.....	9
1.5.3. Tibia	9
1.5.4. Fíbula	9
1.5.5. Rótula.....	10
1.5.6. Meniscos	10
1.6 Biomecánica de la rodilla.....	11
1.6.1. Flexión	11
1.6.2. Extensión.....	11
1.6.3. Rotación medial	12
1.6.4. Rotación lateral	12
1.7 Clasificación de la Gonartrosis por Grados	12
1.7.1. Grado I	12
1.7.2. Grado II.....	13
1.7.3. Grado III.....	13
1.7.4. Grado IV	14
1.8 Prevalencia de la Artrosis de Rodilla.....	14
1.9 Síntomas de la Gonartrosis	15
1.9.1. Rigidez y Disminución de la Movilidad.....	15
1.9.2. Incapacidad funcional	16
1.9.3. Hinchazón o Derrame Articular.....	16
1.10 Medidas Antropométricas del miembro inferior.....	16
1.11 Lesiones que aumentan significativamente el riesgo de desarrollar gonartrosis.	17
1.11.1. Desgaste de Meniscos en la Gonartrosis.....	17
1.11.2. Lesión de ligamentos	18
1.11.3. Dislocaciones y Fracturas óseas.....	19

1.11.4. Inestabilidad articular.....	19
1.11.5. Lesión del cartílago.....	20
1.11.6. Tendinitis rotuliana en la gonartrosis	21
1.11.7. Bursitis de la rodilla	22
1.11.8. Artritis inflamatoria.....	23
1.12 Proceso de rehabilitación de la gonartrosis.....	23
1.13 Fisioterapia.....	26
1.14 Máquinas rehabilitadoras existentes	26
1.14.1. Artromot K1 standard	27
1.14.2. Kinetec spectra Esencial.....	27
1.14.3. Sistema movilizador pasivo de rodilla ideal para rehabilitación – Marca Handy	28
1.15 Elementos mecánicos y electrónicos del rehabilitador	28
1.15.1. Bluetooth HC-05	29
1.15.2. Encoder Incremental Rotatorio E38S6G5-400B-G24N	29
1.15.3. Driver DM556.....	30
1.15.4. Arduino mega 2560 R3	31
1.15.5. Final de carrera mini 2A 125VAC	31
1.15.6. Pulsadores para paro de emergencia	32
1.15.7. Pantalla LCD 1602 con I2C Arduino	32
1.15.8. Teclado numérico matricial 4x4.....	33
1.15.9. Fuente de Alimentación 24V a 20A.....	33
1.15.10. Motor a pasos Nema 34	34
CAPÍTULO II	35
ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS DE DISEÑO.....	35
2.1 Evaluación de los modelos propuestos	35
2.2 Alternativas del diseño.....	35
2.2.1. Alternativa 1	35

2.2.2. Alternativa 2.....	36
2.2.3. Alternativa 3.....	36
2.3 Análisis cualitativo.....	37
2.4 Sistema de calificación de las alternativas de diseño del prototipo	37
2.5 Selección de materiales.....	38
2.6 Selección del motor.....	39
2.7 Selección método de transmisión de movimiento	40
CAPÍTULO III.....	42
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN.....	42
3.1 Dimensiones antropológicas de las personas de la tercera edad.....	42
3.2 Diseño de base principal del mecanismo	43
3.3 Desplazamiento de los tubos.....	50
3.3.1. Factor de seguridad.....	50
3.4 Diseño de la parte secundaria del mecanismo	51
3.4.1. Desplazamiento.....	52
3.4.2. Factor de seguridad de la parte secundaria del rehabilitador.....	52
3.5 Fórmulas y cálculos para el tornillo de potencia	53
3.5.1. Fórmulas geométricas del tornillo de potencia	53
3.5.2. Fórmulas geométricas de la tuerca.....	54
3.5.3. Coeficiente de fricción para materiales.....	54
3.5.4. Análisis de fuerza para el tornillo de potencia y torque a aplicar	56
3.5.5. Torque de subida	57
3.5.6. Torque de bajada	57
3.5.7. Cálculo potencia mecánica para el motor	57
3.5.8. Eficiencia y torque del motor.....	59
3.6 Construcción del sistema mecánico	59
3.6.1. Fabricación de la base.....	59

3.6.2. Fabricación del mecanismo.....	60
3.6.3. Ensamblaje preliminar de la estructura del rehabilitador.....	61
3.6.4. Fabricación del tornillo de potencia.....	61
3.6.5. Fabricación del posapié.....	62
3.7 Diseño del sistema electrónico de control	62
3.7.1. Simulación del sistema electrónico.....	63
3.7.2. Montaje del sistema electrónico.....	64
3.7.3. Programación del microcontrolador	65
3.7.4. Diagrama de flujo	65
3.7.5. Pruebas del funcionamiento del sistema electrónico	67
3.7.6. Aplicación móvil.....	67
3.7.7. Diagrama de flujo aplicación móvil.....	68
CAPÍTULO IV	70
ANÁLISIS Y RESULTADOS.....	70
4.1 Análisis económico	70
4.1.1. Costo de la estructura.....	70
4.1.2. Costo del material eléctrico y electrónico.....	70
4.1.3. Costos de mano de obra directa	71
4.1.4. Costos indirectos.....	71
4.1.5. Resumen de los costos	72
4.2 Evaluación de la estructura mecánica.....	72
4.2.1. Pruebas de carga estática y dinámica.....	72
4.2.2. Inspección visual y dimensional	72
4.2.3. Evaluación funcional con carga real	73
4.3 Pruebas de funcionamiento	74
4.4 Medición de giros del eje con el encoder incremental.....	75
4.5 Análisis de la conexión Bluetooth.....	76

4.6 Encuesta de conformidad del rehabilitador.....	77
4.7 Mantenimiento	80
4.8 Evaluación del rehabilitador	81
CONCLUSIONES.....	82
RECOMENDACIONES	83
REFERENCIAS	84
ANEXOS.....	91
Anexo A: Características del Acero ASTM A36.....	91
Anexo B: Características del Arduino Mega 2560.....	92
Anexo C: Características de la Chumacera.....	94
Anexo D: Características del Encoder	95
Anexo E: Especificaciones técnicas del motor.....	97
Anexo F: Especificaciones del driver DM 556.....	98
Anexo G: Código del prototipo del rehabilitador	100
Anexo H: Encuesta de satisfacción	106
Anexo I: Certificado del centro de fisioterapia pasión y conocimiento para sanar TOASA.....	110

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. <i>Clasificación de la gonartrosis por grados [21]</i>	14
Tabla 2. <i>Dimensiones específicas de la extremidad inferior [25]</i>	17
Tabla 3. <i>Ventajas y desventajas de cada alternativa propuesta</i>	37
Tabla 4. <i>Sistema de calificación de las alternativas</i>	38
Tabla 5. <i>Matriz de selección de la alternativa del diseño del prototipo.</i>	38
Tabla 6. <i>Precio de los tipos de aceros disponibles</i>	39
Tabla 7. <i>Alternativas de los materiales</i>	39
Tabla 8. <i>Alternativas de motor</i>	40
Tabla 9. <i>Opciones del motor</i>	40
Tabla 10. <i>Propuesta de los métodos de transmisión.</i>	41
Tabla 11. <i>Calificación de los métodos de transmisión</i>	41
Tabla 12. <i>Dimensiones antropométricas fundamentales</i>	43
Tabla 13. <i>Cálculo fuerzas totales del equipo</i>	47
Tabla 14. <i>Pesos segmentarios de la pierna en porcentaje [69]</i>	56
Tabla 15. <i>Costos de la estructura</i>	70
Tabla 16. <i>Análisis económico del rehabilitador</i>	70
Tabla 17. <i>Costos de mano de obra</i>	71
Tabla 18. <i>Costos indirectos del rehabilitador</i>	71
Tabla 19. <i>Total, de costos</i>	72
Tabla 20. <i>Valores medidos en las pruebas físicas.</i>	73
Tabla 21. <i>Resultados obtenidos</i>	74
Tabla 22. <i>Mediciones de desplazamiento del eje</i>	76
Tabla 23. <i>Conexión Bluetooth del rehabilitador</i>	76
Tabla 24. <i>Evaluación del grado de aceptación del rehabilitador al momento de la rehabilitación</i>	80
Tabla 25. <i>Evaluación</i>	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. <i>Cronología de la debilidad en las rodillas de las personas de la tercera, [8]</i>	4
Figura 2. <i>Rodilla Normal vs Rodilla con Artrosis, [11]</i>	5
Figura 3. <i>Artrosis de rodilla entre el cartilago y los meniscos, [13]</i>	6
Figura 4. <i>Síndrome del dolor femoropatelar, [16]</i>	7
Figura 5. <i>Tipos de desviaciones angulares en pacientes con gonartrosis primaria, [17]</i>	8
Figura 6. <i>Fémur, [18]</i>	9
Figura 7. <i>Cóndilo, [18]</i>	9
Figura 8. <i>Tibia, [18]</i>	9
Figura 9. <i>Fíbula, [18]</i>	10
Figura 10. <i>Rótula, [18]</i>	10
Figura 11. <i>Meniscos, [18]</i>	11
Figura 12. <i>Flexión, [18]</i>	11
Figura 13. <i>Extensión, [18]</i>	11
Figura 14. <i>Rotación medial, [18]</i>	12
Figura 15. <i>Rotación lateral, [18]</i>	12
Figura 16. <i>Gonartrosis de Grado I, [20]</i>	13
Figura 17. <i>Gonartrosis Grado II, [20]</i>	13
Figura 18. <i>Gonartrosis Grado III, [20]</i>	13
Figura 19. <i>Gonartrosis Grado IV, [20]</i>	14
Figura 20. <i>Evolución de la Artrosis Nivel Mundial, [22]</i>	15
Figura 21. <i>Hinchazón o Derrame Articular, [23]</i>	16
Figura 22. <i>Medidas del miembro inferior, [25].</i>	17
Figura 23. <i>Desgaste de meniscos en personas de la tercera edad, [22]</i>	18
Figura 24. <i>Ligamentos de la rodilla, [29]</i>	19
Figura 25. <i>Dislocación de rótula, [30]</i>	19
Figura 26. <i>Estabilidad articular estable vs inestable, [31]</i>	20
Figura 27. <i>Rodilla con osteocondritis y artrosis, [32]</i>	21
Figura 28. <i>Lesión condral de rodilla, [32]</i>	21
Figura 29. <i>Tendinitis rotuliana, [34].</i>	22
Figura 30. <i>Bursitis en la rodilla, [36]</i>	22
Figura 31. <i>Rodilla sana comparada con una rodilla con artritis reumatoide, [39]</i>	23
Figura 32. <i>Rehabilitación a pacientes con gonartrosis, [41]</i>	24

Figura 33. <i>Diagnosticar la gonartrosis, [45].</i>	25
Figura 34. <i>Rehabilitacion haciendo flexión en la rodilla, [47].</i>	26
Figura 35. <i>Artromot K1 Standard, [48].</i>	27
Figura 36. <i>Kinetec spectra Essencial, [49].</i>	28
Figura 37. <i>Sistema movilizador pasivo de rodilla ideal para rehabilitación, [50]</i>	28
Figura 38. <i>Bluetooth HC-05, [51]</i>	29
Figura 39. <i>Encoder Incremental Rotatorio E38S6G5-400B-G24N, [52]</i>	30
Figura 40. <i>Driver DM556, [53]</i>	30
Figura 41. <i>Arduino mega 2560 R3, [54]</i>	31
Figura 42. <i>Final de carrera mini 2A 125VAC, [55]</i>	32
Figura 43. <i>Pulsadores para paro de emergencia, [56]</i>	32
Figura 44. <i>Pantalla LCD 1602 con I2C Arduino, [57]</i>	33
Figura 45. <i>Teclado numérico matricial 4x4, [58]</i>	33
Figura 46. <i>Fuente de Alimentación 24V a 20A, [59]</i>	34
Figura 47. <i>Motor a pasos NEMA 34, [61]</i>	34
Figura 48. <i>Alternativa 1, [62]</i>	35
Figura 49. <i>Alternativa 2, [63]</i>	36
Figura 50. <i>Alternativa 3</i>	36
Figura 51. <i>Medidas antropométricas del cuerpo humano, [25]</i>	42
Figura 52. <i>Ensamble del rehabilitador</i>	43
Figura 53. <i>Cotas del diseño.</i>	44
Figura 54. <i>Diseño parte secundaria del rehabilitador</i>	44
Figura 55. <i>Área de tubo estructural, [64]</i>	45
Figura 56. <i>Área del tubo estructural principal, [65]</i>	46
Figura 57. <i>Diagrama esfuerzos en elementos crítico</i>	47
Figura 58. <i>Diagrama de fuerza cortante</i>	48
Figura 59. <i>Diagrama de momentos.</i>	48
Figura 60. <i>Resultados del desplazamiento.</i>	50
Figura 61. <i>Resultados del factor de seguridad (FDS)</i>	51
Figura 62. <i>Resultados de Von Mises</i>	51
Figura 63. <i>Resultado del desplazamiento</i>	52
Figura 64. <i>Resultado del Factor de seguridad (FDS)</i>	52
Figura 65. <i>Holguras entre el tornillo y la tuerca, [66]</i>	53
Figura 66. <i>Perfil de diente de una rosca cuadrada, [66]</i>	53

Figura 67. <i>Coefficientes de fricción, [67]</i>	55
Figura 68. <i>Diámetro medio, [68]</i>	55
Figura 69. <i>Parte crítica del rehabilitador</i>	56
Figura 70. <i>Estructura base del rehabilitador</i>	60
Figura 71. <i>Piezas del mecanismo</i>	61
Figura 72. <i>Ensamblaje preliminar del rehabilitador</i>	61
Figura 73. <i>Tornillo sin fin y chumaceras</i>	62
Figura 74. <i>Posapié</i>	62
Figura 75. <i>Simulación del sistema de electrónico</i>	63
Figura 76. <i>Diagrama de bloques</i>	64
Figura 77. <i>Montaje del sistema electrónico</i>	65
Figura 78. <i>Diagrama de flujo del sistema</i>	66
Figura 79. <i>Funcionamiento de la pantalla LCD</i>	67
Figura 80. <i>Aplicación móvil en la App inventor a) Inicio de sesión con contraseña b) selección de tiempo y el nivel de la rehabilitación c) Botones de Pausa, reanudar y de paro de emergencia</i>	68
Figura 81. <i>Diagrama de flujo de la aplicación móvil</i>	69
Figura 82. <i>Estructura del prototipo terminado</i>	73
Figura 83. <i>Medición de los giros en el eje utilizando encoder incremental de 400 PPR</i>	75
Figura 84. <i>Interacción del rehabilitador con el paciente</i>	78
Figura 85. <i>Interacción del rehabilitador con el paciente 2</i>	79

GLOSARIO DE SIGLAS Y ABREVIATURAS

°:	Grados
PWM:	Pulse Width Modulation
RPM:	Revolución por minuto
GBD:	Global Burden of Diseases
lb:	Libra
lb in:	Libra pulgada
m:	Metro
in:	Pulgada
cm:	Centímetro
mm:	Milímetro
Kg:	Kilogramo
g:	Gramo
GHz:	Gigahertz
MHz:	Megahertz
HP:	Horse Power
ppr:	Pulsos por revolución
V:	Voltaje
A:	Amperaje
Nm:	Newton metro
Kbps:	Kilo bits por segundo

RESUMEN

El proyecto de titulación se centra en diseñar y construir un prototipo para el tratamiento de la gonartrosis en la rodilla aplicada para personas de tercera edad. Para lo cual, se realizó una investigación bibliográfica sobre algunos métodos de rehabilitación más comunes y utilizados para la gonartrosis, con el fin de verificar y escoger parámetros de diseño, movimientos a realizar en este caso de flexión y extensión, se diseñaron los componentes mecánicos, se realizó análisis de cargas y simulaciones con la ayuda del software SOLIDWORKS. Para la fabricación del rehabilitador se efectuó una selección de materiales disponibles en el mercado nacional, se realiza el cálculo respectivo para el levantamiento de cargas el cual cuenta la selección del motor y para la parte eléctrica y electrónica se realizó simulaciones en proteus para las conexiones y simulaciones del Arduino. El prototipo final integró un sistema de control basado en Arduino Mega, un motor a pasos con su respectivo driver de funcionamiento, finales de carrera, teclado matricial físico, pantalla LCD y un módulo Bluetooth. El programa desarrollado permite ingreso de una clave para iniciar el tratamiento, selección de niveles de acuerdo a la necesidad del paciente, tiempo de rehabilitación, además se integró botones de pausa, reanudación y paro de emergencia con sus respectivas luces piloto para mostrar las acciones de cada botón, además se llevó a cabo la programación en bloques para tener comunicación entre la App y el módulo Bluetooth por medios de saltos seriales. El rehabilitador fue puesto en marcha para pruebas en campo, siendo evaluado para la seguridad del paciente.

Palabras claves: gonartrosis, fisioterapia, biomecánica, rehabilitación

ABSTRACT

The degree project focuses on designing and building a prototype for the treatment of gonarthrosis in the knee applied to the elderly. For this, a bibliographic research was carried out on some of the most common rehabilitation methods used for gonarthrosis, in order to verify and choose design parameters, movements to be performed in this case of flexion and extension, mechanical components were designed, load analysis and simulations were carried out with the help of SOLIDWORKS software. For the manufacture of the rehabilitator, a selection of materials available in the national market was made, the respective calculation is made for the lifting of loads which counts the selection of the motor and for the electrical and electronic part, simulations were carried out in proteus for the connections and simulations of the Arduino. The final prototype integrated an-Arduino Mega-based control system, a stepper motor with its respective operating driver, limit switches, physical matrix keyboard, LCD screen and a Bluetooth module. The developed program allows entry of a key to start the treatment, selection of levels according to the patient's need, rehabilitation time, in addition to the pause, resumption and emergency stop buttons were integrated with their respective pilot lights to show the actions of each button, in addition the programming was carried out in blocks to have communication between the App and the Bluetooth module by means of serial jumps. The rehabilitator was put into operation for field trials, being evaluated for patient safety.

Keywords: gonarthrosis, physiotherapy, biomechanics, rehabilitation

PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA

PROBLEMA DE ESTUDIO

Casi todos los adultos mayores han experimentado algún inconveniente en la rodilla en algún momento de sus vidas. Generalmente, los movimientos cotidianos no generan complicaciones; sin embargo, en ocasiones los síntomas pueden surgir a causa del desgaste acumulado o alguna lesión. Las lesiones en la rodilla son más comunes durante actividades recreativas, tareas laborales, proyectos del hogar o dependiendo de cómo vaya pasando los años [1].

La rodilla es una articulación compleja compuesta por huesos, meniscos y cartílago articular, que permite el movimiento y soporta el peso del cuerpo. Su anatomía incluye el fémur, la tibia y la rótula, que se articulan de manera precisa. Los problemas en la rodilla pueden surgir por lesiones traumáticas o por factores como la edad, la actividad física y condiciones de salud como la artritis. Las causas más comunes de dolor en esta articulación incluyen lesiones de ligamentos, desgarros musculares, desgaste del cartílago, artritis, gota e infecciones. El tratamiento varía según la causa y puede incluir desde reposo y fisioterapia hasta cirugía [2].

La rehabilitación de la rodilla es primordial para restaurar su rango de movimiento tras una reducción causada por enfermedades o lesiones. Esto puede incluir tanto ejercicios pasivos como activos, y en casos severos, puede ser necesaria una cirugía para reparar tejidos o reemplazar la articulación. Los artromotores son herramientas importantes en este proceso, ya que ayudan a recuperar la movilidad después de la inmovilización y previenen la rigidez articular, especialmente en condiciones crónicas como la artritis. La rodilla, siendo la articulación más grande y sensible a cambios mecánicos, soporta diversas cargas durante la marcha, influenciadas por factores como la técnica de movimiento y las condiciones de las estructuras articulares [3].

El proceso de rehabilitación para gonartrosis o artrosis de rodilla se enfoca en fortalecer los músculos, mejorar la flexibilidad, y aumentar tanto la estabilidad como la coordinación. Todo esto con el objetivo de asegurar que el paciente de la tercera edad pueda regresar de manera segura a sus actividades habituales [3].

JUSTIFICACIÓN

La gonartrosis o artrosis en la rodilla son bastante comunes en las personas de la tercera edad debido al desgaste que han sufrido a través del tiempo. Sin embargo, lo que se observa con mayor frecuencia son patologías dolorosas que comienzan con un malestar leve, pero con el tiempo, pueden desencadenar problemas serios. La rodilla, siendo la articulación más grande del cuerpo, está rodeada de poderosos músculos que, aunque aportan movilidad y fuerza, también generan un estrés considerable, especialmente en presencia de desequilibrios en la fuerza o flexibilidad, además de posibles alteraciones anatómicas [4].

Esta enfermedad involucra diferentes mecanismos patogénicos, por lo que es primordial establecer protocolos basados en una biomecánica adecuada. A través del método Pilates, se puede abordar estas patologías con el fin de reducir el dolor y la inflamación [4].

Esto incluye movilizaciones pasivas y activas para evitar la rigidez y aumentar la amplitud de movimiento, así como ejercicios de propiocepción, reentrenamiento de fuerza muscular y alineación, y rehabilitación de gestos funcionales y coordinados. Todo ello contribuye significativamente a la recuperación y prevención de futuras lesiones [5].

Hoy en día, la Técnica de Movilidad Pasiva Continua se utiliza cada vez más en el manejo de pacientes que han sufrido de esta enfermedad, siendo la gonartrosis o comúnmente conocida como artrosis de rodilla la más común de las enfermedades por envejecimiento. Como resultado, se han desarrollado máquinas específicas que facilitan este proceso, contribuyendo así a una rehabilitación temprana y efectiva para el paciente [6].

Este proceso facilita la conexión entre la mecánica de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo que es un dispositivo motorizado que se utiliza en fisioterapia para mover suavemente una articulación, la biomecánica de la rodilla y los datos antropométricos de los individuos evaluados. Esta información resulta esencial para definir los parámetros de funcionamiento de la unidad, adaptándolos a las condiciones particulares de cada persona [7].

Por esta parte, la realización de este estudio proporciona la oportunidad de adquirir conocimientos y habilidades para la disciplina de Fisioterapia. Esto permitió establecer conexiones entre la tecnología que actualmente es utilizada en rehabilitación y el movimiento humano, con el rehabilitador se busca poder reducir tiempos de recuperación y costos de tratamiento, además brindar los servicios de rehabilitación en los hogares de aquellas personas de la tercera edad que tienen esta enfermedad de rodilla y que no pueden movilizarse a un centro de fisioterapia.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Diseñar y construir un prototipo de rehabilitador para la gonartrosis en personas de la tercera edad.

OBJETIVO ESPECÍFICO

- Investigar sobre los principales métodos de rehabilitación de rodilla en personas con gonartrosis mediante indagación bibliográfica para la obtención de los parámetros de diseño.
- Diseñar los elementos mecánicos y electrónicos del rehabilitador de rodilla mediante el empleo de software de ingeniería considerando todos los aspectos necesarios para su implementación.
- Realizar pruebas de campo mediante la puesta en marcha del rehabilitador para la validación del equipo mediante el criterio de expertos fisioterapeutas.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

En este capítulo se efectúa una investigación bibliográfica de diferentes factores tomados en cuenta para el desarrollo del rehabilitador para la gonartrosis. Se consideran conceptos sobre la gonartrosis en personas de la tercera edad, las lesiones que la provocan, así como los diferentes métodos de rehabilitación y se determina el software y hardware necesarios para la fabricación del prototipo.

1.1 Fisiología del envejecimiento

En la Figura 1 se evidencia la pérdida de fibras musculares de la rodilla con el paso del tiempo, lo que conlleva una mayor dificultad al realizar las actividades diarias debido a la disminución de la fuerza muscular.

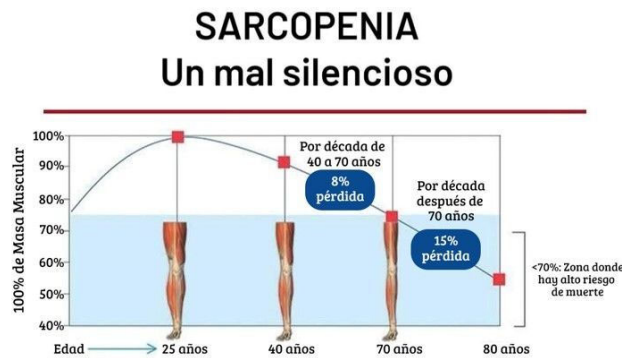


Figura 1. Cronología de la debilidad en las rodillas de las personas de la tercera, [8].

Actualmente, el envejecimiento se percibe de manera más positiva y se aleja del sesgo asociado con la pérdida de salud y productividad. Se ha introducido el concepto de envejecimiento exitoso, enfatizando la posibilidad de mejorar la competencia funcional en los niveles moleculares, celulares y orgánicos, promoviendo una vida sana. Cambiar este enfoque ha llevado a los investigadores a centrarse en optimizar la calidad de vida, no solo en el tratamiento de enfermedades asociadas con la vejez [9].

La edad de edad generalmente se define como la etapa final del periodo de vida, que empieza a partir de la edad de 65 años, aunque la heterogeneidad de los ancianos y la complejidad del envejecimiento dificulta determinar el límite de tiempo exacto. Las personas entre las edades de 65 y 75 años, conocidas como "jóvenes viejos", tienen cualidades fisiológicas similares a las características de los grupos de edad más jóvenes, y los cambios clínicamente significativos generalmente se manifiestan después de 75 años. Esto enfatiza la importancia de considerar la

diversidad en el envejecimiento y la necesidad de enfoques personalizados en el sistema de atención médica de los ancianos [9].

1.2 Gonartrosis en adultos mayores

La osteoartritis, es conocida como gonartrosis, que es una enfermedad degenerativa articular, crónica y degenerativa, inflamatoria y crónica, causada por trastornos de la degradación y del cartílago extracelular y del fibrocartílago, osteoesclerosis subcondral, efecto de los rebordes articulares y creación de cavidades fibroquísticas. Las razones pueden ser condicionadas por el carácter físico o bioquímico del cartílago o por los parámetros mecánicos defectuosos a las que está expuesto el cartílago [10].

A pesar de que su señal es el cartílago hialino articular que luego se altera con la pérdida del mismo, la gonartrosis afecta a las uniones de la articulación de la rodilla como son la membrana sinovial, reestructuración del hueso subcondral acompañada de esclerosis y la reducción de la interlínea articular, distensión de la capa articular, degeneración de los músculos periarticulares y los cambios respectivos en el hueso inferior. La modificación ósea se genera por la distensión de los ligamentos y la vulnerabilidad de los músculos periarticulares [10].

Se trata de la alteración de la superficie articular en uno o más de los tres compartimentos que conforman esta articulación: el compartimento femoro-tibial interior, el femoro-tibial exterior y el femoro de la rótula [11].

La Figura 2 muestra el estado de la rodilla en estado normal vs cuando se encuentra con gonartrosis.

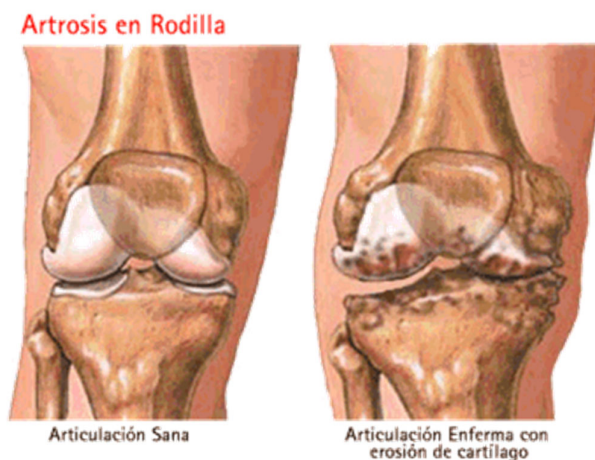


Figura 2. Rodilla Normal vs Rodilla con Artrosis, [11].

El cuadro clínico de la artrosis se distingue por la aparición de rigidez y dolor articular, que inicialmente es de tipo mecánico y se vuelve mixto a medida que la enfermedad avanza. También se observa una limitación en la movilidad y episodios de inflamación en las

articulaciones. Su curso es lento y progresivo, y los pacientes pueden experimentar diferentes grados de afectación, que van desde un dolor leve y una movilidad ligeramente limitada hasta situaciones que pueden conducir a distintos niveles de discapacidad funcional [12].

El tratamiento de la gonartrosis abarca enfoques tanto conservadores como quirúrgicos. Dentro de las modalidades conservadoras, se incluyen medidas no farmacológicas como la rehabilitación, el estilo de vida saludable y la disminución del peso corporal. Desde el ámbito farmacológico, se utilizan medicamentos como los antiinflamatorios no esteroideos (AINE), tales como ibuprofeno, diclofenaco y naproxeno, así como analgésicos como el paracetamol y agentes condroprotectores que ayudan a aliviar el dolor articular [12].

La artrosis de rodilla representa un problema de salud significativo a nivel mundial, especialmente en la población anciana, donde se manifiesta como una afección común. A medida que la edad avanza, se observa un aumento tanto en la incidencia como en la gravedad de esta enfermedad. Estos factores se entrelazan con los cambios fisiológicos propios del envejecimiento, lo que conlleva a una mayor disfuncionalidad y a una notable disminución en la calidad de vida [12].

En la Figura 3 se muestra las condiciones en la cuales se pueden encontrar las rodillas de las personas de la tercera edad si no toman una rehabilitación y como afecta a los meniscos y al cartílago.

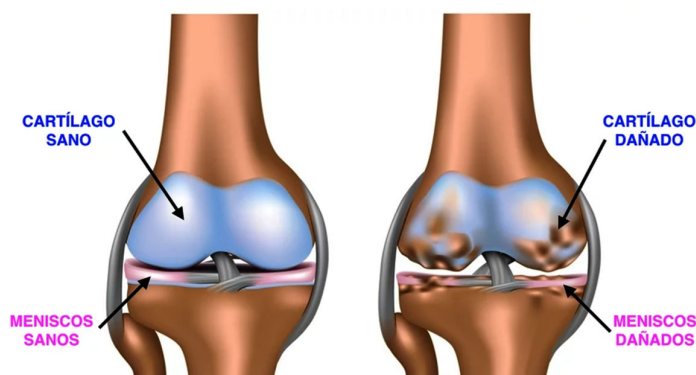


Figura 3. Artrosis de rodilla entre el cartílago y los meniscos, [13].

