

DISEÑO DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA
DE LA RODILLA EN PACIENTES CON LESIÓN DE LCA CON EL FIN DE
RECUPERAR LA MOVILIDAD EN LA ARTICULACIÓN

JORGE ANDRÉS CABALLERO MARTÍNEZ

DIEGO FELIPE RODRÍGUEZ VESGA

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

BUCARAMANGA

2021

DISEÑO DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA
DE LA RODILLA EN PACIENTES CON LESIÓN DE LCA CON EL FIN DE
RECUPERAR LA MOVILIDAD EN LA ARTICULACIÓN

JORGE ANDRÉS CABALLERO MARTÍNEZ

DIEGO FELIPE RODRÍGUEZ VESGA

Trabajo de grado para optar por el título de
Ingeniero Mecánico

Director

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMUDEZ

Dr. en Ingeniería Mecánica

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2021

DEDICATORIA

A Dios por ser mi guía en este camino, quien con su luz ha iluminado mi vida.

A mi madre, luchadora, decidida, quién siempre me motivó e impulsó a luchar desde muy pequeño por mis sueños y nunca desistir de ellos, y con sus sabias palabras y valiosos consejos me impulsaron cada día dar lo mejor de mí, todos mis logros serán por y para ella.

A mi padre, quien desde la distancia me ha apoyado, siempre que ha podido y ha estado para mi cuando lo necesito. Me ha enseñado a dar siempre lo mejor de mi en cada aspecto de vida.

A mis abuelos, mi gran tesoro, que me han acompañado durante toda mi vida, ejemplo claro de nobleza y amor.

A mi novia, mi motor, que me ha apoyado durante toda mi carrera, quien ha estado siempre en las buenas y en las malas, que con su amor y ternura me ha ayudado a atravesar cada obstáculo que se me ha presentado.

DIEGO F. RODRÍGUEZ VESGA

DEDICATORIA

A Dios, por bendecirme y cuidarme siempre, por escucharme, por darme la sabiduría necesaria para lograr este objetivo.

A mi mamá, por enseñarme a no renunciar hasta lograr las metas propuestas, por ser un gran ejemplo de vida, por el apoyo incondicional y enseñanzas brindadas día a día.

A mi nona, por cuidarme desde el primer momento y que con sus enseñanzas ha formado también la persona que soy hoy en día.

A mi papá, por ser un pilar de motivación para seguir adelante, por confiar en mis capacidades.

A mi novia, por ser una persona tan especial, que me apoya incondicionalmente, está en los momentos buenos y malos, por toda la ayuda que he recibido de su parte, por motivarme a ser el mejor y por creer siempre en mí.

A mis tíos, porque han estado para mí cuando los he necesitado y por brindarme cariño en todos estos años.

A mis amigos y compañeros de estudio, por los consejos que me dieron en lo personal y en lo académico, por los días de estudio y esparcimiento, por las largas traspasadas las cuales dieron frutos.

JORGE A. CABALLERO MARTÍNEZ

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por ser el guía en nuestro camino, por darnos la sabiduría durante este proceso, la fortaleza para nunca desistir de nuestros sueños y permitirnos seguir luchando para cumplirlos.

A la Universidad Industrial de Santander y sus docentes, quienes nos acompañaron en este largo proceso de formación, guiándonos y transmitiendo su conocimiento y sabiduría a través de su experiencia.

A nuestros amigos, quienes nos acompañaron y crecieron hasta convertirnos en excelentes profesionales.

Al profesor Diego Fernando Villegas Bermúdez, gracias por su orientación y compromiso con el proyecto de grado.

¡Gracias a todos!

TABLA DE CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	14
1. OBJETIVOS.....	16
1.1. OBJETIVO GENERAL	16
1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
2. MARCO TEÓRICO	17
2.1. REFERENTES TEÓRICOS	17
2.1.1. Anatomía de la rodilla	17
2.1.2. Biomecánica de la rodilla	25
2.1.3. Lesiones de rodilla	29
2.1.4. Rehabilitación de la rodilla	33
2.1.5. Equipos existentes.....	36
3. DISEÑO METODOLÓGICO.....	39
3.1. DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO	39
3.1.1. Pre-fase A: Análisis del problema de diseño.....	42
3.1.2. Fase A: Diseño conceptual a nivel de sistema.....	47
3.1.3. Fase B: Diseño a nivel de parámetros	60
3.2. DISEÑO SISTEMA DE CONTROL	103
3.2.1. Selección del actuador.....	103
3.2.2. Selección del controlador.....	111
3.2.3. Desarrollo del sistema embebido	113
3.2.4. Simulación	118
4. CONCLUSIONES	121
BIBLIOGRAFIA.....	123

TABLA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Requerimientos del usuario	44
Tabla 2. Objetivos de diseño con valores	45
Tabla 3. Restricciones del proyecto	46
Tabla 4. Evaluación Pugh (1).....	55
Tabla 5. Evaluación Pugh (2).....	57
Tabla 6. Matriz QFD.....	59
Tabla 7. Dimensiones antropométricas de la población colombiana.	65
Tabla 8. Masa de cada parte de la pierna.....	66
Tabla 9. Valores de las reacciones para diferentes posiciones del dispositivo	73
Tabla 10. Características de los actuadores eléctricos.....	108
Tabla 11. Características del motor paso a paso.....	109
Tabla 12. Especificaciones del driver DP-504.	112
Tabla 13. Especificaciones del microcontrolador Arduino Mega 2560.....	113

TABLA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Articulación de la rodilla	17
Figura 2. Meniscos de la articulación de la rodilla.....	18
Figura 3. Parte superior del fémur y vista general de la estructura ósea inferior. ...	19
Figura 4. Vista anterior, posterior y superior de la rótula.	20
Figura 5. Vista superior del extremo proximal de la tibia.	21
Figura 6. Ligamentos colaterales de la articulación de la rodilla.	22
Figura 7. Ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla.....	23
Figura 8. Músculos extensores.	24
Figura 9. Músculos flexores.	24
Figura 10. Ejes del miembro inferior.	26
Figura 11. Planos anatómicos de referencia.....	27
Figura 12. Ejes del miembro inferior.	27
Figura 13. Ángulo entre el eje del cuádriceps y el tendón rotuliano.....	28
Figura 14. Lesión de menisco.	31
Figura 15. Lesión de ligamento cruzado anterior en una probeta de rodilla de cerdo.....	32
Figura 16. Kinectec Spectra.....	36
Figura 17. Artromot K3.....	37
Figura 18. OptiFlex 3.	38
Figura 19. Ortomed 4060.....	38
Figura 20. NASA ESMD Capstone Design Process	40
Figura 21. Pre-fase A: Análisis del problema de diseño	42
Figura 22. Fase A: Diseño a nivel de sistema.....	47
Figura 23. Artromot K1 classic.	48
Figura 24. Kinetec Spectra.....	49
Figura 25. Concepto 1.	49
Figura 26. Concepto 2.	50

Figura 27. Concepto 3.	51
Figura 28. Concepto 4.	52
Figura 29. Concepto 5.	53
Figura 30. Fase B: Diseño a nivel de parámetros	60
Figura 31. Modelado del concepto ganador.....	60
Figura 32. Modelo simplificado del prototipo.....	62
Figura 33. Posición angular fémur.	63
Figura 34. Velocidad angular fémur.	63
Figura 35. Posición angular tibia.....	64
Figura 36. Velocidad angular tibia.....	64
Figura 37. Posiciones del dispositivo a analizar.....	68
Figura 38. Diagrama de cuerpo libre del sistema pierna - barras.	69
Figura 39. Diagrama de cuerpo libre de la tibia.	70
Figura 40. Tipos de roscas de tornillos de potencia.....	74
Figura 41. Rodamiento de bolas de doble hilera y ranura profunda.	79
Figura 42. Descomposición de la carga.....	81
Figura 43. Descomposición total de la carga vertical.....	81
Figura 44. Cargas en la barra del fémur.	82
Figura 45. Diagrama de cuerpo libre barra fémur.	84
Figura 46. Diagrama de cortante fémur.	84
Figura 47. Diagrama de flector fémur.	85
Figura 48. Cargas en la barra de la tibia.....	85
Figura 49. Diagrama de cuerpo libre barra tibia.....	87
Figura 50. Diagrama de cortante tibia.....	87
Figura 51. Diagrama de flector tibia.	88
Figura 52. Barra del fémur con sujeción y carga.....	89
Figura 53. Barra de la tibia con sujeción y carga.	89
Figura 54. Tensiones en la barra del fémur.	90
Figura 55. Tensiones en la barra de la tibia.....	91
Figura 56. Factor de seguridad en la barra del fémur.....	91

Figura 57. Factor de seguridad en la barra de la tibia.....	92
Figura 58. Desplazamientos en la barra del fémur.	93
Figura 59. Desplazamientos en la barra de la tibia.....	93
Figura 60. Sección transversal de la barra	95
Figura 61. Formato hoja de ruta de fabricación.	99
Figura 62. Plano explosionado sub-ensamblaje 2. Sistema de transmisión de potencia.	101
Figura 63. Hoja de ruta de ensamble del sub-ensamblaje 3.....	102
Figura 64. Servomotor eléctrico.....	105
Figura 65. Motor eléctrico de corriente directa.....	106
Figura 66. Motor paso a paso	107
Figura 67. Resultados determinación carga máxima.	111
Figura 68. Diagrama de bloques.....	114
Figura 69. Diagrama de flujo del rehabilitador.	115
Figura 70. Esquema modelo simplificado	117
Figura 71. Esquema electrónico del rehabilitador.....	119
Figura 72. Teclado matricial 4x4.....	120

LISTA DE ANEXOS

“Los anexos se encuentran adjuntos en el CD y se pueden ver en la base de datos de biblioteca”

Anexo A. Tabla de dimensiones de las roscas, Norton.

Anexo B. Tabla de rodamientos de bolas, catálogo SKF.

Anexo C. Tabla de propiedades mecánicas del aluminio, Beer.

Anexo D. Tabla de propiedades mecánicas del acero SAE/AISI 1020, Norton.

Anexo E. Planos de las piezas.

Anexo F. Hojas de ruta de fabricación.

Anexo G. Hojas de ruta de ensamble.

Anexo H. Tabla para la selección del controlador y el motor, catálogo XINJE.

Anexo I. Código de programación.

Anexo J. Presupuesto de construcción del dispositivo.

Anexo K. EES para el cálculo del diámetro mínimo por cortante de las barras.

Anexo L. EES para el cálculo del diámetro mínimo por flector de las barras.

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA DE LA RODILLA EN PACIENTES CON LESIÓN DE LCA CON EL FIN DE RECUPERAR LA MOVILIDAD EN LA ARTICULACIÓN*

AUTOR: CABALLERO MARTINEZ JORGE ANDRÉS, RODRÍGUEZ VESGA DIEGO FELIPE**

PALABRAS CLAVE: Articulación, movilidad, rehabilitación, diseño, flexo extensión, rodilla, LCA, programación, biomecánica.

DESCRIPCIÓN:

En la actualidad existen dispositivos de rehabilitación pasiva que cumplen la función de recobrar la movilidad en la articulación de la rodilla. Sin embargo, son costosos y de difícil acceso a nivel nacional. Por lo tanto, en este proyecto de investigación se propone el diseño de un dispositivo que integre la mecatrónica a la biomecánica con el fin de incursionar en el mercado nacional y complementar el programa de rehabilitación para lesiones de LCA.

El diseño consta de un dispositivo portátil que permite realizar movimientos pasivos de flexión y extensión basados en el ejercicio de deslizamiento de talón. Para ello se realizaron análisis estáticos y dinámicos teniendo en cuenta las dimensiones antropométricas de la población colombiana. Mediante un análisis de resistencia se realizó la selección de materiales ingenieriles que permitan la realización del ejercicio. Adicionalmente se presentan dos hojas de ruta. La hoja de fabricación que consta de las operaciones y parámetros básicos para la manufactura de las piezas que componen el dispositivo y la hoja de ruta de ensamble en la cual se muestra la secuencia de pasos junto con ilustraciones alusivas que se requieren para su armado.

La programación de la terapia se realizó mediante la implementación de un código en el software de Arduino y la simulación del montaje electrónico se llevó a cabo en el ambiente de Proteus 8.

Para el uso adecuado del dispositivo el usuario adopta la posición decúbito supino y apoya la pierna desde la parte baja del glúteo en los soportes respectivos. La terapia puede ser personalizada dependiendo de los requerimientos. El ángulo recorrido puede abarcar desde 0° hasta 110°, la velocidad tiene 3 rangos de operación, velocidad baja de 85°/min, velocidad media de 128°/min y velocidad alta de 170°/min y las repeticiones que pueden ser configuradas a criterio del usuario.

* Trabajo de grado

** Facultad de ingenierías físico-mecánicas. Escuela de ingeniería mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Ingeniero Mecánico y PhD en Ingeniería Mecánica.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN OF A FUNCTIONAL PROTOTYPE FOR THE PHYSIC REHABILITATION OF THE KNEE IN PACIENTS WITH ACL INJURY IN ORDER TO RECUPERATE THE MOVILITY IN THE ARTICULATION*

AUTHOR: CABALLERO MARTINEZ JORGE ANDRÉS, RODRÍGUEZ VESGA DIEGO FELIPE**

KEY WORDS: Articulation, Mobility, Rehabilitation, Design, Flexo extension, Knee, ACL, Programming, Biomechanics.

DESCRIPTION:

Currently, there are passive rehabilitation devices that perform the function of recovering mobility in the knee joint. However, they are expensive and difficult to access at the national level. Therefore, this research project proposes the design of a device that integrates mechatronics and biomechanics in order to enter the national market and complement the rehabilitation program for ACL injuries.

The design consists of a portable device that allows passive flexion and extension movements based on the heel slide exercise. Static and dynamic analyses were performed considering the anthropometric dimensions of the Colombian population. By means of a resistance analysis, the selection of engineering materials that allow the realization of the exercise was carried out. Additionally, two roadmaps are presented. The manufacturing roadmap consists of the operations and basic parameters for the manufacture of the parts that make up the device and the assembly roadmap which shows the sequence of steps along with allusive illustrations required for its assembly.

The programming of the therapy was done through the implementation of a code in the Arduino software and the simulation of the electronic assembly was carried out in the Proteus 8 environment.

For the proper use of the device the user adopts the supine decubitus position and supports the leg from the lower buttock on the respective supports. The therapy can be customized depending on the requirements. The movement angle can range from 0° to 110°, the speed has 3 operating ranges, low speed of 85°/min, medium speed of 128°/min and high speed of 170°/min and the repetitions can be set at the user's discretion.

* Degree work

** Faculty of physical-mechanical engineering. School of mechanical engineering. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Mechanical Engineer and PhD in Mechanical Engineering.

INTRODUCCIÓN

Las lesiones de rodilla son uno de los tipos de lesiones más comunes que se presentan en las personas. Los mecanismos de aparición de una lesión en la articulación de rodilla son variados, puede ser por un impacto, por un desplazamiento fuera de su rango habitual, por un mal movimiento o una pisada errónea. También se atribuye a la realización de un cambio rápido de dirección o si se padece de algún tipo de enfermedad degenerativa como artritis o artrosis. Debido a esto, las personas que sufren una lesión de rodilla tienen limitaciones con el movimiento normal de la articulación generando que se provoque una afectación en el normal desarrollo de sus actividades diarias.

Dentro de las lesiones de rodilla la rotura de ligamento cruzado anterior (LCA) es catalogada como la más común. Su rehabilitación dependerá del tipo y gravedad de esta. Sin embargo, la mayoría de las técnicas requieren el acompañamiento de un fisioterapeuta que monitoree la adecuada realización de los ejercicios haciendo que sea un proceso lento y discontinuo.

Actualmente existen equipos de rehabilitación que se encargan de realizar movimientos pasivos continuos en la articulación, permitiendo recobrar el arco de movilidad en la rodilla. Sin embargo, estos equipos son escasos a nivel nacional y su costo es bastante alto.

Debido a esto se propuso como objetivo del proyecto de grado realizar el diseño de un dispositivo que realice movimientos de flexión y extensión de la rodilla basado en el ejercicio de deslizamiento de talón. Se busca crear un dispositivo que sea portátil y relativamente económico para que sea de fácil acceso y la persona pueda realizar su rehabilitación sin necesidad de trasladarse a un centro de médico. De igual forma se pretende generar un impacto positivo en la población que presenta afectaciones en la articulación de la rodilla brindándoles un dispositivo que promueva la rápida recuperación de los pacientes que presentan una lesión de LCA. Adicionalmente se desea generar un impacto tecnológico en el campo de la

biomecánica a través de la incorporación de este dispositivo, ya que no es mucho lo que ha avanzado en este aspecto y no es muy amplio en el mercado nacional. Por último, se busca que el proyecto sea una base para la generación de ideas de prototipos que cumplan la misma función, pero en diferentes articulaciones.

1. OBJETIVOS

1.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar un prototipo funcional que permita la rehabilitación física de la rodilla en personas con lesión de LCA ayudando a recobrar la movilidad mediante el uso de técnicas de movimiento pasivo de flexión y extensión.

1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un dispositivo de rehabilitación funcional con énfasis en la rodilla de bajo costo que permita generar movimientos pasivos mediante la metodología NASA ESMD Capstone Design, que opere en un rango de velocidad entre 30-150°/min, permita un rango de movimiento entre -10-120° y cuente con 4 puntos de ajuste.
- Elaborar una hoja de ruta de manufactura en donde se especifique los procesos y materiales necesarios en la fabricación de cada una de las piezas que componen el prototipo para observar la secuencia de pasos requeridos en su producción.
- Realizar una hoja de ruta de ensamble en donde se muestre el modelado de las piezas que componen el prototipo, su ensamblaje y una simulación de movimiento mediante Solidworks, para visualizar sus componentes y la forma en la que está armado.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. REFERENTES TEÓRICOS

2.1.1. Anatomía de la rodilla. La articulación de la rodilla es la mayor articulación sinovial del cuerpo. Consta de:

- ✓ La articulación entre el fémur y la tibia (femorotibial), que soporta el peso.
- ✓ La articulación entre la rótula y el fémur (femororrotuliana), que permite dirigir la tracción del músculo cuádriceps femoral en sentido anterior sobre la rodilla hasta la tibia sin que el tendón se desgaste¹.

Desde el punto de vista fisiológico la rodilla es básicamente una articulación de tipo bisagra con un solo grado de libertad de movimiento: la flexión y extensión. De manera accesoria, posee un segundo grado de libertad: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la rodilla está flexionada.

La articulación de la rodilla está reforzada por ligamentos colaterales, uno a cada lado de la articulación. Además, cuenta con dos ligamentos muy fuertes (ligamentos cruzados) que conectan los extremos adyacentes del fémur y la tibia manteniendo sus posiciones opuestas durante el movimiento.

Figura 1. Articulación de la rodilla.