La artrosis incide en aproximadamente 302 millones de personas alrededor del mundo, transformándose en la cuarta causa de discapacidad a nivel global. De acuerdo con el estudio Global Burden of Diseases (GBD), esta enfermedad ha ganado transcendencia con el pasar de los años, ubicándose entre las 30 enfermedades más comunes en el mundo en 2016 [14].

En España, estudios observacionales que emplean metodologías para la determinación de casos, como el estudio EPISER, revelaron que la prevalencia de la gonartrosis sintomática es del 10,2 % en la población adulta. Esta condición muestra una mayor incidencia en mujeres, con

un 14 % frente al 5,7 % en hombres; además, la prevalencia asciende al 33 % entre los pacientes de 70 a 79 años [14].

1.3 Gonartrosis femoropatral (patelofemoral)

El síndrome de dolor patelofemoral se refiere al malestar localizado en la zona delantera de la rodilla y entorno de la rótula. A menudo se reconoce como "rodilla de saltador" o "rodilla de corredor", ya que es frecuente en sujetos que practican deportes, especialmente en adultos jóvenes y mujeres. Sin embargo, esta condición también puede afectar a la población que no es deportista. La molestia y la tensión que produce pueden dificultar actividades diarias como subir escaleras, arrodillarse y realizar otras tareas cotidianas [15].

Existen diversos factores que pueden influir en el desarrollo del síndrome de dolor patelofemoral. Entre ellos, destacan los problemas de alineación de la rótula y el exceso de carga asociado a la práctica de deportes o entrenamientos intensos [15].

A menudo, los síntomas pueden aliviarse efectivamente mediante tratamientos conservadores, que incluyen ajustes en los niveles de actividad y la implementación de un programa de ejercicios terapéuticos [15].

La Figura 4 muestra el síndrome de patelofemoral el cual es producido, lo cual esto agrava al cargar la rodilla flexionada.

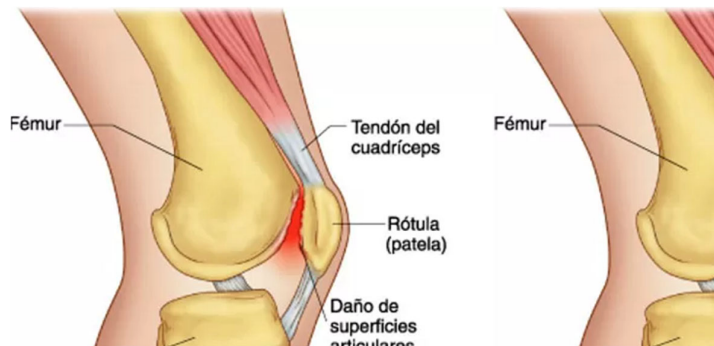


Figura 4. Síndrome del dolor femoropatelar, [16].

1.4 Deformidad angular de la gonartrosis primaria

La gonartrosis afecta toda la articulación, siendo el cartílago articular la estructura más perjudicada. La enfermedad suele comenzar en el compartimento medial de la rodilla, aunque puede afectar otros compartimentos. Una vez que este tejido se ve comprometido, se produce un desbalance articular que tiende a agravarse con el tiempo, influenciado por factores como la actividad física y la obesidad. Este proceso también impacta el aparato capsulo ligamentoso de la articulación, lo que conlleva a desvíos angulares. Es común que los pacientes con

gonartrosis experimenten una inestabilidad subjetiva, además de una elongación del ligamento colateral de la rodilla y del ligamento cruzado anterior [17].

En la Figura 5 se demuestra los tipos de deformidades que existen en la gonartrosis las pueden afectar a la rodilla después de tenerla en una sola postura por mucho tiempo, lo cual esto afecta las personas de la tercera edad.

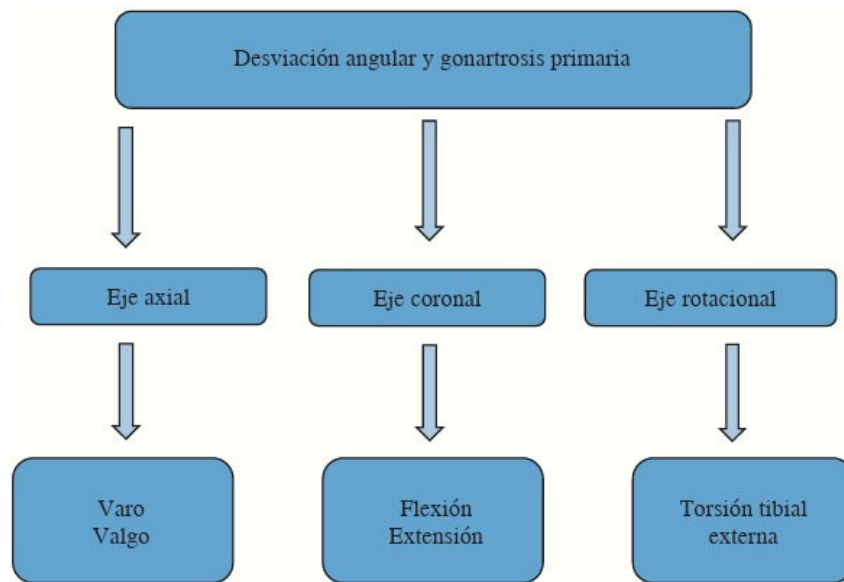


Figura 5. Tipos de desviaciones angulares en pacientes con gonartrosis primaria, [17].

Las desviaciones angulares de la rodilla en pacientes que padecen gonartrosis primaria pueden estar relacionadas con los ejes axial, coronal y rotacional [17].

Las deformidades en flexión son causadas por la tendencia de la rodilla a sentirse más cómoda en una posición de 15°. Cuando hay inflamación y dolor, el paciente se ve incapaz de extender completamente la rodilla, lo que provoca a su vez una contractura en los músculos de la parte trasera del muslo, en la cápsula posterior, y la formación de adherencias entre los ligamentos colaterales y los cóndilos femorales [17].

1.5 Anatomía esquelética de la rodilla

1.5.1. Fémur

En la Figura 6 se muestra el fémur, conocido como el hueso del muslo, es el más extenso y resistente del ser humano. Se ocupa de soportar el peso del cuerpo y sirve como punto de anclaje para varios músculos que forman parte de la articulación de la rodilla [18].



Figura 6. Fémur, [18].

1.5.2. Cóndilo

En la Figura 7 se observa los cóndilos femorales, ubicados en el extremo inferior del fémur, tienen una forma redondeada. Gracias a su superficie suave y articular, permiten que el fémur se desplace sin dificultad sobre el menisco de la tibia [18].



Figura 7. Cóndilo, [18].

1.5.3. Tibia

En la Figura 8 se muestra la tibia, también conocida como espinilla, es el segundo hueso más grande del cuerpo y uno de los principales encargados de soportar peso en la pierna. Su parte superior está parcialmente cubierta por los meniscos, que la protegen y facilitan el movimiento rotacional de la rodilla [18].



Figura 8. Tibia, [18].

1.5.4. Fibula

En la Figura 9 se muestra el peroné, aunque no cumple una función de soporte de peso, proporciona puntos de inserción para los ligamentos colaterales laterales (LCL) y para el tendón del músculo bíceps femoral. Además, la articulación que forma con la tibia permite un

pequeño rango de movimiento, lo que añade cierta flexibilidad ante las fuerzas que ejercen los músculos conectados a este hueso [18].



Figura 9. Fíbula, [18].

1.5.5. Rótula

La rótula, o patela, está unida al tendón del cuádriceps por la parte superior y al ligamento rotuliano por la inferior. Se posiciona sobre la superficie anterior del extremo inferior del fémur, protegiendo así la articulación de la rodilla como se aprecia en la Figura 10. También funciona como punto de apoyo para el cuádriceps, permitiendo que su tendón se mantenga separado del extremo femoral [18].



Figura 10. Rótula, [18].

1.5.6. Meniscos

Los meniscos medial y lateral son estructuras fibrocartilaginosas en forma de C que cubren de manera parcial la superficie elevada de la tibia como se muestra en la Figura 11. Debido a su escasa vascularización, su capacidad de autoreparación es limitada, lo que los hace susceptibles a desgarros, especialmente con el envejecimiento. En caso de lesión, sus fragmentos pueden moverse anormalmente dentro de la articulación. Además de amortiguar impactos y proteger el cartílago tibial, los meniscos colaboran en la rotación de la rodilla y actúan como estabilizadores secundarios, trabajando de manera más eficiente cuando los ligamentos adyacentes están sanos [18].



Figura 11. Meniscos, [18].

1.6 Biomecánica de la rodilla

La rodilla funciona como una articulación de bisagra modificada, lo que le permite una variedad de movimientos que no se limitan solo a flexión y extensión, sino que también incluyen rotaciones medial y lateral [18].

1.6.1. Flexión

En la Figura 12 se observa el movimiento de flexión, es decir, cuando la rodilla se dobla, el ligamento cruzado se encuentra en tensión, mientras que los ligamentos colaterales se relajan. Este tipo de movimiento puede alcanzar un rango de entre 120 y 150° [18].



Figura 12. Flexión, [18].

1.6.2. Extensión

De acuerdo con la Figura 13, al extender la rodilla o colocarla en posición recta, los ligamentos colaterales (medial y lateral), así como el ligamento cruzado anterior (LCA), se tensan para estabilizar la articulación. El rango de extensión puede llegar hasta 5 a 10° más allá del plano recto [18].

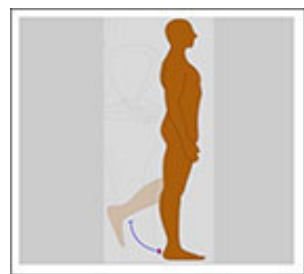


Figura 13. Extensión, [18].

1.6.3. Rotación medial

La rotación interna de la tibia solo puede ocurrir mientras la rodilla está en posición de flexión como se muestra en la Figura 14. Este movimiento está regulado por la interacción de los ligamentos cruzados, que se enrollan entre sí para permitir el desplazamiento. La rotación medial puede alcanzar entre 30 y 40° [18].



Figura 14. Rotación medial, [18].

1.6.4. Rotación lateral

Similar a la rotación interna, la rotación externa de la tibia requiere que la rodilla se mantenga flexionada como se muestra en la Figura 15. En este caso, los ligamentos cruzados actúan de forma opuesta, desenrollándose para permitir la rotación hacia afuera. La amplitud máxima de este movimiento también es de 30 a 40° [18].



Figura 15. Rotación lateral, [18].

1.7 Clasificación de la Gonartrosis por Grados

La gonartrosis, una forma de artrosis que afecta a la articulación de la rodilla, se clasifica en cuatro grados según la severidad de los cambios estructurales observados en estudios de imagen, principalmente radiografías [19]:

1.7.1. Grado I

En la Figura 16 se muestra la etapa inicial, los cambios radiográficos son sutiles. Puede apreciarse un ligero y dudoso estrechamiento del espacio articular, sin otros signos evidentes de degeneración [19].



Figura 16. Gonartrosis de Grado I, [20].

1.7.2. Grado II

En la Figura 17 se observa la formación de osteofitos, que son crecimientos óseos anómalos en los bordes articulares. También puede presentarse un estrechamiento moderado del espacio articular, aunque no siempre es evidente [19].



Figura 17. Gonartrosis Grado II, [20].

1.7.3. Grado III

La enfermedad progresa con la presencia de múltiples osteofitos y un estrechamiento articular más pronunciado como se muestra en la Figura 18. En algunos casos, ya pueden observarse signos incipientes de deformidad ósea, lo que indica un avance estructural de la artrosis [19].



Figura 18. Gonartrosis Grado III, [20].

1.7.4. Grado IV

La Figura 19 corresponde a la forma más avanzada de gonartrosis. En esta fase se evidencian osteofitos de gran tamaño, un estrechamiento articular severo, y esclerosis ósea marcada, acompañada de deformidades óseas visibles. En la mayoría de los casos a partir de este grado, se suele considerar la intervención quirúrgica como opción terapéutica [19].



Figura 19. Gonartrosis Grado IV, [20].

En la Tabla 1 se aprecia cómo se debe hacer las rehabilitaciones dependiendo el grado de gonartrosis tenga el paciente y qué tiempo debe tener la rehabilitación.

Tabla 1. Clasificación de la gonartrosis por grados [21]

Clasificación de la Gonartrosis			
	Grado I	Grado II	Grado II
Dolor	Intermitente	Mecánico	Persistente
Limitación articular	Mayor 110°	90° - 110°	0° - 90°
Flexión / Extensión	Normal	0° - 10°	+10°
Deformidad	3°	+3°	+25°
Valgo/Varo	9°	+9°	+15°
Inestabilidad	Normal	Unidireccional	Rotadora
Limitación	+ de 40 seg	+ 25 seg	-25° seg
Funcional	+ 45cm	+40 cm	-40 cm

1.8 Prevalencia de la Artrosis de Rodilla

La prevalencia de la artrosis de rodilla se ve influenciada por factores como edad, sexo, ubicación geográfica y población analizada. Esta condición es una de las formas más frecuentes de artrosis y representa una de las causas principales del dolor crónico y discapacidad a nivel global [22].

Según datos de la Osteoarthritis Research Society International (OARSI), aproximadamente 250 millones de personas en el mundo sufren artrosis, siendo la rodilla una de las articulaciones

más afectadas. Estudios indican que entre el 10% y el 15% de los adultos la padecen, y su prevalencia aumenta considerablemente con la edad [22].

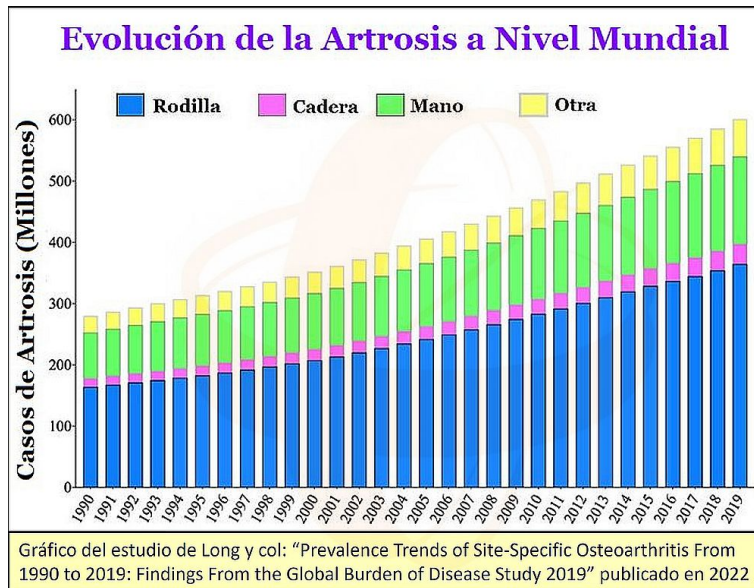


Figura 20. Evolución de la Artrosis Nivel Mundial, [22].

A nivel mundial, como se observa en la Figura 20 existe un aumento significativo de los casos: entre 1990 y 2019, el número de afectados pasó de 247 millones a 527 millones, lo que representa un incremento del 113%, según el estudio de Long y colaboradores publicado en 2022. Este aumento está relacionado con la mayor esperanza de vida y la mejora en los sistemas de salud en diversas regiones del mundo [22].

1.9 Síntomas de la Gonartrosis

La gonartrosis suele tener un inicio progresivo y una evolución lenta. El dolor es el síntoma inicial más frecuente y puede manifestarse de diferentes maneras. En algunos casos, aparece al comenzar una actividad física, disminuye tras unos minutos de movimiento, pero reaparece si la actividad se prolonga. En otros, el dolor se presenta por la mañana y se atenúa conforme se retoman las actividades diarias. Con el tiempo, el dolor tiende a incrementarse en intensidad, afectar a más actividades y permanecer por más tiempo, llegando a limitar la funcionalidad del paciente [22].

1.9.1. Rigidez y Disminución de la Movilidad

Uno de los signos característicos de esta patología es la pérdida progresiva de movilidad articular acompañada de rigidez, especialmente notoria tras largos períodos de inactividad, como estar sentado o al despertar. Esta limitación depende del grado de daño en el cartílago articular, siendo leve en las primeras fases y más severa a medida que la enfermedad avanza, afectando incluso tareas simples como caminar o subir escaleras [22].

1.9.2. Incapacidad funcional

La artrosis de rodilla, también conocida como osteoartritis, puede desencadenar una disminución significativa de la capacidad, dificultando la realización de actividades cotidianas.

Esta limitación se relaciona con varios factores:

- Dolor persistente, que se agrava tras el esfuerzo físico o al final del día.
- Rigidez articular, que impide la fluidez del movimiento [22].
- Pérdida del rango de movimiento, producto de la degeneración del cartílago y formación de osteofitos [22].
- Pérdida de fuerza y resistencia muscular, consecuencia de la inactividad provocada por el dolor y las limitaciones de movimiento [22].

1.9.3. Hinchazón o Derrame Articular

Otro síntoma común es la acumulación de líquido sinovial, conocida como derrame articular. Esto puede causar daño visible, dolor e incomodidad al mover la rodilla [22].

Las causas más frecuentes de este derrame en el contexto de la artrosis son:

- Inflamación crónica: resultado del deterioro del cartílago y los cambios óseos que provocan una producción excesiva de líquido sinovial [22].
- Lesiones asociadas: como desgarros meniscales o daños ligamentarios, que son más frecuentes en pacientes con artrosis [22].



Figura 21. Hinchazón o Derrame Articular, [23].

1.10 Medidas Antropométricas del miembro inferior

La antropometría, que se refiere a la recopilación de medidas y datos sobre el tamaño, forma y volumen del cuerpo, es una de las herramientas más fundamentales en el trabajo de un técnico ortopédico [24].

Si se considera la importancia de cada etapa en la fabricación de un dispositivo ortopédico, sin lugar a duda es importante la toma de datos, medidas y moldes.

La calidad de un buen molde o un plano de medidas preciso es fundamental, ya que de ello depende la eficacia de la ortesis, prótesis o rehabilitadores que se fabrique [24].

En la Figura 22 se observa cómo se debe tomar las medidas de punto a punto de los miembros inferiores, esto sirve como base para la construcción del prototipo de rehabilitador para la gonartrosis en personas de la tercera edad.

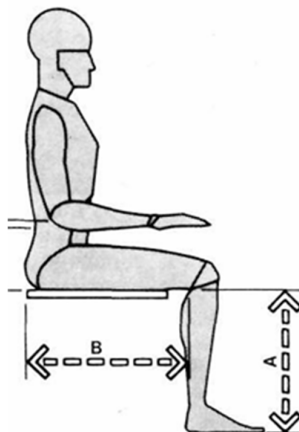


Figura 22. Medidas del miembro inferior, [25].

Donde

A: Altura Poplíteo

B: Distancia nalga-poplíteo

En la Tabla 2 se presenta las medidas antropométricas de la extremidad miembro de las personas de la tercera edad que están entre 1.45cm y 1.90cm de altura.

Tabla 2. Dimensiones específicas de la extremidad inferior [25]

Dimensiones del miembro inferior		
Dimensiones	Distocia nalga – poplíteo (cm)	Altura poplíteo (cm)
Mínimo	43.9	40
Máximo	54.9	53

1.11 Lesiones que aumentan significativamente el riesgo de desarrollar gonartrosis.

En lesiones de rodilla, la zona de contacto entre los huesos adyacentes compuesto por ligamentos, tendones, músculos, huesos y cartílago ayudan para el movimiento de las articulaciones inferiores estos tipos de lesiones dañan las estructuras dentro de las rodillas de las personas de la tercera edad lo cual conlleva una degeneración en la rodilla con el pasar de los años y esto afecta a los adultos mayores.

1.11.1. Desgaste de Meniscos en la Gonartrosis

El menisco, una estructura en forma de C situada en la rodilla, desempeña un papel fundamental en la estabilidad y el funcionamiento de esta articulación. Sin embargo, como se observa en la

Figura 23, a medida que pasa el tiempo y se enfrenta a diversas tensiones, el menisco puede sufrir un desgaste gradual, lo que puede resultar en molestias, limitaciones en la movilidad e, incluso, en lesiones como la rotura del menisco [26].

El desgaste del menisco, o degeneración meniscal, es un fenómeno natural que se presenta a medida que envejece [26].

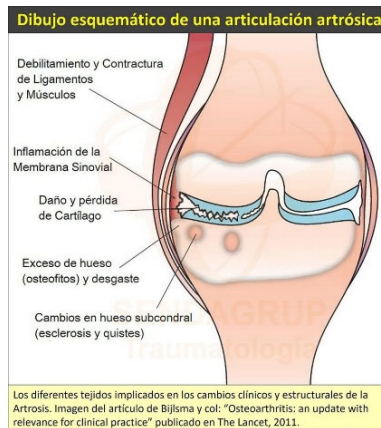


Figura 23. Desgaste de meniscos en personas de la tercera edad, [22].

1.11.2. Lesión de ligamentos

La lesión del ligamento cruzado anterior como se observa en la Figura 24, se refiere al desgarro o esguince de este importante ligamento, el cual consiste en una de las robustas bandas de tejido que conectan el fémur, el hueso del muslo, con la tibia. Estas lesiones del ligamento se producen durante la práctica de una actividad física y las personas adultas mayores son las más afectadas por motivo que tienen menos flexibilidad y una menor fuerza en las piernas [27].

Las lesiones deportivas son más frecuentes en personas mayores, ya que, con el paso del tiempo, es normal experimentar una disminución en la flexibilidad y la fuerza muscular. Además, la osteoartritis se presenta con mayor incidencia en esta población, lo que puede incrementar el riesgo de lesiones en las articulaciones [28].

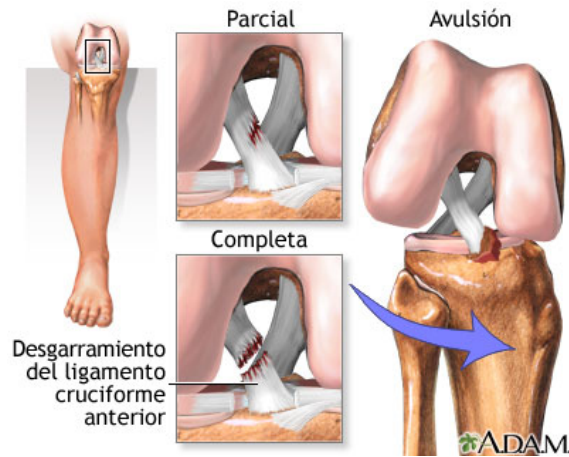


Figura 24. Ligamentos de la rodilla, [29].

1.11.3. Dislocaciones y Fracturas óseas

En la Figura 25 se observa la dislocación de rótula, esta se presenta cuando la rótula tiene un desplazamiento hacia un costado de la rodilla debido a un giro violento o una caída grave [29].

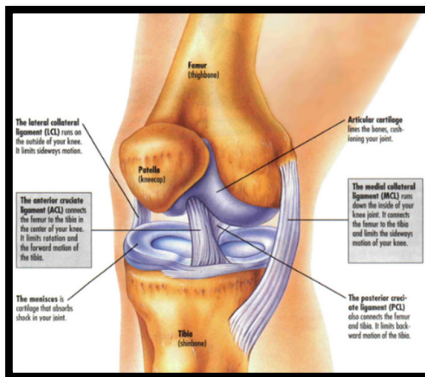


Figura 25. Dislocación de rótula, [30].

El médico debe actuar de inmediato para recolocar la rótula en su posición adecuada. En caso de que existan daños en el hueso o el cartílago, o si la rótula continúa debil, será necesaria una operación artroscópica para asegurar y restaurar las lesiones. Además, la fisioterapia juega un papel fundamental en la recuperación, ya que contribuye significativamente a fortalecer la musculatura y a mejorar el rango de movimiento de la rodilla [29].

1.11.4. Inestabilidad articular

La rodilla es una articulación de tipo bisagra, lo que significa que permite movimientos en una sola dirección, alcanzando un rango de movimiento que va desde los 0° hasta los 140° [31].

En la Figura 26 se observa una comparación entre una articulación estable cuando la rodilla muestra condiciones normales y una articulación inestable que se produce cuando los ligamentos de la rodilla sufren una lesión [31].

- La inestabilidad aguda suele tener una evolución que no excede las 8 a 12 semanas. Este tipo de inestabilidad es consecuencia de un traumatismo o una torsión que provoca una lesión en los ligamentos, que habitualmente se manifiesta como una rotura parcial o completa del mismo. En este contexto, se incluyen los esguinces de rodilla, que son, en esencia, distensiones agudas de los ligamentos [31].
- La inestabilidad crónica suele tener una evolución que varía entre tres meses y varios años. Esta condición es generalmente causada por una lesión aguda que no ha sanado adecuadamente o por un déficit estructural, como la pérdida de menisco o cartílago articular [31].

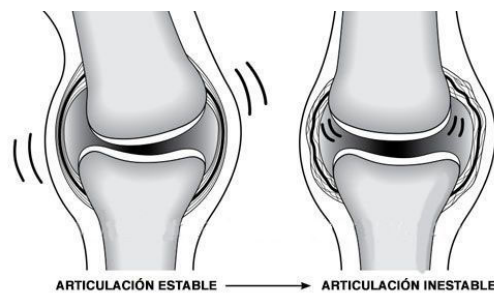


Figura 26. Estabilidad articular estable vs inestable, [31].

1.11.5. Lesión del cartílago

Las lesiones en el cartílago de la rodilla reciben diferentes denominaciones, tales como úlcera de cartílago, osteocondritis, condroplastias o lesión condral focal. Todas estas afecciones comparten un mecanismo de producción similar, aunque su tratamiento variará según el grado de afectación de cada caso. En la Figura 27 se aprecia una comparación entre una rodilla con osteocondritis y otra con artrosis. Es importante distinguir estas lesiones provocadas por el desgaste del cartílago en la unión de la rodilla, como ocurre en la artrosis [32].

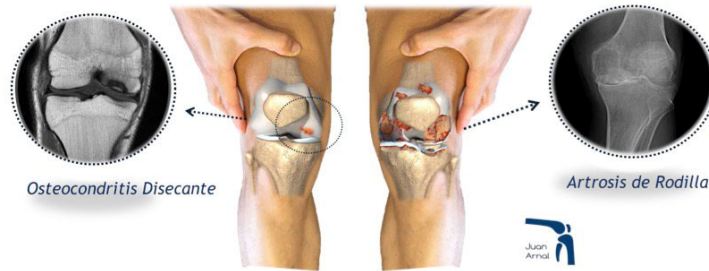


Figura 27. Rodilla con osteocondritis y artrosis, [32].

Las lesiones condrales en la rodilla, también conocidas como úlceras del cartílago como se observa en la Figura 28, suelen darse en personas jóvenes y personas de la tercera edad en comparación con los casos de gonartrosis (artrosis de la rodilla). No obstante, la mayoría de los pacientes que padecen estas lesiones condrales se sitúan en el intervalo de edad de 27 a 70 años. Las lesiones del cartílago se observan con mayor incidencia en el cóndilo femoral interior y en la rótula [32].

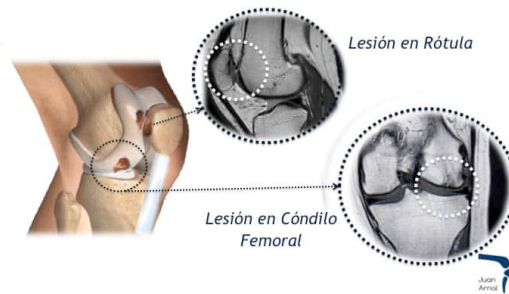


Figura 28. Lesión condral de rodilla, [32].

1.11.6. Tendinitis rotuliana en la gonartrosis

La Figura 29 permite visualizar la tendinitis rotuliana, es una hinchazón que compromete al tendón que conecta la rótula con la tibia, causando dificultades en el momento de flexionar y estirar la rodilla. [33].

Esta enfermedad de la rodilla se presenta como consecuencia del sobre esfuerzo y el deterioro en el tendón rotuliano, micro impactos de los movimientos de agrandamiento de flexión repetidos. También pueden influir factores internos como la obesidad o el envejecimiento o externos como métodos deportivos inapropiados, lesiones pasadas, falta de calentamiento, calzado inadecuado o entrenamiento sobre superficies duras o en mal estado [33].



Figura 29. Tendinitis rotuliana, [34].

1.11.7. Bursitis de la rodilla

La bursitis es un problema que ocurre en las articulaciones debido a los movimientos repetidos. Es una inflamación de la bolsa sinovial, que es responsable de reducir la fricción del tejido. Estos trastornos afectan principalmente a los ancianos y pueden causar inflamación, dolor, calor y enrojecimiento. Dado que hay un problema en las articulaciones, puede afectar sus hombros, codos, caderas y rodillas y dolor cuando se mueve o los estira [35].

La bursitis es una lesión ocasionada por la hinchazón de las bursas, que son diminutas estructuras en forma de saco llenas de fluido como se muestra en la Figura 30. Estas bursas se encuentran entre los tejidos blandos, como músculos, tendones y piel, y las prominencias óseas que se encuentran debajo de ellos [36].

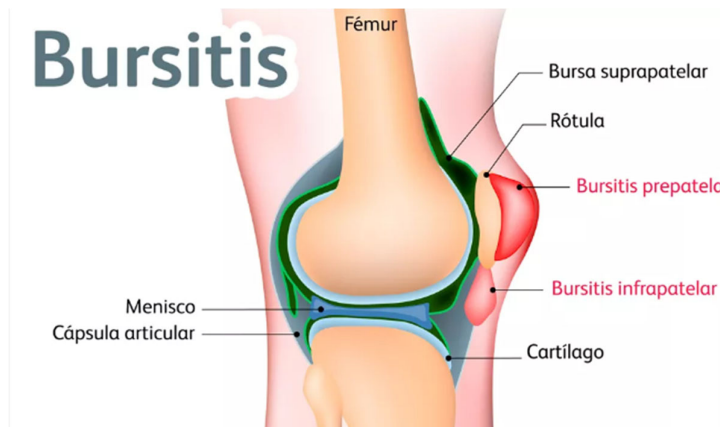


Figura 30. Bursitis en la rodilla, [36].

1.11.8. Artritis inflamatoria

La artritis reumatoide es una clase crónica de artritis progresiva y todavía no tiene cura. Esto perjudica a las personas por más de 40 años. La artritis reumatoide en los ancianos aparece debido a la hinchazón crónica de la membrana sinovial es un tipo de "bolsa" que protege las articulaciones, causando daño. Los compuestos son seguros gracias al cartílago que los rodea. Sin embargo, la artritis reumatoide los empeora debido a la fricción (incluidos los huesos, los ligamentos y los tendones), lo que afecta las articulaciones (pies, brazos, rodillas, caderas) [37].

La artritis reumatoide suele iniciarse en la edad adulta, y estudios recientes indican que su prevalencia es de aproximadamente el 1%. Sin embargo, presenta ciertas particularidades: en el caso de los hombres, la incidencia aumenta con el paso de los años, siendo poco común antes de los 45. Por otro lado, en las mujeres, la tasa de incidencia se eleva hasta los 45 años, se estabiliza hasta los 75 y luego disminuye en edades más avanzadas [38].

En la Figura 31 se observa una comparación de una rodilla sana y una rodilla con artritis reumatoide enfermedad descrita anteriormente.

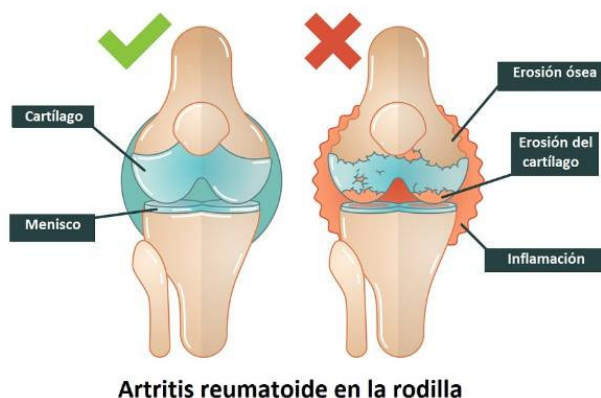


Figura 31. Rodilla sana comparada con una rodilla con artritis reumatoide, [39].

1.12 Proceso de rehabilitación de la gonartrosis

El tratamiento físico-rehabilitador puede iniciarse en las etapas tempranas de la enfermedad, en la Figura 32 se observa cómo se debe realizar la rehabilitación a pacientes con este tipo de enfermedad.

La gonartrosis, también conocida como osteoartritis de rodilla, es la forma más común de osteoartritis. Diversos factores de riesgo contribuyen a su alta prevalencia, como la edad, el sexo, la obesidad, el clima, antecedentes familiares y lesiones previas. A medida que avanza la enfermedad, se observa un debilitamiento y una pérdida progresiva de la fuerza muscular, así como una disminución en la función de la articulación. Esto puede llevar a un aumento del

índice de masa corporal y generar una serie de impactos físicos y emocionales, limitando así la independencia y afectando la condición de vida de quienes la sufren. Aunque la gonartrosis no es una enfermedad autoinmune, es frecuente la aparición de signos inflamatorios [40].

Se recomiendan diversas intervenciones terapéuticas que no involucren medicamentos ni procedimientos quirúrgicos, con el objetivo de disminuir el dolor y incrementar el funcionamiento articular [40].

Existen evidencias sólidas que respaldan los beneficios del ejercicio físico en pacientes con esta enfermedad, gracias a su efecto positivo en los tejidos del sistema músculo-esquelético, así como en la sintomatología y las limitaciones que esta provoca. El ejercicio se considera una terapia fundamental en el manejo de la osteoartritis, ya que se ha informado de mejoras en el alivio del dolor articular, en la reducción de la discapacidad funcional y en la prevención de la restricción de movimiento [40].

La rodilla es una articulación sinovial que se compone de varias uniones: la femorotibial interna, la femorotibial externa y la femoropatelar. Estas uniones pueden verse afectadas por la gonartrosis, ya sea de manera aislada o en conjunto. Esta enfermedad ocasiona daños en el cartílago, el hueso subcondral, la membrana sinovial, la cápsula y los meniscos [40].



Figura 32. Rehabilitación a pacientes con gonartrosis, [41].

Según los informes, la prevalencia de esta condición aumenta con la edad. En los hombres, oscila del 5,6% en aquellos menores de 50 años hasta alcanzar el 44,5% en los mayores de 80. En contraste, las mujeres de 80 años presentan una prevalencia considerablemente más alta, que llega al 71,6% [42].

Se recomienda, para lograr beneficios óptimos, diseñar un programa de ejercicios de baja a mediana intensidad que se lleve a cabo durante un período mínimo de seis meses. Este programa debe ser dosificado y supervisado por un fisioterapeuta [43].

Es fundamental incluir una variedad de ejercicios que abarquen actividades aeróbicas, de flexibilidad y de fortalecimiento muscular. Además, dado que se ha reportado una disminución

en la función sensoriomotora, afectando incluso a los huesos musculares y al aparato tendinoso de Golgi, se recomienda integrar ejercicios propioceptivos. Estos ejercicios ayudarán a reducir el reflejo del cuádriceps, mejorando la estabilidad y distribuyendo adecuadamente las fuerzas en la articulación [43].

Se recomienda para estos pacientes la práctica de ejercicios aeróbicos como nadar, caminar sobre superficies planas, utilizar bicicleta estática o elíptica, así como participar en otras actividades acuáticas, con el fin de mejorar la resistencia cardiorrespiratoria y minimizar el impacto [43].

En pacientes con gonartrosis, se ha señalado que el ejercicio aeróbico es el más efectivo para aliviar el dolor. Se ha observado que la mayor disminución del dolor se logra cuando el ejercicio se realiza bajo supervisión al menos tres veces a la semana, complementado con aproximadamente 10,000 pasos diarios en diversas actividades, sin importar el lugar en que se lleven a cabo. Esta práctica no solo contribuye a reducir el dolor, sino que también frena el avance de la enfermedad [44].



Figura 33. Diagnosticar la gonartrosis, [45].

El proceso de rehabilitación de la gonartrosis en las personas de la tercera edad es fundamental para que las personas tengan mejor resultados al momento de volver a caminar y esto les ayuda aliviar el dolor y a mantener la calidad de vida.

Esto tiene que estar bajo supervisión de un fisioterapeuta que tenga la evaluación del estado del paciente y que nomás debe tener en cuenta al momento de la rehabilitación.

- Movilización pasiva, esto ayuda a la articulación de la rodilla, a través de un rango de movimiento sin tener que hacer algún movimiento y o esfuerzo al momento de hacer la rehabilitación. Esto es muy fundamental cuando el paciente tiene un dolor o una dificultad al momento de hacer los movimientos activos.
- Rango de movimiento al momento de tener una máquina es el uso en el cual se va a requerir un rango de movimiento la cual la rodilla va a poder realizar esto tanto en

flexión como también en extensión, esto ayuda a la recuperación y la persona de la tercera edad tenga la movilidad de sentarse, caminar y levantarse.

- Este tipo de movimientos aeróbicos que puede realizar el rehabilitar ayuda mucho para el adulto mayor, el cual tiene gonartrosis y gonartrosis postcirugía.

1.13 Fisioterapia

La fisioterapia, o terapia física, es el campo principal dedicado al tratamiento de lesiones y traumas. Su objetivo es mejorar la calidad de vida de los afectados a través de un análisis exhaustivo de la discapacidad o lesión, así como la planificación de la terapia a seguir y el seguimiento del progreso [46].

En la Figura 34 se observa cómo realizar el proceso de rehabilitación, con movimientos controlados de flexión y extensión.



Figura 34. Rehabilitación haciendo flexión en la rodilla, [47].

Hoy en día, la fisioterapia utiliza diversos estímulos físicos para acelerar el proceso de recuperación, reducir la inflamación, estimular la regeneración de los tejidos y aliviar el dolor, proporcionando así diferentes variedades de energía al organismo. Estos agentes se dividen en dos categorías: orgánicos, que se basan en elementos físicos como el agua, la luz solar y las condiciones ambientales; y sintéticos, que se ha desarrollado por el ser humano e incluyen técnicas como la cinesiterapia, termoterapia, crioterapia, electroterapia, hidroterapia y magnetoterapia [46].

1.14 Máquinas rehabilitadoras existentes

El uso de máquinas especializadas ha cobrado gran relevancia como apoyo en la recuperación funcional de las articulaciones. Estas máquinas rehabilitadoras están diseñadas para asistir, guiar o resistir el movimiento de las extremidades, permitiendo una terapia más controlada, segura y efectiva. En esta sección se presentan algunas de las máquinas rehabilitadoras más relevantes disponibles actualmente, así como sus principales características,

1.14.1. Artromot K1 standard

La máquina que se muestra en la Figura 35 incluye una tecnología combinada con las funciones de rehabilitación precisa, además es muy sencilla de usar gracias a su diseño el cual permite un manejo intuitivo el cual podrá soportar la rutina diaria de uso intensivo según requiera el tratamiento y el tipo de lesión esta ofrece servicios en centros médicos hospitalarios y en el domicilio [48].

Entre sus especificaciones técnica se encuentra movimientos como flexión y extensión, funciones de bloqueo, pausas, temporizadores, esta es adecuada para pacientes de una altura entre 120 a 200 cm y es alimentada con 220V y su valor es de 4250 euros [48].



Figura 35. Artromot K1 Standard, [48].

1.14.2. Kinetec spectra Essencial

El equipo que se observa en la Figura 36 permite el tratamiento de patologías de rodilla y cadera, consta de control remoto intuitivo, ofrece funciones como el rango de movimiento, velocidad para realizarlo y pausas que se ajustan con el control remoto el cual tiene bloqueo para que no se interrumpa el tratamiento [49].

Entre sus especificaciones es un dispositivo eléctrico tipo BF clase II el movimiento de la rodilla varia de entre -10 a 120°, tiene una velocidad de 45 a 115° por minuto, el peso de esta máquina se encuentra entre los 12 kg, ajustable para pacientes entre 145 y 195 cm de altura y peso del paciente de 135kg, además su valor varía entre los 4300 euros [49].



Figura 36. Kinetec spectra Essencial, [49].

1.14.3. Sistema movilizador pasivo de rodilla ideal para rehabilitación – Marca Handy

Es un dispositivo de movimiento pasivo el cual ayuda en el tratamiento de las primeras fases de rehabilitación, este dispositivo mueve continuamente la articulación de la rodilla a través de un rango controlado del movimiento y su diseño se muestra en la Figura 37 [50].

Entre sus principales características se observa que su motor es diseñado para un funcionamiento constante y bajo nivel de ruido, además tiene un diseño de control digital, diseño de una estructura optimizada esta ofrece un amplio rango de movimientos, su fuente de alimentación varía entre los 110 o 220 Vac, un rango de movimiento de la rodilla de -5 a 120° y una velocidad de 1 a 3.5° por segundo y tiene un precio aproximado de 2930 dólares [50].



Figura 37. Sistema movilizador pasivo de rodilla ideal para rehabilitación, [50].

1.15 Elementos mecánicos y electrónicos del rehabilitador

El funcionamiento del rehabilitador se basa en la integración de componentes mecánicos y electrónicos que permiten ejecutar movimientos controlados y seguros. Los elementos mecánicos conforman la estructura y el sistema de movilidad, mientras que los electrónicos se encargan del control y monitoreo del proceso. A continuación, se describen los principales componentes utilizados en el diseño del prototipo.

1.15.1. Bluetooth HC-05

La Figura 38 se muestra el módulo Bluetooth HC-05, es una solución ampliamente utilizada para la comunicación inalámbrica entre microcontroladores y dispositivos móviles. Este módulo es compatible con la especificación Bluetooth v2.0 + EDR y opera utilizando modulación GFSK. Posee una antena de PCB integrada, con una potencia de emisión de hasta 4 dBm (Clase 2) y un alcance efectivo de entre 5 y 10 metros. Soporta velocidades de transmisión asincrónica de hasta 2.1 Mbps y sincrónica de 1 Mbps, lo que permite un intercambio de datos eficiente. El módulo está montado sobre una tarjeta que incorpora un controlador de voltaje y proporciona seis pines: GND, TXD, VCC, KEY, STATE Y RXD (LED de estado). Su gasto promedio es de 50 mA [51].

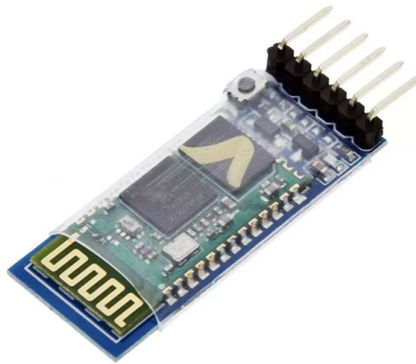


Figura 38. Bluetooth HC-05, [51].

1.15.2. Encoder Incremental Rotatorio E38S6G5-400B-G24N

El encoder rotatorio incremental modelo E38S6G5-400B-G24N que se muestra en la Figura 39, es un sensor de tipo fotoeléctrico diseñado para aplicaciones que requieren mediciones precisas de posición o velocidad angular. Este dispositivo ofrece una resolución de 400 PPR y puede operar de manera confiable a velocidades de hasta 2000 RPM. Su diseño compacto y ligero, junto con un eje de acero inoxidable de 6 mm y 12 mm de longitud, facilita la instalación en espacios reducidos sin comprometer la durabilidad. El encoder proporciona salidas bifásicas, lo que permite determinar la dirección del giro y obtener una lectura más precisa. Además, cuenta con un notable rendimiento anti-interferencias, lo que garantiza estabilidad en entornos electromagnéticos adversos. Su alimentación admite un rango de voltaje entre 5V y 24V DC, lo que lo hace compatible con diversos sistemas de automatización [52].



Figura 39. Encoder Incremental Rotatorio E38S6G5-400B-G24N, [52].

1.15.3. Driver DM556

El controlador DM556, permite trabajar con conexión bipolar paso a paso con hasta 5.6 amperios. Se pretende que sea muy duradero y tiene una entrada de control opto acopladas para funcionar con Arduino o cualquier microcontrolador como se observa en la Figura 40, además tiene una gran descarga de aluminio para dispersar el calor generado con motor de cartón de alta potencia, la deleción extraíble facilita la instalación y el mantenimiento. Ideal para motores Paso Nema 34 [53].

El controlador DM556 tiene un límite de potencia opcional de 1.4A a 5.6A, protección de potencia y 15 productos diferentes de micras. Funciona de 20 V a 50 V CC (voltaje de potencia) y puede controlar motores de hasta 5.6a. Para manejar el controlador, las señales de pulso (paso) y DIR (dirección), A4988 o DRV8825 -Driver es tal que la entrada lógica a la potencia es opto acopladas: admiten 3.3V a 24V lógicos (resistencias en placa de 3.3K Ohm). No es necesario unir el país de voltaje de potencia y el voltaje lógico o de control [53].

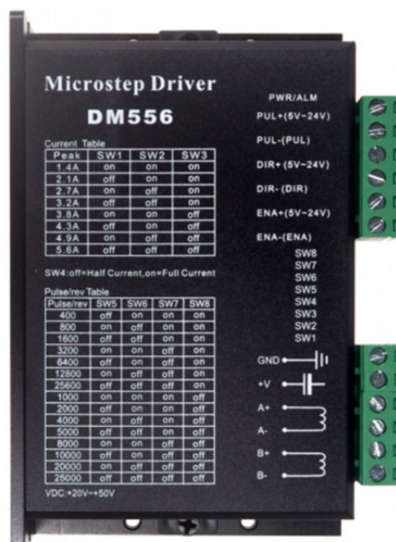


Figura 40. Driver DM556, [53].

1.15.4. Arduino mega 2560 R3

En la Figura 41 se observa el Arduino MEGA 2560 R3, tiene una plataforma de evolución basada en el microprocesador ATmega2560, ampliamente utilizada en proyectos de sistemas embebidos y automatización debido a su capacidad de expansión y procesamiento. Opera con una tensión de alimentación de 5V y admite una tensión de entrada recomendada de entre 7V y 12V, con un límite operativo que va desde 6V hasta 20V. El sistema cuenta con un total de 54 pines digitales de entrada/salida, de ellos 14 pueden funcionar como salidas PWM, y 16 entradas analógicas, esto permite una alta flexibilidad en la conexión de sensores y actuadores. Cada pin de entrada y salida es capaz de suministrar 40 mA, mientras que en la salida de 3.3V proporciona una corriente máxima de 50 mA. En cuanto a la memoria, dispone de 256 KB de memoria flash, 4 KB de EEPROM y 8 KB de SRAM, lo que facilita ejecutar aplicaciones complejas y almacenar datos persistentes. Su frecuencia de reloj es de 16 MHz, lo que proporciona un buen equilibrio entre velocidad de procesamiento y consumo energético [54].

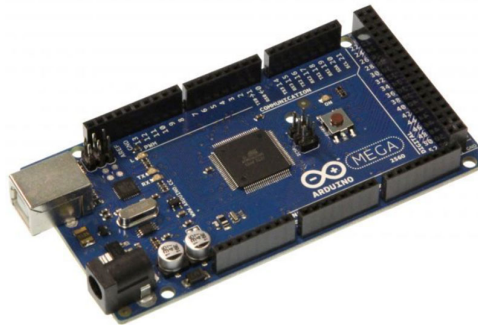


Figura 41. Arduino mega 2560 R3, [54].

1.15.5. Final de carrera mini 2A 125VAC

El final de carrera miniatura que se muestra en la Figura 42, es un componente electromecánico utilizado comúnmente en sistemas de control y automatización para detectar la posición límite o el fin de recorrido de un mecanismo. Este interruptor presenta dimensiones compactas de 13 x 13 x 7 mm, lo que permite su integración en espacios reducidos sin afectar el rendimiento del sistema. Su tensión nominal es de 125V AC y puede manejar corrientes de hasta 2A, lo que lo hace adecuado para aplicaciones de baja potencia. Debido a su tamaño y capacidad, es frecuentemente utilizado en tareas de control dentro de placas base o sistemas electrónicos embebidos [55].

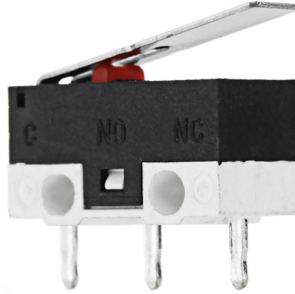


Figura 42. Final de carrera mini 2A 125VAC, [55].

1.15.6. Pulsadores para paro de emergencia

Los pulsadores para paro de emergencia de 22 mm son dispositivos de control ampliamente utilizados en sistemas de seguridad industrial y automatización, cuyo propósito principal es detener de forma inmediata el funcionamiento de una máquina o sistema ante situaciones de riesgo. Estos pulsadores están fabricados en material plástico resistente y están disponibles en varios colores verde, rojo, amarillo y azul como se observa en la Figura 43, para facilitar su identificación según la función asignada. Su configuración de contacto incluye un contacto NO y NC, lo que facilita su conexión tanto en circuitos de seguridad y de control. El tipo de operación es de reinicio automático, lo que implica que el botón retorna a su estado original una vez liberado, ideal para sistemas donde se requiere una reanudación rápida y controlada [56].



Figura 43. Pulsadores para paro de emergencia, [56].

1.15.7. Pantalla LCD 1602 con I2C Arduino

En la Figura 44 se observa la pantalla LCD 16x2 con interfaz I2C, esta representa una solución eficiente para la visualización de datos en sistemas embebidos basados en microcontroladores, como Arduino. Este dispositivo opera con una tensión de alimentación de 5V y posee una interfaz de comunicación I2C, lo que permite reducir significativamente el número de pines requeridos para su conexión. Su dirección I2C por defecto es 0x3F. La pantalla cuenta con retroiluminación azul y caracteres en color blanco carbón, además de un potenciómetro interno

que permite el ajuste del contraste. Sus dimensiones son 82 mm x 35 mm x 18 mm y ofrece un ángulo de visión de 6H, características que la hacen adecuada para entornos donde el espacio y la legibilidad son factores clave [57].



Figura 44. Pantalla LCD 1602 con I2C Arduino, [57].

1.15.8. Teclado numérico matricial 4x4

El teclado matricial 4×4 de plástico que se muestra en la Figura 45, es un dispositivo de entrada ampliamente utilizado en aplicaciones electrónicas. Este teclado cuenta con 16 botones colocados en una matriz de 4 columnas por 4 filas, lo que permite una eficiente gestión de entradas mediante escaneo matricial. El contacto interno es del tipo PCB, y cada tecla presenta una distancia de recorrido de 1.5 mm, con un tiempo de rebote inferior o igual a 5 ms, lo que asegura una respuesta rápida y confiable. Funciona con un voltaje máximo de 24 V DC y una corriente operativa de hasta 20 mA. La conexión se realiza mediante 8 pads de cobre con separación estándar de 2.54 mm, facilitando su integración con microcontroladores [58].



Figura 45. Teclado numérico matricial 4x4, [58].

1.15.9. Fuente de Alimentación 24V a 20A

La fuente de alimentación conmutada de 12V, 20A y 250W, la cual se aprecia en la Figura 46, es un componente esencial en sistemas electrónicos que requieren una entrega de energía estable y confiable. Este dispositivo convierte corriente alterna en un rango de 100VAC a 250VAC y con una frecuencia de 50/60 Hz, en una salida DC de 24V con una capacidad de

hasta 20 amperios. La fuente cuenta con un sistema de ventilación activa mediante un ventilador integrado, lo que permite mantener su temperatura operativa dentro de un rango de -10°C a 50°C . Adicionalmente, ofrece protección contra cortocircuitos y sobrecargas, garantizando la seguridad del sistema y la integridad de los componentes conectados. Puede operar en ambientes con una humedad relativa entre el 20% y el 90%, lo que la hace adecuada para diversas condiciones ambientales [59].



Figura 46. Fuente de Alimentación 24V a 20A, [59].

1.15.10. Motor a pasos Nema 34

El motor a pasos bipolar NEMA 34 (24V, 5A, 4.5N.m) que se observa en la Figura 47, es una opción única para sus proyectos de automatización y robótica. Este motor ofrece un gran torque de 4.5N.m y una capacidad de 5A, proporcionando la potencia y precisión necesarias para las aplicaciones exigentes [60].

Este tipo de motor paso a paso se distingue por la capacidad de hacer movimientos precisos y controlados, por lo que es perfecto para una extensa gama de aplicaciones en robótica y automatización [60].

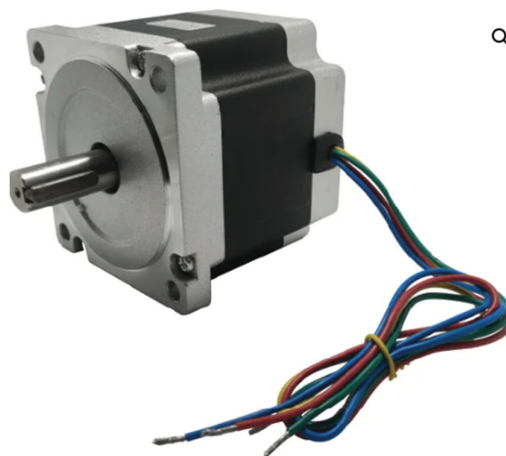


Figura 47. Motor a pasos NEMA 34, [61].

CAPÍTULO II

ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS DE DISEÑO

En esta sección, se plantea un enfoque integral que se basa en el análisis del diseño y las distintas alternativas para el prototipo de un rehabilitador destinado a personas de la tercera edad que padecen de gonartrosis. El desarrollo que se abordará en el capítulo II facilitará una evaluación detallada de las características fundamentales que sustentan el rehabilitador, lo que permitirá alcanzar un funcionamiento óptimo. De esta manera se podrá seleccionar la mejor alternativa que se ajuste a las medidas antropométricas de los adultos mayores afectados por esta enfermedad, garantizando que el dispositivo sea fácil de usar y facilite realizar los desplazamientos necesarios para la terapia.

2.1 Evaluación de los modelos propuestos

Se mostrará varias alternativas del modelo propuesto para mejorar el funcionamiento del rehabilitador, esto permitirá identificar que opción ofrece un mejor desempeño y en qué aspectos realizar mejoras. Para esto se hará un análisis de las diferentes partes del rehabilitador, el cual se diseñó.

2.2 Alternativas del diseño

Se muestra diversas alternativas las cuales ayudan a determinar y así poder elegir la estructura más apropiada al momento de construirla y que sea la más adecuada desde un punto de vista más técnico.

2.2.1. Alternativa 1

En la Figura 48 se muestra esta alternativa que propone construir una máquina rehabilitadora la cual para moverse no necesita de un motor o de algún componente electrónico tiene un mecanismo de manivela, biela, correa la cual transforma la entrada motriz la máquina no necesita la supervisión de un experto sobre el tema.



Figura 48. Alternativa 1, [62].

El peso de la estructura es de aproximadamente 3.5 Kg, tiene una estructura de aluminio, su control es manual y se realiza mediante una palanca, la transmisión se realiza a través de un mecanismo de manivela que mueve un riel que está a los costados de la base. Su longitud es de 53 cm, esta alternativa mueve una extremidad según la necesidad del paciente.

2.2.2. Alternativa 2

En esta alternativa se tiene un diseño de una máquina rehabilitadora de rodilla para dos extremidades inferiores como se observa en la Figura 49.

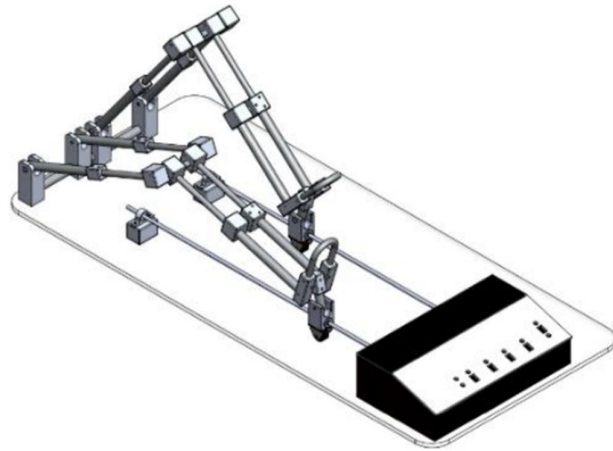


Figura 49. Alternativa 2, [63].

El peso de la estructura es de aproximadamente 14 kg, este diseño permite ajustar la longitud entre 50 – 100 cm su estructura es de acero inoxidable, el control se realiza mediante una caja de comandos. Además, puede movilizar una o dos extremidades al mismo tiempo, la transmisión del movimiento se realiza con 2 tornillos de potencia.

2.2.3. Alternativa 3

En la Figura 50 se plantea una máquina rehabilitadora de rodilla para personas de la tercera edad, la cual tiene un mecanismo de controlable mediante una aplicación móvil o manualmente por un teclado.

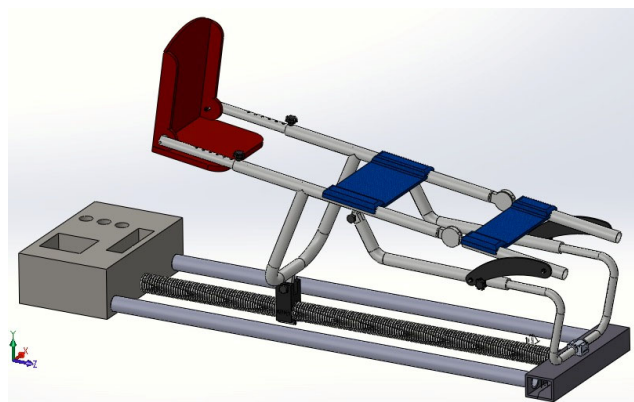


Figura 50. Alternativa 3.

El peso de la estructura es de aproximadamente 20 kg, construida con tubos de acero A36 regulables que se adaptan al tamaño del usuario. El sistema está diseñado para movilizar una sola extremidad, de acuerdo con las necesidades específicas de la persona de la tercera edad. La transmisión del movimiento se realiza mediante un tornillo de potencia, el control del dispositivo se lleva a cabo por medio de una interfaz Bluetooth, que incluye funciones como la elección de velocidad, paro de emergencia y ajuste la duración tratamiento. Además, incorpora un posapié de madera que proporciona soporte al pie del usuario y correas ajustables que aseguran la inmovilización del miembro inferior durante la terapia.

2.3 Análisis cualitativo

Se observa en la Tabla 3 las ventajas y desventajas de cada propuesta considerada durante el diseño de la máquina rehabilitadora, esta información es necesaria ya que permite dar una presentación de los resultados según los objetivos que se propusieron.

Tabla 3. Ventajas y desventajas de cada alternativa propuesta

Alternativa 1		Alternativa 2		Alternativa 3	
Ventajas	Desventajas	Ventajas	Desventajas	Ventajas	Desventajas
Liviano	No es programable	Liviano	Costo de fabricación	Liviano	No es recargable
Transportable	No es fácil de operar	Ajustable	No es seguro	Ajustable	Costos de fabricación
Costo de fabricación	No es ajustable	Transportable	No es desmontable	Fácil de operar	
No necesita energía para el funcionamiento	No carga mucho peso	Estructura de acero inoxidable	No es agradable a la vista	Conexión inalámbrica	
Sistema de transmisión por biela – manivela(manual)		Sistema de transmisión por corredera	No carga mucho peso	Seguridad	
Estructura de aluminio		Dos extremidades para movilizar		Sistema de transmisión por corredera	

2.4 Sistema de calificación de las alternativas de diseño del prototipo

En la Tabla 4, se presenta las calificaciones de los criterios claves, el cual proporciona información de viabilidad para la selección de la más adecuada propuesta, se evalúa costos y beneficios que son dimensiones, materiales, implementación y seguridad y se verifica que se ajuste de manera adecuada al sistema.

Tabla 4. Sistema de calificación de las alternativas

Ítem	Equivalencia de indicadores		
	1-3	4-7	8-10
Costos de manufactura	Bajo	Medio	Medio
Existencia de materiales en el mercado	Abundante	Abundante	Abundante
Dimensiones	Mediano	Grande	Mediano
Implementación	Barato	Caro	Alto
Seguridad	Bajo	Bajo	Alto

En la Tabla 5 se observa el enlace de cada opción la cual facilita determinar la factibilidad y viabilidad para la elección de la mejor alternativa de diseño, permitiendo visualizar las ventajas y desventajas y a su vez las limitaciones de cada alternativa en términos importantes. Las siguientes puntuaciones oscilan entre 1 (valoración bajo) y 10 (valoración alta).

Tabla 5. Matriz de selección de la alternativa del diseño del prototipo

Ítem	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Real
	Calificación	Calificación	Calificación	
Costos	4	3	5	10
Facilidad de operación	7	4	10	10
Existencia de materiales en el mercado	10	10	10	10
Facilidad de montaje	8	6	9	10
Seguridad	6	4	10	10
Implementación	6	3	9	10
Sumatoria	41	30	53	60
Ponderación	68.3%	50%	88.3%	100%

Con estos resultados obtenidos mediante la tabla de ponderaciones en la cual la mejor alternativa es la numero 3 con un porcentaje de 88.3%, donde se demostró que su seguridad es alta, y el valor de fabricación es medio.

2.5 Selección de materiales

En esta sección se analizan materiales seleccionados disponibles en el sector comercial nacional, los cuales cumplen con los requerimientos que necesita el rehabilitador.