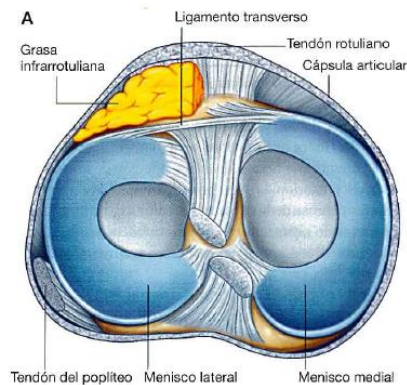
Fuente. DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

¹ DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

La rodilla se compone de varias estructuras:

2.1.1.1 Meniscos. Son cartílagos fibrocartilaginosos en forma de C que se encuentran en el interior de la rodilla, entre los cóndilos y los platillos tibiales. Estos tejidos funcionan como amortiguadores para transmitir el peso a través de la articulación. Existen dos en la articulación de la rodilla: uno medial y otro lateral².

Figura 2. Meniscos de la articulación de la rodilla.



Fuente. DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

El menisco medial se inserta alrededor de su borde a la cápsula de la articulación y al ligamento colateral tibial, mientras que el menisco lateral no está unido a la cápsula. Por esta razón el menisco lateral es más móvil que el medial.

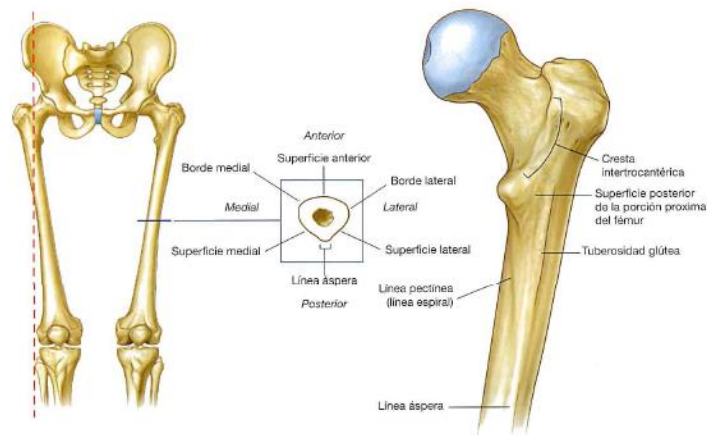
Los meniscos mejoran la congruencia entre los cóndilos femorales y tibiales durante los movimientos articulares.

² Ibid.

2.1.1.2. Huesos

- **Fémur.** Es el hueso del muslo y constituye el hueso más largo del cuerpo. Su extremo proximal se caracteriza por una cabeza, un cuello y dos grandes proyecciones en la parte superior de la diáfisis las cuales son llamadas trocánteres y se dividen en mayor y menor³. Su parte inferior finaliza en los cóndilos femorales, estos se insertan en los meniscos.

Figura 3. Parte superior del fémur y vista general de la estructura ósea inferior.



Fuente. DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

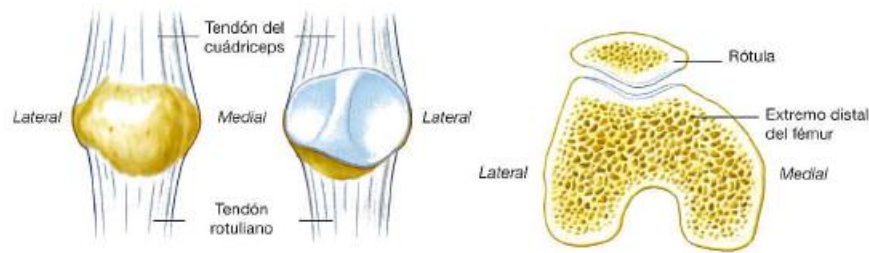
- **Rótula.** Es el mayor hueso sesamoideo (hueso formado dentro de un tendón muscular) del cuerpo y está formado dentro del tendón del músculo cuádriceps femoral, donde cruza por delante de la articulación de la rodilla y se inserta en la tibia⁴.
- ✓ Su vértice apunta hacia abajo para la inserción del tendón rotuliano, el cual conecta la rótula con la tibia.

³ Ibid.

⁴ Ibid.

- ✓ Desde arriba se da la inserción del músculo cuádriceps femoral, generando que su base sea ancha y gruesa.
- ✓ Su superficie posterior se articula con el fémur.

Figura 4. Vista anterior, posterior y superior de la rótula.

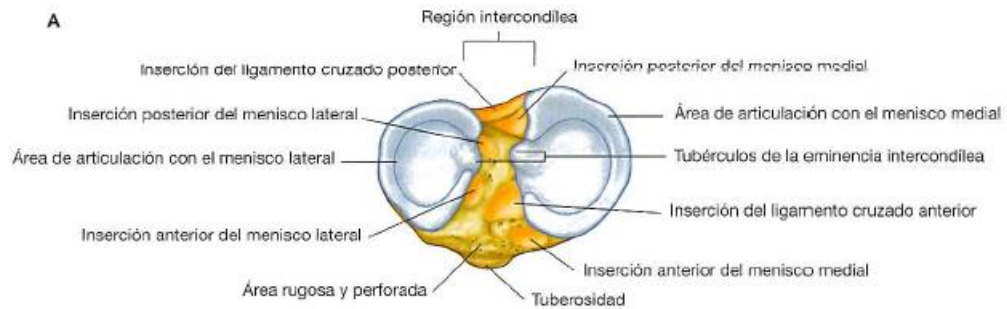


Fuente. DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

- **Tibia.** La tibia constituye el hueso medial y más grande de la pierna, y es el único que se articula con el fémur en la articulación de la rodilla⁵. La tibia soporta el peso que es transmitido desde el fémur y lo transmite hacia el tobillo y el pie. Consta de un cóndilo medial y un cóndilo lateral, los cuales están aplanados en el plano horizontal y sobresalen de la diáfisis. Las superficies superiores de los cóndilos medial y lateral son articulares y están separadas por una región intercondílea, que contiene zonas para la inserción de ligamentos fuertes (cruzados) y cartílagos interarticulares (menisco) de la articulación de la rodilla.

⁵ Ibid.

Figura 5. Vista superior del extremo proximal de la tibia.



Fuente. DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

2.1.1.3. Ligamentos. Los ligamentos son tiras de tejido duro que conectan los extremos de los huesos, juntos con los músculos se encargan de brindar estabilidad a la articulación de la rodilla. Se subdividen en ligamentos cruzados y ligamentos capsulares o laterales⁶. Son esenciales para la flexión y extensión de la rodilla, estos evitan una extensión excesiva, convirtiéndose en ejes de rotación a la hora de iniciar el movimiento⁷.

- **Ligamentos colaterales.** Se encargan de estabilizar el movimiento en bisagra de la rodilla. Se encuentran uno a cada lado de la articulación⁸.
- ✓ **Ligamento colateral peroneo:** En forma de cordón se inserta a nivel superior al epicóndilo femoral lateral, por encima del surco para el tendón del poplíteo. A nivel inferior se inserta en una depresión de la superficie lateral de la cabeza del peroné.

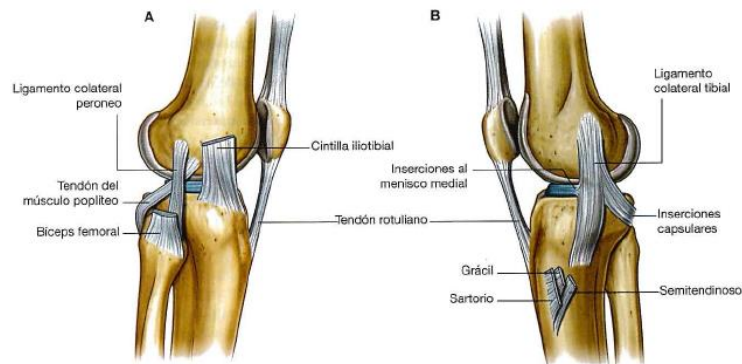
⁶ CHAPARRO HERNÁNDEZ, Daniel Felipe y HERRERA SANDOVAL, Cesar Augusto. Análisis de la presión de contacto intercondilar en la articulación de la rodilla en condiciones de lesión del ligamento anterior cruzado y cargas estáticas usando el sensor de presión Tekscan. Trabajo de grado para título de ingeniero mecánico. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica, 2017. 121 p.

⁷ REYES ECHEVERRÍA, Aura Karina. Diseño de un sistema de rehabilitación mecatrónico, basado en el estudio biomecánico de la rodilla, aplicable al tratamiento post-quirúrgico por rotura de ligamento. Trabajo de grado para título de diseñadora industrial. Bucaramanga. Universidad Industrial de Santander, 2011. 198 p.

⁸ DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

- ✓ **Ligamento colateral tibial:** Es ancho y plano, se inserta en gran parte de su superficie profunda en la membrana fibrosa subyacente. En su parte superior está anclado al epicóndilo femoral medial, y desciende a nivel anterior para insertarse en el borde y la superficie mediales de la tibia por encima y detrás de la inserción de los tendones del sartorio, el grácil y semitendinoso.

Figura 6. Ligamentos colaterales de la articulación de la rodilla.



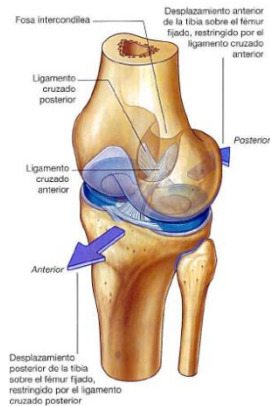
Fuente. DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

- **Ligamentos cruzados.** Se encuentran en la región intercondílea de la rodilla y conectan el fémur y la tibia. Se denominan de esa manera porque se cruzan entre sí en el plano sagital entre sus inserciones tibial y femoral⁹.
- ✓ **Ligamento cruzado anterior (LCA):** Se inserta en una carilla de la parte anterior del área intercondílea de la tibia, y asciende en sentido posterior para insertarse en una carilla de la porción posterior de la pared lateral de la fosa intercondílea del fémur. Cruza lateral al ligamento cruzado posterior a su paso a través de la región intercondílea. Evita el desplazamiento anterior de la tibia respecto del fémur.
- ✓ **Ligamentos cruzado posterior (LCP):** Se inserta en la cara posterior del área intercondílea de la tibia y asciende en sentido anterior para insertarse

⁹ Ibid.

en la pared medial de la fosa intercondílea del fémur. Evita el desplazamiento posterior de la tibia respecto al fémur.

Figura 7. Ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla.



Fuente. DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

2.1.1.4. Músculos. Los tendones en la articulación de la rodilla tienen como función el soporte y generación de movimiento, pero esto no lo pueden realizar sin la ayuda de los músculos, estos le permiten a la rodilla tener estabilidad y movimiento. Según el movimiento que se realice los músculos se dividen en:

- **Extensores:** Se encuentra constituido por el cuádriceps, la rótula y el tendón rotuliano. Se encarga del control de la flexión y el control de la rotación externa. El músculo más importante es el cuádriceps femoral. Este debe lograr mantener el equilibrio de la rótula para que esta deslice adecuadamente sobre la escotadura intercondílea¹⁰.

¹⁰ CHAPARRO HERNÁNDEZ, Daniel Felipe y HERRERA SANDOVAL, Cesar Augusto. Análisis de la presión de contacto intercondilar en la articulación de la rodilla en condiciones de lesión del ligamento anterior cruzado y cargas estáticas usando el sensor de presión Tekscan. Trabajo de grado para título de ingeniero mecánico. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica, 2017. 121 p.

Figura 8. Músculos extensores.



Fuente. HEIPERTZ, W; HUETER – BECKER, Antje y SHEWE, H. Fisioterapia, descripción de técnicas y tratamiento. Barcelona: Paidoribo, 2003.

- **Flexores:** Actúa como flexor rotador de la pierna sobre el fémur, los músculos se encuentran en la parte posterior del muslo¹¹. Posee dos grupos, uno interno y otro externo. El externo se constituye por el bíceps femoral y poplíteo, gemelos. El interno se constituye por los músculos recto interno, semimembranoso y semitendinoso.

Figura 9. Músculos flexores.



Fuente. HEIPERTZ, W; HUETER – BECKER, Antje y SHEWE, H. Fisioterapia, descripción de técnicas y tratamiento. Barcelona: Paidoribo, 2003.

¹¹ Ibid.

2.1.2. Biomecánica de la rodilla. La rodilla es una estructura articular compleja, ya que debe hacer compatible la transmisión de grandes cargas dentro de un amplio rango de movilidad. Integrada en el eje de carga cadera-rodilla-tobillo, obliga a que tanto su morfología como su función tengan que valorarse dentro de este conjunto dinámico del miembro inferior.

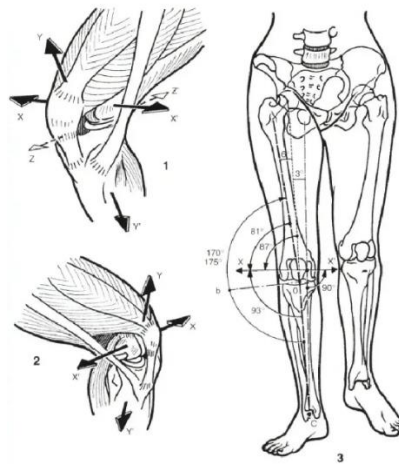
2.1.2.1. Planos y ejes de movimiento. La rodilla trabaja esencialmente en un estado de compresión, debido al peso corporal y la fuerza de gravedad. Por ello ha desarrollado mecanismos que le proporcionan una gran estabilidad cuando se encuentra en su máxima extensión soportando el peso y facilitando el descanso, a la vez que debe disponer de una gran amplitud de movimiento para facilitar el salto y otros movimientos cotidianos¹².

Esta gran articulación puede considerarse anatómicamente como una doble condílea, pero funcionalmente se comporta como una tróclea, la palanca de movimiento que le imprime la articulación femorrotuliana.

- **Ejes de movimiento:** De esta manera la rodilla presenta movimientos en los tres ejes.
- ✓ Sobre un eje transversal, tiene lugar el movimiento principal de la rodilla: la flexión y extensión.
- ✓ En el eje sagital se producen los movimientos varo-valgo
- ✓ En el eje vertical la rodilla rota, externa o internamente, desplazándose la tibia bajo el fémur.

¹² BASAS GARCÍA, Ángel; FERNÁNDEZ DE LAS PEÑAS, César y MARTÍN URRIALDE, Jose Antonio. Tratamiento fisioterápico de la rodilla. Madrid: McGraw Hill Interamericana, 2003. 308 p.

Figura 10. Ejes del miembro inferior.

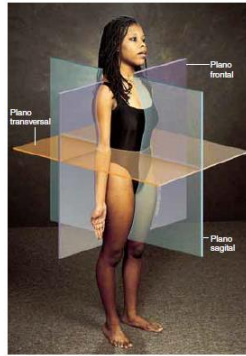


Fuente. KAPANDJI, Adalbert Ibrahim. Fisiología articular, 5 ed, v.2. España: Médica Panamericana S.A., 2011. 310 p.

- **Planos de movimiento:** La mayoría de las imágenes o ilustraciones que existen del cuerpo humano se basan en cortes reales o imaginarios llamados secciones o planos. La sección alude a un corte real para revelar la anatomía interna, el plano alude a una superficie plana imaginaria que atraviesa el cuerpo. Los tres planos anatómicos son¹³:
 - ✓ **Plano sagital:** Pasa de manera vertical por el cuerpo o un órgano y lo divide en las porciones derecha o izquierda. También es llamado plano medio.
 - ✓ **Plano frontal:** Pasa de manera vertical por el cuerpo o un órgano, pero es perpendicular al plano sagital dividiendo el cuerpo en porciones anterior (adelante) y posterior (atrás).
 - ✓ **Plano transversal:** Atraviesa el cuerpo o un órgano de manera perpendicular a su eje largo y lo divide en porción superior (arriba) e inferior (abajo).

¹³ SALADIN, Kenneth. Anatomía y fisiología sexta edición. México: McGraw Hill Interamericana, 2013. 1250 p.

Figura 11. Planos anatómicos de referencia.



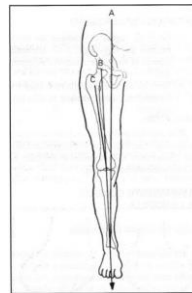
Fuente. SALADIN, Kenneth. Anatomía y fisiología sexta edición. México: McGraw Hill Interamericana, 2013. 1250 p.

2.1.2.2. Alineamiento general de la rodilla

- **Valgo fisiológico de la rodilla.** La alineación del miembro inferior presenta una angulación la altura de la rodilla entre sus diferentes segmentos. De manera que, el eje de la diáfisis femoral y de la diáfisis tibial no se encuentran en una misma línea, sino que forman un ángulo obtuso de unos $170\text{-}175^\circ$ conocido como el valgo fisiológico de la rodilla.

El eje mecánico del miembro inferior sigue una línea recta trazada entre los centros articulares de la cadera, la rodilla y el tobillo. Sin embargo, este eje no es del todo vertical, sino que presenta una inclinación de unos 3° sobre el eje vertical de gravedad, debido a que las caderas se encuentran más separadas entre sí que los tobillos.

Figura 12. Ejes del miembro inferior.



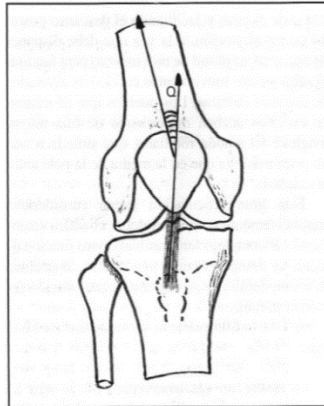
Fuente. BASAS GARCÍA, Ángel; FERNÁNDEZ DE LAS PEÑAS, César y MARTÍN URRIALDE, Jose Antonio. Tratamiento fisioterápico de la rodilla. Madrid: McGraw Hill Interamericana, 2003. 308 p.

Donde:

- Eje A representa el eje de gravedad.
- Eje B representa el eje mecánico.
- Eje C representa el valgo fisiológico.

- **Ángulo Q:** Es el ángulo comprendido entre las líneas o ejes de los tendones cuadricipital y rotuliano. Este ángulo puede variar en hombres y mujeres, siendo mayor en las mujeres al poseer una pelvis más grande (15.8° en mujeres y 11.2° en hombres). La contracción isométrica del cuádriceps disminuyendo el ángulo Q. El aumento de este ángulo es una desventaja para la marcha y la carrera, provocando un aumento de la presión femoropatelar.

Figura 13. Ángulo entre el eje del cuádriceps y el tendón rotuliano.



Fuente. BASAS GARCÍA, Ángel; FERNÁNDEZ DE LAS PEÑAS, César y MARTÍN URRIALDE, Jose Antonio. Tratamiento fisioterápico de la rodilla. Madrid: McGraw Hill Interamericana, 2003. 308 p.

2.1.2.3. Movimientos de la rodilla. La rodilla es capaz de realizar varios movimientos, entre estos destaca el movimiento de flexo extensión. También puede presentar rotaciones de la tibia bajo el fémur y movimientos de pequeña amplitud.

- **Flexo extensión.** Cuando se genera un movimiento y las caras posteriores del muslo se acercan a las caras de la pierna se presenta la flexión. Se presentan cuatro tipos de movimientos los cuales generan que la amplitud cambie:
 - ✓ **Flexión activa:** Es máxima con la cadera en flexión, debido a la menor resistencia elástica del cuádriceps. Esta va de 140° (con la cadera en flexión) a 120° (con la cadera en extensión).
 - ✓ **Flexión pasiva:** Se alcanza una amplitud de 160° y permite que la persona se siente apoyando la nalga sobre los talones.
 - ✓ **Extensión activa:** A contrario que en la flexión, la extensión aleja las caras posteriores del muslo y la pierna. Cuando se presenta una extensión completa el eje del muslo se continúa con el eje de la pierna. La extensión activa rara vez sobrepasa la posición de referencia¹⁴.
 - ✓ **Extensión pasiva:** Permite rebasar la posición de referencia entre 5 y 10°.

- **Rotación.** Estos movimientos se consiguen con la rodilla flexionada, ya que cuando está extendida la tensión ligamentosa mantiene bloqueada la articulación para estas para estas rotaciones. Para medir en ángulo de rotación se coloca a la persona en posición decúbito prono y se flexiona pasivamente la rodilla a 90° para eliminar esa resistencia. El ángulo de rotación externa es de 40° y el ángulo de rotación interna es de 30°.

2.1.3. Lesiones de rodilla. Las lesiones de rodilla pueden presentarse de muchas maneras, por golpes externos, por pisar mal a la hora de caminar/correr, o incluso por una enfermedad propia la cual degenera la articulación.

¹⁴ Ibid.

2.1.3.1. Artritis de las rodillas. Es una enfermedad en la cual se presenta el desgaste de la articulación de la rodilla. El tipo más común de artritis de rodilla es la osteoartritis, donde la enfermedad hace que se desgaste gradualmente el cartílago de la rodilla. Otro tipo de enfermedad es la artritis reumatoidea, esta causa inflamación en la articulación y puede destruir el cartílago¹⁵.

2.1.3.2. Lesiones y trastornos de los cartílagos. Se presenta el trastorno cuando el cartílago de la rótula se ablanda. Puede ser causada por algunas lesiones, el uso excesivo o la debilidad muscular, cuando algunas partes de las rodillas no están alineadas o cuando se recibe un golpe en la rótula¹⁶.

2.1.3.3. Lesiones y trastornos de los tendones. Las lesiones en los tendones pueden presentar varios grados de gravedad, desde el menos grave que es una inflamación del tendón hasta el más grave que es un desgarro o ruptura.

- **Tendinitis rotuliana:** Se presenta cuando el cuerpo se desempeña seguidamente en ejercicios que requieren de saltos.
- **Osgood-schlatter:** Es una enfermedad que genera hinchazón en la rodilla y parte superior de la espinilla, y tiene suceso cuando se desprende el tendón y este arranca un pedazo de hueso.
- **Síndrome de la cintilla iliotibial:** Se presenta cuando el tendón está muy cerca del hueso exterior de la rodilla y se da un roce, causando hinchazón¹⁷.

¹⁵ STEINER, Timothy y PARKER, R.D. Patella: subluxation and dislocation. 2. Patellofemoral instability: recurrent dislocation of the patella. En: DELEE, J.C.; DREZ, D. jr.; MILLER, M.D. eds. Delee and Dree's Orthopaedic Sports Medicine. 3 ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2009. Cap. 22. Sección. C.

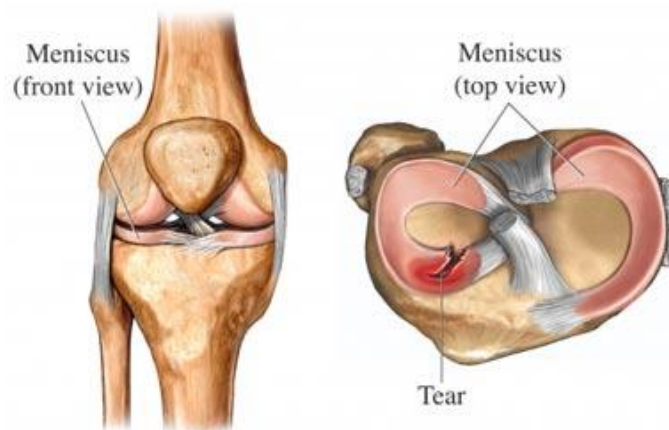
¹⁶ Ibid.

¹⁷ BIRMINGHAM, Trevor, *et al.* A randomized controlled trial comparing the effectiveness of functional knee brace and neoprene sleeve use after anterior cruciate ligament reconstruction. [En línea]. En: The American Journal of Sports Medicine. Estados Unidos: SAGE publishing, abril, 2008, vol. 36, nro. 4, p. 648-655. [Consultado: 10 de noviembre de 2020]. Disponible en <https://doi.org/10.1177/0363546507311601>.

2.1.3.4. Desgarro meniscal. Como se dijo anteriormente el menisco sirve como cama elástica en el lugar donde se contactan los huesos de la articulación. Esta sección es la parte de la rodilla más lesionada frecuentemente.

Al ser la lesión más frecuente se presenta de manera constante en los deportistas, en disciplinas tales como el fútbol y otros deportes de contacto, los jugadores tienden a lesionarse al torcerse la rodilla, girar, o parar súbitamente. Al tener una velocidad, un paro instantáneo representaría una carga muy alta para los meniscos o el menisco que esté apoyado en ese instante y por lo tanto ocurre la lesión.

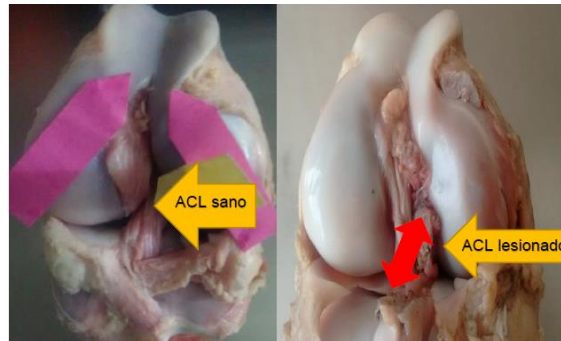
Figura 14. Lesión de menisco.



Fuente. CANCER CARE. [En línea]. [Consultado: 24/02/2020]. Disponible en: <http://www.cancercarewny.com/content.aspx?chunkid=103585>.

2.1.3.5. lesión de ligamento cruzado anterior (LCA) y posterior (LCP). Los ligamentos cruzados llevan ese nombre ya que se cruzan dentro de la rodilla formando una "x". La lesión se presenta cuando hay una ruptura o estiramiento excesivo del ligamento. Así mismo la ruptura puede ser parcial o completa.

Figura 15. Lesión de ligamento cruzado anterior en una probeta de rodilla de cerdo.



Fuente. CHAPARRO HERNÁNDEZ, Daniel Felipe y HERRERA SANDOVAL, Cesar Augusto. Análisis de la presión de contacto intercondilar en la articulación de la rodilla en condiciones de lesión del ligamento anterior cruzado y cargas estáticas usando el sensor de presión Tekscan. Trabajo de grado para título de ingeniero mecánico. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica, 2017. 121 p.

2.1.3.6. Lesión del ligamento lateral externo de la rodilla. Tal y como en las lesiones de ligamento cruzado, en este tipo de ligamento se presenta un estiramiento o ruptura que puede ser parcial o completa.

El ligamento lateral externo generalmente se lesiona por presión o por una lesión que empuja la articulación de la rodilla desde el interior, lo cual ocasiona tensión sobre su parte externa¹⁸.

2.1.3.7. Lesión del ligamento lateral interno de la rodilla. El ligamento de la parte interna de la rodilla mantiene la tibia en su lugar, y tal como las dos lesiones anteriores se presenta cuando hay estiramiento o ruptura parcial o completa del ligamento.

El ligamento lateral interno (LLI) generalmente se lesiona por presión o tensión sobre la parte externa de la rodilla. Un bloqueo a la parte externa de la rodilla durante un juego de fútbol es una forma común para que este ligamento se lesione.

¹⁸ DE CARLO, Mark y ARMSTRONG, Brain. Rehabilitation of the knee following sports injury. [En línea]. En: Clinics in Sports Medicine. Estados Unidos: Elsevier Inc, enero, 2010. v.29, nro. 1. p. 81 – 106. [Consultado: 1 de octubre de 2020]. Disponible en: <https://scihub.se/10.1016/j.csm.2009.09.004>.

A menudo, este ligamento se lesiona al mismo tiempo que se presenta la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA)¹⁹.

2.1.4. Rehabilitación de la rodilla. Las lesiones de la articulación de la rodilla son tratadas de manera conservadora o quirúrgica según la gravedad de la lesión.

De manera que, se inicia precozmente, horas después de la cirugía, en la fase llamada rehabilitación inmediata, para continuar durante algunas semanas de manera individualizada (el tiempo total de terapia lo determina la evolución particular de cada paciente) hasta el restablecimiento completo²⁰.

Las técnicas que se usan para rehabilitación en fisioterapia son múltiples y variadas, estas se pueden clasificar según las herramientas y los medios empleados.

Terapia manual:

- Masoterapia.
- Kinesioterapia.
- Fisioterapia manual ortopédica.
- Métodos manuales de reeducación de la conducta postural.
- Estiramientos analíticos.
- Fisioterapia neurológica.
- Fisioterapia respiratoria.
- Fisioterapia obstétrica.
- Vendaje funcional y vendaje neuromuscular.
- Fibrólisis diautánea.

Terapia mediante agentes físicos:

- Electroterapia y ultrasonoterapia.

¹⁹ DAMO, Paolo. Diseño de un rehabilitador de rodilla [En línea]. Trabajo de grado para optar al título de ingeniero mecánico. Naguanagua: Universidad de Carabobo, Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Mecánica, 2012. 100 p. [Consultado: 10 de noviembre de 2020]. Disponible en <http://mriuc.bc.uc.edu.ve/bitstream/handle/123456789/1690/pdamo.pdf?sequence=1>.

²⁰ MIRALLES, Rodrigo. Rehabilitación de la extremidad inferior. Universidad de Rovira – Virginia, 1999.

- Termoterapia y crioterapia.
- Hidroterapia.
- Mecanoterapia y presoterapia.
- Magnetoterapia y fototerapia.

2.1.4.1 Cinesiterapia. Para la realización de este proyecto se basará en la kinesioterapia o cinesiterapia, la cual está basada en los movimientos activos o pasivos del cuerpo y su objetivo principal es el de recuperar, mejorar, mantener y educar el movimiento.

- **Cinesiterapia pasiva.** En este tipo de terapia el paciente no realiza ninguna acción voluntaria y el fisioterapeuta o algún agente externo es quien moviliza al paciente. El objetivo principal es recuperar la movilidad perdida y que la articulación vuelva a tener todo su rango articular. Se diferencian los siguientes tipos²¹:
 - **Movilización pasiva articular:** La realiza el fisioterapeuta y se centra en una articulación o en varias articulaciones. Se encuentran tres tipos:
 - ✓ Analítica simple: Tiene como objetivo mantener la movilidad. Se realiza en un solo plano y eje.
 - ✓ Analítica específica: Tiene como objetivo recuperar el movimiento restringido forzando un poco la articulación. Para este tipo de movilización se pueden utilizar las tracciones manuales, en las que el terapeuta intenta decoaptar la cápsula articular o estirar ligamentos y tendones

²¹ DEUSTO SALUD. Rehabilitación mediante cinesiterapia. [En línea]. Fecha de publicación: 17/03/2016. [Consultado: 3 de agosto de 2020]. Disponible en: <https://www.deustosalud.com/blog/rehabilitacion/rehabilitacion-mediante-cinesiterapia>.

- ✓ Funcional: La movilización se lleva a cabo en los 3 planos del espacio. Se utiliza sobre todo en pacientes con patología neuromotora.
- **Movilizaciones pasivas articulares auto pasivas:** En este tipo de movilizaciones, el paciente es el que moviliza a sí mismo. Se encuentran tres tipos:
 - ✓ Auto pasivas por él mismo: El paciente se agarra el miembro a tratar y el mismo lo moviliza
 - ✓ Auto pasivas por sistema instrumental: El paciente utiliza material auxiliar como bandas elásticas o poleas para ayudarse a movilizar el segmento a tratar.
 - ✓ Movilizaciones pasivas articulares por sistemas instrumentales: Son movilizaciones que realiza una máquina en alguna parte del cuerpo del paciente.
- **Tracciones articulares:** Son ejercicios que se basan en separar las articulaciones con el objetivo de disminuir la presión entre ellas.
- **Cinesiterapia activa.** El objetivo principal de esta terapia es recuperar y mejorar la fuerza perdida y mantener y mejorar la movilidad ganada con la cinesiterapia pasiva.
- **Ejercicios activos asistidos:** Son ejercicios realizados por el paciente de manera voluntaria y con una pequeña ayuda externa para facilitar el movimiento. Se utilizan los siguientes métodos:
 - ✓ Hidroterapia.
 - ✓ Poleas.
 - ✓ Mesas deslizantes.
 - ✓ Manos del fisioterapeuta.
- **Ejercicios activos libres:** El paciente no recibe ningún tipo de ayuda. La única resistencia es el peso corporal del segmento en movimiento.

- **Ejercicios activos asistidos-resistidos:** Son ejercicios en los que hay una parte de este en la que el paciente recibe una ayuda externa en la ida y reciba una fuerza en contra que realiza el fisioterapeuta con sus manos.
- **Ejercicios activos resistidos:** El paciente realiza el ejercicio con una fuerza externa en contra. Los métodos de aplicación pueden ser las manos del fisioterapeuta, poleas con peso, pesos o bandas elásticas.

2.1.5. Equipos existentes

2.1.5.1. Kinectec Spectra. Es un dispositivo diseñado por la empresa Enraf-nonius. Su función es ayudarle al paciente a la rehabilitación mediante un movimiento continuo pasivo (MPC) de rodilla, pie y cadera. Lo que busca el dispositivo es romper el ciclo traumático, inflamatorio y la pérdida de rango de movimiento, además de eliminar la rigidez articular en la rodilla.

Figura 16. Kinectec Spectra.



Fuente: KINETEC. [En línea]. [Consultado: 24/02/2020]. Disponible en: <http://www.kinetecuk.com/kinetec-spectra-kompanion-with-pu-pads-13987>.

2.1.5.2. Artromot K3. Es un dispositivo diseñado por la empresa Chattanooga. Su función es ayudarle al paciente a la rehabilitación mediante un movimiento continuo pasivo (MPC) de rodilla y cadera.

Las características exclusivas de programación incluyen: ajustes de modo de calentamiento, ajuste de doble velocidad, tiempo de funcionamiento del paciente,

tiempo de funcionamiento total del aparato, característica de inversión de carga, pausa, extensión y flexión, controles electrónicos digitales que permiten al equipo comunicarse con el motor y el potenciómetro²²

Figura 17. Artromot K3.



Fuente: ATM, Movimiento En Equipo Sur. [En línea]. [Consultado: 24/02/2020]. Disponible en: <http://www.rehabfisica.com/rodilla-cadera/475-artromot-k3-cpm-standard.html>.

2.1.5.3. Optiflex 3. Es un dispositivo diseñado por la empresa Chattanooga el cual ayuda a la recuperación del paciente después de una cirugía en la articulación de la rodilla. El dispositivo se usa normalmente en pacientes que fueron operados de una sustitución total de la rodilla y de reparaciones del ligamento cruzado anterior. Después de una cirugía importante de articulaciones, si un paciente no logra mover la articulación, el tejido alrededor de la articulación se pasmará y se formará tejido cicatricial, dando como resultado una articulación con un rango de movimiento limitado. Al flexionar y extender repetidamente la articulación se reducen los efectos de inmovilización y trauma²³.

²² DAMO, Paolo. Diseño de un rehabilitador de rodilla [En línea]. Trabajo de grado para optar al título de ingeniero mecánico. Naganagua: Universidad de Carabobo, Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Mecánica, 2012. 100 p. [Consultado: 10 de noviembre de 2020]. Disponible en <http://mriuc.bc.uc.edu.ve/bitstream/handle/123456789/1690/pdamo.pdf?sequence=1>.

²³ Ibid.

Figura 18. OptiFlex 3.



Fuente: CHATTANOOGA. [En línea]. [Consultado: 24/02/2020]. Disponible en: <http://www.international.chattgroup.com/es/productos/cpm-de-rodilla-optiflexr-3>.

2.1.5.4. Ortomed 4060. Es un dispositivo que ayuda a la rehabilitación de la articulación de la rodilla mediante el movimiento pasivo continuo. Este se da en un rango de -10° a 120° , con una velocidad entre 30° a 150 $^{\circ}/\text{min}$. Incluye funciones tales como comenzar/parar, control de la demora de la extensión y flexión, movimientos generados mediante el software *Ortomed Program Maker*.

Figura 19. Ortomed 4060.



Fuente: MEDICAL EXPO. [En línea]. [Consultado: 24/02/2020]. Disponible en: <http://www.medicalexpo.es/prod/carci/product-67946-646477.html>.

3. DISEÑO METODOLÓGICO

Para llevar a cabo el cumplimiento de los objetivos del proyecto y por consiguiente el óptimo diseño del prototipo se divide la metodología en el diseño del sistema mecánico, el diseño del sistema de control y el desarrollo de la hoja de ruta de fabricación y ensamble.