- Acero negro ASTM A36
- Acero SAE 1045
- Acero inoxidable 304

Se considera estos tres tipos de aceros disponibles en el mercado ecuatoriano, estos tienen propiedades mecánicas las cuales garantizan un buen funcionamiento al rehabilitador.

En la Tabla 6 se muestra un análisis de precio, accesibilidad y fabricación de los materiales seleccionados.

Tabla 6. Precio de los tipos acero disponibles

Tipo de acero	Precio	Fabricación	Accesibilidad
Acero negro A36	Barato	Barato	Alto
Acero SAE 1045	Caro	Caro	Alto
Acero inoxidable 304	Medio	Medio	Alto

En la Tabla 7 se muestra la comparación entre las diferentes opciones para elección del material en la construcción del rehabilitador.

Tabla 7. Alternativas de los materiales

Ítem	Acero negro A36	Acero SAE 1045	Acero Inoxidable 304	Real
Costos	9	5	7	10
Soldadura	8	4	4	10
Manufactura	8	4	7	10
Sumatoria	25	13	18	30
Porcentual	83.33%	43.33%	60%	100%

Con estos resultados se obtiene como mejor opción el acero negro ASTM A36, para llevar a cabo la construcción del rehabilitador para la gonartrosis este material obtuvo un porcentaje de 83.3% dando como resultado que sus costos, su manufactura son baratos y disponibilidad alta.

2.6 Selección del motor

La selección del motor es un aspecto crítico para el correcto funcionamiento del rehabilitador, considerando factores como torque, velocidad, control, tamaño y costo. En la Tabla 8 se presentan las opciones evaluadas.

Tabla 8. Alternativas de motor

Tipo de motor	Ventajas	Desventajas	Aplicación recomendada
Motor DC con escobillas	Control sencillo y bajo costo	Mantenimiento por desgaste	Adecuado para aplicaciones básicas
Motor paso a paso NEMA 34	Alto torque y precisión, robusto	Mayor consumo de corriente	Ideal para control de precisión exacta
Motor brushless	Alta eficiencia y bajo mantenimiento	Costo elevado	Recomendado para aplicaciones continuas y eficientes
Motor servo AC/DC	Control en lazo cerrado, precisión con retroalimentación	Costo elevado y complejidad de configuración	Recomendado para entornos con carga variable y alta precisión

Se selecciona un motor paso a paso NEMA 34, debido a su alto torque y precisión, además tiene características esenciales para mover el tornillo sin fin de forma directa, sin necesidad de elementos reductores. Este motor garantiza el torque necesario para ejecutar los movimientos de rehabilitación incluso con carga, manteniendo una operación estable. Su integración con un controlador DM556 permite un control eficiente y fiable.

En la Tabla 9, se detalla las opciones para la selección del motor.

Tabla 9. Opciones de motor

Concepto	Motor DC con escobillas	Motor paso a paso NEMA 34	Motor brushless	Motor servo AC/DC	Real
Costos	9	10	4	4	10
Torque	5	9	6	5	10
Control	9	9	7	6	10
Resolución y precisión	4	10	7	6	10
Sumatoria	27	38	24	21	40
Porcentual	67.5%	95%	60%	52.5%	100%

2.7 Selección método de transmisión de movimiento

En el siguiente punto trata de evaluar los métodos de transmisión de movimientos que existen para el prototipo de rehabilitador que es crucial para el diseño y la eficiencia del dispositivo.

La Tabla 10 señala las ventajas y desventajas de cada propuesta.

Tabla 10. Propuesta de los métodos de transmisión

Tipo de transmisión	Ventajas	Desventajas
Mecanismo de Engranajes	Compactos, Alta capacidad de carga	Ruido, Mayor Costo
Mecanismo de Biela-Manivela	Sencillo de diseñar, Genera diferentes tipos de movimientos lineales	Movimiento no constante, requiere un espacio muy considerado.
Acople tornillo sin fin	Grandes relaciones de transmisión, Autobloqueo, funcionamiento suave	Sensibilidad a la carga de impacto
Cadenas y piñones/Poleas	Flexibilidad, Silencioso, costo económico.	Requiere mayor lubricación, mayores deslizamientos.

En la Tabla 11 se muestra la conexión de cada propuesta lo cual facilita determinar la viabilidad para la elección del método de transmisión de movimiento, permitiendo visualizar las ventajas y desventajas y a su vez las limitaciones de cada sistema de transmisión que se obtuvo al momento de escoger cada sistema y cuál es la mejor opción.

Tabla 11. Calificación de los métodos de transmisión

Ítem	Mecanismo de engranajes	Mecanismo de Biela-Manivela	Acople tornillo sin fin	Cadenas y piñones /Poleas	Real
Costos	4	7	9	8	10
Relación de transmisión	6	5	9	7	10
Seguridad o Autobloqueo	8	7	8	7	10
Sumatoria	18	19	26	22	30
Porcentual	60%	63.33%	86.67%	73.33%	100%

Con estos resultados se tiene como mejor opción el acople del tornillo sin fin el cual tiene mejor transmisión para el rehabilitador, el sistema de transmisión obtuvo un puntaje de 86.67% dando como resultado de sus costos, su seguridad y disponibilidad alta.

CAPÍTULO III

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

En este capítulo se desarrollará un enfoque integral basado en el análisis del diseño y la construcción del rehabilitador, priorizando el uso del software de simulación y fórmulas como herramientas claves para la evaluación del diseño, de acuerdo con las medidas y movimientos de la rodilla teniendo en cuenta las tres alternativas planteadas, se utiliza el software SOLIDWORKS 2023, para desarrollar dibujos preliminares, simulaciones, análisis de deformación y de esfuerzos y verificar el factor de seguridad. Por otra parte, se tendrá un análisis de fuerzas aplicadas esenciales para determinar el torque que el tornillo necesita para levantar la carga.

3.1 Dimensiones antropológicas de las personas de la tercera edad

Para la realización del rehabilitador se tomará en cuenta las medidas de los miembros inferiores de las personas de la tercera que tienen una estatura de 1.50 – 1.80 cm de estatura.

En la Figura 51 se muestra las medidas antropométricas del cuerpo humano.

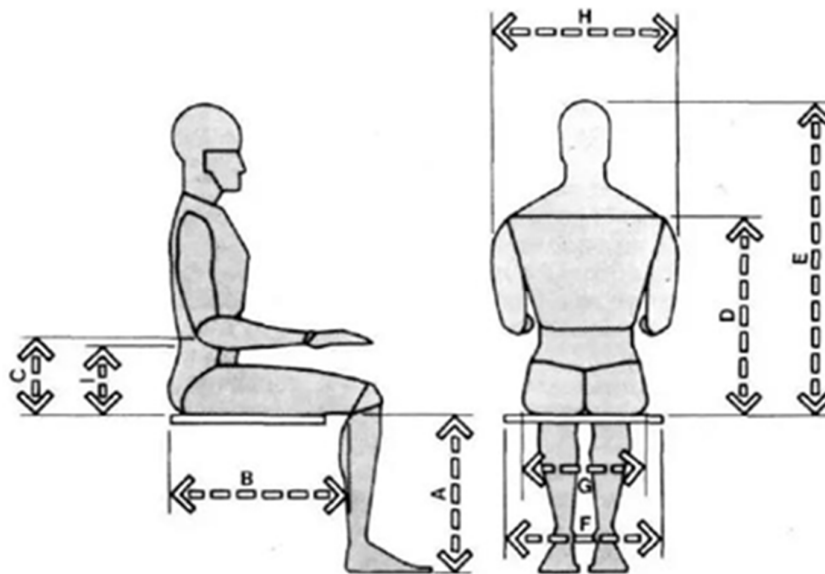


Figura 51. Medidas antropométricas del cuerpo humano, [25]

En la Tabla 12 se puede observar las mediciones del cuerpo humano en personas de la tercera edad, las siguientes medidas que son de nuestro interés al momento de construir el prototipo es la parte del miembro inferior (A altura poplíteo, B Largura nalga - Poplíteo).

Tabla 12. Dimensiones antropométricas fundamentales

Medida	Hombres				Mujeres			
	Pulg	Cm	Pulg	Cm	Pulg	Cm	Pulg	Cm
A altura poplítea	15.5	39.4	19.3	49	14	35.6	17.5	44.5
B Largura nalga – poplíteo	17.3	43.9	21.6	54.9	17	43.2	21	53.3
C Altura codo reposo	7.4	18.8	11.6	29.5	7.1	18	11	28
D Altura Hombro	21	53.3	25	63.5	18	45.7	25	63.5
E Altura sentado normal	31.6	80.3	36.6	93	29.6	75.2	34.7	88.1
F Anchura codo – codo	13.7	34.8	20	50.5	12.3	31.2	19.3	49
G Anchura caderas	12.2	31	16	40.4	12.3	31.2	17.1	43.4
H Anchura Hombros	17	43	19	48.3	13	33	19	48.3

3.2 Diseño de base principal del mecanismo

Después de evaluar las alternativas planteadas se opta en implementar el diseño de la alternativa 3, se opta por utilizar el software SOLIDWORKS 2023 para realizar el diseño del prototipo.

En la Figura 52 se muestra el diseño realizado en el software SOLIDWORKS.

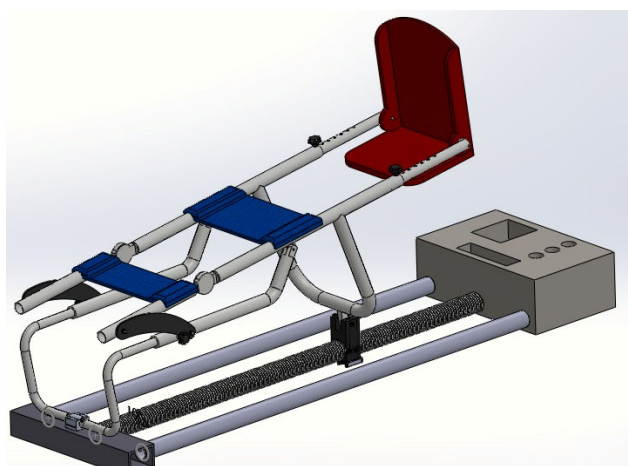


Figura 52. Ensamble del rehabilitador

Para realizar el diseño se tomó en cuenta las medidas antropométricas, para hacer las partes del rehabilitador y tomar en cuenta el tipo de material el cual se va a utilizar para la construcción el material seleccionado fue el acero ASTM A36 este material tubo un porcentaje de 83.3% a diferencia de los demás.

En la Figura 53 se muestra las medidas del prototipo para la construcción.

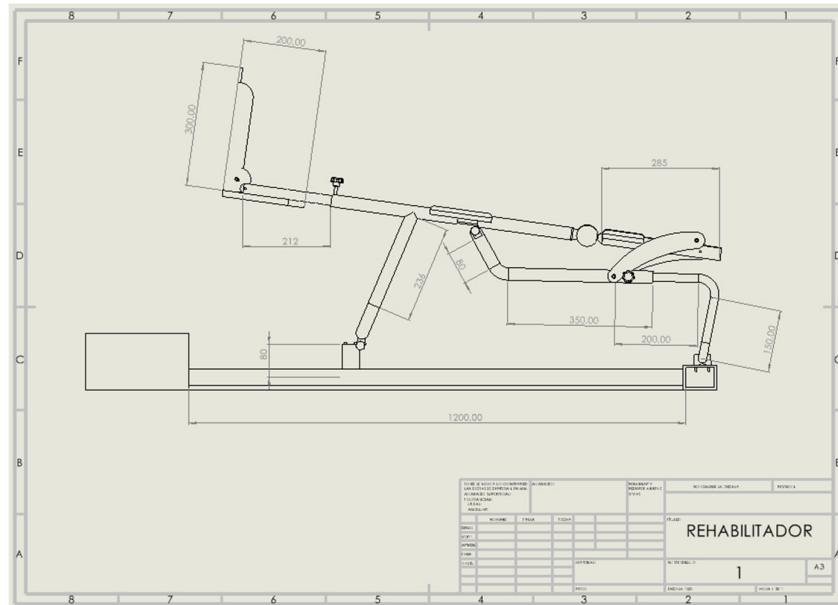


Figura 53. Cotas del diseño.

Se tienen como medidas de los tubos con los cuales se va a realizar la parte del diseño del rehabilitador como se puede observar en la Figura 54, este rehabilitador va a tener las medidas de 30mm este va hacer el diámetro del tubo de la base principal y el de 31,75mm y 1.5mm.

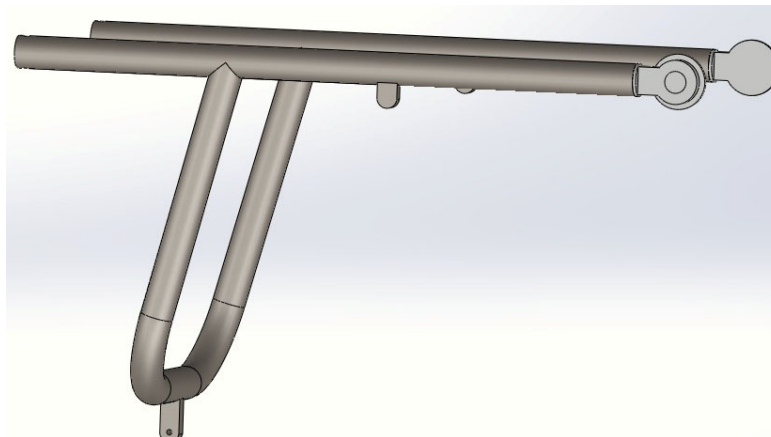
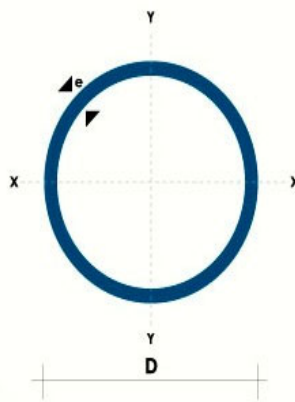


Figura 54. Diseño parte secundaria del rehabilitador.

Primero se calcula el peso propio de la estructura a partir de los datos proporcionados por el proveedor del material, como se observa en la Figura 55.



(D) Diámetro	Esesor	Peso	Área	I	W	I
Pulgadas	mm	Kg/m	cm2	cm4	cm3	cm3
7/8"	1.50	0.77	0.98	0.53	0.47	0.73
1"	1.50	0.88	1.13	0.81	0.64	0.85
1 1/4"	1.50	1.12	1.43	1.63	1.03	1.07
1 1/2"	1.50	1.35	1.72	2.89	1.52	1.30
1 3/4"	1.50	1.59	2.02	4.67	2.10	1.52
2"	1.50	1.82	2.32	7.06	2.78	1.74
2 1/2"	1.50	2.29	2.92	14.05	4.42	2.19
3"	1.50	2.76	3.52	24.56	6.45	2.64
1"	2.00	1.15	1.47	1.01	0.80	0.83
1 1/4"	2.00	1.47	1.87	2.08	1.31	1.05
1 1/2"	2.00	1.78	2.27	3.71	1.95	1.29
1 3/4"	2.00	2.09	2.67	6.02	2.71	1.50
2"	2.00	2.41	3.07	9.14	3.60	1.73
2 1/2"	2.00	3.03	3.86	18.29	5.76	2.18
3"	2.00	3.66	4.66	32.11	8.43	2.62
2"	3.00	3.54	4.51	12.92	5.09	1.69
2 1/2"	3.00	4.48	5.70	26.15	8.24	2.14
3"	3.00	5.42	6.90	46.29	12.15	2.59

Figura 55. Área de tubo estructural, [64].

De acuerdo con la Figura 55 la masa total del tubo estructural utilizado en el rehabilitador es:

$$m_T = d * p \quad (1)$$

$$m_T = 0.55[m] * 1.47[kg/m]$$

$$m_T = 0.8085[kg]$$

Una vez calculada la masa se puede saber el peso, multiplicándolo por la gravedad.

$$p_T = m_T * g \quad (2)$$

$$p_T = 0.8085[kg] * 9.81[m/s^2]$$

$$p_T = 7.93[N]$$

Donde:

- m_T es la masa total utilizada [kg].
- p_T es el peso total utilizado [N].
- d son los metros de tubo utilizados [m].
- p es el peso por cada metro utilizado [kg/m]
- g es la gravedad [m/s^2]

Adicionalmente, la estructura del rehabilitador cuenta con la base principal la cual es un tubo estructural redondo negro SAE J 403 1008 con un espesor de 1.50mm, por lo cual a partir de la Figura 56 se determina la masa correspondiente.

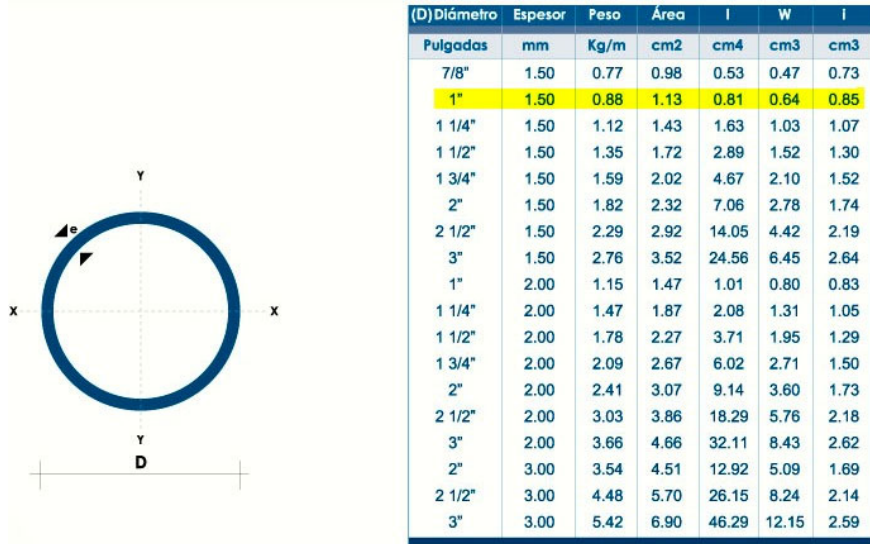


Figura 56. Área del tubo estructural principal, [65].

Para el cálculo de la masa total de la estructura secundaria se utiliza la ecuación 3:

$$m_T = 0.25[m] * 0.88[kg/m] \quad (3)$$

$$m_T = 0.22[kg]$$

Con la masa total de la estructura, se utiliza la ecuación 4 para obtener el peso.

$$p_T = 0.22[kg] * 9.81[m/s^2] \quad (4)$$

$$p_T = 2.16[N]$$

Finalmente, para encontrar el peso total que existe en la estructura se suma el peso de los dos tubos el cual da como resultado 10.09[N].

Después de calcular el peso de la estructura se continua con el cálculo del peso de los siguientes elementos de la estructura teniendo en cuenta el peso de la pantorrilla de la persona de la tercera edad es de 4.5Kg como se observa en la Tabla 13.

Tabla 13. Cálculo fuerzas totales del equipo

Elemento	Material	Cantidad	Peso (Kg)	Fuerza [N]
Posa pie	Madera artificial	1	1	9.8066
Sujetador de gemelos	Microfibra	1	0.090	0.8829
Peso de la pantorrilla			4.5	44.1299
Fuerza total				54.8194

Se determina que el elemento crítico de la estructura se señala en la parte central de la Figura 57, en el elemento se ejerce una fuerza distribuida, para el análisis se trabaja con una fuerza puntual como se refleja en la imagen.

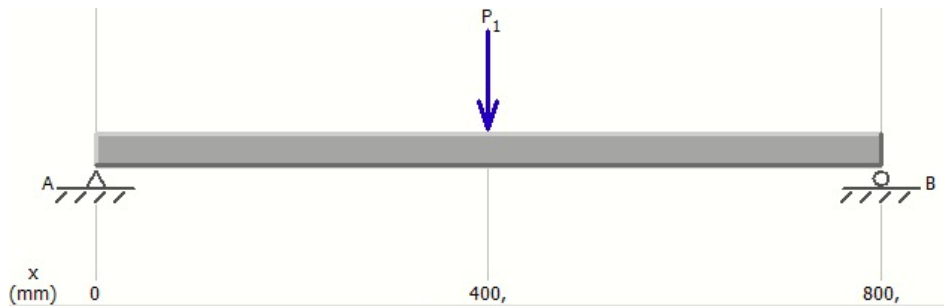


Figura 57. Diagrama esfuerzos en elementos crítico.

Para realizar los cálculos se debe encontrar la fuerza total aplicada en el elemento crítico, siendo la misma el resultado de la suma de las fuerzas de los elementos montados en la estructura y la fuerza propia de la estructura, obteniendo como resultado una fuerza de 64.9094 [N].

Una vez que se tiene el esfuerzo total se calcula el esfuerzo de flexión. Para ello, es necesario comenzar con la sumatoria de momento para obtener las reacciones.

$$\sum M_A = 0 \quad (5)$$

$$F_T \left(\frac{L}{2} \right) - R_B(L) = 0 \quad (6)$$

$$64.9094 \text{ N}(400\text{mm}) - R_B(800\text{mm}) = 0$$

$$R_B = 32,45[\text{N}]$$

Donde:

— F_T es la fuerza total

— L es la longitud total de la barra

— R_B es la reacción en B

Ya que la fuerza se usa en el punto medio, es ambas reacciones la misma distancia de separación con respecto a la fuerza, por lo que el valor de reacción en A será lo mismo que la reacción B.

La Figura 58 presenta el diagrama de fuerzas:

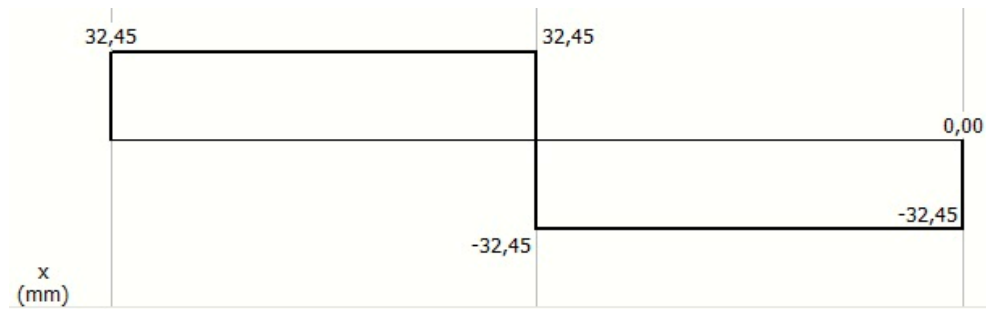


Figura 58. Diagrama de fuerza cortante.

A partir del diagrama de fuerzas se calculará el área bajo las curvas para generar el diagrama de momentos esto da como resultado lo siguiente:

$$Area = b * h \quad (7)$$

$$Area = 400[mm] * 32.45[N]$$

$$Area = 1298.1[Nmm]$$

Los siguientes datos serán los mismos en la siguiente área, por el que se obtiene el siguiente diagrama de momentos como se observa en la Figura 59:

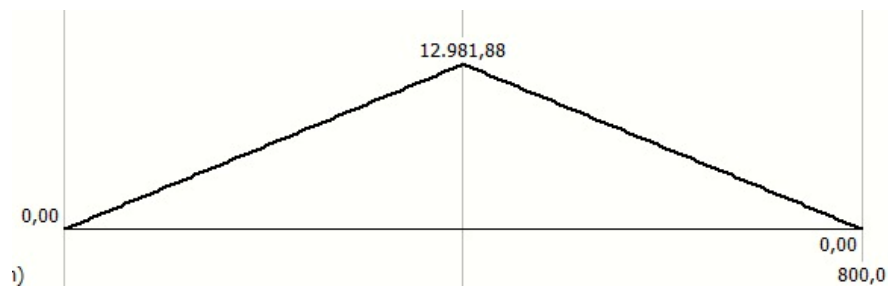


Figura 59. Diagrama de momentos.

Con el valor de fuerzas calculado y simulado, se utiliza la ecuación 8 para obtener la sección mínima del material:

$$\sigma = \frac{M * c}{I} = \frac{M}{S} \quad (8)$$

$$S = \frac{M}{0.6 * \sigma_y}$$

$$S = \frac{12981[Nmm]}{0.6 * (248MPa)}$$

$$S = 0.08724[cm^3]$$

La sección mínima se compara con los datos de la Figura 55 y se determina que el requerimiento mínimo para la sección es de $0.08724cm^3$ la sección óptima de elegir es de 1[pulg] con un espesor de 1.50[mm], sin embargo, se utiliza el tubo estructural de 1 ¼ [pulg] con un espesor de 2[mm], ya que este tubo ofrece una mejor resistencia estructural y mayor rigidez en comparación con las opciones más delgadas y ofrece una mayor seguridad.

Con estos datos se calcula el esfuerzo, esto es importante saber que el valor de la inercia del tubo estructural está en la figura 55 con un valor de $2.08 cm^4$.

$$\sigma_{real} = \frac{M * y}{I} \quad (9)$$

$$\sigma_{real} = \frac{12981[Nmm] * 15.875[mm]}{2080[mm^4]}$$

$$\sigma_{real} = 99.07[MPa]$$

Donde:

- M es el momento flector.
- Y es la distancia del centro del tubo al exterior.
- I es el momento de inercia.

Se calcula el factor de seguridad teniendo en cuenta que el tubo redondo ASTM A36 tiene una resistencia a la fluencia de $\sigma_y=248 MPa$.

$$F_S = \frac{\sigma_y}{\sigma_{real}} \quad (10)$$

$$F_S = \frac{248[MPa]}{99.07[MPa]}$$

$$F_S = 2.5$$

Donde

— σ_y es la resistencia a la fluencia del material.

— σ_{real} es el esfuerzo calculado.

3.3 Desplazamiento de los tubos

En la Figura 60 se muestra la cedencia al peso, el cual casi nulo, se muestra el mayor desplazamiento el cual se va a ubicar en la parte donde se puede ampliar la longitud de los tubos el cual permite regular la longitud dependiendo de la pierna de la persona el cual obtuvo un valor 0.079mm, este valor no influirá en el eficiencia del prototipo.

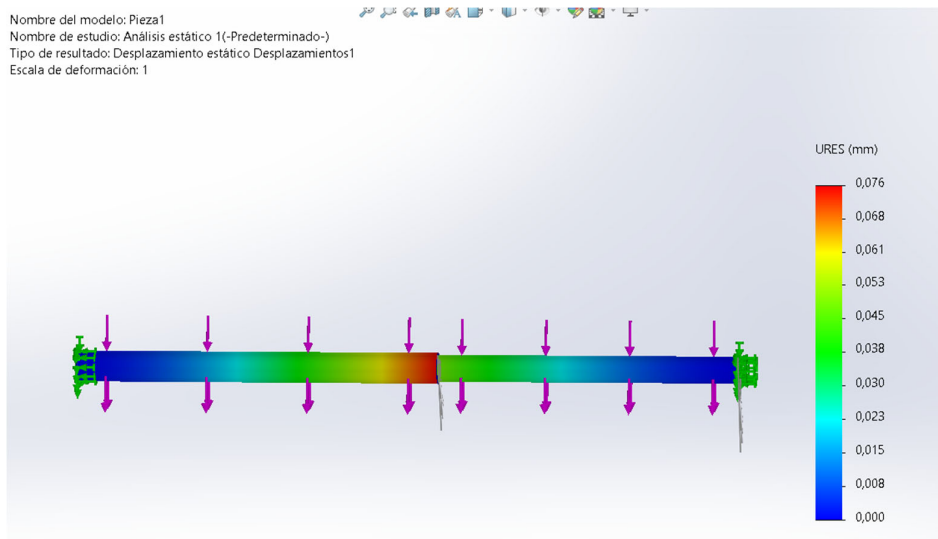


Figura 60. Resultados del desplazamiento.

3.3.1. Factor de seguridad

En la Figura 61 se muestra el factor de seguridad, para el prototipo de rehabilitación para la gonartrosis el cual es 12.26, este garantiza el funcionamiento óptimo del prototipo, ya que garantiza que los componentes mecánicos soporten las cargas a las que está sometido durante el uso sin fallar ni deformarse.

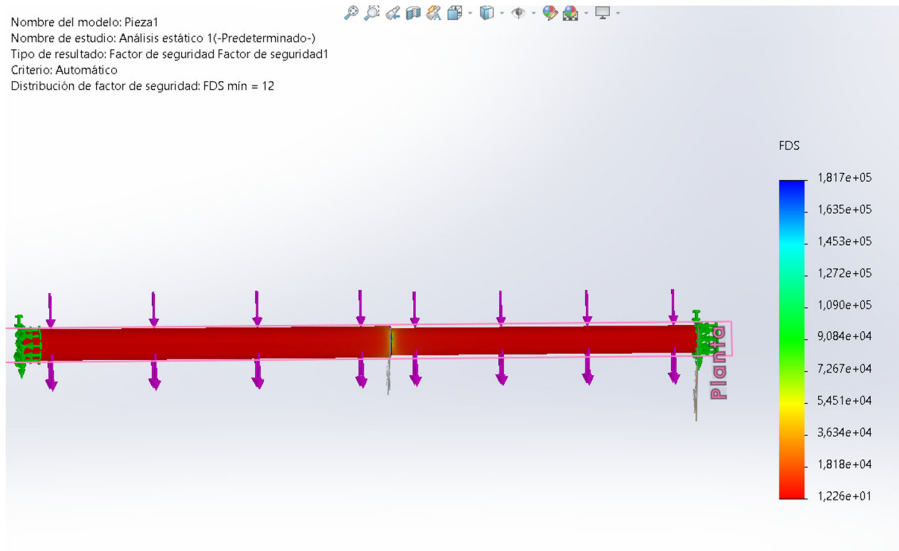


Figura 61. Resultados del factor de seguridad (FDS).

3.4 Diseño de la parte secundaria del mecanismo

En la Figura 62 se puede observar la parte secundaria del rehabilitador en el cual va a ser apoyado los gemelos, en el cual se aplicó las fuerzas para la simulación.