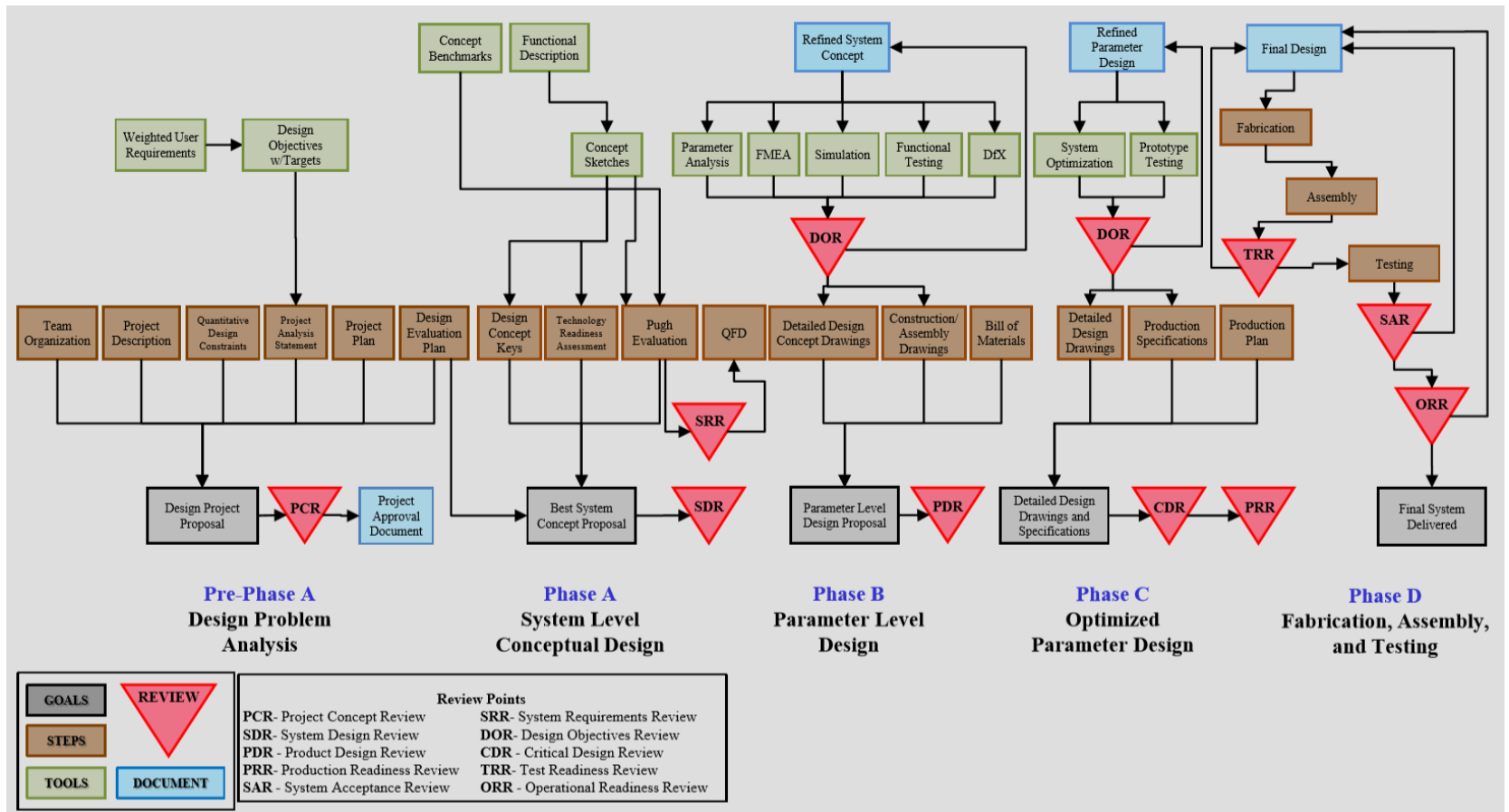
El sistema mecánico incluye el diseño de la estructura que soportará el miembro inferior, la selección del mecanismo motriz, la unidad de transmisión de potencia, los puntos de agarre o ajuste, la ubicación de los sensores que medirán la información, y demás aspectos que se refiere a la forma del sistema. El sistema de control será el responsable de regular el comportamiento del prototipo mediante el uso de un microcontrolador que interpretará las señales provenientes los sensores y ejerza una acción al actuador por medio de un pre-actuador.

En el desarrollo de la hoja de ruta de fabricación y de ensamble, la de fabricación presenta las piezas que componen el dispositivo y los procesos de manufactura que se deben llevar a cabo para la fabricación de estas. La de ensamble muestra los planos y modelado de cada pieza, y una simulación en la que se puede ver cómo queda el prototipo finalmente, la forma en la que van conectadas las piezas, y el movimiento que este realizaría.

3.1. DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO

Para la realización del diseño mecánico se va a realizar basados en la metodología de diseño NASA ESMD Capstone Design desarrollada por John K. Gershenson, Ph.D. Esta metodología permite implementar un proceso de diseño estructurado aplicado a un proyecto real. Además, busca desarrollar productos que excedan los requerimientos y expectativas del cliente. Esto mediante herramientas como revisiones durante todas las fases del diseño que permiten validar y verificar la calidad y el cumplimiento de una fase o parte de ella. A continuación, se explican brevemente cada una de las fases que lo componen:

Figura 20. NASA ESMD Capstone Design Process



Fuente: GERSHENSON, John. NASA ESMD Capstone Design, 2009.

Pre-fase A: Análisis del problema de diseño. El objetivo de esta etapa es establecer la propuesta de diseño del proyecto. Para ello, es importante identificar la necesidad del usuario para poder establecer los requerimientos, las características técnicas y los objetivos de diseño que serán usados para validar el diseño del prototipo.

Fase A: Diseño conceptual a nivel de sistema. El propósito de esta etapa es la selección de la mejor propuesta de diseño. Esto se logra mediante los bocetos conceptuales y una descripción funcional del sistema, haciendo uso de herramientas tales como la evaluación PUGH y de la matriz QFD, donde las alternativas se ponen en evaluación basándose en los requisitos definidos en la fase anterior y de esta manera lograr el objetivo.

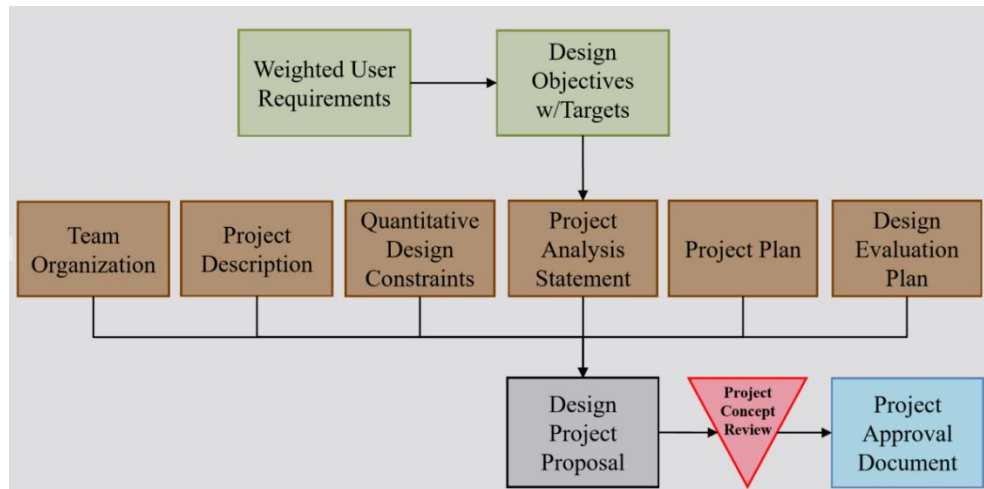
Fase B: Diseño a nivel de parámetros. En esta fase se define el proyecto con suficiente detalle para obtener un diseño preliminar para el producto final que cumpla con los requerimientos estipulados. Para eso se hace uso de herramientas CAD/CAE para modelado y simulación, análisis de parámetros, FMEA, pruebas funcionales y Dfx, las cuales permiten capturar oportunidades de mejora en esta fase de diseño. Adicionalmente, en esta fase se genera una lista de materiales, así como planos de piezas y ensamble.

Fase C: Optimización de parámetros de diseño. El objetivo de esta fase es la obtención de planos de diseño de detalle y especificaciones de producción. Para ello se optimizarán los parámetros mediante la construcción de un prototipo y la prueba de este, identificando posibles mejoras en el diseño.

Fase D: Fabricación, ensamble y pruebas. El objetivo principal de esta fase es la obtención del sistema final. Para ello se lleva a cabo la fabricación, el ensamble y las pruebas finales para validar el diseño del proyecto.

3.1.1. Pre-fase A: Análisis del problema de diseño

Figura 21. Pre-fase A: Análisis del problema de diseño



Fuente: GERSHENSON, John. NASA ESMD Capstone Design, 2009.

3.1.1.1. Descripción del problema de diseño. La rehabilitación después de una lesión de LCA es un proceso largo, que se compone de varias etapas en las cuales la persona va recuperando la movilidad, la fuerza y eliminando la inestabilidad del miembro afectado. Por lo que es de vital importancia recuperar todo el arco de movilidad para lograr que la articulación sea totalmente funcional.

BTL²⁴, compañía que se dedica a la fabricación de equipos médicos expone para lograr recuperar la movilidad se han desarrollado dispositivos de rehabilitación pasiva CPM (Continuous Passive Motion), los cuales permiten un movimiento continuo de la articulación y complementan el programa de rehabilitación. Sin embargo, estos dispositivos tienen un costo alto, ya sea para ser adquirido o concebidos como forma de préstamo, haciendo de esta manera que muy difícil su

²⁴ BTL INDUSTRIES ESPAÑA, CPMOTION™. Terapia de movimiento pasivo continuo. [sitio web]. Madrid. [Consultado: 1 de octubre de 2020]. Disponible en: <https://www.btlnet.es/productos-fisioterapia-cpmotion>.

uso. Algunos de los dispositivos que se encuentran en el mercado no realizan un movimiento natural de la rodilla, lo que puede ser contraproducente en su recuperación y traer consigo un detrimento de la articulación. Además, su estructura es grande y pesada, volviéndolos aparatosos, lo que imposibilita ser cargados con facilidad.

Partiendo de la idea anterior, se plantea el desarrollo de diseño de un dispositivo que permita la rehabilitación de la articulación de la rodilla, realizando movimientos pasivos CPM, además se busca que sea de un precio más bajo comparado con los dispositivos que hay en el mercado actual, y que sea más ligero para que sea más fácil el transporte y el uso.

3.1.1.2. Requerimientos de diseño

- **Requerimientos del usuario.** Para establecer los requerimientos se recurrió a profesionales en el campo de la fisioterapia y ortopedia, así como la bibliografía disponible, mediante el cual se pudo establecer cuáles son las necesidades y características que buscan tanto los fisioterapeutas como los pacientes en un dispositivo rehabilitador de rodilla tras una lesión de LCA. A continuación, se presentan los requerimientos escogidos los cuales fueron ponderados estableciendo una escala del 1 al 5 siendo 1 “Poco importante” y 5 “Muy importante”.
- ✓ **Accesibilidad:** Se refiere a la facilidad con la que el dispositivo puede ser adquirido por un paciente o centro médico.
- ✓ **Peso:** Se refiere a que el equipo no presente un gran peso.
- ✓ **Estética:** Que sea agradable/bonito a la vista.
- ✓ **Tamaño:** Se refiere a las dimensiones físicas del dispositivo, que no sea aparatoso.

- ✓ Costo: Indica la cantidad de dinero necesaria para adquirirlo (bajo/medio presupuesto).
- ✓ Seguridad: Referente a la capacidad del producto para proteger la articulación y no comprometer su integridad.
- ✓ Facilidad de uso: Se refiere a qué tan fácil es implementar el sistema al momento de la sesión de rehabilitación.
- ✓ Adaptabilidad: Indica la capacidad que tiene el dispositivo de ajustarse a cada paciente.
- ✓ Ergonomía: Busca que el diseño sea compatible con las características anatómicas, fisiológicas y psicológicas de la población colombiana, logrando de esta manera la comodidad y satisfacción de los pacientes.
- ✓ Portabilidad: Referente a qué tan sencillo es transportar el dispositivo.

Tabla 1. Requerimientos del usuario

REQUERIMIENTO	PONDERACIÓN
ACCESIBILIDAD	6
PESO	5
ESTÉTICA	3
TAMAÑO	5
COSTO	8
SEGURIDAD	9
FACILIDAD DE USO	6
ADAPTABILIDAD	6
ERGONOMÍA	8
PORTABILIDAD	5

Fuente: Autores.

- **Objetivos de diseño con valores.** Partiendo ahora de los requerimientos generales del usuario, se plantea un objetivo de diseño respecto a cada requerimiento.

Tabla 2. Objetivos de diseño con valores

OBJETIVO DE DISEÑO	PESO RELATIVO	MÉTODO DE MEDICIÓN	OBJETIVO
Fácil accesibilidad	9.8 %	Presente en X centros médicos de la ciudad	$X > 50\%$
Bajo peso	8.2 %	Reducir el W en porcentaje respecto a un producto de la competencia	$W > 10\%$
Apariencia atractiva	4.9 %	Calificado como atractivo por Y usuarios	$Y > 80\%$
Tamaño moderado	8.2 %	Estimar el volumen H que ocupa el dispositivo	$H < 0.15m^3$
Bajo costo	13.1 %	Estimar el costo total del prototipo	$< 2'000.000$
Funcionalidad segura	14.8 %	Trabajar con B pacientes sin causar daños	$B > 90\%$
Facilidad de uso	9.8 %	Z usuarios puedan utilizar el dispositivo sin problema	$Z > 90\%$
Versitilidad en la personalización	9.8 %	M usuarios con diferentes características anatómicas puedan usarlo	$M > 80\%$
Puntos de apoyo ergonómicos	13.1 %	Cómodo y satisfactorio para C usuarios	$C > 80\%$
Facilidad para ser transportado	8.2 %	O usuarios puedan transportarlo/moverlo con facilidad	$O > 70\%$

Fuente: Autores.

La tabla 2 tiene como propósito establecer una serie de metas que se intentarán superar a lo largo del proyecto y se verán reflejadas con el diseño final del prototipo.

- **Restricciones del proyecto.** Se establecen ahora los aspectos y características más importantes para el diseño del dispositivo.

Tabla 3. Restricciones del proyecto

REQUERIMIENTO	MÉTODO DE MEDICIÓN	OBJETIVO	LÍMITE ACEPTABLE
Rango de movimiento	Ángulo [°]	-10° - 120°	0° - 110°
Peso	Masa [Kg]	10.8 Kg	11.5 Kg
Dimensiones	Longitud, ancho, profundidad [cm]	90 – 30 – 30 cm	95 – 40 – 40 cm
Peso a soportar	Masa [Kg]	30 Kg	25 Kg
Puntos ajustables	Cantidad	4	3
Velocidad de trabajo	Velocidad angular [°/min]	30 – 150 °/min	50 – 100 °/min
Costo	Dinero [COP]	2'000.000 COP	2'500.000 COP

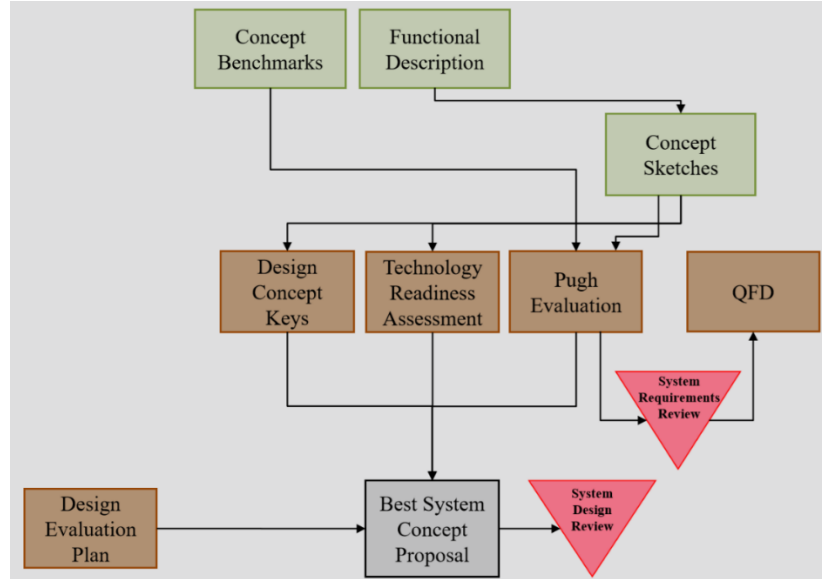
Fuente: Autores.

3.1.1.3. Evaluación de diseño. El diseño del prototipo rehabilitador de rodilla será analíticamente evaluado mediante el uso de la resistencia de materiales y análisis estáticos y dinámicos mediante el uso de SolidWorks durante la fase de diseño a nivel de parámetros (fase B). Esta evaluación se hará con el propósito de validar que el diseño cumple con los requerimientos técnicos y puede soportar la carga ejercida por la pierna del usuario sin comprometer la integridad de la estructura ni el buen funcionamiento del prototipo.

3.1.1.4. Propuesta de diseño. Como solución al problema se plantea la realización de un diseño mejorado para el movimiento de flexión y extensión de la rodilla haciendo uso de técnicas de movimiento pasivo (CPM), teniendo como referencia los equipos actualmente disponibles. El propósito es lograr un movimiento natural de la rodilla, logrando confort y versatilidad en el diseño, para que pueda ser usado por la mayor cantidad de personas y permitiendo realizar diferentes rutinas con intensidades variadas. Además, que el costo de fabricación del prototipo sea más bajo que las referencias, haciendo más fácil su adquisición por parte de usuarios o centros médicos.

3.1.2. Fase A: Diseño conceptual a nivel de sistema

Figura 22. Fase A: Diseño a nivel de sistema



Fuente: GERSHENSON, John. NASA ESMD Capstone Design, 2009.

3.1.2.1. Conceptos de referencia. A continuación, se hace una comparación cuantitativa y cualitativa de dos dispositivos de rehabilitación pasiva que se encuentran actualmente en el mercado: Artromot K1 classic y Kinetec spectra.

- **Artromot K1 classic:** Es un aparato de movilización motorizado que permite un movimiento pasivo continuo de las articulaciones de rodilla y cadera que se usa como complemento en el tratamiento médico-terapéutico. Este dispositivo permite realizar movimientos de extensión y flexión en la articulación de la rodilla de $-10/0/120[^\circ]$ y en la articulación de la cadera $0/7/115[^\circ]$. Es versátil, pues su velocidad puede ser aumentada entre el 5 y 100%. Sus dimensiones son $96 \times 35 \times 23$ [cm]. Así mismo tiene un margen de ajuste según el tamaño del miembro inferior: fémur de 31 a 49 cm y pantorrilla de 25 a 57 [cm]. Además, puede lograr pausas entre la flexión y extensión de

hasta 2 min, puede soportar hasta 20 [Kg] en la tablilla de transporte, y tiene un peso de 11 [Kg].

Figura 23. Artromot K1 classic.



Fuente: Ortoweb. Artromot K1 Standard. [En línea]. [Consultado: 5 de abril de 2020]. Disponible en: <https://www.ortoweb.com/artromot-k1-standard-artromotor-para-rehabilitacion-de-rodilla>.

- **Kinetec Spectra:** Es un sistema de rehabilitación CPM (Movimiento Pasivo Continuo) para la articulación de la rodilla. Está diseñado para uso profesional y en centros de rehabilitación ya que es un dispositivo programable permitiendo el ajuste digital del tiempo de calentamiento, la fuerza, el tiempo de sesión, ROM y pausas. Puede ser usado en pacientes pediátricos o adultos, los cuales deben estar entre los siguientes rangos de dimensiones: altura de 1,45 a 1,95 [m], pierna completa de 53 a 109 [cm], tibia de 20 a 56 [cm] y fémur de 33 a 46 [cm]. El dispositivo tiene un peso de 12 [kg], puede soportar un peso máximo de 130 [kg] y permite generar un rango de movimiento en la rodilla entre -10 a 120 [°] con una velocidad entre 45 a 155 [°/minuto]. Este aparato posee unas dimensiones de 95x33x33 [cm].

Figura 24. Kinetec Spectra.

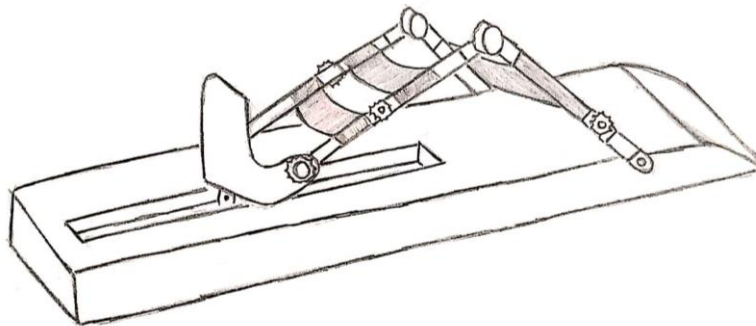


Fuente: Ortoweb. Kinetec Spectra Essential. [En línea]. [Consultado: 5 de abril de 2020]. Disponible en: <https://www.ortoweb.com/kinetec-spectra-essential>.

3.1.2.2. Bocetos conceptuales. En esta fase se plantean posibles alternativas de solución al problema inicial del proyecto, teniendo en cuenta los requerimientos del usuario y las restricciones de diseño. Además, se tendrán como referencia los dispositivos que se encuentran actualmente en el mercado: Artromot K1 classic y Kinetec Spectra.

Concepto 1:

Figura 25. Concepto 1.

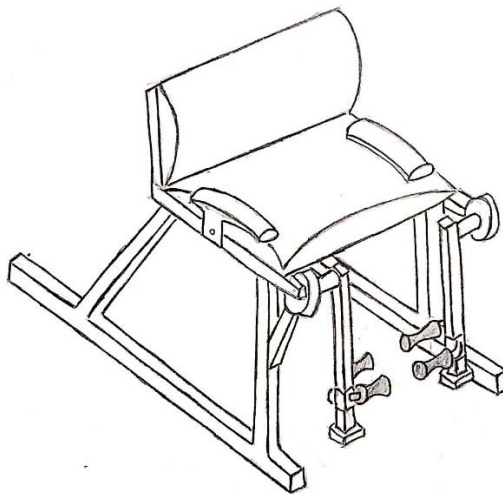


Fuente: Autores

Esta propuesta se basa en el ejercicio de deslizamiento de talón, que consiste en desplazar el talón describiendo una trayectoria lineal hasta tocar el glúteo. Para la realización del ejercicio se utiliza el mecanismo manivela biela corredera y la persona estará en posición decúbito supino. El dispositivo será accionado por un motor paso a paso que estará posicionado en el mismo eje por donde se mueve el talón permitiendo hacer movimientos de flexión y extensión del miembro inferior. Cuando el riel se mueve en dirección hacia el paciente (derecha) se presenta la flexión de la rodilla y cadera mientras que cuando se aleja del paciente (izquierda) se presenta la extensión de rodilla. Esta propuesta cuenta con unas ruedas en las barras para graduar la longitud del fémur, tibia y la posición del tobillo. Además, cuenta con un pedal que permite apoyar el tobillo de forma cómoda, así como con apoyos de tela para soportar la pierna.

Concepto 2:

Figura 26. Concepto 2.



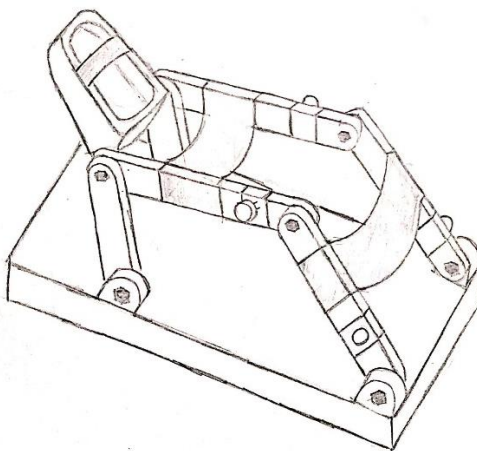
Fuente: Autores

Esta propuesta muestra un diseño en el cual la persona está sentada de forma cómoda. La pierna que se va a tratar se coloca paralela a las barras verticales y el

tobillo estará justo en medio de las almohadillas sombreadas que se observan en la figura 26. El mecanismo será accionado por un motor eléctrico que permitirá que las barras oscilen como un péndulo alrededor de un pivote de manera pausada mientras que la cadera se encuentra en una posición fija. La estructura tubular que soporta el mecanismo permite mantenerlo fijo al piso sin ningún desbalance o posibilidad de ser volcado. En la posición de la tibia posee un punto de ajuste que permite graduar la distancia a la cual se sujetará a los tobillos dependiendo el paciente. Además, cuenta con soportes de apoyo para los brazos para mayor comodidad en la realización de los ejercicios.

Concepto 3:

Figura 27. Concepto 3.

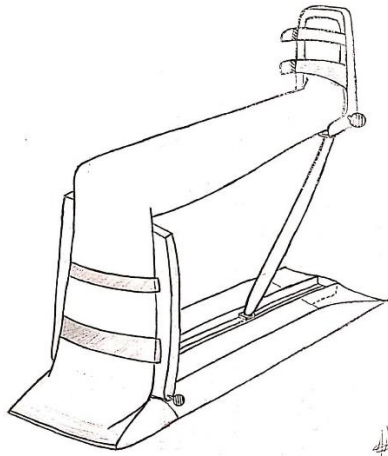


Fuente: Autores

Este concepto muestra un mecanismo de 3 barras en las cuales las dos que se encuentran pivotadas a la base se mueven de forma paralela. El mecanismo será accionado por un motor paso a paso que estará conectado a la barra más corta permitiéndole rotar alrededor del pivote y traduciendo este movimiento al de flexión y extensión de la rodilla y cadera. Este modelo permite graduar la longitud del fémur, tibia y la posición del tobillo según la anatomía del usuario.

Concepto 4:

Figura 28. Concepto 4.



Fuente: Autores

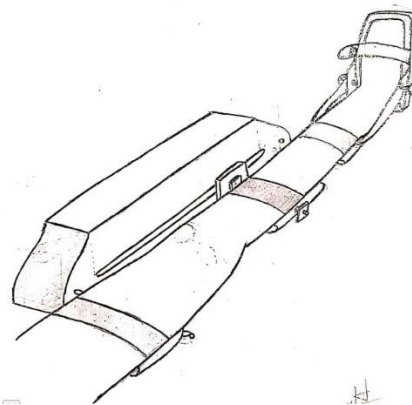
Esta propuesta de diseño busca ayudar a la rehabilitación de la rodilla realizando movimientos suaves y seguros, haciendo que la persona realice la flexión y extensión de la rodilla mientras se presenta flexión en la cadera. El ángulo que se presenta entre los huesos fémur indica qué tan flexionada o extendida está la cadera, si una pierna se acerca más al abdomen la cadera va a estar más flexionada. A la hora de hacer el ejercicio el ángulo mencionado no se puede modificar, pues esto se hará cuando el paciente acabe la rutina y desee que la cadera esté más flexionada o extendida.

El dispositivo presenta en el acople del pie una especie de pedal que puede variar su ángulo permitiendo que el tobillo presente una posición de flexión plantar, dorsal o una posición neutral. Para realizar la flexión o extensión de rodilla el dispositivo tiene una barra que se ajusta desde el pedal hasta un punto determinado del riel tal que permita llegar a los ángulos óptimos y de esta manera ayudar con la recuperación del arco de movimiento. La barra es modificable ya que puede variar

su largo dependiendo de las medidas del paciente. En el riel, el ajuste inferior de la barra se movería en dirección del paciente (izquierda) para generar la flexión de rodilla, y en sentido contrario al paciente para generar la extensión. El movimiento se presenta gracias a un motor y sistemas de transmisión de potencia que van a convertir el movimiento rotacional del motor en movimiento lineal (riel).

Concepto 5:

Figura 29. Concepto 5.



Fuente: Autores

Esta propuesta de diseño presenta sus movimientos mediante un riel horizontal. Se tienen 3 acoples en la pierna. El primero es el acople del pie, el cual es una especie de pedal que permite variar su ángulo y de esta manera hacer que el tobillo esté flexionado, extendido o en posición neutral. El segundo acople se presenta en la parte superior de la pierna y se une mediante a una barra a los extremos del dispositivo, se presenta a ambos lados para unirlos dependiendo de la pierna que se esté usando. Este va a permitir que el fémur no se encuentre en un plano paralelo al riel, sino que se encuentre con un determinado ángulo para que se pueda realizar el movimiento de manera más sencilla y segura.


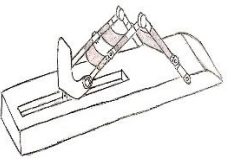
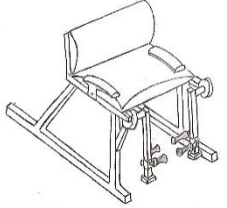
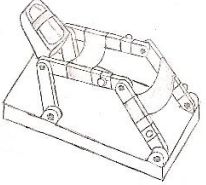

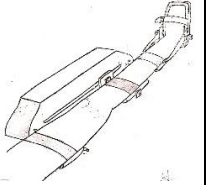
El tercer acople es a la altura del gemelo, este se une al riel y se puede conectar por ambos lados dependiendo de la pierna que se esté usando. Este se ajusta de tal manera que la pierna quede extendida dejando una distancia entre el acople y el final del riel, además, se va a mover en dirección del paciente (izquierda) y de esta manera se presenta la flexión de la rodilla y cadera, luego se mueve en dirección opuesta (derecha) y se presenta la extensión de la rodilla ya que la cadera siempre va a estar flexionada. El accionamiento del riel se genera gracias al movimiento rotacional de un motor, el cual se conecta con un determinado sistema de transmisión de potencia para convertirlo en movimiento lineal.

3.1.2.3. Evaluación Pugh. Para la selección de la mejor alternativa de diseño se va a usar la matriz Pugh y de esta manera mostrar el razonamiento cuantitativo que hay detrás de la selección de los modelos finales, acompañados de una breve descripción del proceso de selección que se siguió y los resultados obtenidos en cada round.

La evaluación se pondera de acuerdo con los siguientes criterios:

- Favorable (+)
- Desfavorable (-)
- Igual (0)

Tabla 4. Evaluación Pugh (1)

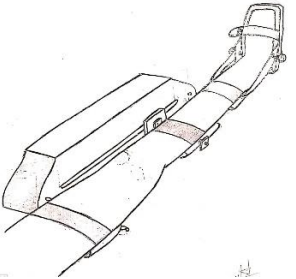
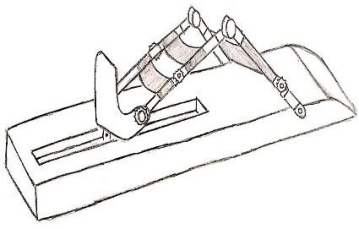
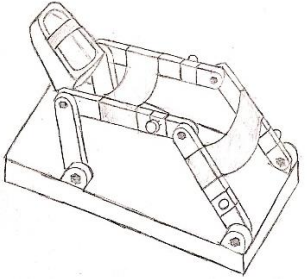
		Referencia	Alternativas				
							
#	Criterio	Artromot K1	Concepto 1	Concepto 2	Concepto 3	Concepto 4	Concepto 5
1	Fácil accesibilidad		+	0	+	0	+
2	Bajo peso		+	-	0	+	+
3	Apariencia atractiva		0	-	0	-	0
4	Tamaño moderado		+	-	+	-	0
5	Bajo costo		0	+	0	+	0
6	Funcionalidad segura		-	0	0	-	-
7	Facilidad de uso		0	+	0	-	0
8	Versatilidad en la personalización		0	-	-	0	+
9	Puntos de apoyo ergonómicos		+	+	+	+	+
10	Facilidad para ser transportado		0	-	0	0	0
		Total	2	-2	2	-1	3
		Posición	2	4	2	3	1

Después de la aplicación de la matriz Pugh en su ronda 1 se descartan los conceptos 2 y 4 debido a su baja ponderación. Adicionalmente se propone las siguientes mejoras para los conceptos restantes:

- Concepto 1: Para mejorar este diseño se colocarán unos topes que restrinjan la rotación de las barras que soportan el fémur para poder realizar un movimiento más seguro y a su vez darle más rigidez a la estructura. Además, se podrán unas correas para asegurar la posición del tobillo sobre el pedal y a la vez brinden comodidad. Así mismo, se colocarán unas barras en la estructura que permitan ajustar el ancho del apoyo según la pierna del paciente. Y por último se remplazarán las telas donde descansa la pierna por almohadillas.
- Concepto 3: Para mejorar esta alternativa se plantea colocar las barras donde se posicionará la tibia y el fémur ajustables, de tal manera que se adecue perfectamente a las dimensiones del usuario. También se propone reducir el espesor de las barras que no soportarán tanto peso, de manera que se reduzca el peso total del dispositivo.
- Concepto 5: Se debe analizar la posición en el cuerpo de los acoples, o el número de estos para que la pierna pueda moverse de forma más natural y segura. Tanto los del fémur, gemelo y el pie son acolchados para darle comodidad al paciente. Se buscará colocar en la unión entre el acople del gemelo y el riel, una manera de que al este moverse de derecha a izquierda permita una mayor flexión de la rodilla y cadera.

Teniendo en cuenta las modificaciones anteriores se procede a realizar el segundo round de la matriz Pugh, asignando como el nuevo concepto de referencia.

Tabla 5. Evaluación Pugh (2)

		Referencia	Alternativas	
				
#	Criterio	Concepto 5	Concepto 1	Concepto 3
1	Fácil accesibilidad		0	0
2	Bajo peso		+	+
3	Apariencia atractiva		+	-
4	Tamaño moderado		0	0
5	Bajo costo		+	-
6	Funcionalidad segura		+	-
7	Facilidad de uso		+	0
8	Versatilidad en la personalización		+	-
9	Puntos de apoyo ergonómicos		+	0
10	Facilidad para ser transportado		0	0
		Total	7	-3
		Posición	1	2

Después de realizar el segundo round entre los conceptos ganadores del round anterior se observa una notoria mejora del concepto 1 respecto al 3 y al 5. Este análisis fue crucial para identificar posibles mejoras en el diseño y obtener ventajas en los requerimientos frente a los otros. Como conclusión de este análisis se elige ganador el concepto 1 para la continuación del proceso de diseño y el análisis de la función calidad.

3.1.2.4. Despliegue de la función de calidad. Esta herramienta metodológica de mejora continua que permite traer la voz del cliente en el proceso de diseño relacionando los requerimientos del usuario con las características técnicas que tendrá el producto. De esta manera se puede establecer de forma matemática que características son necesarias y como estas cambiarán la apariencia del prototipo frente a la competencia.

Para la realización de la matriz se parte de los requerimientos del usuario ponderados y las restricciones del proyecto expuestos en la pre-fase A para establecer relaciones existentes entre dichos ítems. Así mismo se evalúan las correlaciones entre las características técnicas que tendrá el diseño y se hace un análisis comparativo de estos aspectos frente a la competencia.

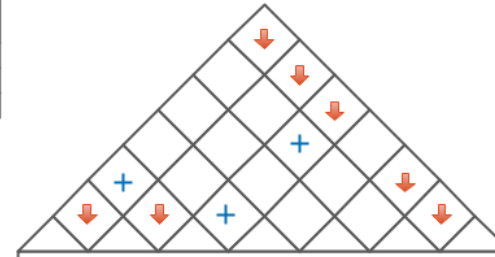
Después de analizar los resultados se puede determinar que las especificaciones técnicas que mejor se relacionan con los requerimientos del usuario en orden de importancia son: dimensiones, costo, puntos ajustables, peso, peso a soportar, velocidad de trabajo y rango de movimiento. De igual manera de las especificaciones técnicas, se pretende maximizar, el rango de movimiento, el peso a soportar y los puntos ajustables; mientras que se minimizará el peso, las dimensiones y el costo y se mantendrá la velocidad de trabajo.

En cuanto a las correlaciones entre los requerimientos técnicos se evidencia que las dimensiones están fuertemente afectadas por el rango de movimiento, el peso a soportar y la velocidad de trabajo. Finalmente, de la evaluación técnica competitiva se observa un resultado positivo al tener mejor ponderación que la competencia.

Dirección de mejoramiento	
Maximizar	▲
Minimizar	▼
Mantener	■

Relaciones		Peso
Fuerte	●	9
Moderada	○	3
Débil	□	1

Correlaciones	
Positiva	+
Negativa	↓
Neutral	



Item	Peso relativo	Importancia para el usuario	Requerimientos del usuario	Requerimientos de diseño						
				Rango de movimiento	Peso	Dimensiones	Peso a soportar	Puntos ajustables	Velocidad de trabajo	Costo
1	9.8 %	6	Accesibilidad	□	○	○	□	□	□	●
2	8.2 %	5	Peso	□	●	○	○	□	□	○
3	4.9 %	3	Estética	□	□	○	□	●	○	○
4	8.2 %	5	Tamaño	□	●	●	○	□	□	○
5	13.1 %	8	Costo	○	○	●	○	○	○	●
6	14.8 %	9	Seguridad	○	□	□	○	●	○	○
7	9.8 %	6	Facilidad de uso	□	□	○	□	○	□	□
8	9.8 %	6	Adaptabilidad	○	□	○	●	●	○	○
9	13.1 %	8	Ergonomía	○	□	○	○	●	○	○
10	8.2 %	5	Portabilidad	□	●	●	□	□	□	○
Importancia				111	209	273	179	249	129	255
Peso relativo [%]				7,9	14,9	19,4	12,7	17,7	9,2	18,1
Alternativas										
Prototipo				4	5	4	5	5	4	5
Artromot K1 classic				4	4	5	3	4	3	3
Kinetec Spectra				4	3	3	4	3	3	4

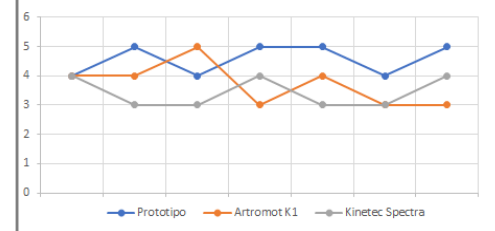
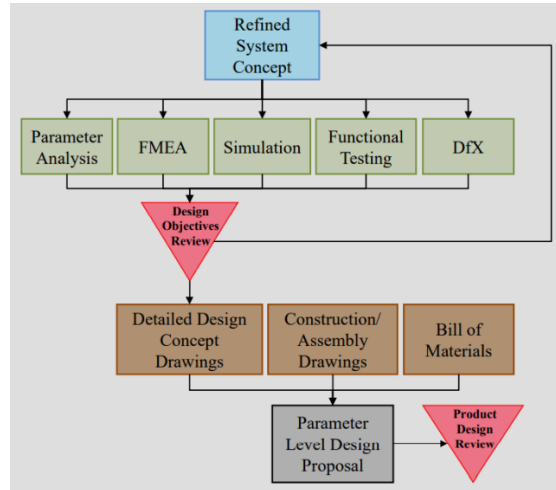


Tabla 6. Matriz QFD

3.1.3. Fase B: Diseño a nivel de parámetros

Figura 30. Fase B: Diseño a nivel de parámetros

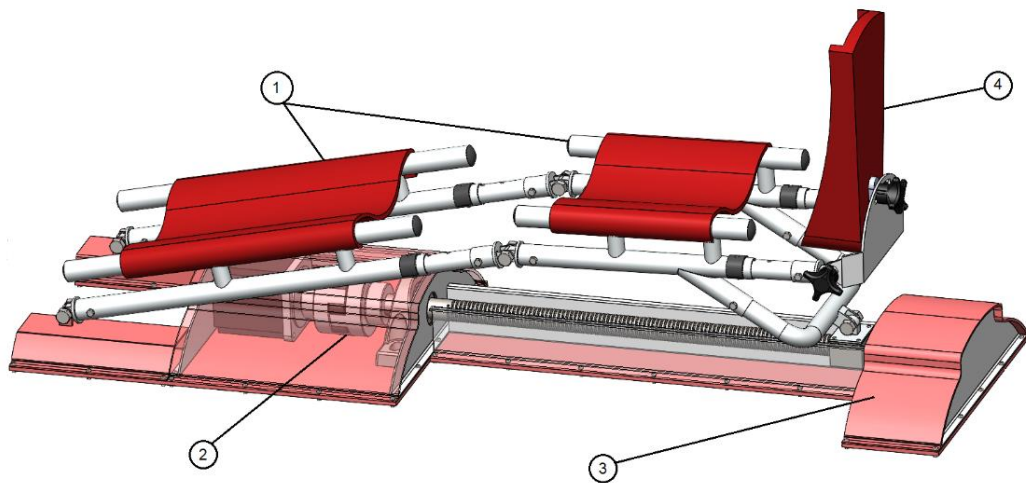


Fuente: GERSHENSON, John. NASA ESMD Capstone Design, 2009.