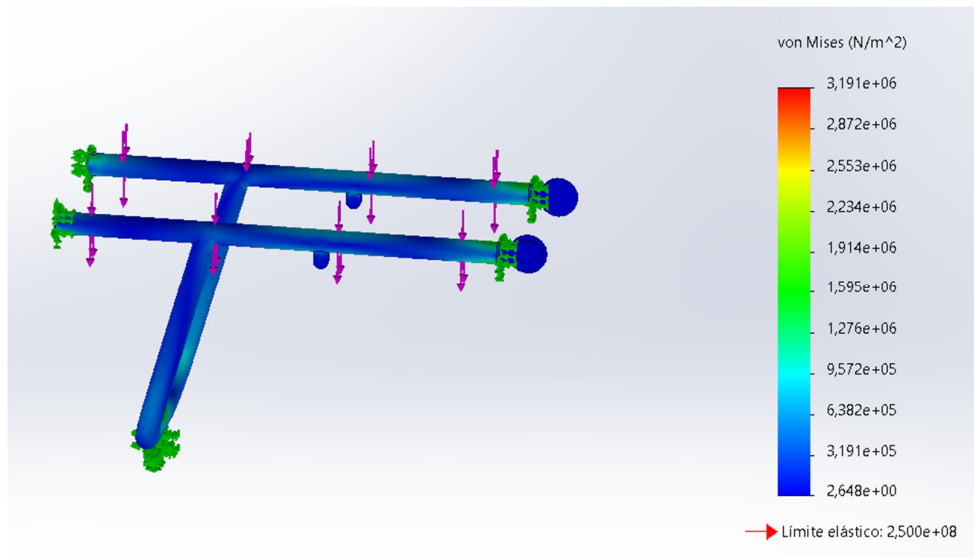


Figura 62. Resultados de Von Mises.

Con el resultado que se obtuvo, la tensión máxima aplicada al diseño donde van apoyados los gemelos de la pierna no sufriría deformaciones debido al material seleccionado.

3.4.1. Desplazamiento

En la Figura 63, se observa que el desplazamiento en la parte central es más elevado, este alcanzó el valor de 0.006mm, cabe mencionar que es una cifra pequeña por lo que no influirá en el desempeño del prototipo.

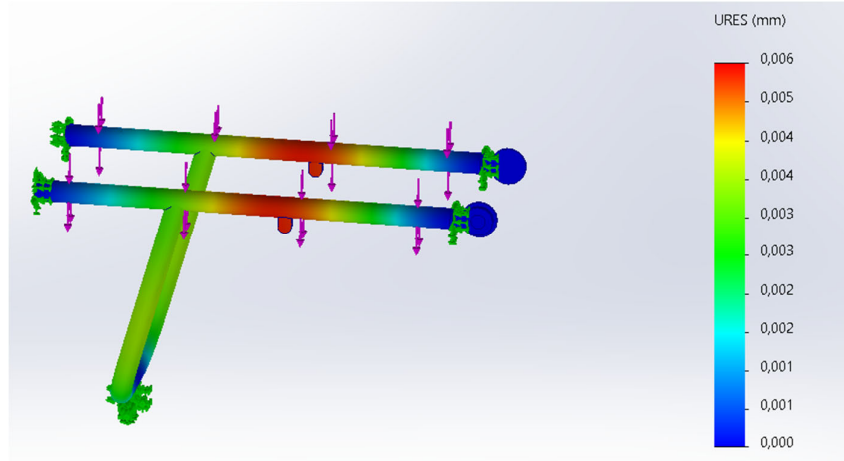


Figura 63. Resultado del desplazamiento.

3.4.2. Factor de seguridad de la parte secundaria del rehabilitador

En la Figura 64 se muestra el factor de seguridad (FDS), del rehabilitador es de 78.35, este resultado va a garantizar un correcto funcionamiento del prototipo evitando deformaciones al momento de realizar la rehabilitación.

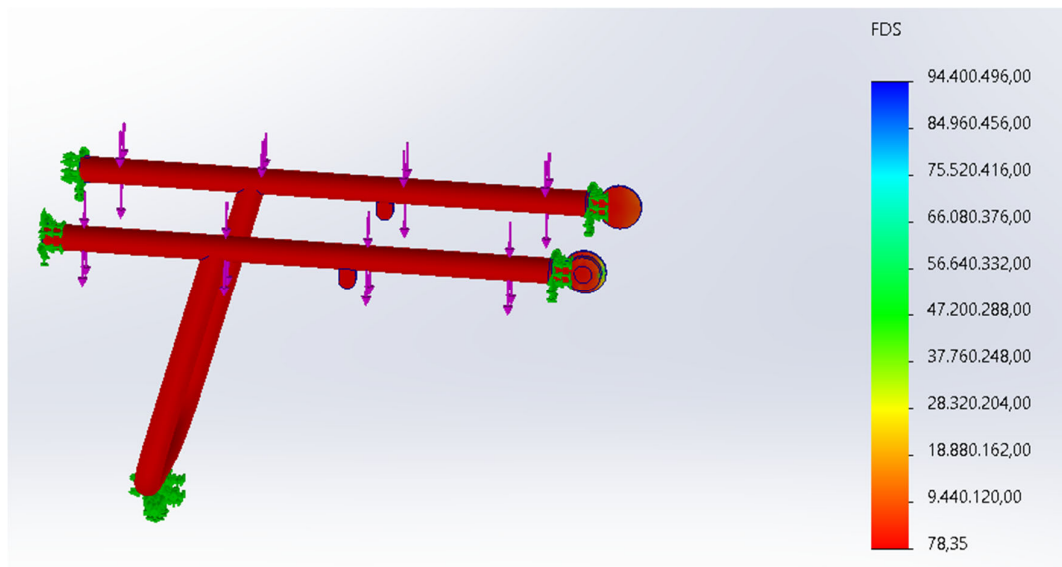


Figura 64. Resultado del Factor de seguridad (FDS).

3.5 Fórmulas y cálculos para el tornillo de potencia

Para perfiles de rosca cuadrada como observa en la Figura 65 se tiene los siguientes datos a considerar para tener una mayor precisión en los cálculos y elegir la mejor opción para ellos [66].

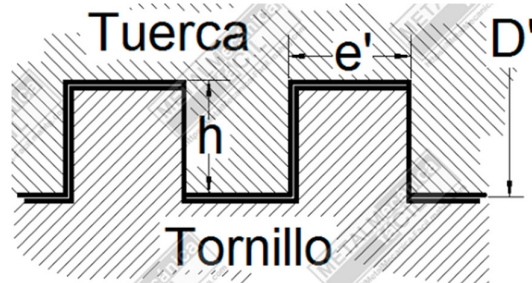


Figura 65. Holguras entre el tornillo y la tuerca, [66].

La Figura 66 indica el tipo de diente de una rosca cuadrada.

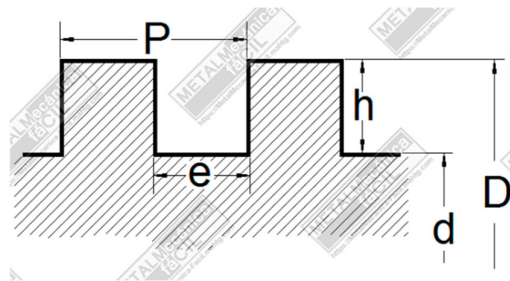


Figura 66. Perfil de diente de una rosca cuadrada, [66].

3.5.1. Fórmulas geométricas del tornillo de potencia

Para realizar los cálculos se opta un paso de 4mm, el que asegura una resolución adecuada y confiable en los resultados que se obtiene.

$$p = 4 \text{ mm}$$

$$D = \frac{p}{0.2} \quad (11)$$

$$D = \frac{4}{0.2}$$

$$D = 20 \text{ mm}$$

$$h = e = 0.5 * p \quad (12)$$

$$h = e = 0.5 * 4$$

$$h = e = 2 \text{ mm}$$

$$d = D - 2h \quad (13)$$

$$d = 20 - 2(2)$$

$$d = 16mm$$

Donde:

- d = diámetro interior del tornillo
- p = paso del tornillo
- h = altura del filete
- e = espesor del filete
- D = diámetro externo del tornillo

Se obtiene un diámetro interno de 16mm este diámetro mejorará movimiento del rehabilitador, permitiendo así optimizar su funcionamiento.

3.5.2. Fórmulas geométricas de la tuerca

Para determinar las dimensiones claves de la tuerca para el proceso de fabricación se aplican las siguientes fórmulas:

$$D' = d + 0.125 * p \quad (14)$$

$$D' = 16 + 0.125 * 4$$

$$D' = 16,5mm$$

$$e' = e + 0.05 \quad (15)$$

$$e' = 2 + 0.05$$

$$e' = 2.05 \text{ mm}$$

Donde:

- e' = espesor del vano
- D' = diámetro a tornear

Como el diseño utiliza rosca cuadrada simple (una entrada), entonces:

$$l = p = 4 \text{ mm} \quad (16)$$

3.5.3. Coeficiente de fricción para materiales

En la Figura 67 se presenta los coeficientes de rozamientos de los materiales más comunes.

Material	Coefficiente de rozamiento (en seco)
Acero	0,15-0,20
Amianto (asbesto)	0,30-0,60
Fieltro	0,22
Grafito	0,25
Metal sinterizado (latón con polvo cerámico)	0,40-0,50
Kevlar	0,40-0,60
Material carbocerámico	0,30-0,45

Figura 67. Coeficientes de fricción, [67].

El coeficiente de rozamiento del acero varía entre 0.15 y 0.20, para los cálculos se utiliza un punto medio, es decir:

$$f = 0.18 \text{ en acero}$$

Para calcular el diámetro medio como se observa en la Figura 68 es una relación entre el diámetro externo y el diámetro interno.

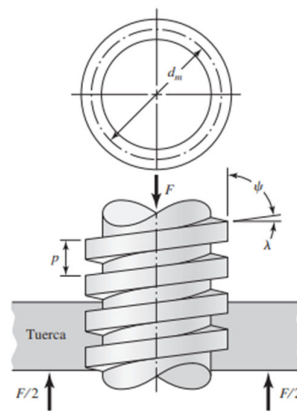


Figura 68. Diámetro medio, [68].

$$dm = \frac{D + d}{2} \tag{17}$$

$$dm = \frac{20 + 16}{2}$$

$$dm = 18\text{mm}$$

3.5.4. Análisis de fuerza para el tornillo de potencia y torque a aplicar

Para el cálculo de la fuerza para mover el tornillo de potencia, se realiza un diagrama de momentos, en la estructura más crítica de nuestro rehabilitador.

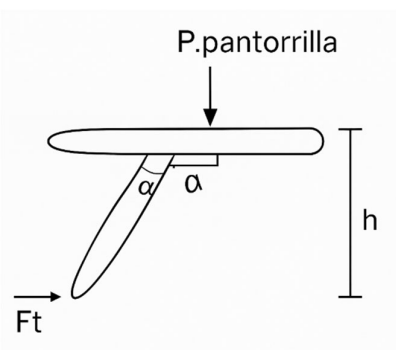


Figura 69. Parte crítica del rehabilitador.

Para ello se realiza la sumatoria de momentos teniendo en consideración todas las fuerzas que van a actuar como se plantea en la fórmula 19.

$$\sum \epsilon M_o = 0 \quad (18)$$

$$Ft \times h - P_{pantorrilla}(a) = 0 \quad (19)$$

$$Ft = \left(\frac{P_{pantorrilla} \times a}{h} \right)$$

Donde:

- ϵM_o = Sumatoria de momentos.
- Ft = Fuerza del tornillo.
- h = Altura.
- a = Distancia entre la soldadura y el peso de la pantorrilla.

En la Tabla 14 se observa los pesos segmentarios de la pierna en porcentaje.

Tabla 14. Pesos segmentarios de la pierna en porcentaje [69]

Segmento	Hombres	Mujeres	Promedio
Pierna total	16.68	18.43	17.55
Muslo	10.5	11.75	11.13
Pantorrilla	4.75	5.35	5.05
Pie	1.43	1.33	1.38
Pantorrilla y pie	6.18	6.68	6.43

Se utiliza el promedio del peso de la pierna que es 17.55%, y para una persona de aproximadamente 80Kg.

$$P_{pantorilla} = 80 \text{ Kg} \times 17.55\% \quad (20)$$

$$P_{pantorilla} = 14.04 \text{ Kg}$$

Con la fórmula de momentos planteada anteriormente.

$$Ft = \left(\frac{14.04 \text{ Kg} \times 10 \text{ cm}}{30 \text{ cm}} \right) \quad (21)$$

$$Ft = 4.68 \text{ Kg}$$

$$Ft = 4.68 \text{ Kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2$$

$$Ft = 45.9 \text{ N}$$

Por seguridad se aumenta un 50% de la fuerza total, que en este caso sería 91.8 N.

3.5.5. Torque de subida

El torque de subida se refiere a la fase en la cual el motor aumenta su torque a medida que aumenta el rpm, esto es crucial en el rehabilitador para superar el peso que se aplique, para calcular este torque se aplica la siguiente fórmula.

$$TR = \left(\frac{F * dm}{2} \right) * \left(\frac{(l + f * \pi * dm)}{(\pi * dm - f * l)} \right) \quad (22)$$

$$TR = \left(\frac{91.8 \text{ N} * 0.018 \text{ m}}{2} \right) * \left(\frac{(4 \text{ mm} + 0.18 * \pi * 18 \text{ mm})}{(\pi * 18 \text{ mm} - 0.18 * 4 \text{ mm})} \right)$$

$$TR = 0.21 \text{ Nm}$$

3.5.6. Torque de bajada

El torque de bajada describe la fase en el cual el motor disminuye su torque a medida que siguen aumentando los rpm, para calcular el torque de bajada se aplica la siguiente fórmula.

$$TL = \left(\frac{F * dm}{2} \right) * \left(\frac{(f * \pi * dm - l)}{(\pi * dm + f * l)} \right) \quad (23)$$

$$TL = \left(\frac{91.8 \text{ N} * 0.018 \text{ m}}{2} \right) * \left(\frac{(0.18 * \pi * 18 \text{ mm} - 4 \text{ mm})}{(\pi * 18 \text{ mm} + 0.18 * 4 \text{ mm})} \right)$$

$$TL = 0.10 \text{ Nm}$$

3.5.7. Cálculo potencia mecánica para el motor

Para calcular la potencia requerida para el motor, primero se debe estimar un valor de velocidad con la cual se va a realizar el control de movimiento para el rehabilitador, este debe ser lento y constante por lo que se utiliza un rango de velocidades dependiendo de la recuperación del paciente.

Se realiza la conversión para tener en revoluciones por minuto para facilitar los cálculos más adelante. Por lo que para 1 revolución se debe tener en cuenta el paso del tornillo de potencia por lo que es 6,35 mm o 0.635 cm.

Cálculo para 2cm/s:

$$n = \left(2 \frac{\text{cm}}{\text{s}}\right) * \left(\frac{1 \text{ rev}}{0.635\text{cm}}\right) * \frac{60\text{s}}{1 \text{ min}}$$

$$n = 188.97 \text{ RPM}$$

$$TT = TR \tag{24}$$

$$TT = 0.21 \text{ Nm}$$

$$= 0.21 \text{ Nm} = 1.86 \text{ Lb} * \text{in}$$

$$P = \frac{TT * n}{63025} \tag{25}$$

$$P = \frac{1.86 \text{ Lb} * \text{in} * 188.97 \text{ RPM}}{63025}$$

$$P = 0.0056 \text{ HP}$$

Cálculo para 4cm/s:

$$n = \left(4 \frac{\text{cm}}{\text{s}}\right) * \left(\frac{1 \text{ rev}}{0.635\text{cm}}\right) * \frac{60\text{s}}{1 \text{ min}}$$

$$n = 377.95 \text{ RPM}$$

$$TT = 0.21 \text{ Nm}$$

$$= 0.21 \text{ Nm} = 1.86 \text{ Lb} * \text{in}$$

$$P = \frac{1.86 \text{ Lb} * \text{in} * 377.95 \text{ RPM}}{63025}$$

$$P = 0.011 \text{ HP}$$

Cálculo para 6cm/s:

$$n = \left(6 \frac{\text{cm}}{\text{s}}\right) * \left(\frac{1 \text{ rev}}{0.635\text{cm}}\right) * \frac{60\text{s}}{1 \text{ min}}$$

$$n = 566.93 \text{ RPM}$$

$$TT = 0.21 \text{ Nm}$$

$$= 0.21 \text{ Nm} = 1.86 \text{ Lb} * \text{in}$$

$$P = \frac{1.86 \text{ Lb} * \text{in} * 566.93 \text{ RPM}}{63025}$$

$$P = 0.016 \text{ HP}$$

Donde:

- TR = Torque de subida.
- TT = Torque total.
- P = Potencia del motor.

3.5.8. Eficiencia y torque del motor

Para calcular la eficiencia del motor se utiliza el torque de subida, ya que es el torque máximo al que el motor va a trabajar.

$$e = \frac{(Ft * l)}{(2\pi * TR)} \quad (26)$$
$$e = \frac{(91.8 N * 0.004m)}{(2\pi * 0.21Nm)}$$
$$e = 0.278$$

Para hallar el torque del motor, se calcula primero el par de torsión del cojinete con la siguiente fórmula:

$$TC = \frac{Ft * fC * dm}{2} \quad (27)$$
$$TC = \frac{91.8 N * 0.18 * 0,018m}{2}$$
$$TC = 0.15 Nm$$

Con el torque de subida y el par de torsión del cojinete, se calcula el torque que necesita el motor para mover la estructura del rehabilitador.

$$T_{motor} = \frac{(TR + TC)}{e} \quad (28)$$
$$T_{motor} = \frac{(0.21Nm + 0.15 Nm)}{0.278}$$
$$T_{motor} = 1.29 Nm$$

3.6 Construcción del sistema mecánico

Después de realizar los cálculos de los esfuerzos de la estructura, el cálculo del torque del motor el cual va a necesitar y determinar el diámetro del tornillo de potencia en función de su paso, se realizó los diseños en SOLIDWORKS para la posterior construcción mecánica del prototipo.

3.6.1. Fabricación de la base

La base constituye el soporte principal del sistema rehabilitador. Para su fabricación se utilizó perfiles metálicos de acero estructural con sección circular, seleccionados en función de su resistencia mecánica y facilidad de montaje. La base fue diseñada para ser rígida y estable, soportando tanto el peso de la estructura como las fuerzas generadas durante el movimiento del tornillo de potencia y la pierna del paciente. Se realizaron cortes precisos, perforaciones y

soldaduras siguiendo el diseño establecido en SOLIDWORKS como se observa en la Figura 70.



Figura 70. Estructura base del rehabilitador.

3.6.2. Fabricación del mecanismo

Los mecanismos del rehabilitador constan de dos partes, que son importantes para brindar la movilidad a la pierna del paciente. La Figura 71 muestra las piezas las cuales pertenecen al mecanismo del dispositivo.



(a) Barra de fémur



(b) Soporte de barras



(c) Barras de tibia

Figura 71. Piezas del mecanismo.

3.6.3. Ensamblaje preliminar de la estructura del rehabilitador.

Al finalizar la fabricación de las respectivas partes que componen el prototipo, se continua con el ensamblaje como se muestra en la Figura 72.

El ensamblaje se realizó en etapas, iniciando con los elementos verticales y horizontales principales, y continuando con las piezas móviles y guías de desplazamiento. Durante el proceso se verificaron alineaciones, tolerancias y funcionalidad mecánica para asegurar un movimiento preciso y estable.



Figura 72. Ensamblaje preliminar del rehabilitador.

3.6.4. Fabricación del tornillo de potencia

En la Figura 73 se observa el tornillo sin fin, elaborado mediante un torno. Tiene un cuello de 10mm a cada borde para el montaje de la chumacera y el acople del motor.



Figura 73. Tornillo sin fin y chumaceras.

3.6.5. Fabricación del posapié

El posapié fue fabricado en madera como se observa en la Figura 74, seleccionada por su facilidad de corte, bajo costo y propiedades mecánicas adecuadas para soportar el peso del pie del paciente durante las sesiones de rehabilitación. Se diseñó con una forma ergonómica que permite una correcta colocación del pie, brindando comodidad y estabilidad. La superficie fue lijada y tratada para evitar astillas, y se le aplicó un acabado protector de pintura para mejorar su durabilidad y resistencia al desgaste. El posapié fue fijado a la estructura móvil del sistema mediante pernos, permitiendo su desmontaje o ajuste según la necesidad y la altura del paciente.



a) Fabricación del posapié



b) Posapié terminado

Figura 74. Posapié.

3.7 Diseño del sistema electrónico de control

El sistema electrónico fue diseñado con el objetivo de automatizar los movimientos del rehabilitador, garantizando precisión, seguridad y facilidad de uso. El diseño incluyó la selección de componentes como el Arduino Mega 2560, controlador DM556, motor paso a paso NEMA 23, encoder rotatorio incremental, pantalla LCD 1602 con módulo I2C, módulo Bluetooth HC-05, teclado matricial 4x4, finales de carrera, botón de inicio, botones físicos de

control y luces piloto. El circuito fue diseñado para soportar el control manual y remoto, mediante una app móvil desarrollada en MIT App Inventor, permitiendo seleccionar niveles, tiempos y funciones de seguridad como pausa, reanudación y paro de emergencia.

3.7.1. Simulación del sistema electrónico

Antes de realizar la construcción física, se realizó una simulación del sistema electrónico utilizando herramientas como Proteus, para verificar el funcionamiento lógico del control, la visualización en la pantalla LCD y la respuesta del sistema ante diferentes comandos. Se simularon condiciones como el inicio del ciclo, cambio de velocidad, activación de emergencias. Esta etapa permitió identificar posibles fallas lógicas y optimizar el código antes de implementarlo físicamente como se muestra en la Figura 75.

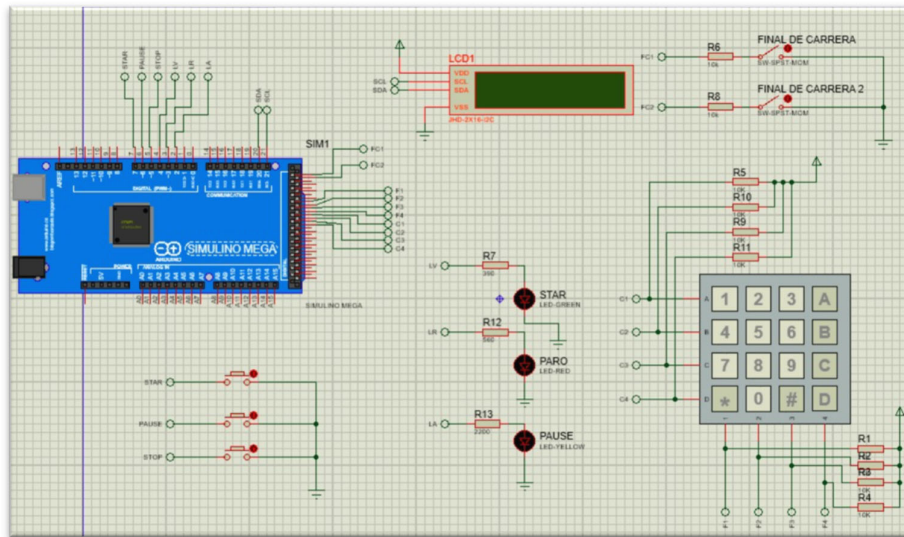


Figura 75. Simulación del sistema de electrónico.

La Figura 76 muestra el diagrama de bloques del prototipo rehabilitador para la rodilla, el cual representa de manera clara y estructurada la interconexión entre los diferentes sensores y actuadores del sistema, tanto la parte de control, alimentación y comunicación.

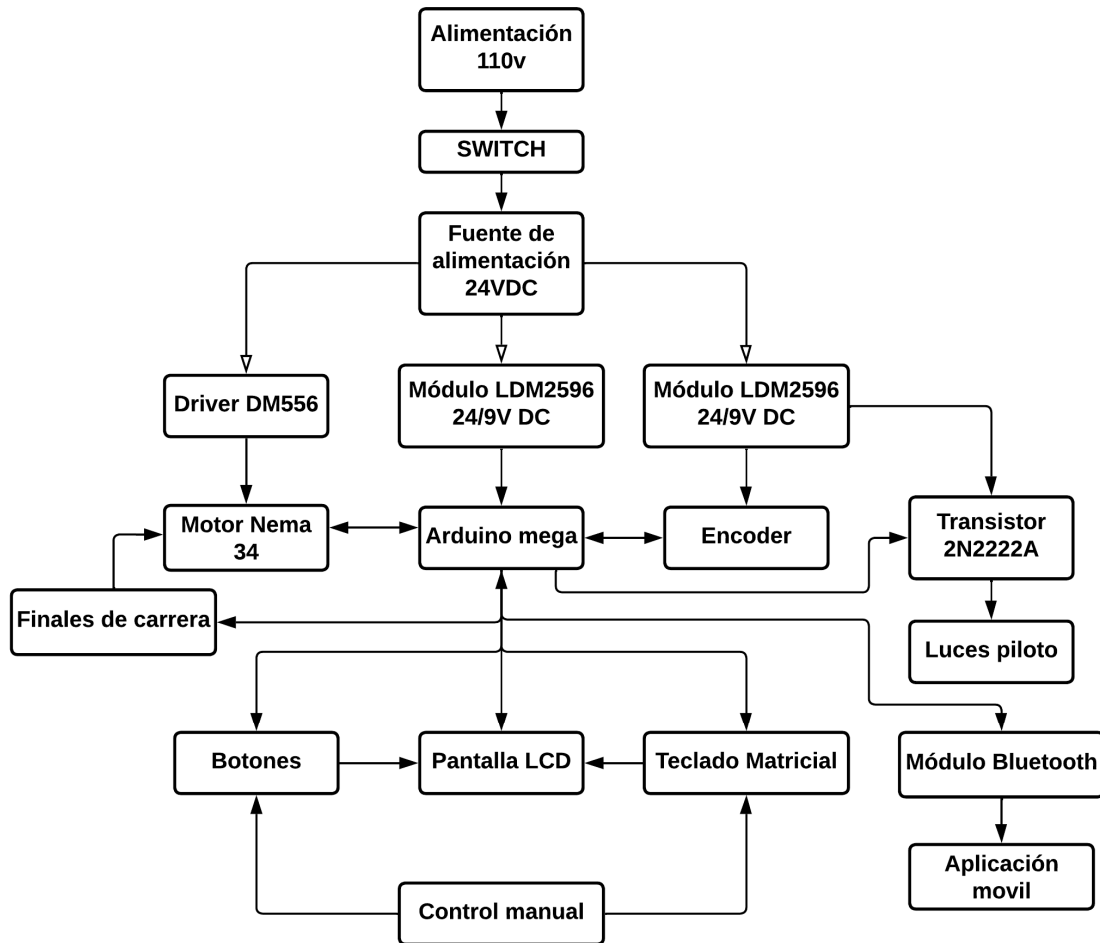
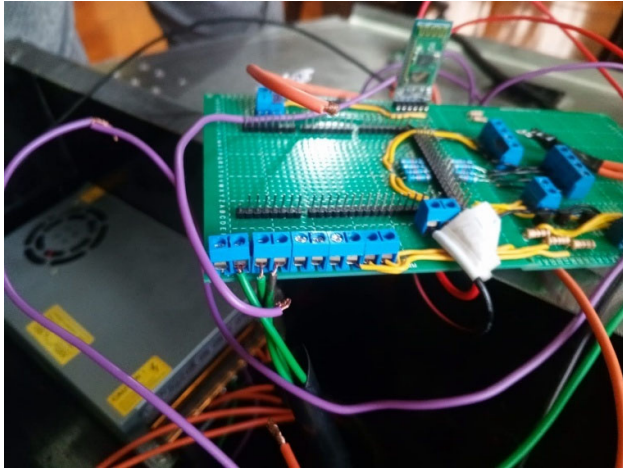


Figura 76. Diagrama de bloques.

3.7.2. Montaje del sistema electrónico

Con el diseño validado, se procede al montaje físico del sistema como se observa en la Figura 77. Se construye una placa base de conexiones donde se instala todos los componentes electrónicos. Se utiliza terminales tipo tornillo, bornes de conexión y canaletas para garantizar un montaje ordenado, seguro y accesible. Todos los elementos están ubicados dentro de un gabinete para la parte de control. Se realiza pruebas individuales de cada componente para validar su funcionamiento, y luego se integra en un sistema completo.



a) Montaje y cableado electrónico



b) Pruebas del motor y driver

Figura 77. Montaje del sistema electrónico.

3.7.3. Programación del microcontrolador

La lógica de control fue programada en el entorno de desarrollo Arduino IDE, utilizando lenguaje C/C++. El programa permite:

- Verificación de contraseña ingresada desde el teclado.
- Selección de nivel de rehabilitación y tiempo de tratamiento.
- Control de dirección y velocidad del motor paso a paso.
- Activación del sistema desde un botón físico.
- Interrupciones de seguridad por emergencia o pausa.
- Visualización de información en pantalla LCD.

3.7.4. Diagrama de flujo

La Figura 78 presenta el diagrama de flujo del proceso completo del prototipo, el cual representa el funcionamiento del sistema que inicia solicitando al usuario el ingreso de la contraseña. Si la contraseña es correcta, permite continuar con la configuración del proceso.

Para el nivel de rehabilitación, el motor a pasos está configurado a 400 PPR en el driver DM556, el nivel 1 envía pulsos cada 1000 ms por lo que el proceso es lento para pacientes en etapa avanzada de gonartrosis, para el nivel 2 envía pulsos cada 500 ms, indicado para pacientes en etapa intermedia, que presentan una movilidad moderada con síntomas aún presentes y el nivel 3 se envía pulsos cada 200 ms, lo que permite un movimiento más rápido del motor, siendo apropiado para pacientes en etapa inicial de gonartrosis, permite mantener o mejorar el rango articular de manera más dinámica.

Después se ingresa el tiempo de la duración de la terapia. Posteriormente, el usuario debe confirmar las selecciones realizadas; en caso contrario, puede modificar los parámetros antes

de iniciar. Una vez confirmada la selección, el sistema ejecuta la terapia de forma automática, desarrollando el proceso hasta su finalización. Al culminar la sesión, el sistema ofrece la opción de iniciar una nueva terapia, regresando al inicio del flujo para repetir el procedimiento si es necesario.