3.1.3.1. Análisis de parámetros

- **Descripción funcional del dispositivo.** A continuación, se presenta en la figura 31 el modelado del concepto ganador y se mencionan sus partes.

Figura 31. Modelado del concepto ganador.



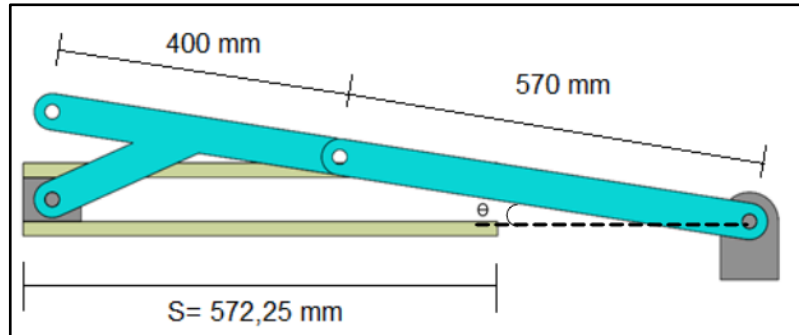
Fuente: Autores.

El dispositivo cuenta con un sistema de barras (globo 1) móviles, donde se encuentran de color rojo los reposa fémur y reposa tibia. Las barras del fémur se encuentran pivotadas a la base y las barras de la tibia están unidas a la tuerca del tornillo de potencia. Se puede observar también un sistema de transmisión de potencia (globo 2) compuesto por un motor paso a paso, un acople, un eje y rodamientos. El sistema de transmisión se encuentra protegido por un bastidor o carcasa (globo 3) que consiste en una serie de láminas unidas a una base por medio de pernos. Finalmente, las barras de la tibia en su extremo distal se articulan con el sistema de pedal o descansa pie (globo 4) mediante unos pasadores. El dispositivo cuenta con cuatro puntos de ajuste, uno en la barra del fémur, uno en la barra de la tibia y dos en el sistema del descansa pie.

Como se muestra la figura 31, el dispositivo está extendido casi en su totalidad, por lo que para su funcionamiento el motor gira de tal manera que la tuerca se desplace linealmente hacia la izquierda y por lo tanto se inicie el movimiento de las barras hasta llegar a su punto máximo de flexión. Cuando se alcanza este punto, el motor hace una inversión de giro para comenzar el proceso de extensión hasta alcanzar la posición deseada y cumplir el ejercicio.

- **Análisis dinámico.** Para analizar el movimiento del prototipo, se realiza un modelo simplificado del mecanismo que rige el movimiento de los eslabones, como lo es el mecanismo manivela biela corredera en el cual se observan solo los componentes principales como lo son la barra del fémur, la tibia y la tuerca que está unida al tornillo de potencia.

Figura 32. Modelo simplificado del prototipo



Fuente: Autores.

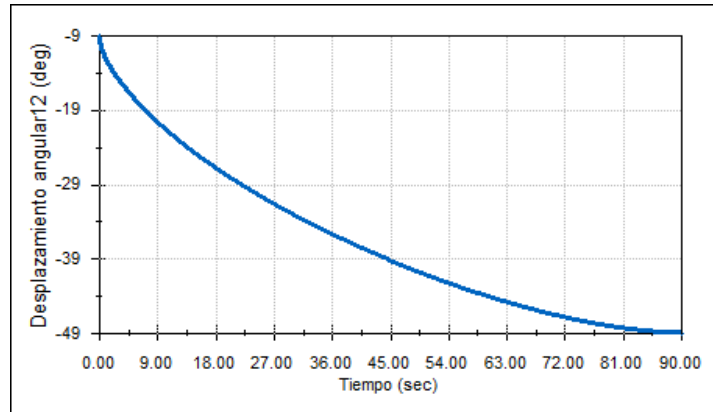
Con base en el modelo anterior y teniendo en cuenta que el tiempo promedio que tarda el mecanismo en ir de su posición de máxima extensión (0°) a su máxima flexión (120°) es de 90 segundos se determina de esta manera la velocidad lineal que debe llevar la corredera durante el ciclo.

$$v_c = \frac{572.25[mm]}{90 [s]}$$

$$v_c = 6.358 \left[\frac{mm}{s} \right]$$

Mediante la herramienta Solid Motion de SolidWorks se obtuvieron las gráficas que se muestran a continuación. La figura 33 muestra la posición angular de la barra del fémur. Se observa que empieza en un ángulo de 8.9° y va aumentando progresivamente hasta alcanzar un ángulo de 48.9° , todo esto en un periodo de 90 segundos.

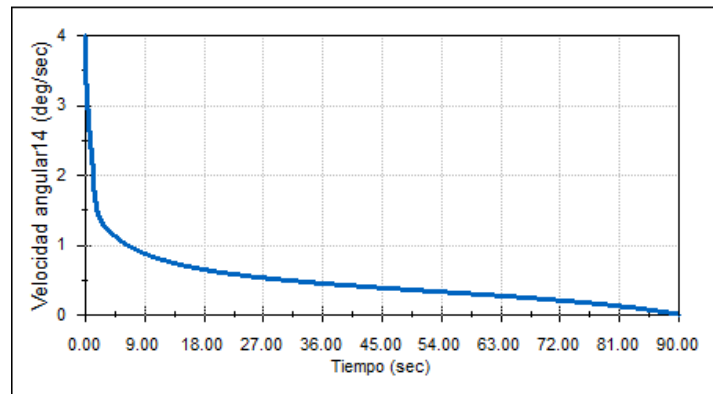
Figura 33. Posición angular fémur.



Fuente: Autores.

En la figura 34 se observa la velocidad angular de la barra del fémur la cual inicia en un valor de $3.8^\circ/\text{s}$ y desciende progresivamente hasta detenerse en su posición de máxima flexión en un periodo de 90 segundos. Se observa un valor alto al inicio del movimiento, pues como el sistema se encuentra estático se debe inducir un poco más de velocidad mientras se alcanza la condición de régimen en la cual los cambios de velocidad son más suaves.

Figura 34. Velocidad angular fémur.

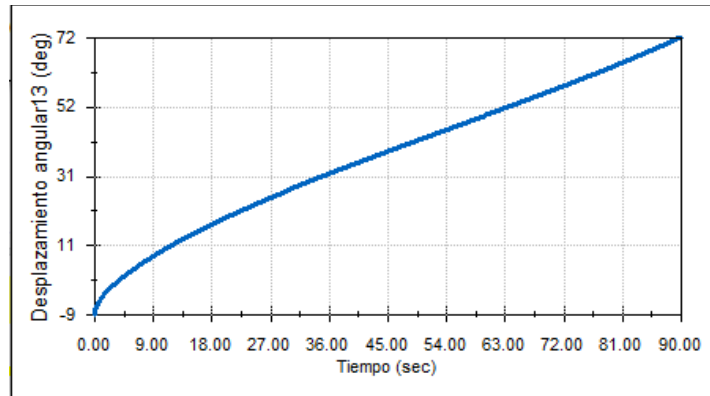


Fuente. Autores.

En la figura 35 se observa como varia la posición angular de la barra de la tibia a medida que se realiza el movimiento. Se puede observar un cambio más amplio que

va desde -8.9° cuando la pierna está extendida hasta 71.1° , todo esto en un periodo de 90 segundos.

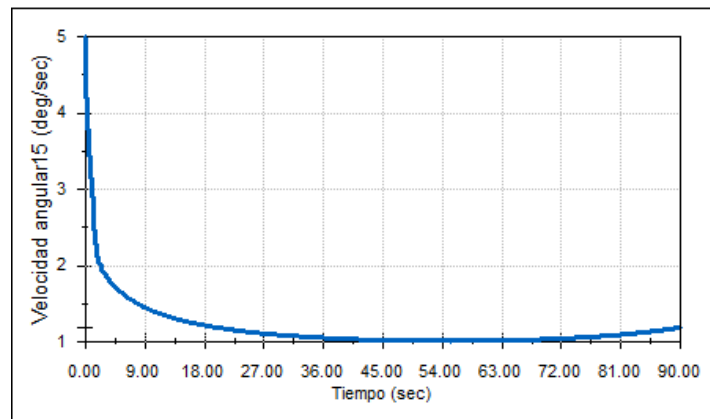
Figura 35. Posición angular tibia.



Fuente: Autores.

En la figura 36 se observa el cambio de la velocidad angular en la barra de la tibia. Parte desde un valor de $5.5 \text{ }^\circ/\text{s}$ y en los primeros segundos decrece rápidamente mientras alcanza la condición de régimen en la cual alcanza un valor de aproximadamente $1.3 \text{ }^\circ/\text{s}$ para llegar al punto de máxima flexión con una velocidad angular de $1.6 \text{ }^\circ/\text{s}$.

Figura 36. Velocidad angular tibia.



Fuente: Autores.

- **Análisis estático.** En este apartado se lleva a cabo el diseño mecánico del prototipo rehabilitador. Para ello se tiene como referencia el concepto seleccionado en la Fase A de la metodología, el cual está basado en el ejercicio de flexión de rodilla con deslizamiento del talón.

En primera instancia se caracterizan las dimensiones de la pierna basados en las medidas antropométricas de la población colombiana:

Tabla 7. Dimensiones antropométricas de la población colombiana.

Dimensiones	Hombres (cm)	Mujeres (cm)	Promedio (cm)
Altura acromial	58.8	55.0	56.9
Altura de la fosa poplítea	42.3	38.3	40.3
Largura del talón	20.3	18.5	19.4
Anchura de pie	9.9	9.0	9.45
Perímetro muslo superior	55.0	56.3	55.65

ÁVILA CHAURAND, Rosalío; PRADO LEÓN, Lilia Roselia y GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, 2 ed. Guadalajara: Universidad de Guadalajara, CUAAD, 2007. 282 p.

Para efectos prácticos estos valores se aproximan mediante un promedio entre la medida del hombre y la de la mujer de la siguiente manera:

- Altura acromial = 57 [cm]
- Altura de la fosa poplítea = 40 [cm]
- Largura del talón = 20 [cm]
- Anchura del pie = 10 [cm]
- Perímetro muslo superior = 56 [cm]

De igual forma se caracteriza la masa de las partes de la pierna mediante la estimación de que para una persona de 70 kg sus miembros inferiores tienen una masa de alrededor de 32 kg, repartiéndose como se observa a continuación:

Tabla 8. Masa de cada parte de la pierna.

Parte del cuerpo	Masa (Kg)
Muslo	10
Pierna	4.5
Pie	1.5

ÁVILA CHAURAND, Rosalío; PRADO LEÓN, Lilia Roselia y GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, 2 ed. Guadalajara: Universidad de Guadalajara, CUAAD, 2007. 282 p.

Partiendo de los datos de la tabla 8, se procede a calcular el peso de cada parte de la pierna para el posterior análisis.

$$Peso = masa * gravedad$$

- Muslo:

$$Peso_{muslo} = Masa_{muslo} * gravedad$$

$$Peso_{muslo} = 10 [kg] * 9.81 \left[\frac{m}{s^2}\right]$$

$$Peso_{muslo} = 98.1 [N]$$

De la misma manera se realiza el procedimiento para la tibia y el pie, obteniendo:

$$Peso_{tibia} = 44.15 [N]$$

$$Peso_{pie} = 14.72 [N]$$

La sección del muslo de la pierna comprende desde la cadera hasta el centro de la rodilla y su centro de masa se encuentra ubicado a 0.433 veces la longitud de este tramo medido desde la cadera y a 0.567 desde el centro de la rodilla. Por su parte la sección de la tibia comprende desde la rodilla hasta el centro del tobillo y su centro

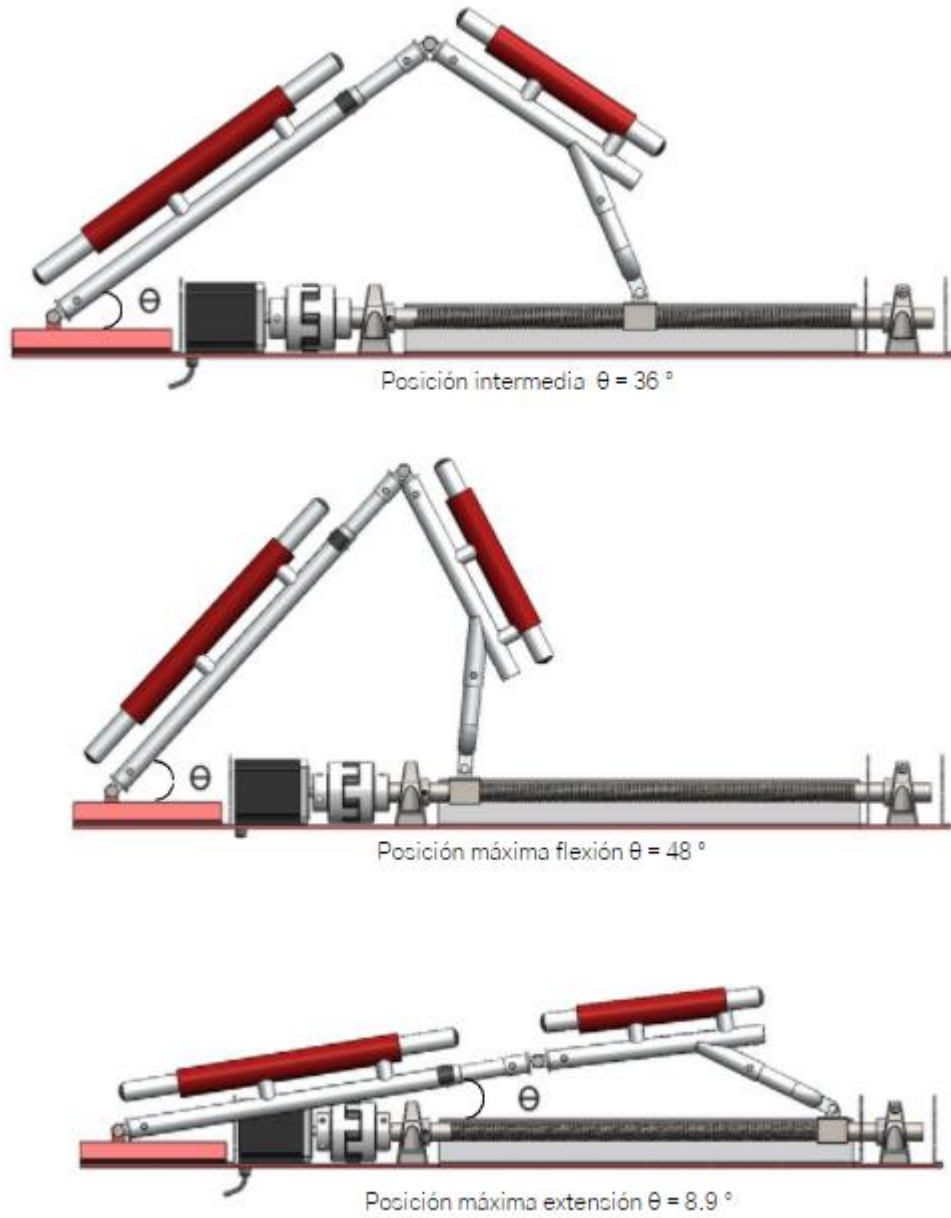
de masa se encuentra ubicado a 0.433 veces la longitud de esta sección medido desde la rodilla y a 0.567 desde el centro del tobillo²⁵.

Como la desviación del centro de masa de la pierna respecto al centro geométrico de las barras no es representativo se decide tomar como criterio de diseño que tanto para la sección del muslo, como para la sección de la tibia se presenta una masa uniformemente distribuida presentando así su centro de masa en la mitad de la sección (a 0.5 de cada lado si se toma 1 unidad como longitud de la sección determinada).

Con los pesos de la pierna calculados se procede a realizar un diagrama donde se muestran cómo actúan las fuerzas sobre la pierna. Se procede entonces a encontrar cual es la posición crítica del dispositivo. Para ello se calculan las reacciones en tres posiciones (máxima extensión, máxima flexión y en la mitad del recorrido) como muestra la figura 37.

²⁵ ROBERTSON, Gordon, *et al.* Research methods in biomechanics, 2 ed. Estados Unidos: Human Kinetics, 2014.

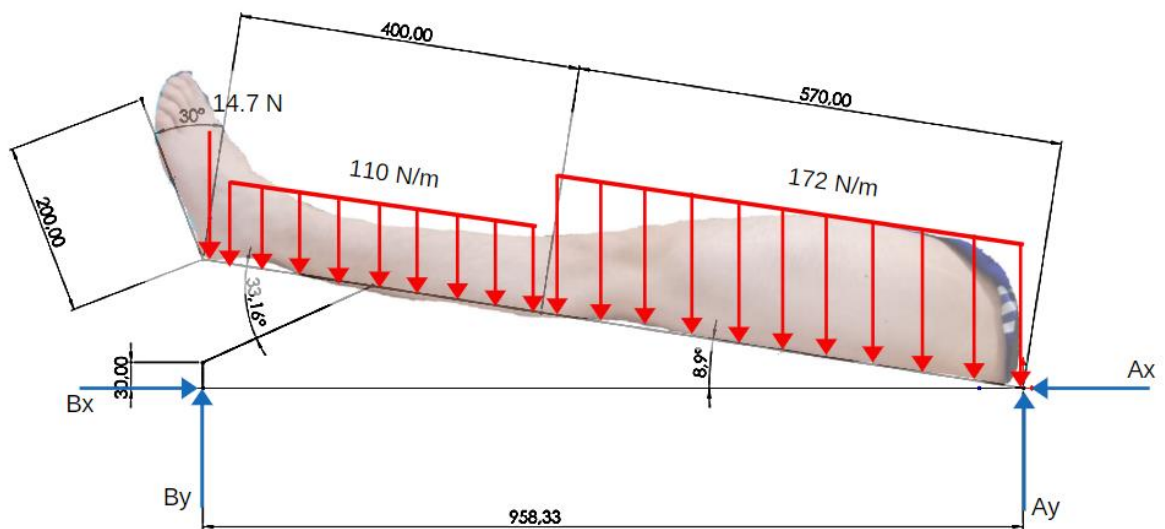
Figura 37. Posiciones del dispositivo a analizar.