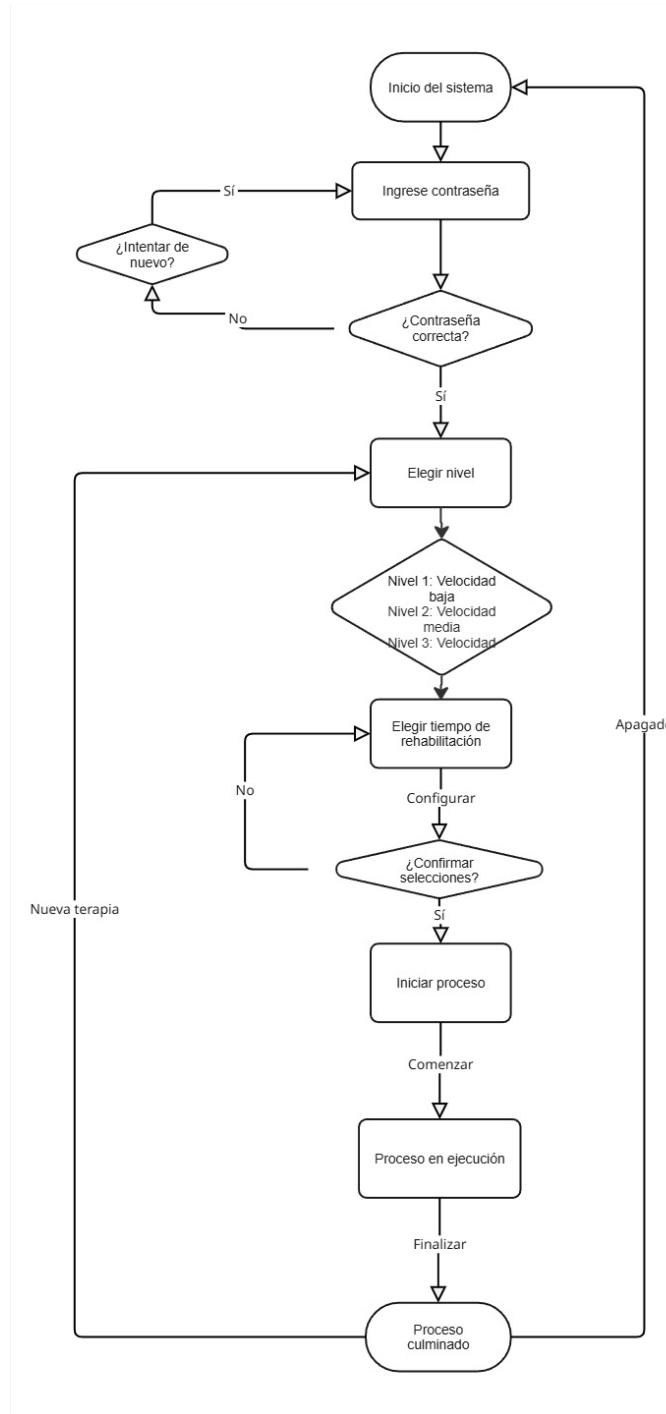


Figura 78. Diagrama de flujo del sistema.

3.7.5. Pruebas del funcionamiento del sistema electrónico

Con el sistema ensamblado y programado, se realiza pruebas de funcionamiento en conjunto con la estructura mecánica. Se evalúa la respuesta del motor según los niveles programados, la efectividad del botón de emergencia. Se verifica también la sincronización entre los elementos de interfaz (pantalla, teclado, botones) y la lógica del programa, como se observa en la Figura 79. Estas pruebas permiten validar que el sistema opera según lo previsto y cumple con los requerimientos de rehabilitación para pacientes con gonartrosis.

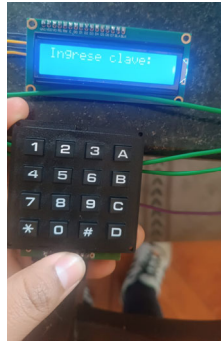


Figura 79. Funcionamiento de la pantalla LCD.

3.7.6. Aplicación móvil

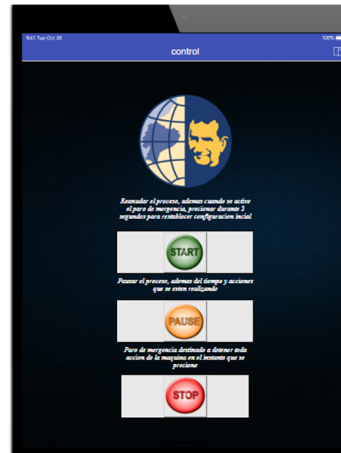
La app se encarga de iniciar el prototipo sin la necesidad de controlarlo en el panel en la Figura 80a se tiene el inicio con el ingreso de la contraseña en la Figura 80b, se ingresa dentro de la aplicación se selecciona el tiempo estimado de la rehabilitación confirmando con la tecla A el tiempo y confirmando el nivel de terapia que se va a realizar desde el nivel 1 al nivel 3 y en la Figura 80c va a saltar la pantalla donde se puede pausar y reanudar la terapia que se está haciendo el paciente y con el stop se detiene el proceso en cualquier punto de la terapia, la conexión se realizará mediante la App del rehabilitador que está programado en la página de inventor.



a)



b)



c)

Figura 80. Aplicación móvil en la App inventor a) Inicio de sesión con contraseña b) selección de tiempo y el nivel de la rehabilitación c) Botones de Pausa, reanudar y de paro de emergencia.

3.7.7. Diagrama de flujo aplicación móvil

La Figura 81 muestra el diagrama de flujo de la aplicación móvil, este permite controlar el tiempo y el nivel de rehabilitación del paciente, el cual se detalla a continuación.

- Se inicia la pantalla principal en la cual se debe conectar por bluetooth al HC05, esto va a dar paso a la siguiente instrucción la cual es ingresando la contraseña 2311, si la contraseña es correcta da el siguiente ingreso a la pantalla de configuración.
- A continuación, se coloca el nivel de velocidad de la rehabilitación y se lo confirma presionando la tecla A, el siguiente paso es ingresar el tiempo de rehabilitación que necesita el paciente y se lo confirma presionando la tecla A para guardar la información.

- A continuación, se presiona el botón de siguiente para ir a la pantalla de control en la cual se debe presionar el botón Start para empezar con la rehabilitación, por otro lado, se tiene los botones de pausa que permite pausar el ciclo en cualquier momento y el stop que ayuda a detener el ciclo completamente en caso de emergencia.

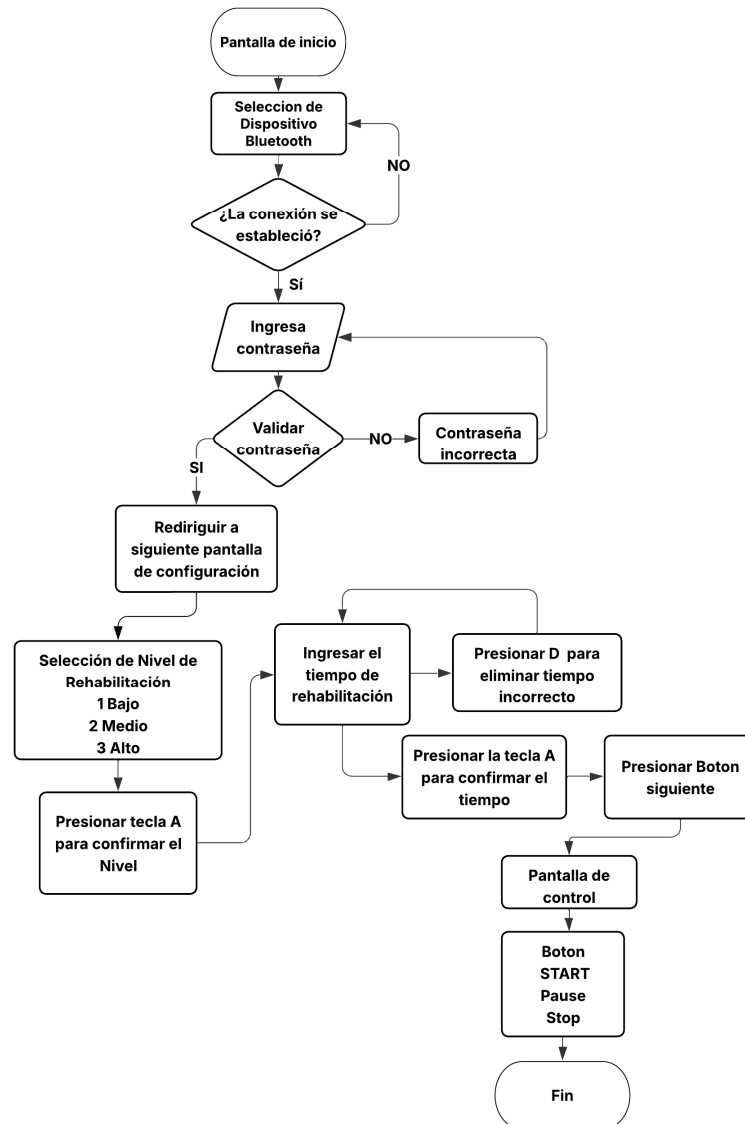


Figura 81. Diagrama de flujo de la aplicación móvil.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS Y RESULTADOS

En este apartado se muestra los resultados alcanzados al momento de realizar pruebas tanto de la estructura y de la parte electrónica del rehabilitador de rodilla para la gonartrosis en personas de la tercera edad, para ello se realizó pruebas sin pacientes y pruebas con pacientes de la tercera edad para verificar el correcto desempeño del rehabilitador.

4.1 Análisis económico

4.1.1. Costo de la estructura

En la Tabla 15 se realizó un análisis de los materiales utilizados en la construcción de la base, estructura principal además de componentes de fijación y transmisión de movimiento.

Tabla 15. Costos de la estructura

Componentes	Cantidad	Costo (USD)
Barras de fémur	1	20,00
Soporte de barras	1	10,00
Barras de tibia	2	10,00
Tubos	2	30,00
Caja de control	1	30,00
Chumacera	1	10,00
Base del motor	1	10,00
Tuercas y pernos	-	10,00
Tornillo sin fin	1	30,00
TOTAL		160.00

Costo aproximado: 160.00\$

4.1.2. Costo del material eléctrico y electrónico

En la Tabla 16 se puede observar los componentes eléctricos y electrónicos utilizados en el rehabilitador con sus respectivos precios.

Tabla 16. Análisis económico del rehabilitador

Componente	Cantidad	Costo (USD)
Arduino Mega 2560	1	25,00
Driver DM556	1	60,00
Motor Paso a Paso NEMA 34	1	100,00

Componente	Cantidad	Costo (USD)
Encoder rotatorio 400 PPR	1	45,00
Fuente de alimentación	1	23,45
Pantalla LCD 1602 I2C	1	6,50
Teclado matricial 4x4	1	9,00
Módulo Bluetooth HC-05	1	6,95
Finales de carrera	2	3,00
Luces piloto	3	7,50
Botones físicos	3	7,50
Cables y conectores	-	20,00
TOTAL		313,9

4.1.3. Costos de mano de obra directa

La Tabla 17 muestra los costos directos, estos corresponden al tiempo invertido en la construcción, ensamblaje y programación del sistema.

Tabla 17. Costos de mano de obra

Actividad	Horas estimadas	Costo (USD)
Diseño mecánico y electrónico	15	45,00
Construcción estructura	48	80,00
Ensamble de componentes	15	35,00
Cableado y soldadura	12	50,00
Programación del sistema	25	75,00
TOTAL		285,00

4.1.4. Costos indirectos

En la Tabla 18 se puede observar los costos indirectos es decir en este apartado se incluyen costos de herramientas utilizadas como soldadora, taladro, cortadora, consumo eléctrico y transporte.

Tabla 18. Costos indirectos del rehabilitador

Concepto	Costo (USD)
Uso de herramientas	10,00
Energía eléctrica	5,00
Transporte	20,00
Total	35,00

4.1.5. Resumen de los costos

En la Tabla 19 se puede observar el total de todos los costos que aproximadamente se utilizó para construir el prototipo.

Tabla 19. Total, de costos

Rubro	Costo (USD)
Estructura mecánica	160,00
Material eléctrico/electrónico	313,9
Mano de obra directa	285,00
Costos indirectos	35,00
Total, estimado	793,9

El costo total del prototipo es aproximadamente de \$793,9 USD, comparado con equipos comerciales similares, los cuales su precio puede superar los \$1000 USD, este prototipo representa una alternativa de bajo costo para centros de rehabilitación además de ofrecer la facilidad de realizar el tratamiento en casa. La relación costo-beneficio es favorable considerando la funcionalidad lograda.

4.2 Evaluación de la estructura mecánica

El prototipo rehabilitador demuestra su capacidad de resistir las sesiones sin carga como con la carga de la pierna del paciente, además se verifica la resistencia de los tubos de acero para los movimientos de flexión y extensión, después de varias sesiones de rehabilitación, no se presentaron deformaciones en los tubos, ni fallos en las uniones y las soldaduras permanecieron estables. Con esto se demostró la estabilidad y seguridad del prototipo de rehabilitación.

4.2.1. Pruebas de carga estática y dinámica

Se realiza pruebas aplicando cargas similares a la masa de la pierna del paciente, tanto con el prototipo en marcha y en reposo. Las pruebas permitieron observar el comportamiento estructural del sistema frente a esfuerzos constantes y variables, esto ayuda a verificar la resistencia a la fatiga de los tubos y de las uniones.

4.2.2. Inspección visual y dimensional

Se realiza múltiples pruebas de funcionamiento, como revisiones visuales en las áreas de soldadura y en las uniones mecánicas, con el objetivo de detectar posibles fisuras o deformaciones. Además, se lleva a cabo mediciones dimensionales en puntos críticos del prototipo para asegurar que no hubo modificaciones en la geometría original del prototipo, garantizando así la estabilidad del dispositivo durante su operación.

4.2.3. Evaluación funcional con carga real

Se llevó ensayos funcionales con el prototipo, empleando tanto las cargas de la pierna del paciente. Durante las sesiones del prototipo, se registró la conducta del sistema, esto garantizó que no se produjeran errores estructurales ni movimientos excesivos.

En la Tabla 20 se muestra los valores que se obtuvo mediante las pruebas que se realizó.

Tabla 20. Valores medidos en las pruebas físicas

Parámetros Evaluado	Valor Obtenido	Observación
Carga máxima aplicada	20kg	Peso máximo aplicado.
Deformación máxima medida	< 1mm	No se observó deformaciones permanentes.
Ciclos de flexión/extensión realizados	50 ciclos continuos	Sin fallos en soldaduras ni uniones.
Desviación angular del sistema	< 1°	Dentro del margen aceptable para la rehabilitación segura.
Desalineaciones en estructuras tras pruebas	0 mm	Sin desplazamientos en guías ni soportes.
Estado de soldaduras tras ensayo	Estables	No se evidencio grietas, fisuras ni desprendimientos.

En la Figura 82 se muestra el prototipo en estado de flexión, esto con las pruebas que se realizó indican que el prototipo posee una estructura confiable, con una excelente habilidad para resistir tanto cargas estáticas como los esfuerzos dinámicos durante largos periodos de uso.



Figura 82. Estructura del prototipo terminado.

4.3 Pruebas de funcionamiento

Se realiza pruebas de funcionalidad de prototipo de rehabilitación, la pantalla LCD cumple con su funcionalidad correctamente, para visualizar el tiempo de sesión, el nivel de rehabilitación, para el teclado matricial se realizó pruebas de ingreso de contraseña para iniciar el ciclo, selección de tiempo de sesión y nivel de rehabilitación. Después de seleccionar el nivel de rehabilitación el motor gira a la velocidad deseada para generar movimientos estables y repetitivos durante el tiempo seleccionado. Además, los botones de pausa, reanudación y paro de emergencia colocados junto con sus luces piloto cumplieron con su función correctamente. El proceso de rehabilitación logro completar la sesión de trabajo, sin presentar errores en el programa ni sobrecalentamientos de los equipos en la Tabla 21 se muestra los resultados obtenidos.

Tabla 21. Resultados obtenidos

Componente evaluado	Resultado obtenido	Observaciones
Pantalla LCD (I2C 16x2)	Visualización clara y correcta del tiempo y nivel de rehabilitación.	Sin erros de lectura ni fallas de comunicación.
Teclado matricial 4x4	Funcionamiento adecuado en ingreso de contraseña, selección de tiempo y nivel.	Reconocimiento correcto de todas las teclas.
Control del motor a pasos	Movimiento estable y repetitivo según el nivel seleccionado.	Velocidad ajustada correctamente según configuración del usuario.
Botón de pause	Funcionamiento correctamente, detuvo el motor sin afectar el programa	Luces piloto indicaron el estado de pausa adecuadamente.
Botón de reanudación	Retomo las sesiones en curso sin errores.	Sin pérdida de información del ciclo
Botón de paro de emergencia	Detuvo de forma inmediata todo el sistema.	Requiere reactivación mediante contraseña, funciona como medida de seguridad.
Programa general	Funciono sin errores lógicos ni bloqueos.	Ejecución continúa sin interrupciones

Componente evaluado	Resultado obtenido	Observaciones
Estado térmico del sistema	No se presentaron sobrecalentamientos en motores ni en componentes electrónicos.	Temperaturas operativas dentro del rango normal.

4.4 Medición de giros del eje con el encoder incremental

Para determinar los ángulos de desplazamiento del eje en el sistema de prototipo, se utilizó un encoder incremental de 400PPR. Este encoder permite registrar con precisión los grados girados en el eje mecánico del rehabilitador. Al momento de girar el tornillo de potencia, el encoder genera los pulsos los cuales son capturados por el Arduino, este que convierte estos pulsos en grados mediante una relación directa.

$$1p = \frac{360^\circ}{400} = 0.9^\circ \quad (29)$$

Con el encoder se puede conocer la posición angular del eje en tiempo real, como se observa en la Figura 83 se presenta la captura del Monitor Serial del Arduino donde se observa la lectura de los pulsos y la conversión a grados.

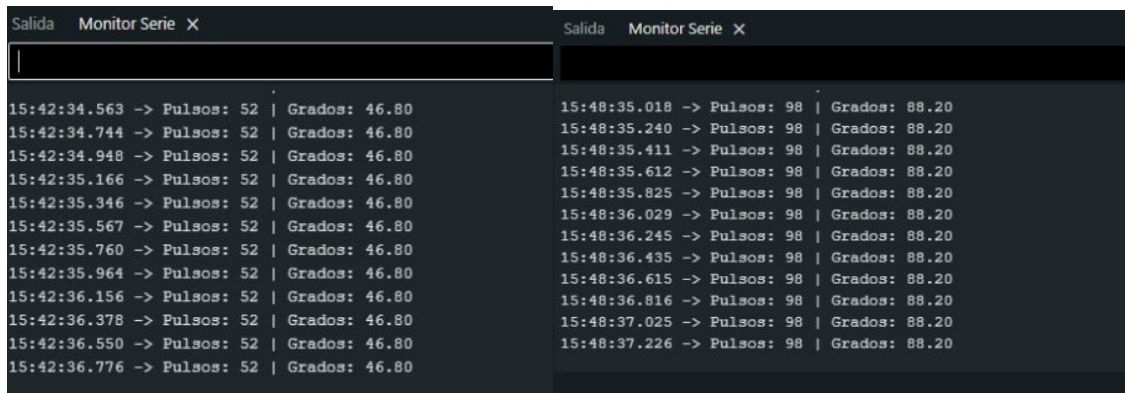


Figura 83. Medición de los giros en el eje utilizando encoder incremental de 400 PPR.

Las mediciones permiten valorar el desplazamiento que lleva a cabo el dispositivo desde su inicio hasta su utilización activa, se realizó 13 mediciones durante la implementación del nivel 1 de velocidad del motor, detectándose valores coherentes que garantizan una repetibilidad en el sistema.

En la Tabla 22 se observa las mediciones que realiza el eje al momento de girar el motor a pasos.

Tabla 22. Mediciones de desplazamiento del eje

Nº	Ángulo de desplazamiento del rehabilitador	Ángulo de referencia	Error Absoluto
1	40	40	0
2	45	46	1
3	50	50	0
4	55	56	1
5	60	60	0
6	65	65	0
7	70	71	1
8	75	76	1
9	80	80	0
10	85	88	3
11	90	90	0
12	95	96	1
13	100	101	1

4.5 Análisis de la conexión Bluetooth.

La conexión facilita controlar el rehabilitador sin la necesidad de acercarse al panel de control pueda dar funcionamiento mediante una aplicación móvil en la Tabla 23 se observa el alcance de la conexión bluetooth, la verificación se la realizo con obstáculos, ya que el módulo HC-05 se ubica dentro del panel.

Tabla 23. Conexión Bluetooth del rehabilitador

Nº	Alcance (Cm)	Conexión
1	6	Si
2	10	Si
3	25	Si
4	50	Si
5	100	Si
6	200	Si
7	250	Si
8	300	Si
9	350	Si
10	400	Si
11	450	Si
12	500	Si

13	550	Si
14	600	Si
15	650	Si
16	700	Si
17	750	Si
18	800	No
19	850	No
20	900	No

Al momento de realizar las pruebas de conexión Bluetooth, se observa que la distancia máxima de funcionamiento sin interrupciones es de 7.5 m, a partir de una distancia mayor, presenta interrupciones y no permite la conexión entre el dispositivo móvil y el módulo Bluetooth

4.6 Encuesta de conformidad del rehabilitador.

Al finalizar las pruebas de manejo del rehabilitador, las cuales se realizaron con el objetivo de evaluar la conformidad de las personas de la tercera edad con la ayuda del centro de fisioterapia TOASA.

En la Figura 84, se muestra la interacción de rehabilitador con el paciente.



a) Sesión de prueba



b) Prueba de aceptación del rehabilitador.

Figura 84. Interacción del rehabilitador con el paciente.

En la Figura 85, se muestra la interacción de rehabilitador con otro paciente.



a) Paciente realizando ejercicio asistido con el prototipo.



b) Prueba de aceptación del rehabilitador

Figura 85. Interacción del rehabilitador con el paciente 2.

Luego de aplicar el tratamiento de rehabilitación a los pacientes de la tercera edad, se les realizó una encuesta teniendo en cuenta siete preguntas.

Para la evaluación se utilizó una escala de valoración de 4 puntos, para determinar la aceptación de los pacientes, se muestra las valoraciones en la Tabla 24.

Tabla 24. Evaluación de aceptación del rehabilitador al momento de la rehabilitación

N°	Preguntas	1	2	3	4
1	¿Qué tan fácil fue colocar y ajustar el dispositivo para su uso?		X		
2	¿Comprendió con facilidad cómo funciona el sistema?	X			
3	¿Le resultó cómodo el uso del prototipo durante la terapia?	X			
4	¿Noto que el sistema trabajaba de forma fluida y sin interrupciones?	X			
5	¿El sistema de control (teclado o aplicación móvil) le pareció funcional y claro?	X			
6	¿Recomendaría el uso de este prototipo a otros pacientes /fisioterapeutas?	X			
7	¿Considera que el prototipo puede ser útil en terapias reales de rehabilitación de la rodilla?	X			

Donde:

1 = Totalmente de acuerdo

2 = de acuerdo

3 = en desacuerdo

4= totalmente en desacuerdo

Al examinar los resultados obtenidos en la encuesta y con la ayuda del centro de fisioterapia TOASA, se concluyó que el rehabilitador muestra un alto nivel de satisfacción por parte del usuario, pues este dispositivo ayuda a realizar la terapia de rehabilitación mediante un dispositivo móvil y mediante el panel de control y es muy fácil de controlar y de entender.

4.7 Mantenimiento

Se recomienda realizar los siguientes mantenimientos para alargar la vida útil del prototipo de rehabilitación.

- ❖ Verificar periódicamente el estado del tornillo de potencia es decir realizar trabajos de limpieza y lubricación.
- ❖ Controlar posibles desgastes en el posapié de madera.
- ❖ Verificar el estado de las uniones y soldaduras.

4.8 Evaluación del rehabilitador

La evaluación se la realizó en Fisioterapia TOASA, con la asistencia de tres expertos terapeutas físicos, quienes trabajan en el centro.

La validación se la realizó por medio de una encuesta personal, con un rango cuantitativo de calificación de 1 a 10, también se aceptaron sugerencias de mejora.

Los parámetros de evaluación son:

El rehabilitador es fácil de manipular.

El rehabilitador es fácil operar.

El rehabilitador es fácil, es atractivo visualmente.

El rehabilitador es cumple con su propósito.

El rehabilitador es fácil de transportar

En la Tabla 25 se muestra la calificación de cada evaluador.

Tabla 25. Evaluación

Parámetros de evaluación	Evaluador 1	Evaluador 2	Evaluador 3
El rehabilitador es fácil de manipular.	8	9	9
El rehabilitador es fácil operar.	9	9	9
El rehabilitador es fácil es atractivo visualmente.	5	6	5
El rehabilitador es cumple con su propósito.	9	9	9
El rehabilitador es fácil de transportar	8	9	8
PROMEDIO	7,80	8,40	8,00
PROMEDIO GENERAL		8,07	

Observaciones:

Evaluador 1 El rehabilitador no presente buenos acabados

Evaluador 2 Se sugiere cambiar la estética del rehabilitador

Evaluador 3 El rehabilitador podría mejorar su apariencia

Como se observa en la Tabla 25, la calificación promedió 8,07 con lo que se puede concluir que no sugieren cambios grandes para el rehabilitador, dentro de las observaciones se sugieren cambios mínimos.

Siendo el proyecto financiado en su totalidad por los autores, las sugerencias emitidas por los evaluadores se tomarán en cuenta para el rediseño en un futuro proyecto.

CONCLUSIONES

- El estudio bibliográfico permitió establecer parámetros de diseño adecuados para el prototipo, con esto se logró identificar factores como el rango de movimiento de la articulación, velocidad para los movimientos de flexión y extensión y diferentes criterios ergonómicos como la movilidad y accesibilidad para personas de la tercera edad, garantizando una base sólida para el desarrollo del prototipo.
- Se desarrolló el sistema mecánico y electrónico del rehabilitador utilizando diversos softwares, lo que permitió una integración eficiente entre ambas partes. Esta integración aseguró el cumplimiento adecuado de los procesos en cada sesión programada. La incorporación de componentes como el motor a pasos y los finales de carrera facilitó el control del sistema. Su funcionamiento se basa en el desplazamiento del mecanismo desde 0° en extensión hasta 120° en flexión, dependiendo del nivel de velocidad seleccionado y del tiempo configurado para la sesión de rehabilitación.
- Las evaluaciones de transmisión de datos establecieron que el aparato móvil tiene la capacidad de controlar el rehabilitador mediante la aplicación móvil. El prototipo debe mantenerse a un alcance de 7,5m, lo que resulta adecuado, ya que las sesiones se llevan a cabo dentro de espacios con dimensiones no mayores al alcance del bluetooth.
- Con las pruebas de campo realizadas en el centro de fisioterapia TOASA, se comprobó que el prototipo de rehabilitador para la gonartrosis es funcional y cumple con los estándares básicos de seguridad, eficiencia y ergonomía, como lo recomienda la norma ISO 13485 para dispositivos médicos. Además, se verificó el control de movimientos suaves, seguros y cómodos, que son puntos claves para la recuperación sin requerir un gran esfuerzo por parte de los pacientes de la tercera edad. La respuesta positiva del fisioterapeuta y la ausencia de molestias en los pacientes durante el uso del rehabilitador apoyan la viabilidad del prototipo.

RECOMENDACIONES

- Considerar el uso y la incorporación de materiales más ligeros y resistentes con el fin de optimizar el peso del prototipo y así facilitar su manejo y almacenamiento, manteniendo su estabilidad estructural.
- Incorporar más funciones en el software de control, como la posibilidad de registrar datos del paciente como el nivel de movilidad, etapa de terapia, para que el rehabilitador adapte automáticamente según el estado clínico del paciente.
- Diseñar un plan de mantenimiento detallado de todas las partes del prototipo con el objetivo de prolongar su vida útil, y así tener una mejor movilidad al momento de realizar cada sesión de rehabilitación.

REFERENCIAS

- [1] C. Healthcare, "Problemas y lesiones en las rodillas," Cigna, [En línea]. Disponible en: <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/temas-de-salud/problemas-y-lesiones-en-las-rodillas-kneep>.
- [2] SANITAS, "Fisioterapia tras una lesión de rodilla. Sanitas," SANITAS, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.sanitas.es/biblioteca-de-salud/Lesiones/prevencion-recuperacion/fisioterapia>.
- [3] Artrocare, "Guía de ejercicios de rehabilitación para lesiones de rodilla," [En línea]. Disponible en: <https://artrocare.es/guia-ejercicios-lesiones-de-rodilla/>.
- [4] B. C. M. Victoria, "Abordaje funcional de lesiones de rodilla con Pilates," Acta academica, 2013. [En línea]. Disponible en: <https://www.aacademica.org/000-049/231>.
- [5] M. Amy W. Anzilotti, "Lesiones de rodilla," Acta academica, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://kidshealth.org/es/teens/knee-injuries.html>.
- [6] RECOVERY, "OPERACIÓN DE RODILLA: TIEMPO DE RECUPERACIÓN Y EJERCICIOS," 2019. [En línea]. Disponible en: <https://recoveryclinic.com/recuperar-la-rodilla-tras-una-operacion/>.
- [7] E. Valero Cabello, "ANTROPOMETRÍA," Acta academica, [En línea]. Disponible en: <https://www.insst.es/documents/94886/524376/DTEAntropometriaDP.pdf/032e8c34-f059-4be6-8d49-4b00ea06b3e6>.
- [8] m. e. e. G. Dra. María Ariztia, "SENDAGRUP MÉDICOS ASOCIADOS," 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.sendagrup.com/2018/05/05/aparato-locomotor-envejecimiento/>.
- [9] M. Á. C. Guillén y H. M. Chávez, "Fisiología del envejecimiento," Access Medicina, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1500§ionid=98096106>.
- [10] S. S. SABATER, "ELVOLUCIÓN DE GONARTROSIS EN ADULTOS MAYORES," 2015. [En línea]. Disponible en: <https://core.ac.uk/download/49225941.pdf>.
- [11] T. e. F. y. R. Benita Acho Ch. e Hilda Kuno C., "Gonartrosis," 2012. [En línea]. Disponible en: https://cubaysalud.blogspot.com/2012_03_01_archive.html.

- [12] C. Q. B. Alexander, "Actualización terapéutica de la gonartrosis en adultos mayores," 2023. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.unach.edu.ec/jspui/handle/51000/11756?mode=full>.
- [13] c. jardin, "Artrosis de rodilla como aliviarla," 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.grupociudadjardin.com/artrosis-de-rodilla-como-aliviarla/>.
- [14] V. M. Rojals, "RESED Revista de la sociedad Española del Dolor," *Epidemiología, repercusión clínica y objetivos terapéuticos en la artrosis*. *Rev. Soc. Esp. Dolor*; pp. 4-10, 2021.
- [15] OrthoInfo, "El síndrome de dolor patelofemoral (Patellofemoral Pain Syndrome)," 2016. [En línea]. Disponible en: <https://orthoinfo.aaos.org/es/diseases--conditions/el-sindrome-de-dolor-patelofemoral-patelofemoral-pain-syndrome/>.
- [16] D. VILCHEZ, "Síndrome patelofemoral," 2023. [En línea]. Disponible en: <https://drvilchez.mx/2023/11/19/sindrome-patelofemoral/>.
- [17] G.-L. Y. Álvarez-López CA, "Relación entre deformidad angular y gonartrosis primaria," 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2015/or154g.pdf>.
- [18] D. E. Berkman, "¿Cómo funciona la articulación de la rodilla?," ORTHOPEDIC SUGÉON, [En línea]. Disponible en: <https://berkmanmd.com/anatomia-normal-de-la-articulacion-de-la-rodilla/>.
- [19] A. Dr.Prado, "Gonartrosis o artrosis de rodilla: tratamientos para el dolor," Cruz Roja, [En línea]. Disponible en: <https://hospitalcruzrojacordoba.es/traumatologia-y-cirugia-ortopedica/gonartrosis-o-artrosis-de-rodilla-tratamiento/>.
- [20] Silvia, "Artrosis de la articulación de la rodilla: síntomas," HONDROX, 2022. [En línea]. Disponible en: https://es.hondrox.eu/art%C3%ADculos_paginas/6_artrosis_de_la_articulaci%C3%B3n_de_la_rodilla:_s%C3%ADntomas..
- [21] M. A. Águila., "Tratamiento fisioterápico de la artrosis de rodilla," *Efisioterapia*, 2012. [En línea]. Disponible en: <https://www.efisioterapia.net/articulos/tratamiento-fisioterapico-artrosis-rodilla>.
- [22] MÉDICOS, SENDAGRUP, "Artrosis o desgaste de Rodilla. Tipos, Incidencia, Factores de Riesgo, Síntomas y Tratamiento," MÉDICOS ASOCIADOS, 2022. [En línea].

Disponible en: <https://www.sendagrup.com/2022/07/26/artrosis-o-desgaste-de-rodilla-tipos-incidencia-factores-de-riesgo-sintomas-diagnostico-y-tratamiento/>.

- [23] BAUERFEIND, "Derrame de la articulación de la rodilla," 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.bauerfeind.es/para-pacientes/rodilla/dolor-de-rodilla/derrame-de-la-articulacion-de-la-rodilla>.
- [24] F. O. Mata, "Antropometría y Toma de Medidas en Ortopedia Técnica," Artículos de ortopedia, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://articulosdeortopedia.com/general/antropometria-y-toma-de-medidas-en-ortopedia-tecnica-miembros-inferiores-parte/>.
- [25] J. Panero y M. ZeInik, "LAS DIMENSIONES HUMANAS EN LOS ESPACIOS INTERIORES Estandares antropométricas," G. Gili, S.A. de C.V. ed., Barcelona: Gustavo Gili, SA., 1996.
- [26] V. Varga, "El Desgaste del Menisco: Causas, Síntomas y Opciones de Tratamiento," 2023. [En línea]. Disponible en: <https://camde.es/el-desgaste-del-menisco-causas-sintomas-y-opciones-de-tratamiento/>.
- [27] M. CLINIC, "Lesión del ligamento cruzado anterior," 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/acl-injury/symptoms-causes/syc-20350738>.
- [28] C. d. e. Tumbaco, "Por que son mas comunes las lesiones deportivas en adultos mayores?," 2023. [En línea]. Disponible en: <https://clietsa.com/noticias/lesiones-deportivas-adultos-mayores/>.
- [29] Dr.Tango, "Lesión del ligamento cruzado anterior (LCA)," Medlineplus, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001074.htm>.
- [30] E. Diaz, "Lesiones de rodilla," Doctoreugeniodiaz, [En línea]. Disponible en: <https://doctoreugeniodiaz.com/procedimientos/especialista-rodilla-granada/>.
- [31] ITRAMED, "Inestabilidad articular crónica de rodilla," 2018. [En línea]. Disponible en: <https://itramed.com/inestabilidad-articular-cronica-de-rodilla/>.
- [32] J. Arnal, "Lesion del Cartílago de Rodilla: Tratamientos Sin Prótesis," 2020. [En línea]. Disponible en: <https://traumatologomadrid.es/lesion-cartilago-rodilla-tratamientos/>.
- [33] D. J. Maset, "Tendinitis rotuliana," CINFASALUD, 7 Noviembre 2022. [En línea]. Disponible en: <https://cinfasalud.cinfa.com/p/tendinitis-rotuliana/>.

- [34] F. J. Soriano, "Tendinitis rotuliana: síntomas y tratamiento," Fisioterapia especializada, [En línea]. Disponible en: <https://www.fisiojordisoriano.com/tendinitis-rotuliana-tratamiento-sintomas/>.
- [35] S. Domo, "Bursitis en el adulto mayor, ¿qué es?," [En línea]. Disponible en: <https://www.seniordomo.com/bursitis-en-el-adulto-mayor-que-es/#:~:text=La%20bursitis%20es%20un%20problema,las%20fricciones%20entre%20os%20tejidos..>
- [36] T. J. Fernández, "Bursitis, cómo proteger tus articulaciones," 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.webconsultas.com/ejercicio-y-deporte/medicina-deportiva/bursitis-11348>.
- [37] SUPERCUIDADORES, "Artritis Reumatoide en Personas Mayores | Síntomas," 2023. [En línea]. Disponible en: <https://cuidadores.unir.net/informacion/actualidad/3498-artritis-reumatoide-en-personas-mayores-sintomas#:~:text=%C2%BFQu%C3%A9%20es%20la%20artritis%20reumatoide,los%20cart%C3%ADlagos%20que%20las%20rodean...>
- [38] A. O. Marques, "Artritis reumatoide del anciano," 2003. [En línea]. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanolareumatologia-29-articulo-artritis-reumatoide-del-anciano-13044004>.
- [39] D. M. R. Jurado, "Síntomas, causas y prevención de la artritis reumatoide," 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.tucanaldesalud.com/es/tusaludaldia/articulos/sintomas-causas-prevencion-artritis-reumatoide>.
- [40] U. Solis Cartas, E. R. Freire Ramos y L. P. Yaulema Brito, "OSTEOARTRITIS, ENVEJECIMIENTO Y ACTIVIDAD FÍSICA, SIMBIOSIS NECESARIA," 2020. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.33789/talentos.7.1.126>.
- [41] Vitalia, "Síntomas y Formas Clínicas del Artrosis," [En línea]. Disponible en: <https://vitalia.es/bibliosalud/artrosis/sintomas>.
- [42] J. E. Blümel, S. Aedo, E. Arteaga, M. S. Vallejo y P. Chedraui, "Factores de riesgo de artrosis de rodilla, cadera o ambas en mujeres chilenas de mediana edad," 2022. [En línea]. Disponible en: https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-98872022000100046&lng=es.

- [43] L. S. Ortiz, "Empleo del ejercicio en la fisioterapia como tratamiento," 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/abc/bc-2017/bc171i.pdf>.
- [44] C. E. Quimbita Caiza, "Investigación bibliográfica de la efectividad del ejercicio en pacientes con osteoartritis de rodilla y cadera," 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.dspace.uce.edu.ec/entities/publication/40721b5e-f972-4cae-9507-3dd26a7f858d>.
- [45] epitact, "Diagnosticar la artrosis de rodilla," [En línea]. Disponible en: <https://epitact.es/dolor-rodilla/gonartrosis-artrosis-rodilla/diagnosticar-la-gonartrosis>.
- [46] A. Gómez Valdés, "La rehabilitación postoperatoria de los pacientes lesionados de rodilla. Una experiencia en la sala de Rehabilitación Integral'Lomas del Callao," 2012. [En línea]. Disponible en: <https://www.efdeportes.com/efd171/rehabilitacion-postoperatoria-de-lesionados-derodilla.htm>.
- [47] B. F y H. S, "Artrosis de rodilla," 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.intramed.net/content/93938>.
- [48] ortoweb, "Artromot K1 Standard - Artromotor para rehabilitación de rodilla," 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.ortoweb.com/artromot-k1-standard-artromotor-para-rehabilitacion-de-rodilla?utm_source=blog&utm_medium=entrada&utm_campaign=artromotor&utm_content=artromot-k1.
- [49] tiendaprimdefisio, "Férula Rodilla Essential," [En línea]. Disponible en: <https://www.tiendaprimdefisio.com/producto/ferula-rodilla-essential/#beb2/embedded/m=or&q=Kinetec+Spectra+Rodilla>.
- [50] "HERGOM EQUIPMENT LIFE," 2023. [En línea]. Disponible en: https://hergom-medical.com/products/sistema-movilizador-pasivo-de-rodilla-ideal-para-rehabilitacion-marca-handy?srsltid=AfmBOooYKVAdyxS1VPxgBNv3CKoNWC_6ryjIBC0sNpqI2EnRRc7_F-Qv.
- [51] Megatronica, "Módulo Bluetooth HC-05 Maestro Esclavo," [En línea]. Disponible en: <https://megatronica.cc/producto/modulo-bluetooth-hc-05-esclavo/?srsltid=AfmBOooYogmxt1HPkaPmwbRwRcxvU1284XTcNEmlSqSzUu66jJdxuTo>.

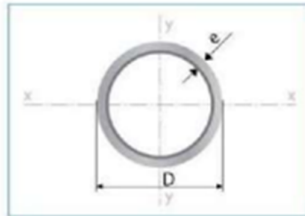
- [52] novatronicec, "Encoder incremental rotatorio 400 pulsos Eje de 6 mm 5/24 VCC E38S6G5-400B-G24N," [En línea]. Disponible en: <https://novatronicec.com/index.php/product/encoder-incremental-rotatorio-400-pulsos-eje-de-6-mm-5-24-vcc-e38s6g5-400b-g24n/>.
- [53] n. mechatronics, "Driver PaP DM556 5.6A," [En línea]. Disponible en: <https://naylampmechatronics.com/driver-pap-stepper/973-driver-pap-dm556-5a.html>.
- [54] Novatronicec, "Arduino MEGA 2560 R3," [En línea]. Disponible en: <https://novatronicec.com/index.php/product/arduino-mega-2560-r3-2/>.
- [55] Novatronicec, "Final de carrera mini 2A 125V AC," [En línea]. Disponible en: <https://novatronicec.com/index.php/product/final-de-carrera-mini-2a-125v-ac/>.
- [56] Novatronicec, "Pulsadores," [En línea]. Disponible en: <https://novatronicec.com/index.php/product/pulsadores-22mm/>.
- [57] Megatronica, "Pantalla Lcd 1602 con I2C Arduino," [En línea]. Disponible en: https://megatronica.cc/producto/pantalla-lcd-1602-con-i2c-arduino-3d/?srsltid=AfmBOoqBZh2j0wkMXLtMQeNhlmn9tdMVOTRh7JLo_HzlooSeXGUuRN3V.
- [58] Novatronicec, "Teclado Matricial 4x4 de Plástico," [En línea]. Disponible en: <https://novatronicec.com/index.php/product/teclado-matricial-4x4-de-plastico/>.
- [59] Megatronica, "Fuente de Alimentación 12V 20A 250W," [En línea]. Disponible en: <https://megatronica.cc/producto/fuente-de-alimentacion-12v-20a-250w/?srsltid=AfmBOop9Q8rh78j2B8QDxOzS2VGnZjr-jCesBwwQVDLjkkxYOYYsNlrT>.
- [60] Cimech 3D, "Motor Paso a Paso Bipolar NEMA 34," [En línea]. Disponible en: <https://www.cimech3d.cl/producto/motor-stepper-bipolar-nema-34-11-8nm/#:~:text=El%20Motor%20Paso%20a%20Paso,precisi%C3%B3n%20necesarias%20para%20aplicaciones%20exigentes..>
- [61] Roboticsec, "NEMA34 HIBRIDO 2 FASES JK86HS78-5504X-01 5A 4.5Nm + CABLE," [En línea]. Disponible en: <https://roboticsec.com/producto/nema34-hibrido-2-fases-jk86hs78-5504x-01-5a-4-5nm-cable/>.
- [62] M. Vergara, J. M. Segnini, S. Provenzano y A. P. Changa, "DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA AUTOREHABILITACIÓN PASIVA DE RODILLA NO SUPERVISADA," 2017. [En línea]. Disponible en:

https://www.researchgate.net/publication/323994935_DISENO_DE_UN_DISPOSITIVO_PARA_AUTOREHABILITACION_PASIVA_DE_RODILLA_NO_SUPERVISADA.

- [63] J. I. B. Velásquez, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO PARA MOVIMIENTO, Bogota, 2020.
- [64] DIPAC, "Tubo Estructural Redondo Galvanizado - DIPAC," [En línea]. Disponible en: <https://dipacmanta.com/producto/tubos/tubo-estructural/tubo-estructural-redondo-galvanizado/>.
- [65] DIPAC, "Tubo Estructural Redondo Negro - DIPAC," [En línea]. Disponible en: <https://dipacmanta.com/producto/tubos/tubo-estructural/tubo-estructural-redondo-negro/>.
- [66] M. A. Tibanta, "Cómo Hacer La Rosca Cuadrada En El Torno," [En línea]. Disponible en: <https://www.metalmecanica-facil.mahtg.com/la-rosca-cuadrada-torno/>.
- [67] P. S. T. López, "Análisis de dimensionamiento," 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/figure/Figura-7-Coeficiente-de-friccion-segun-el-tipo-de-material_fig1_375757062.
- [68] R. G. B. y J. K. Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 9 ed., México: McGraw Hill Education, 2012.
- [69] ExRx.net, "Pesos medios de los segmentos," [En línea]. Disponible en: <https://exrx.net/Kinesiology/Segments>.

ANEXOS

Anexo A: Características del Acero ASTM A36



Largo Normal:
6 metros
Recubrimiento:
Negro o Galvanizado
Norma de Calidad:
ASTM A366
Norma de Fabricación:
INEN 2415
Espesores:
Desde 0,60 a 1,50 mm
Observaciones:
Otras dimensiones y largos,
previa consulta

- Aplicaciones**
- Muebles metálicos en general.
 - Plateros de cocina.
 - Cerrajería (rejías, puertas, etc).
 - Partes y piezas para productos de línea blanca.
 - Tubos para closets.
 - Rieles de cortina.
 - Ductos para cocinas.
 - Fabricación de remolques.
 - Tubos de escape para vehículos.



Designaciones		Área	Peso	Propiedades Estáticas			
Diámetro Exterior	Espesor			Flexión			
D	e	A	P	I	W	i	
pulg.	mm	mm	cm ²	kg/m	cm ⁴	cm ³	cm
1/2	12,70	0,60	0,23	0,18	0,04	0,07	0,43
		0,75	0,28	0,22	0,05	0,08	0,42
		0,90	0,33	0,26	0,06	0,09	0,42
		1,10	0,40	0,31	0,07	0,11	0,41
5/8	15,88	0,60	0,29	0,23	0,06	0,11	0,54
		0,75	0,36	0,28	0,10	0,13	0,54
		0,90	0,42	0,33	0,12	0,15	0,53
		1,00	0,47	0,37	0,13	0,16	0,53
		1,10	0,51	0,40	0,14	0,18	0,52
3/4	19,05	0,60	0,35	0,27	0,15	0,16	0,65
		0,75	0,43	0,34	0,18	0,19	0,65
		0,90	0,51	0,40	0,21	0,22	0,64
		1,00	0,57	0,45	0,23	0,24	0,64
		1,10	0,62	0,49	0,25	0,26	0,64
7/8	22,23	0,60	0,41	0,32	0,24	0,21	0,77
		0,75	0,51	0,40	0,29	0,26	0,76
		0,90	0,60	0,47	0,34	0,31	0,75
		1,10	0,73	0,57	0,41	0,37	0,75
1	25,40	0,60	0,47	0,37	0,36	0,28	0,88
		0,75	0,58	0,46	0,44	0,35	0,87
		0,90	0,69	0,54	0,52	0,41	0,87
		1,00	0,77	0,60	0,57	0,45	0,86
1 1/4	31,75	0,90	0,87	0,68	0,62	0,49	0,86
		1,10	1,06	0,83	0,81	0,64	0,85
		1,10	1,06	0,83	1,04	0,65	1,09
		1,50	1,43	1,12	1,25	0,78	1,08
1 1/2	38,10	0,90	1,05	0,83	1,63	1,03	1,07
		1,10	1,28	1,00	1,82	0,96	1,32
		1,50	1,72	1,35	2,19	1,15	1,31
1 3/4	44,45	1,00	1,37	1,07	2,89	1,52	1,30
		1,10	1,50	1,18	3,22	1,45	1,54
		1,50	2,02	1,59	3,52	1,58	1,53
1 7/8	47,68	1,00	1,47	1,15	4,67	2,10	1,52
		1,10	1,61	1,26	4,00	1,68	1,65
		1,50	2,18	1,71	4,37	1,83	1,65
2	50,80	1,10	1,72	1,35	5,81	2,44	1,63
		1,50	2,32	1,82	5,31	2,09	1,76
		1,50	2,32	1,82	7,06	2,78	1,74

Anexo B: Características del Arduino Mega 2560

User Manual
SKU: A000067



Description

Arduino® Mega 2560 Rev3 is an exemplary development board dedicated to building extensive applications as compared to other maker boards by Arduino. The board accommodates the ATmega2560 microcontroller, which operates at a frequency of 16 MHz. The board contains 54 digital input/output pins, 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a USB connection, a power jack, an ICSF header, and a reset button.

Target Areas

3D Printing, Robotics, Maker

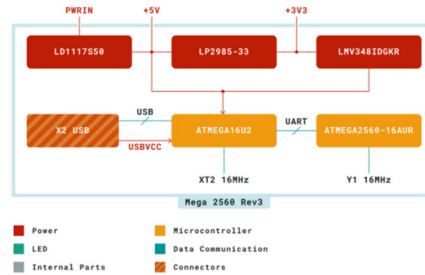
2 Ratings

2.1 Recommended Operating Conditions

Symbol	Description	Min	Typ	Max	Unit
V _{IN}	Input voltage from VIN pad / DC Jack	7	7.0	12	V
V _{USB}	Input voltage from USB connector	4.8	5.0	5.5	V
T _{OP}	Operating Temperature	-40	25	85	°C

3 Functional Overview

3.1 Block Diagram

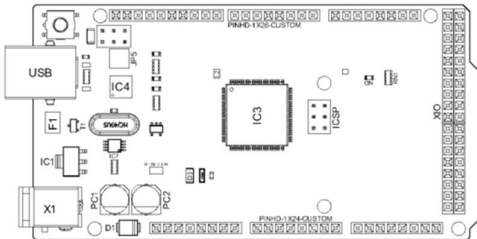


- Power
- LED
- Internal Parts
- Microcontroller
- Data Communication
- Connectors

Arduino Mega 2560 Rev3 Block Diagram

3.2 Board Topology

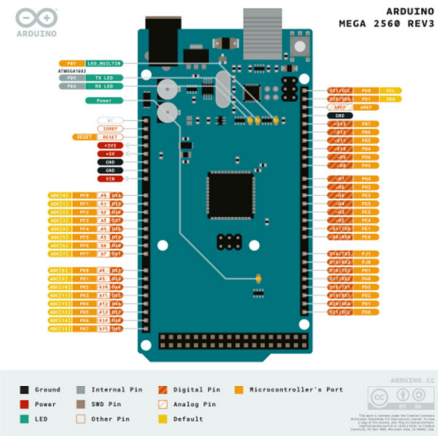
Front View



Arduino Mega 2560 Rev3 Top View

Ref.	Description	Ref.	Description
USB	USB B Connector	F1	Chip Capacitor
IC1	5V Linear Regulator	X1	Power Jack Connector
JP5	Plated Holes	IC4	ATmega16U2 chip
PC1	Electrolytic Aluminum Capacitor	PC2	Electrolytic Aluminum Capacitor
D1	General Purpose Rectifier	D3	General Purpose Diode
L2	Fixed Inductor	IC3	ATmega2560 chip
ICSP	Connector Header	ON	Green LED
RN1	Resistor Array	XIO	Connector

5 Connector Pinouts



Arduino Mega 2560 Rev3 Pinout

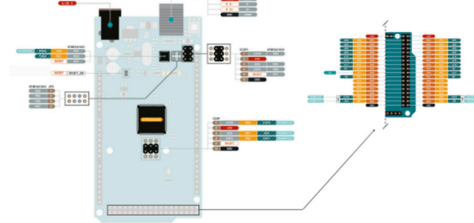
5.1 Analog

Pin	Function	Type	Description
1	NC	NC	Not Connected
2	IOREF	IOREF	Reference for digital logic V - connected to 5V
3	Reset	Reset	Reset
4	+3V3	Power	+3V3 Power Rail
5	+5V	Power	+5V Power Rail
6	GND	Power	Ground
7	GND	Power	Ground
8	VIN	Power	Voltage Input
9	A0	Analog	Analog input 0 /GPIO
10	A1	Analog	Analog input 1 /GPIO
11	A2	Analog	Analog input 2 /GPIO
12	A3	Analog	Analog input 3 /GPIO
13	A4	Analog	Analog input 4 /GPIO
14	A5	Analog	Analog input 5 /GPIO
15	A6	Analog	Analog input 6 /GPIO
16	A7	Analog	Analog input 7 /GPIO
17	A8	Analog	Analog input 8 /GPIO
18	A9	Analog	Analog input 9 /GPIO
19	A10	Analog	Analog input 10 /GPIO
20	A11	Analog	Analog input 11 /GPIO
21	A12	Analog	Analog input 12 /GPIO
22	A13	Analog	Analog input 13 /GPIO
23	A14	Analog	Analog input 14 /GPIO
24	A15	Analog	Analog input 15 /GPIO

5.2 Digital

Pin	Function	Type	Description
1	D21/SCL	Digital Input/2C	Digital input 21/2C Dataline
2	D20/SDA	Digital Input/2C	Digital input 20/2C Dataline
3	AREF	Digital	Analog Reference Voltage
4	GND	Power	Ground
5	D13	Digital/GPIO	Digital input 13/GPIO
6	D12	Digital/GPIO	Digital input 12/GPIO
7	D11	Digital/GPIO	Digital input 11/GPIO
8	D10	Digital/GPIO	Digital input 10/GPIO
9	D9	Digital/GPIO	Digital input 9/GPIO
10	D8	Digital/GPIO	Digital input 8/GPIO
11	D7	Digital/GPIO	Digital input 7/GPIO
12	D6	Digital/GPIO	Digital input 6/GPIO
13	D5	Digital/GPIO	Digital input 5/GPIO
14	D4	Digital/GPIO	Digital input 4/GPIO

Pin	Function	Type	Description
15	D3	Digital/GPIO	Digital input 3/GPIO
16	D2	Digital/GPIO	Digital input 2/GPIO
17	D1/TX0	Digital/GPIO	Digital input 1 /GPIO
18	DD/Tx1	Digital/GPIO	Digital input 0 /GPIO
19	D14	Digital/GPIO	Digital input 14 /GPIO
20	D15	Digital/GPIO	Digital input 15 /GPIO
21	D16	Digital/GPIO	Digital input 16 /GPIO
22	D17	Digital/GPIO	Digital input 17 /GPIO
23	D18	Digital/GPIO	Digital input 18 /GPIO
24	D19	Digital/GPIO	Digital input 19 /GPIO
25	D20	Digital/GPIO	Digital input 20 /GPIO
26	D21	Digital/GPIO	Digital input 21 /GPIO



Arduino Mega 2560 Rev3 Pinout

5.3 ATMEGA16U2 - JP5

Pin	Function	Type	Description
1	PB4	Internal	Serial Wire Debug
2	PB6	Internal	Serial Wire Debug
3	PB5	Internal	Serial Wire Debug
4	PB7	Internal	Serial Wire Debug

5.4 ATMEGA16U2 - ICSP1

Pin	Function	Type	Description
1	CIPO	Internal	Controller In Peripheral Out
2	+5V	Internal	Power Supply of 5V
3	SCK	Internal	Serial Clock
4	COPI	Internal	Controller Out Peripheral In
5	RESET	Internal	Reset
6	GND	Internal	Ground

5.5 Digital Pins D22 - D53 LHS

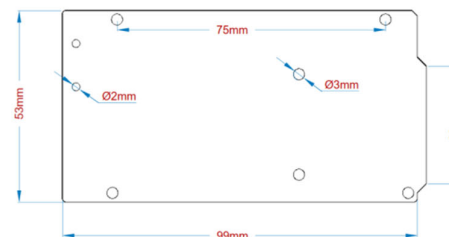
Pin	Function	Type	Description
1	+5V	Power	Power Supply of 5V
2	D22	Digital	Digital input 22/GPIO
3	D24	Digital	Digital input 24/GPIO
4	D26	Digital	Digital input 26/GPIO
5	D28	Digital	Digital input 28/GPIO
6	D30	Digital	Digital input 30/GPIO
7	D32	Digital	Digital input 32/GPIO
8	D34	Digital	Digital input 34/GPIO
9	D36	Digital	Digital input 36/GPIO
10	D38	Digital	Digital input 38/GPIO
11	D40	Digital	Digital input 40/GPIO
12	D42	Digital	Digital input 42/GPIO
13	D44	Digital	Digital input 44/GPIO
14	D46	Digital	Digital input 46/GPIO
15	D48	Digital	Digital input 48/GPIO
16	D50	Digital	Digital input 50/GPIO
17	D52	Digital	Digital input 52/GPIO
18	GND	Power	Ground

5.6 Digital Pins D22 - D53 RHS

Pin	Function	Type	Description
1	+5V	Power	Power Supply of 5V
2	D23	Digital	Digital input 23/GPIO
3	D25	Digital	Digital input 25/GPIO
4	D27	Digital	Digital input 27/GPIO
5	D29	Digital	Digital input 29/GPIO
6	D31	Digital	Digital input 31/GPIO
7	D33	Digital	Digital input 33/GPIO
8	D35	Digital	Digital input 35/GPIO
9	D37	Digital	Digital input 37/GPIO
10	D39	Digital	Digital input 39/GPIO
11	D41	Digital	Digital input 41/GPIO
12	D43	Digital	Digital input 43/GPIO
13	D45	Digital	Digital input 45/GPIO
14	D47	Digital	Digital input 47/GPIO
15	D49	Digital	Digital input 49/GPIO
16	D51	Digital	Digital input 51/GPIO
17	D53	Digital	Digital input 53/GPIO
18	GND	Power	Ground

6 Mechanical Information

6.1 Board Outline

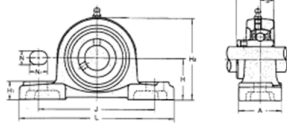


Anexo C: Características de la Chumacera

BEARING UNITS

PILLOW BLOCKS

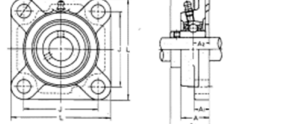
UCP 200 type



Shaft Dia. mm	Unit No.	Dimensions mm								Ball Size mm	Bearing			Housing No.	Weight kg	
		L	J	A	N	H	B	S	No.		Series	Inner Dia. mm				
12	UCP 201	86	54	15	12	25.5	12	33.3	31	12.7	M10	UC 201	12.8	6.6	P 204	0.79
15	UCP 202	86	54	15	12	25.5	12	33.3	31	12.7	M10	UC 202	12.8	6.6	P 204	0.81
17	UCP 203	86	54	15	12	25.5	12	33.3	31	12.7	M10	UC 203	12.8	6.6	P 204	0.82
20	UCP 204	86	54	15	12	25.5	12	33.3	31	12.7	M10	UC 204	12.8	6.6	P 204	0.86
25	UCP 205	95	70	16	14	27	12	35	34.1	14.3	M12	UC 205	14.0	7.9	P 206	0.79
30	UCP 206	106	82	18	14	31	12	38	37.8	15.8	M14	UC 206	15.8	11.3	P 208	1.3
35	UCP 207	117	92	19	16	34	14	44.4	43.9	17.5	M16	UC 207	20.9	15.4	P 207	1.6
40	UCP 208	130	102	21	18	36	15	51.2	49.2	19	M18	UC 208	23.9	17.9	P 208	2.2
45	UCP 209	137	105	22	18	38	16	53.2	49.2	19	M18	UC 209	33.0	20.5	P 209	2.2
50	UCP 210	143	111	22	18	40	16	54.6	51.6	19	M18	UC 210	36.0	23.9	P 210	2.6
55	UCP 211	162	130	25	20	43	19	58.4	55.8	22.2	M20	UC 211	43.0	29.4	P 211	3.3
60	UCP 212	175	143	30	20	48	19	65.7	62.4	25.4	M22	UC 212	53.0	35.1	P 212	4.1
65	UCP 213	187	149	30	20	50	19	68.7	65.1	25.4	M22	UC 213	57.5	40.0	P 213	5.6
70	UCP 214	193	152	31	20	48	19	75.4	74.6	25.4	M22	UC 214	62.0	44.0	P 214	6.4
75	UCP 215	200	159	34	24	58	23	87.4	85.7	34.1	M24	UC 215	68.0	48.2	P 215	8.1
80	UCP 216	208	165	34	24	58	23	83.3	82.6	33.3	M22	UC 216	72.5	53.0	P 216	7.6
85	UCP 217	220	182	36	26	63	23	97.4	95.7	34.1	M24	UC 217	83.5	57.8	P 217	8.8
90	UCP 218	235	197	40	28	68	23	96.3	96	37.1	M22	UC 218	95.5	71.4	P 218	14.7

SQUARE FLANGE UNITS

UCF 200 type

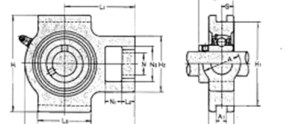


Shaft Dia. mm	Unit No.	Dimensions mm								Ball Size mm	Bearing			Housing No.	Weight kg	
		L	J	A	N	H	B	S	No.		Series	Inner Dia. mm				
12	UCF 201	86	54	15	12	25.5	12	33.3	31	12.7	M10	UC 201	12.8	6.6	F 204	0.81
15	UCF 202	86	54	15	12	25.5	12	33.3	31	12.7	M10	UC 202	12.8	6.6	F 204	0.81
17	UCF 203	86	54	15	12	25.5	12	33.3	31	12.7	M10	UC 203	12.8	6.6	F 204	0.80
20	UCF 204	86	54	15	12	25.5	12	33.3	31	12.7	M10	UC 204	12.8	6.6	F 204	0.80
25	UCF 205	95	70	16	14	27	12	35	34.1	14.3	M12	UC 205	14.0	7.9	F 206	0.72
30	UCF 206	106	82	18	14	31	12	38	37.8	15.8	M14	UC 206	15.8	11.3	F 208	1.2
35	UCF 207	117	92	19	16	34	14	44.4	43.9	17.5	M16	UC 207	20.9	15.4	F 207	1.4
40	UCF 208	130	102	21	18	36	15	51.2	49.2	19	M18	UC 208	23.9	17.9	F 208	1.8
45	UCF 209	137	105	22	18	38	16	53.2	49.2	19	M18	UC 209	33.0	20.5	F 209	2.1
50	UCF 210	143	111	22	18	40	16	54.6	51.6	19	M18	UC 210	36.0	23.9	F 210	2.4
55	UCF 211	162	130	25	20	43	19	58.4	55.8	22.2	M20	UC 211	43.0	29.4	F 211	3.4
60	UCF 212	175	143	30	20	48	19	65.7	62.4	25.4	M22	UC 212	53.0	35.1	F 212	4.4
65	UCF 213	187	149	30	20	50	19	68.7	65.1	25.4	M22	UC 213	57.5	40.0	F 213	5.9
70	UCF 214	193	152	31	20	48	19	75.4	74.6	25.4	M22	UC 214	62.0	44.0	F 214	6.4
75	UCF 215	200	159	34	24	58	23	87.4	85.7	34.1	M24	UC 215	68.0	48.2	F 215	8.1
80	UCF 216	208	165	34	24	58	23	83.3	82.6	33.3	M22	UC 216	72.5	53.0	F 216	7.6
85	UCF 217	220	182	36	26	63	23	97.4	95.7	34.1	M24	UC 217	83.5	57.8	F 217	8.8
90	UCF 218	235	197	40	28	68	23	96.3	96	37.1	M22	UC 218	95.5	71.4	F 218	15.7