Fuente. Autores.

A continuación, se muestra el cálculo tipo que se hizo para la posición de máxima extensión. La figura 38 muestra cómo actúa el peso de las tres secciones en la que se dividió la pierna. El pie genera una fuerza vertical de valor 14,7 [N] ya que se apoya sobre el talón, la sección de la tibia genera una carga distribuida uniforme vertical de 110 [N/m], y la sección del muslo genera una carga distribuida uniforme vertical de 172 [N/m].

Figura 38. Diagrama de cuerpo libre del sistema pierna - barras.



Fuente. Autores.

Realizando sumatoria de momentos en el punto A:

$$\sum M_A = 0$$

$$96.82 * \left(\frac{57}{2}\right) + 43.47 * (57 + 20) + 14.7 * [(57 + 40) * \cos(8,9)] - B_y * 95.8 - B_x * 3 = 0$$

$$95.8 * B_y + 3 * B_x = 7515.29 \quad (1)$$

Realizando sumatoria de fuerzas en el eje Y:

$$\sum F_y = 0$$

$$B_y + A_y - 98 - 44 - 14.7 = 0$$

$$B_y + A_y = 156.7 \quad (2)$$

Realizando sumatoria de fuerzas en el eje X:

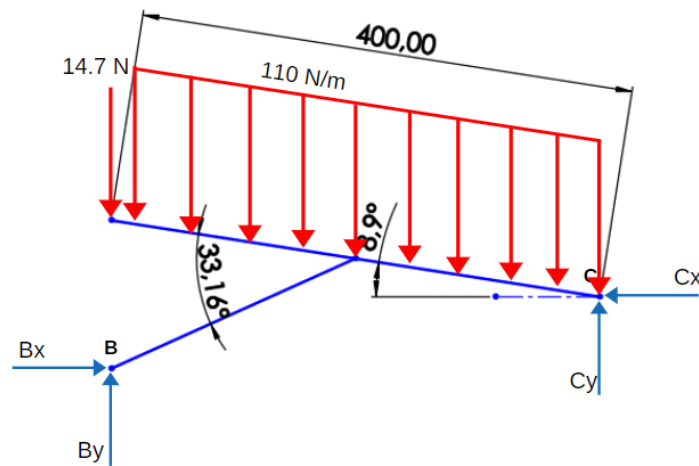
$$\sum F_x = 0$$

$$B_x - A_x = 0$$

$$B_x = A_x \quad (3)$$

Haciendo el análisis estático sobre la tibia:

Figura 39. Diagrama de cuerpo libre de la tibia.



Fuente: Autores.

Realizando sumatoria de momentos en el punto C:

$$\sum M_C = 0$$

$$43.47 * 20 + 14.7 * 40 * \cos(8.9) + 5.815 * B_x - 40 * \cos(8.9) * B_y = 0$$

$$39.52 * B_y - 5.815 * B_x = 1450.32 \quad (4)$$

Realizando sumatoria de fuerzas en el eje Y:

$$\sum F_y = 0$$

$$B_y + C_y = 44 + 14.7$$

$$B_y + C_y = 58.7 \quad (5)$$

Realizando sumatoria de fuerzas en el eje X:

$$\sum F_x = 0$$

$$B_x - C_x = 0$$

$$B_x = C_x \quad (6)$$

Despejando B_x de (1) se obtiene:

$$B_x = \frac{7515.29}{3} - \left(\frac{95.8}{3} * B_y \right)$$

Reemplazando en (4) y despejando para hallar el valor de B_y :

$$39.52 * B_y - 5.815 * \left[\frac{7515.29}{3} - \left(\frac{95.8}{3} * B_y \right) \right] = 1450.32$$

$$B_y = 70.89 [N]$$

Reemplazando el valor de B_y en el despeje realizado para B_x se obtiene:

$$B_x = \frac{7515.29}{3} - \left(\frac{95.8}{3} * 70.89 \right)$$

$$B_x = 240.5 [N]$$

Reemplazando el valor de B_y en (2) se obtiene:

$$70.89 + A_y = 156.7$$

$$A_y = 85.81 [N]$$

Reemplazando el valor de B_x en (3) se obtiene:

$$240.5 - A_x = 0$$

$$A_x = 240.5 [N]$$

Reemplazando el valor de B_y en (5) se obtiene:

$$70.89 + C_y = 58.7$$

$$C_y = -12.19 [N]$$

$$C_y = 12.19 [N] \text{ (en dirección contraria a la supuesta)}$$

Reemplazando el valor de B_x en (6) se obtiene:

$$240.5 - C_x = 0$$

$$C_x = 240.5 [N]$$

En la tabla 9 se muestran los resultados para las demás posiciones de donde se concluye que la carga crítica se produce cuando las barras se encuentran totalmente extendidas.

Tabla 9. Valores de las reacciones para diferentes posiciones del dispositivo

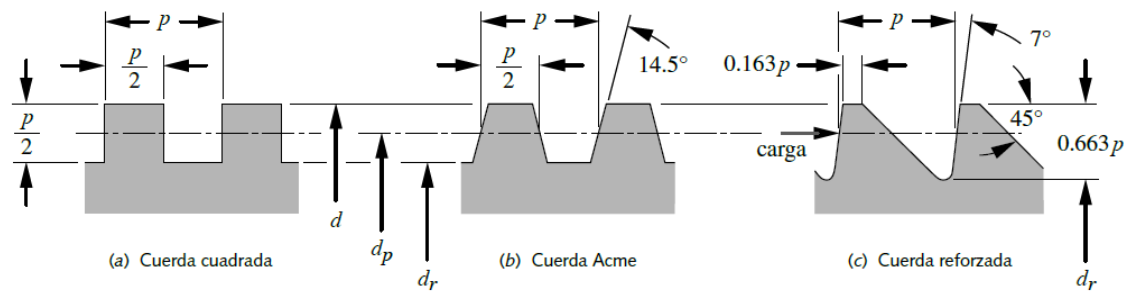
Posición	Ángulo flex rodilla	Ángulo flex cadera	Ax	Ay	Bx	By	Cx	Cy
Máx extensión	0 °	8,9 °	240,5 N	85,81 N	240,5 N	70,89 N	240,5 N	-12,19 N
Intermedia	69,8 °	36 °	29,23 N	70,23 N	29,23 N	86,47 N	29,23 N	-27,77 N
Máx flexión	110 °	48 °	2,714 N	52,01 N	2,714 N	104,7 N	2,714 N	-45,99 N

Fuente: Autores.

- **Análisis del tornillo de potencia.** El tornillo de potencia es un elemento con la característica de convertir el movimiento rotatorio en movimiento lineal. En este proyecto se usa el tornillo de potencia para convertir el giro del eje del motor en el movimiento deseado para el mecanismo de barras. El tornillo se soporta en cojinetes y gira, haciendo que la tuerca de este no gire y se mueva a lo largo del tornillo (lineal).

Hay diferentes tipos de rosca estándar los cuales varían según el uso y/o necesidad de la máquina en la que se implemente, las 3 principales son:

Figura 40. Tipos de roscas de tornillos de potencia.



Fuente. NORTON, Robert. Diseño de máquinas, 4 ed. México: Pearson, 2011. 1023 p.

Rosca cuadrada. Es un tipo de rosca que suprime las condiciones radiales de carga entre el tornillo y la tuerca, y permite las eficiencias y resistencias más altas. Al poder lograr esto, es más complejo su maquinado por la condición de perpendicularidad de su cara. Existe un tipo de rosca cuadrada modificada que tiene un ángulo incluido de 10° y de esta manera facilita su maquinado.

- ✓ **Rosca ACME.** Es un tipo de rosca que tiene un ángulo incluido de 29° , de esta manera es una cuerda más fácil de fabricar. Reduce el desgaste contra el tornillo durante el movimiento. La rosca Acme permite el transporte de carga y generación de movimiento en ambas direcciones, por lo que es muy común verla en máquinas.
- ✓ **Rosca reforzada.** Es un tipo de rosca usado en casos en los que la carga axial sobre el tornillo es unidireccional, permite obtener mayor resistencia en la raíz. Su desventaja es que solo se puede usar en un sentido.

En este proyecto se va a usar un tornillo de rosca tipo ACME por su facilidad de fabricación y además permite el movimiento de cargas en ambas direcciones. Sabiendo esto se procede a realizar los cálculos.

En este análisis se buscan los valores de torque de subida y bajada, para posteriormente hallar el valor del torque del motor.

En este caso la fuerza o reacción de mayor valor (B_x) es la que necesitamos ya que es la carga a mover por parte del tornillo (P).

$$P = 240.5 [N] * \frac{1 [lbf]}{4.4482216 [N]}$$

$$P = 54.066 [lbf]$$

De [Diseño de máquinas, Norton] se obtuvieron las variables y ecuaciones que se muestran desde ahora:

$$\mu = 0.15 \text{ (coeficiente de fricción)}$$

$$\mu_c = 0.01 \text{ (coeficiente de fricción cojinete con rodamiento)}$$

De la tabla del Anexo A se escoge un diámetro mayor del tornillo de potencia de 1 [in], generando las siguientes variables:

$$D_{mayor} = 1 [in] ; L = 0.2 [in] ; D_p = 0.9 ; d_c = 0.8 ; \alpha = 14.5^\circ$$

✓ Torque de subida

$$T_u = \left\{ \frac{P * D_p}{2} * \left[\frac{(\mu * \pi * D_p + L * \cos(\alpha))}{(\pi * D_p * \cos(\alpha) - \mu * L)} \right] \right\} + \left(\mu_c * P * \frac{d_c}{2} \right)$$

Reemplazando las variables se obtiene:

$$T_u = 5.75 [lbf * in]$$

✓ Torque de bajada

$$T_d = \left\{ \frac{P * D_p}{2} * \left[\frac{(\mu * \pi * D_p - L * \cos(\alpha))}{(\pi * D_p * \cos(\alpha) + \mu * L)} \right] \right\} + \left(\mu_c * P * \frac{d_c}{2} \right)$$

Reemplazando las variables se obtiene:

$$T_d = 2.24 [lbf * in]$$

- ✓ **Condición de autobloqueo.** La condición de autobloqueo en un tornillo de potencia se refiere a la situación donde el tornillo no se puede regresar ya que está siendo aplicada una fuerza axial en la tuerca. La idea es que el tornillo mantenga la carga en un lugar determinado sin la aplicación de un torque. En este proyecto es importante contar con la condición de autobloqueo ya que permite seguridad a la hora de ser usado, dando confianza de que la pierna puede quedar bloqueada y las barras no caerían abruptamente.

$$\mu \geq \left(\frac{L}{\pi * D_p} \right) * \cos(\alpha)$$

$$0.15 \geq \left(\frac{0.2}{\pi * 0.9} \right) * \cos(14.5^\circ)$$

$$0.15 \geq 0.0685$$

En este caso el tornillo cumple con la condición de autobloqueo.

- ✓ **Eficiencia.** La eficiencia del tornillo de potencia tal y como la de cualquier sistema se define como trabajo saliente / trabajo entrante.

$$e = \frac{\cos(\alpha) - \mu * \tan(\lambda)}{\cos(\alpha) + \mu * \cot(\lambda)}$$

La inclinación del plano se conoce como el ángulo de avance λ .

$$\lambda = \tan^{-1} \left(\frac{L}{\pi * D_p} \right)$$

$$\lambda = 4.05$$

Reemplazando en la ecuación de eficiencia se obtiene:

$$e = 0.31 = 31\%$$

- **Torque del motor.** Se usa T_u porque en este caso es mayor el torque de subida que el de bajada, reemplazando:

$$T_{motor} = \frac{T_u}{e}$$

$$T_{motor} = \frac{5.75 [lbf * in]}{0.31} * \frac{4.4482216 [N]}{1 [lbf]} * \frac{2.54 [cm]}{1 [in]} * \frac{1 [m]}{100 [cm]}$$

$$T_{motor} = 2.096 [N * m]$$

- **Velocidad de giro del tornillo de potencia.** La velocidad de giro del tornillo es la misma del eje del motor, y permite encontrar la potencia requerida, y las horas de trabajo que puede resistir el rodamiento.

$$v = 0.636 \left[\frac{cm}{s} \right]$$

$$L = 0.2 [in] = 0.508 [cm]$$

$$n = \frac{0.636 [cm]}{1 [s]} * \frac{1 [rev]}{0.508 [cm]} * \frac{60 [s]}{1 [min]}$$

$$n = 75.1 [rpm]$$

- **Cálculo de potencia.** En esta sección se halla la potencia necesaria para que el tornillo pueda girar y mover la carga. Se debe hallar con el carga más alta o crítica la cual se da cuando las barras están extendidas y se procede a realizar la flexión.

$$Pot_{req} = \frac{Torque [lb * in] * n[rpm]}{63025}$$

$$Pot_{req} = \frac{5.75 [lb * in] * 75.1[rpm]}{63025}$$

$$Pot_{req} = 0.006852[HP]$$

Convirtiendo a Watts:

$$Pot_{req} = 0.006852 [HP] * \frac{745.7 [W]}{1 [HP]}$$

$$Pot_{req} = 5.12 [W]$$

- **Rodamiento.** El rodamiento es un elemento que permite generar movimiento entre dos elementos soportando cargas radiales, axiales o una combinación de estas. Hay dos grandes tipos de rodamientos: bolas y rodillos; ambas categorías cuentan con muchas variantes que permiten diferentes usos dependiendo de la necesidad.

Los rodamientos de bolas son apropiados en aplicaciones pequeñas de baja/media carga, pero si se presenta una carga pesada radial y de empuje a grande velocidad se recomienda un rodamiento de bolas con pista profunda.

Los rodamientos de rodillos se usan en sistemas grandes con cargas pesadas. En este proyecto se maneja una carga baja/media, por lo tanto, se escogen los rodamientos de bolas.

Figura 41. Rodamiento de bolas de doble hilera y ranura profunda.



Fuente. MOTT, Robert. Diseño de elementos de máquinas, 4 ed. México: Pearson, 2006. 934 p.

- ✓ **Rodamientos de bolas.** Son elementos que pueden soportar cargas radiales y de empuje combinadas. Los rodamientos de pista profunda soportan cargas moderadas mientras que los de contacto angular están diseñados para manejar cargas de empuje más grandes en una dirección, así como cargas radiales. Estos rodamientos son más adecuados para tamaños pequeños, velocidades altas y cargas ligeras²⁶.

El aspecto más importante de los rodamientos es su ciclo de vida tanto en revoluciones como en horas de trabajo. De [Diseño de elementos de máquinas, Mott] se obtuvieron las variables y ecuaciones que se muestran desde ahora:

$$L_d = 10^6 * \left(\frac{C}{P_d}\right)^k$$

Donde C es la carga dinámica básica del rodamiento escogido, P_d es la carga de diseño y k se determina por el tipo de rodamiento. Para este caso:

$$P_d = 237.56 [N] ; k = 3 \text{ (rodamiento de bolas)}$$

Para hallar el rodamiento, su referencia y carga dinámica se remite al catálogo de la SKF.

²⁶ NORTON, Robert. Diseño de máquinas, 4 ed. México: Pearson, 2011. 1023 p.

Del Anexo B. se escoge un rodamiento rígido de bolas de acero inoxidable, de referencia *W 61705*, el cual tiene una carga dinámica básica de 0,715 [KN].

Reemplazando:

$$L_d = 10^6 * \left(\frac{715}{237.56} \right)^3$$
$$L_d = 27250772.4 [rev]$$

Para las horas de trabajo:

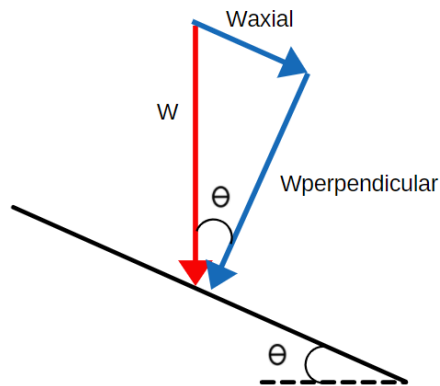
$$horas = \frac{L_d}{n * 60}$$

Reemplazando:

$$horas = \frac{27250772.4}{75.1 * 60}$$
$$horas = 6047.7$$

- **Análisis de resistencia.** En este apartado se hará el análisis con el fin de encontrar el material y los diámetros óptimos para el dispositivo rehabilitador. El propósito es encontrar materiales ligeros y resistentes que den seguridad a la hora de ser usados, y permitan tener medidas que no abarquen demasiado espacio. Se presentan unas cargas distribuidas uniforme de manera vertical sobre las barras inclinadas. Para la realización del análisis de cortante y momento flector en cada una de las barras, las cargas mencionadas anteriormente se descomponen cada una en dos cargas distribuidas, una en la dirección perpendicular y otra en dirección tangente a la barra. En la figura 42 se muestra la forma en la que se descompone la carga vertical.

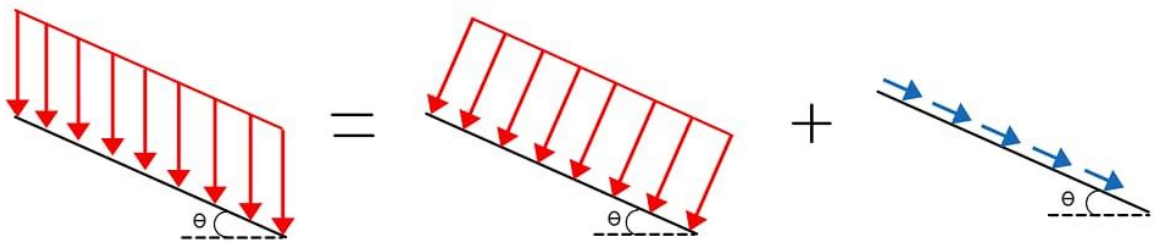
Figura 42. Descomposición de la carga.



Fuente: Autores.

Para realizar los diagramas de cortante y momento flector es necesario tener la carga perpendicular de cada una de las barras. La carga axial/tangencial no se va a tener en cuenta para los análisis (diagrama axial). La descomposición de la carga se muestra en la siguiente figura:

Figura 43. Descomposición total de la carga vertical.