BEARING UNITS

TAKE-UP UNITS

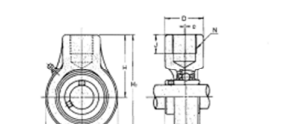
UCT 200 type



Shaft Dia. mm	Unit No.	Dimensions mm								Ball Size mm	Bearing			Housing No.	Weight kg						
		L	J	A	N	H	B	S	No.		Series	Inner Dia. mm									
12	UCT 201	16	10	51	32	19	51	12	76	89	94	32	21	61	31	12.7	UC 201	12.8	6.6	T 204	0.79
15	UCT 202	16	10	51	32	19	51	12	76	89	94	32	21	61	31	12.7	UC 202	12.8	6.6	T 204	0.79
17	UCT 203	16	10	51	32	19	51	12	76	89	94	32	21	61	31	12.7	UC 203	12.8	6.6	T 204	0.76
20	UCT 204	16	10	51	32	19	51	12	76	89	94	32	21	61	31	12.7	UC 204	12.8	6.6	T 204	0.76
25	UCT 205	16	10	51	32	19	51	12	76	89	94	32	21	61	31	12.7	UC 205	14.0	7.9	T 206	0.82
30	UCT 206	16	10	56	37	27	57	12	86	102	113	37	28	70	38	15.8	UC 206	15.8	11.3	T 208	1.3
35	UCT 207	16	13	64	37	22	64	12	89	102	119	37	30	78	42.9	17.5	UC 207	20.9	15.4	T 207	1.6
40	UCT 208	16	13	64	37	22	64	12	89	102	119	37	30	78	42.9	17.5	UC 208	23.9	17.9	T 208	2.2
45	UCT 209	16	13	68	43	29	68	16	102	117	144	43	35	87	49.2	19	UC 209	33.0	20.5	T 209	2.4
50	UCT 210	16	13	68	43	29	68	16	102	117	144	43	35	87	49.2	19	UC 210	36.0	23.9	T 210	2.5
55	UCT 211	20	102	64	35	102	29	130	146	164	184	42	119	65.1	25.4	UC 211	43.0	29.4	T 211	4.0	
60	UCT 212	20	111	70	41	121	36	151	167	200	240	46	137	65.1	25.4	UC 212	53.0	35.1	T 212	7.0	
70	UCT 213	20	111	70	41	121	36	151	167	200	240	46	137	65.1	25.4	UC 213	62.0	44.0	T 214	7.1	
75	UCT 214	20	111	70	41	121	36	151	167	200	240	46	137	65.1	25.4	UC 214	68.0	48.2	T 215	7.8	
80	UCT 215	20	111	70	41	121	36	151	167	200	240	46	137	65.1	25.4	UC 215	72.5	53.0	T 216	8.5	
85	UCT 216	20	111	70	41	121	36	151	167	200	240	46	137	65.1	25.4	UC 216	83.5	57.8	T 217	11.2	

HANGER UNITS

UCECH 200 type



Shaft Dia. mm	Unit No.	Dimensions mm								Ball Size mm	Bearing			Housing No.	Weight kg
		L	H	M	J	D	N	J	B		S	No.	Series		
12	UCECH 201	64	96	64	40	PP 3/4	19	31	12.7	0	UC 201	12.8	6.6	ECH 204	2.85
15	UCECH 202	64	96	64	40	PP 3/4	19	31	12.7	0	UC 202	12.8	6.6	ECH 204	2.85
17	UCECH 203	64	96	64	40	PP 3/4	19	31	12.7	0	UC 203	12.8	6.6	ECH 204	2.85
20	UCECH 204	64	96	64	40	PP 3/4	19	31	12.7	0	UC 204	12.8	6.6	ECH 204	2.85
25	UCECH 205	70	89	64	40	PP 3/4	19	31	12.7	0	UC 205	14.0	7.9	ECH 206	3.74
30	UCECH 206	80	104	64	40	PP 3/4	19	31	12.7	0	UC 206	15.8	11.3	ECH 208	5.19
35	UCECH 207	82	118	70	40	PP 3/4	19	43.9	17.5	0	UC 207	20.9	15.4	ECH 207	5.2
40	UCECH 208	98	121	73	40	PP 3/4	19	43.9	17.5	0	UC 208	23.9	17.9	ECH 208	5.4
45	UCECH 209	108	138	82	48	PP 1	21	49.2	19	0	UC 209	33.0	20.5	ECH 209	5.8
50	UCECH 210	114	140	83	48	PP 1	21	51.6	19	0	UC 210	36.0	23.9	ECH 210	5.9
55	UCECH 211	128	160	97	60	PP									

Anexo D: Características del Encoder



DIGITAL OPTICAL ROTARY ENCODER



Technical Details:

Item		Diameter 38mm shaft 6mm type Incremental rotary encoder
Resolution (P/R)		100, 360, 400, 600, 1000 PPR
Input Phase		AB Phase
Output Phase		NPN Open Collector
Electrical	Supply Voltage	5-24 VDC
	Current Consumption	Max , 40mA
	Response Frequency	Max , 100 KHz
	Allowable Revolution	Max , 3000 rev /min
Mechanical	Starting torque	Max , 20 gf.cm (0.002N.m)
	Rotor inertia	Max , 15 g.cm ² (1,5* 10 ⁻⁶ kg.m ²)
	Shaft Loading	Radial : Max 2kgf, Axial : Max .1kgf
	Mechanical Speed	Max .5000 rev / min (*1)
Environmental	Ambient Temperature	-10~ 70 (at non- freezing status) , Stronger :- 25 ~ 85
	Ambient Humidity	35 ~85% RH , Stronger : 35~ 90 % RH
	Protection	Ip52 (IEG Standard)
	Vibration	1.5 mm amplitude at frequency of 10-55 Hz in each Of X,Y,Z direction for 2 hour.
	Shock	Max. 40G
Unit Weight		Approx :180g
Cable		2.0m (the cable length can be customized)
Approval		CE ROHS
(*1)		Mechanical speed > Allowable revolution , Please take allowable speed as standard when use

Wire Colour	OC VP OP 2-CHANNEL	OC VP OP 3-CHANNEL	TTL / HTL 6-CHANNEL	PIN 9-POLE	EXPLANATION
Red	VCC	VCC	VCC	1	Supply Voltage
Black	0 V	0 V	0 V	4	Common (GND)
Green	A	A	A	5	Signal Wire
White	B	B	B	3	Signal Wire
Yellow	--	Z	Z	8	Signal Wire
Brown	--	--	-A	6	Signal Wire
Gray	--	--	-B	7	Signal Wire
Orange	--	--	-Z	2	Signal Wire
Shield	Shield	Shield	Shield	9	

Output

A and B are two-phase quadrature output with a rectangular pulse. The circuit employs NPN open collector output. Pull-up resistors (10K-Ohm, 0.25 watts) are required. These can be either individual components or internal pull-up resistors as found in most micro-controllers.

OC NPN OPEN COLLECTOR



OC VOLTAGE OUTPUT

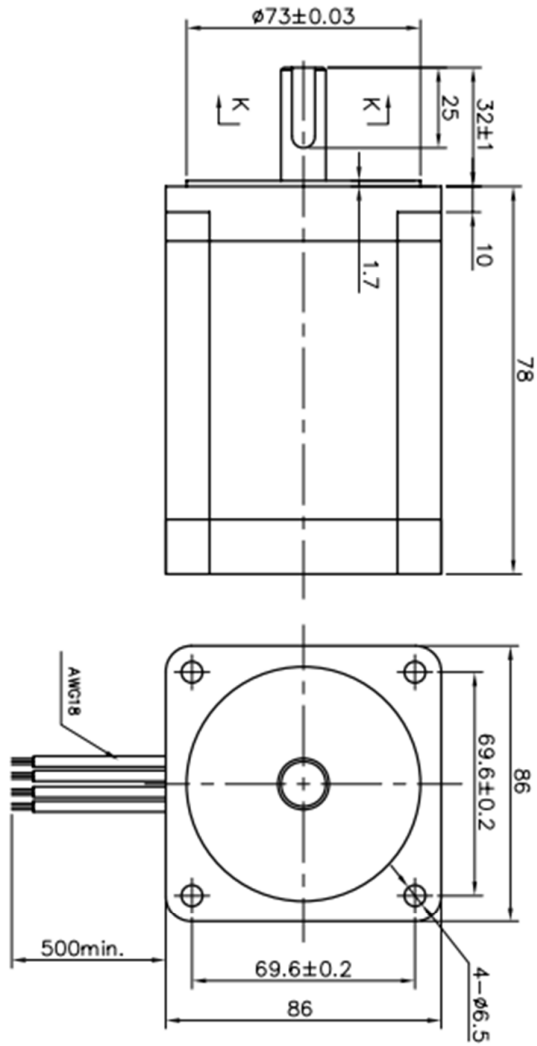


- LD : LONG DRIVER OUTPUTS 5V
- LDH : LONG DRIVER OUTPUTS 5-24V

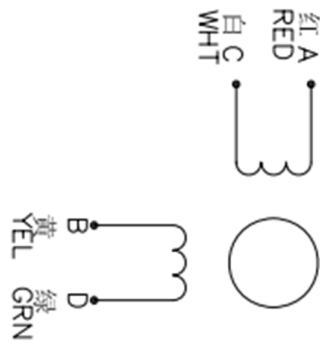


Anexo E: Especificaciones técnicas del motor

外型图:

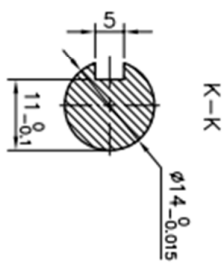


接线图:



技术参数:

相数	Phase	2	备注	Comment
步距角	Step Angle	1.8		
电压	Voltage	2.53		
相电流	Current	5.5		
相电阻	Resistance	0.46		
相电感	Inductance	4		
静力矩	Holding Torque	4.6		
绝缘等级	Insulation Class	B		
重量	Mass	2.3		



设计	分区	更改单号	签名	年月日	阶段标记	重量	比例	86HS78-5504-01 规格书
审核		标准化						
丁类		批准			共	张	第	张

Anexo F: Especificaciones del driver DM 556



DM556

Stepper Motor Driver



**Digital Driver
Model DM556**

Digital Technology, max. 50 VDC / 5.6 A



Product Description:

The DM556 is a versatile fully digital stepping driver based on a DSP with advanced control algorithm. The DM556 is the next generation of digital stepping motor controls. It brings a unique level of system smoothness, providing optimum torque and nulls mid-range instabilities. Motor self-test and parameter auto-setup technology offers optimum responses with different motors and makes it easy to use. The driven motors can run with much smaller noise, generate less heat, and move smoother than most other drivers on the market. Its unique features make the DM556 an ideal solution for applications that require low-speed smoothness.

Compared to the DM442, the DM556 provides a large voltage range and higher output current to able to drive a larger variety of stepper motors. Furthermore, the DSP of the DM556 is capable of driving the motors at higher speeds (above 3000 RPM) offering servo-like performance.

Features:

- Anti-Resonance, provides optimum torque and nulls mid-range instabilities
- Supply voltage up to +50 VDC (recommended not to exceed 45 V because of "back EMF")
- Output current programmable, from 0.5 A to 5.6 A
- Automatic idle-current reduction (in standstill mode) to reduce motor heating; function switchable (reduction rate can be software configured)
- Motor self-test and parameter auto-setup technology, offers optimum responses with different motors
- Pulse input frequency up to 200 kHz
- TTL compatible and optically isolated input
- Multi-Stepping allows a low resolution step input to produce a higher microstep output for smooth system performance
- Microstep resolutions programmable, from full-step to 102,400 steps/rev
- Suitable for 2-phase and 4-phase motors
- Support PUL/DIR and CW/CCW modes
- Over-voltage, over-current, phase-error protections

Electrical Specifications:

Parameters	Min	Typ.	Max	Unit
Output current	0.5	-	5.6 (4.0 RMS)	A
Supply voltage	+20		+50	VDC
Logic signal current	7	10	16	mA
Puls input frequency	0	-	200	kHz
Insulation resistance	500			MΩ

Further Specifications:

Parameters	Min	Typ.	Max
Microsteps / 1,8 °	Full-step		102.400
Pulse / Direction (PUL / DIR)		X	
Double pulse (CW / CCW)		X	
NEMA sizes	17		34
Motor type Mecheltron	42BYGH-XXX		86BYGH-XXX

Right of techn. modifications is reserved

www.mecheltron.com

Technische Änderungen vorbehalten

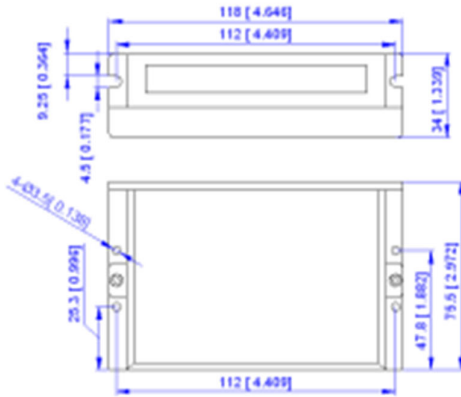
DM556

Stepper Motor Driver



Digital Driver
Model DM556

Mechanical Specifications:



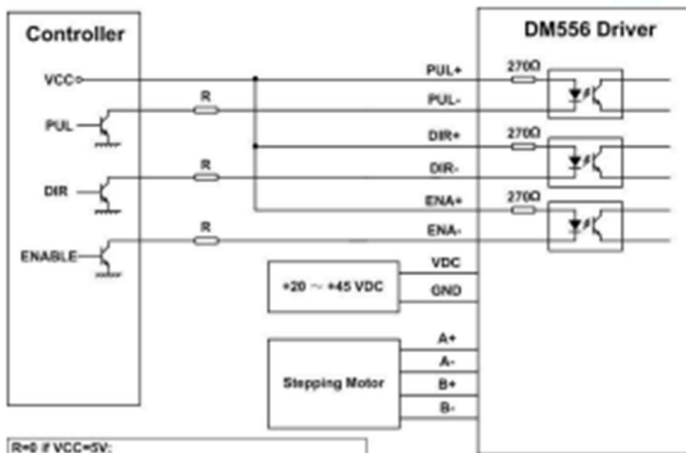
Unit: mm [inch]

Applications:

Suitable for a wide range of stepper motors of NEMA sizes 17, 23 und 34 (42 x 42 mm to 86 x 86 mm). It can be used in various kinds of machines, such as X-Y tables, engraving machines, labeling machines, laser cutters, pick-place devices, and so on. Particularly well suited for applications where low noise levels, less heat development, high speed and high precision are desired.

Typical Connection Schematic:

A typical system consists of stepper motor, stepper motor driver, power supply and controller. The following image shows a typical connection schematic:



R=0 if VCC=5V;
R=1K(Power>=0.125W) if VCC=12V;
R=2K(Power>=0.125W) if VCC=24V;
R must be connected to control signal terminal.

Right of techn. modifications is reserved

www.mecheltron.com

Technische Änderungen vorbehalten

Anexo G: Código del prototipo del rehabilitador

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Keypad.h>
#include <SoftwareSerial.h>
// LCD
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
// Pines de control
#define DIR_PIN 8
#define STEP_PIN 9
#define ENA_PIN 10
// Botones físicos
#define START_BUTTON 5
#define PAUSE_BUTTON 6
#define EMERGENCY_BUTTON 7
// Finales de carrera
#define LIMIT_A 22
#define LIMIT_B 23
// Luces piloto
#define LED_START 2
#define LED_PAUSE 3
#define LED_EMERGENCY 4
// Bluetooth Serial2 (pines 16 RX2 y 17 TX2)
#define BT Serial2
// Variables
String password = "2311";
bool sesionActiva = false;
bool sesionPausada = false;
bool emergenciaActiva = false;
int nivel = 0;
int tiempoSesion = 0; // en minutos
int delayPaso = 0; // microsegundos
para velocidad motor
unsigned long tiempoInicio = 0;
unsigned long tiempoPausado = 0;

const byte FILAS = 4;
const byte COLUMNAS = 7;
char teclas[FILAS][COLUMNAS] = {
  {'1','2','3','A'},
  {'4','5','6','B'},
  {'7','8','9','C'},
  {'*','0','#','D'}
};
byte pinesFilas[FILAS] = {30, 31, 32, 33};
byte pinesColumnas[COLUMNAS] = {34, 35, 36, 37};
Keypad teclado =
Keypad(makeKeymap(teclas), pinesFilas,
pinesColumnas, FILAS, COLUMNAS);
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  BT.begin(9600);
  pinMode(DIR_PIN, OUTPUT);
  pinMode(STEP_PIN, OUTPUT);
  pinMode(ENA_PIN, OUTPUT);
  pinMode(START_BUTTON,
INPUT_PULLUP);
  pinMode(PAUSE_BUTTON,
INPUT_PULLUP);
  pinMode(EMERGENCY_BUTTON,
INPUT_PULLUP);
  pinMode(LIMIT_A, INPUT_PULLUP);
  pinMode(LIMIT_B, INPUT_PULLUP);
  pinMode(LED_START, OUTPUT);
  pinMode(LED_PAUSE, OUTPUT);
  pinMode(LED_EMERGENCY, OUTPUT);
  digitalWrite(ENA_PIN, HIGH);
  digitalWrite(LED_START, LOW);
  digitalWrite(LED_PAUSE, LOW);
  digitalWrite(LED_EMERGENCY, LOW);
}
```

```

lcd.init();
lcd.backlight();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print(" BIENVENIDO");
delay(2000);
lcd.clear();
solicitarPassword();
seleccionarNivel();
configurarTiempo();
lcd.clear();
lcd.print("Presiona START");
BT.println("Sistema listo. Esperando
inicio.");
}
void loop() {
  leerBluetooth();
  if (digitalRead(EMERGENCY_BUTTON) ==
LOW && !emergenciaActiva) {
    delay(200);
    manejarEmergencia();
    return;
  }
  if (emergenciaActiva) return;
  if (!sesionActiva &&
digitalRead(START_BUTTON) == LOW) {
    sesionActiva = true;
    sesionPausada = false;
    tiempoInicio = millis();
    digitalWrite(ENA_PIN, LOW);
    digitalWrite(LED_START, HIGH);
    BT.println("SESION_INICIADA");
    lcd.clear();
  }
  if (sesionActiva &&
digitalRead(PAUSE_BUTTON) == LOW) {
    sesionPausada = !sesionPausada;
    digitalWrite(LED_PAUSE, sesionPausada);
    BT.println(sesionPausada ?
"SESION_PAUSADA" :
"SESION_REANUDADA");
    lcd.clear();
    if(sesionPausada) lcd.print("Sesion
pausada");
    else lcd.print("Sesion activa");
    delay(300);
  }
  if (sesionActiva && !sesionPausada) {
    moverMotor();
    mostrarTiempoRestante();
    if ((millis() - tiempoInicio) >= (unsigned
long)tiempoSesion * 60000UL) {
      sesionActiva = false;
      digitalWrite(ENA_PIN, HIGH);
      digitalWrite(LED_START, LOW);
      BT.println("SESION_FINALIZADA");
      lcd.clear();
      lcd.print("Sesion terminada");
      delay(2000);
      solicitarPassword();
      seleccionarNivel();
      configurarTiempo();
      lcd.clear();
      lcd.print("Presiona START");
    }
  }
}
// Funciones auxiliares

```

```

void leerBluetooth() {
    if (BT.available()) {
        String comando =
BT.readStringUntil('\n');
        comando.trim();
        comando.toUpperCase();
        if (comando.startsWith("PASS:")) {
            String clave = comando.substring(5);
            if (clave == password) {
                BT.println("CLAVE_OK");
                lcd.clear();
                lcd.print("Clave OK BT");
                delay(1000);
                solicitarPassword();
                seleccionarNivel();
                configurarTiempo();
                lcd.clear();
                lcd.print("Presiona START");
            } else {
                BT.println("CLAVE_ERR");
            }
        }
        else if (comando.startsWith("NIVEL:")) {
            char nivelChar = comando.charAt(6);
            if (nivelChar >= '1' && nivelChar <= '3') {
                nivel = nivelChar - '0';
                switch (nivel) {
                    case 1: delayPaso = 1000; break;
                    case 2: delayPaso = 500; break;
                    case 3: delayPaso = 200; break;
                }
                BT.println("NIVEL_OK");
                lcd.clear();

                lcd.print("Nivel: ");
                lcd.print(nivel);
                delay(1000);
            }
            else if (comando.startsWith("TIEMPO:"))
            {
                int t = comando.substring(7).toInt();
                if (t > 0) {
                    tiempoSesion = t;
                    BT.println("TIEMPO_OK");
                    lcd.clear();
                    lcd.print("Tiempo: ");
                    lcd.print(t);
                    lcd.print(" min");
                    delay(1000);
                }
            }
            else if (comando == "START") {
                if (!sesionActiva && !sesionPausada &&
!emergenciaActiva) {
                    sesionActiva = true;
                    sesionPausada = false;
                    tiempoInicio = millis();
                    digitalWrite(ENA_PIN, LOW);
                    digitalWrite(LED_START, HIGH);
                    BT.println("SESION_INICIADA");
                    lcd.clear();
                }
            }
            else if (comando == "PAUSE") {
                if (sesionActiva && !sesionPausada) {
                    sesionPausada = true;

```

```

digitalWrite(LED_PAUSE, HIGH);
BT.println("SESION_PAUSADA");
lcd.clear();
lcd.print("Sesion pausada");
}
}
else if (comando == "RESUME") {
  if (sesionPausada) {
    sesionPausada = false;
    digitalWrite(LED_PAUSE, LOW);
    tiempoInicio = millis() - tiempoPausado;
    BT.println("SESION_REANUDADA");
    lcd.clear();
    lcd.print("Sesion activa");
  }
}
else if (comando == "STOP") {
  if (!emergenciaActiva) {
    manejarEmergencia();
  }
}
}
}

void solicitarPassword() {
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("Clave de acceso:");
  String input = "";
  while (true) {
    char tecla = teclado.getKey();
    if (tecla >= '0' && tecla <= '9') {
      input += tecla;
      lcd.setCursor(input.length(), 1);
      lcd.print("*");
    }
    if (input.length() == 4) {
      if (input == password) {
        lcd.clear();
        lcd.print("Clave correcta");
        BT.println("Acceso autorizado.");
        delay(1000);
        return;
      } else {
        lcd.clear();
        lcd.print("Clave incorrecta");
        BT.println("Acceso denegado.");
        delay(1500);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Clave de acceso:");
        input = "";
      }
    }
    leerBluetooth(); // para que no se quede
    bloqueado sin atender bluetooth mientras
    espera clave
  }
}

void seleccionarNivel() {
  lcd.clear();
  lcd.print("Nivel (1-3):");
  while (true) {
    char tecla = teclado.getKey();
    if (tecla == '1' || tecla == '2' || tecla == '3')
    {
      nivel = tecla - '0';
    }
  }
}

```

```

switch (nivel) {
  case 1: delayPaso = 1000; break;
  case 2: delayPaso = 500; break;
  case 3: delayPaso = 200; break;
}
lcd.clear();
lcd.print("Nivel: ");
lcd.print(nivel);
BT.print("Nivel seleccionado: ");
BT.println(nivel);
delay(1000);
return;
}
leerBluetooth();
}
}

void configurarTiempo() {
  lcd.clear();
  lcd.print("Tiempo(min):");
  String input = "";
  while (true) {
    char tecla = teclado.getKey();
    if (tecla >= '0' && tecla <= '9') {
      input += tecla;
      lcd.setCursor(0, 1);
      lcd.print(input);
    }
    if (tecla == 'A' && input.length() > 0) {
      tiempoSesion = input.toInt();
      lcd.clear();
      lcd.print("Tiempo: ");
      lcd.print(tiempoSesion);
      lcd.print(" min");
      BT.print("Tiempo configurado: ");
      BT.print(tiempoSesion);
      BT.println(" minutos");
      delay(1000);
      return;
    }
  }
  leerBluetooth();
}

void moverMotor() {
  if (digitalRead(LIMIT_A) == LOW)
    digitalWrite(DIR_PIN, HIGH);
  if (digitalRead(LIMIT_B) == LOW)
    digitalWrite(DIR_PIN, LOW);
  digitalWrite(STEP_PIN, HIGH);
  delayMicroseconds(delayPaso);
  digitalWrite(STEP_PIN, LOW);
  delayMicroseconds(delayPaso);
}

void mostrarTiempoRestante() {
  unsigned long tiempoTranscurrido =
(millis() - tiempoInicio) / 1000;
  unsigned long tiempoRestante =
tiempoSesion * 60 - tiempoTranscurrido;
  int minutos = tiempoRestante / 60;
  int segundos = tiempoRestante % 60;
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("Nivel: ");
  lcd.print(nivel);
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print("Tiempo: ");
  if (minutos < 10) lcd.print("0");
  lcd.print(minutos);
}

```

```

lcd.print(".");
if (segundos < 10) lcd.print("0");
lcd.print(segundos);
lcd.print(" ");
}
void manejarEmergencia() {
  emergenciaActiva = true;
  sesionActiva = false;
  sesionPausada = false;
  digitalWrite(ENA_PIN, HIGH);
  digitalWrite(LED_START, LOW);
  digitalWrite(LED_PAUSE, LOW);
  digitalWrite(LED_EMERGENCY, HIGH);
  BT.println("!! EMERGENCIA ACTIVADA !!");
  lcd.clear();
  lcd.print("!! EMERGENCIA !!");
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print("Sistema detenido");
  delay(2000);
  lcd.clear();
  lcd.print("Clave p/reiniciar");
  String input = "";
  while (true) {
    char tecla = teclado.getKey();
    if (tecla >= '0' && tecla <= '9') {
      input += tecla;
      lcd.setCursor(input.length(), 1);
      lcd.print("*");
    }
  }
  if (input.length() == 4) {
    if (input == password) {
      lcd.clear();
      lcd.print("Clave correcta");
      BT.println("Emergencia
desbloqueada.");
      delay(1000);
      digitalWrite(LED_EMERGENCY, LOW);
      emergenciaActiva = false;
      solicitarPassword();
      seleccionarNivel();
      configurarTiempo();
      lcd.clear();
      lcd.print("Presiona START");
      return;
    } else {
      lcd.clear();
      lcd.print("Clave incorrecta");
      BT.println("Intento fallido.");
      delay(1500);
      lcd.clear();
      lcd.print("Clave p/reiniciar");
      input = "";
    }
  }
  leerBluetooth(); // permitir entrada bt
  mientras espera clave emergencia
}
}

```

Anexo H: Encuesta de satisfacción

Encuesta de Satisfacción para el Prototipo de Rehabilitador para la Gornatrosis en Personas de la Tercera Edad

christianquitio38@gmail.com [Cambiar cuenta](#)



No compartido

* Indica que la pregunta es obligatoria

1. Usabilidad del sistema

• ¿Qué tan fácil fue colocar y ajustar el dispositivo para su uso? *

- Muy difícil
- Difícil
- Regular
- Fácil
- Muy fácil

¿Comprendió con facilidad cómo funciona el sistema? *

- No comprendí
- Poco claro
- Regular
- Claro
- Muy claro

¿Le resultó cómodo el uso del prototipo durante la terapia? *

- Muy incómodo
- Incómodo
- Neutral
- Cómodo
- Muy cómodo

¿Cómo califica el diseño del sistema en cuanto a accesibilidad para adultos mayores?

- Muy deficiente
- Deficiente
- Aceptable
- Bueno
- Excelente

II. Funcionalidad técnica

¿Cree que los movimientos realizados por el dispositivo fueron adecuados para la rehabilitación? *

- Nada adecuados
- Poco adecuados
- Aceptables
- Adecuados
- Muy adecuados

¿Notó que el sistema trabajaba de forma fluida y sin interrupciones? *

- Nunca
- Rara vez
- A veces
- Casi siempre
- Siempre

¿El sistema de control (teclado o aplicación móvil) le pareció funcional y claro? *

- Nada funcional
- Poco funcional
- Neutral
- funcional
- Muy funcional

III. Opinión general y percepción

¿Considera que el prototipo puede ser útil en terapias reales de rehabilitación de rodilla? *

- Nada útil
- Poco util
- Neutral
- Util
- Muy util

¿Recomendaría el uso de este prototipo a otros pacientes/fisioterapeutas? *

- Nunca
- Tal vez no
- No sé
- Sí
- Definitivamente sí

Anexo I: Certificado del centro de fisioterapia pasión y conocimiento para sanar TOASA



FISIOTERAPIA
PASIÓN Y CONOCIMIENTO PARA SANAR



CERTIFICADO

Por medio del presente, se certifica que los estudiantes Edwin Wladimir Quishpe Vistin con C.I 175227588-1 y Jonathan Christian Quitio Coyago con C.I 1725752685, de la Universidad Politécnica Salesiana, de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica, realizaron en el centro de fisioterapia "TOASA", las pruebas de su trabajo de titulación denominado "Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitador para la gonartrosis en personas de la tercera edad" con las siguientes características:

- Suministro eléctrico es de 110V.
- Funcionamiento del sistema de movilidad del rehabilitador.
- Control de movimientos según niveles de terapia.
- Seguridad operativa y respuesta ante eventos de parada de emergencia.
- Comodidad y adecuación para el usuario.
- Validación de la efectividad del dispositivo en sesiones cortas de prueba.
- Control del prototipo por medio del dispositivo móvil.

El prototipo cumplió con las funciones básicas previstas para las sesiones controladas de rehabilitación.

Este certificado se emite a solicitud de los interesados para los fines que estime convenientes.

Guayllabamba, Quito, Ecuador- [15-07-2025]

Licenciado Christian Toasa
Fisioterapeuta



Firmado Electrónicamente por:
CHRISTIAN PAUL
TOASA TUPIZA
Validez únicamente con Firmado



Quito-Guayllabamba



099 50 74 352