Fuente: Autores.

De la figura 43 se tiene entonces:

$$\cos(\theta) = \frac{W_{perpendicular}}{W}$$

$$W_{perpendicular} = W * \cos(\theta)$$

Para la barra del fémur:

$$W_{perpendicular\ fémur} = W_{fémur} * \cos(\theta)$$

$$W_{perpendicular\ fémur} = 172 \left[\frac{N}{m} \right] * \cos(8.9)$$

$$W_{perpendicular\ fémur} = 170 \left[\frac{N}{m} \right]$$

Para la barra de la tibia:

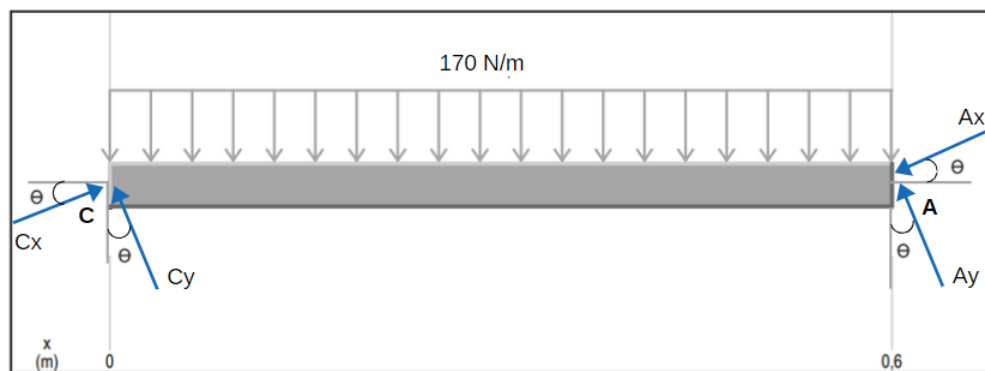
$$W_{perpendicular\ tibia} = W_{tibia} * \cos(\theta)$$

$$W_{perpendicular\ fémur} = 110 \left[\frac{N}{m} \right] * \cos(8.9)$$

$$W_{perpendicular\ fémur} = 108.67 \left[\frac{N}{m} \right]$$

✓ Análisis de la barra del fémur

Figura 44. Cargas en la barra del fémur.



Fuente. Autores.

Hallando las resultantes para cada punto:

➤ **En C.** En el eje Y:

$$F_{RC_y} = C_y * \cos(\theta) + C_x * \text{sen}(\theta)$$

Reemplazando se obtiene:

$$F_{RC_y} = 48.45 [N]$$

En el eje X:

$$F_{RC_x} = C_x * \cos(\theta) - C_y * \text{sen}(\theta)$$

Reemplazando se obtiene:

$$F_{RC_x} = 243.3 [N]$$

➤ **En A.** En el eje Y:

$$F_{RA_y} = A_y * \cos(\theta) - A_x * \text{sen}(\theta)$$

Reemplazando se obtiene:

$$F_{RA_y} = 48.45 [N]$$

En el eje X:

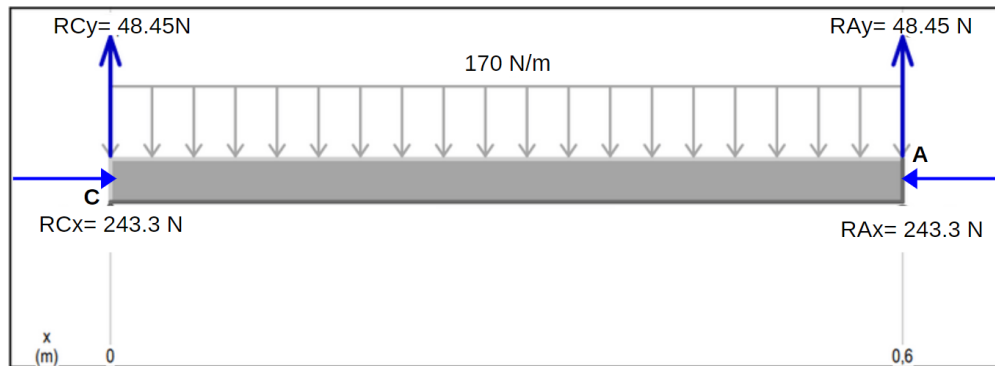
$$F_{RA_x} = A_x * \cos(\theta) + A_y * \text{sen}(\theta)$$

Reemplazando se obtiene:

$$F_{RA_x} = 243.3 [N]$$

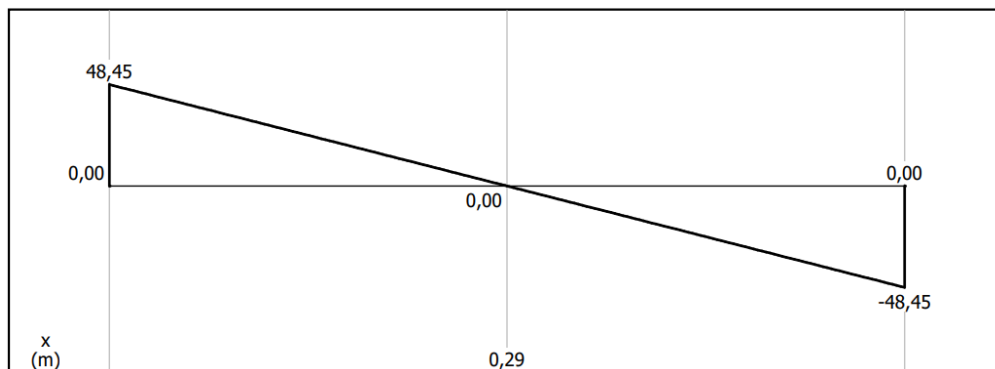
Ahora mediante el software *MDSolids 4.0*, se halla el diagrama de cuerpo libre de la barra y los diagramas de cortante y momento flector los cuales son necesarios para hallar cada variable máxima.

Figura 45. Diagrama de cuerpo libre barra fémur.



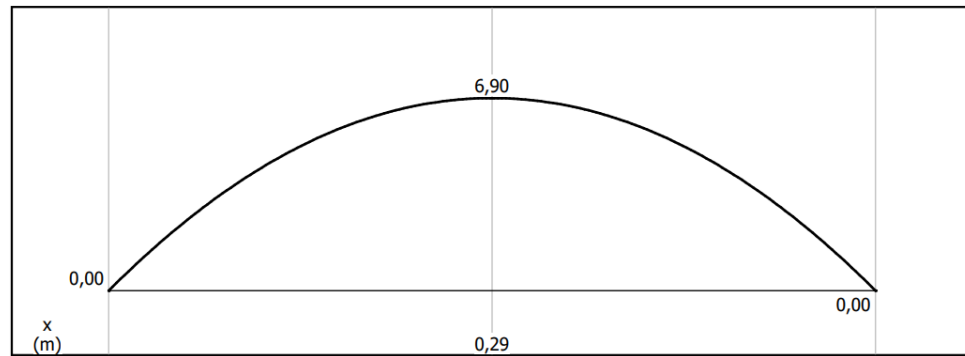
Fuente. Autores.

Figura 46. Diagrama de cortante fémur.



Fuente. Autores.

Figura 47. Diagrama de flector fémur.



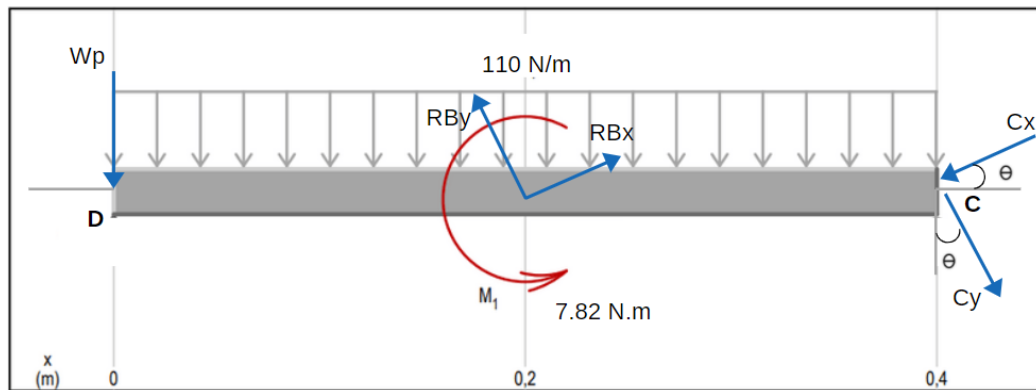
Fuente. Autores.

De los anteriores diagramas se sacan las siguientes variables:

- Cortante máximo de la barra del fémur: 48.45 [N]
- Momento flector máximo de la barra del fémur: 6.90 [N*m]

✓ Análisis de la barra de la tibia

Figura 48. Cargas en la barra de la tibia.



Fuente. Autores.

➤ **Momento generado**

$$M_{t_B} = B_x * \left(\frac{8.9}{100}\right) - B_y * \left(\frac{19.7}{100}\right)$$

$$M_{t_B} = 7.815 [N * m]$$

Hallando las resultantes para cada punto:

➤ **En D.** En el eje Y:

$$F_{RD_y} = W_p * \cos(\theta)$$

Reemplazando se obtiene:

$$F_{RD_y} = 14.523 [N]$$

➤ **En B.** En el eje Y:

$$F_{RB_y} = B_y * \cos(\theta) + B_x * \text{sen}(\theta)$$

Reemplazando se obtiene:

$$F_{RB_y} = 106.441 [N]$$

En el eje X:

$$F_{RB_x} = B_x * \cos(\theta) - B_y * \text{sen}(\theta)$$

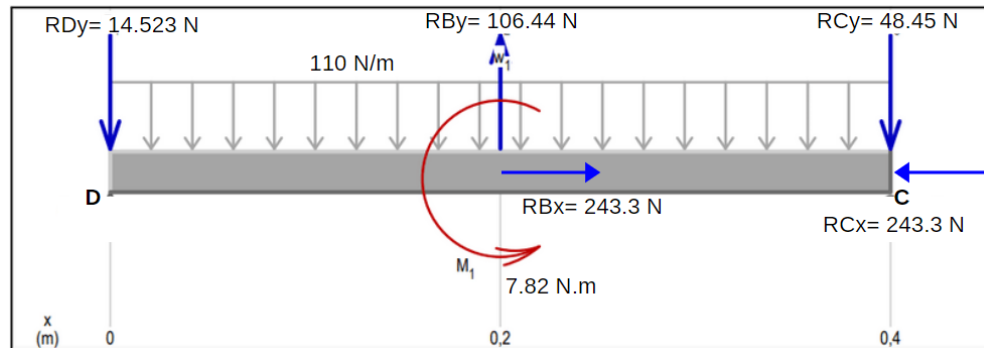
Reemplazando se obtiene:

$$F_{RB_x} = 243.3 [N]$$

➤ En C

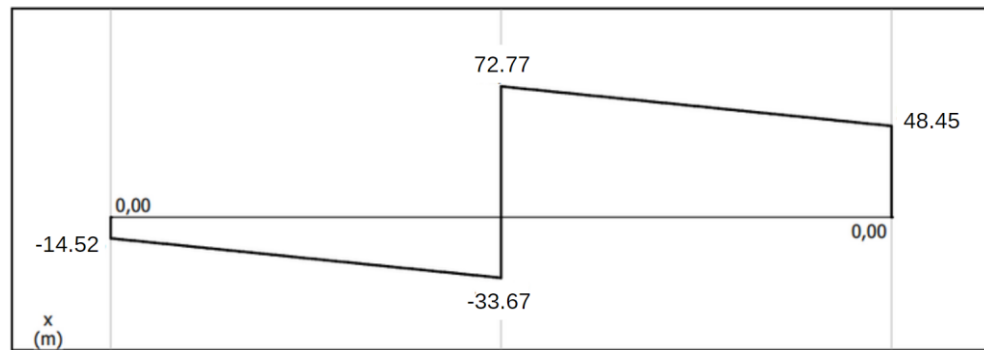
$$F_{R_{Cy}} = 48.45 [N] ; F_{R_{Cx}} = 243.3 [N]$$

Figura 49. Diagrama de cuerpo libre barra tibia.



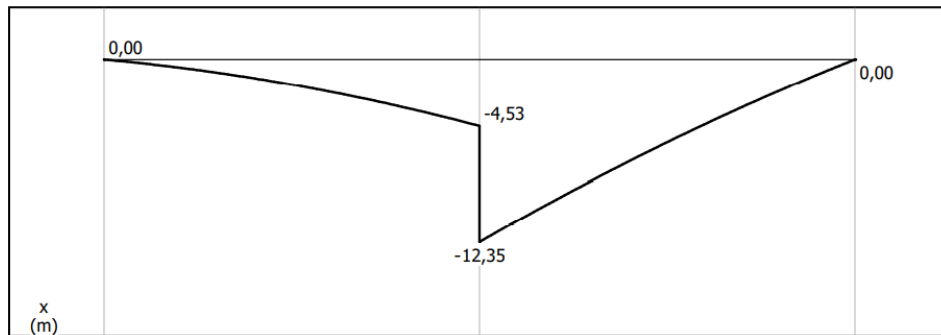
Fuente. Autores.

Figura 50. Diagrama de cortante tibia.



Fuente. Autores.

Figura 51. Diagrama de flector tibia.



Fuente. Autores.

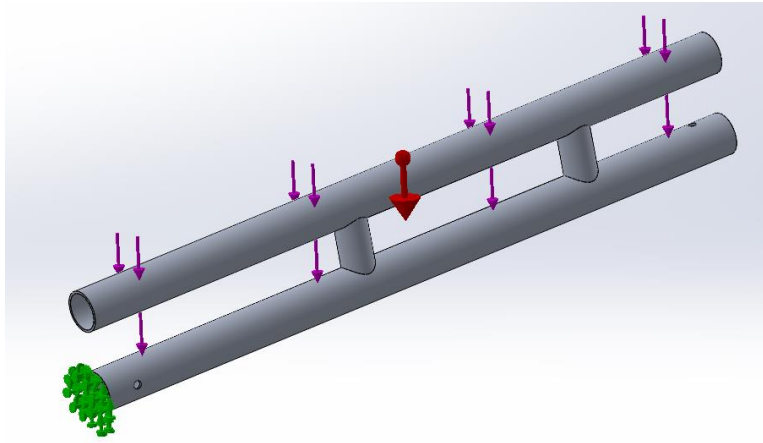
De los anteriores diagramas se sacan las siguientes variables:

- Cortante máximo de la barra de la tibia: 72.77 [N]
- Momento flector máximo de la barra de la tibia: 12.35 [N*m]

Del análisis anterior, se encuentra que los valores más altos se encuentran en la barra de la tibia, por lo tanto, para los posteriores cálculos se tiene en cuenta su cortante máximo y su momento flector máximo.

- **Análisis de deformaciones.** Se realizan los análisis de tensiones, factor de seguridad y deformaciones de las barras del fémur y la tibia mediante el complemento *Simulation* del programa SolidWorks. Se analiza en la posición crítica del dispositivo y con la carga crítica encontrada en la sección [3.2.1] que es la carga máxima que puede mover el motor escogido, esto para hallar la deformación máxima que sufren las barras. En la siguiente figura se presenta la barra del fémur con su respectiva sujeción y fuerzas que actúan sobre esta.

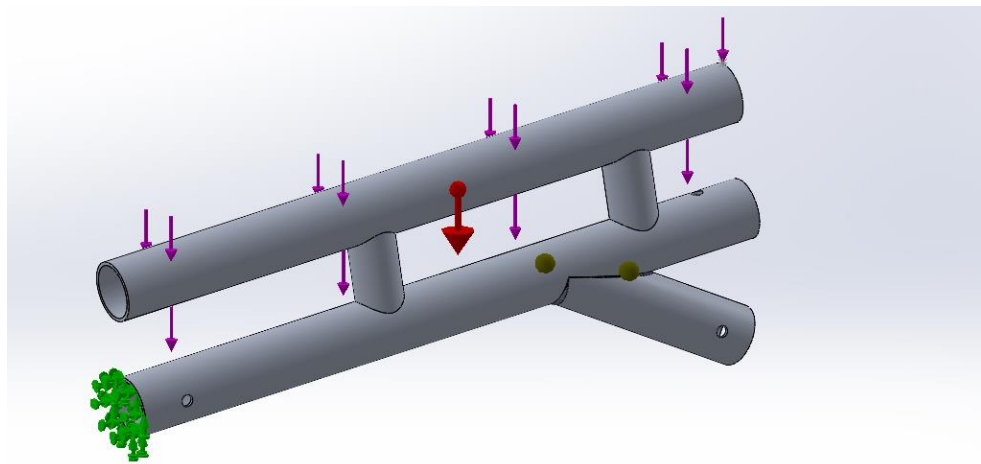
Figura 52. Barra del fémur con sujeción y carga.



Fuente. Autores.

De manera análoga se presenta la barra de la tibia con su respectiva sujeción y fuerzas respectivas.

Figura 53. Barra de la tibia con sujeción y carga.

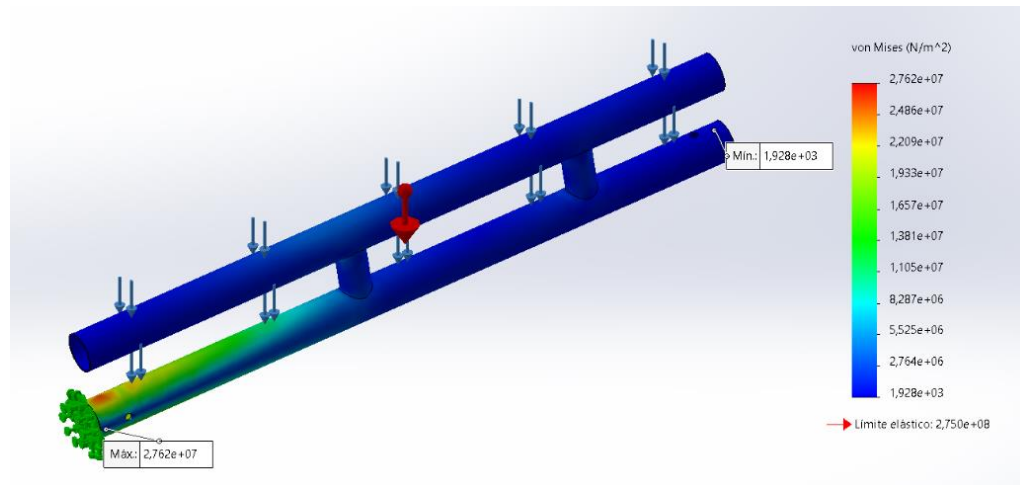


Fuente. Autores.

- ✓ **Esfuerzo de Von Mises.** Los esfuerzos combinados de Von Mises mostrados en los resultados de la simulación permiten indicar si la barra estudiada puede soportar la carga que se le está aplicando. Ésta la soporta si los esfuerzos no son mayores al límite de fluencia del material.

➤ **Barra fémur**

Figura 54. Tensiones en la barra del fémur.

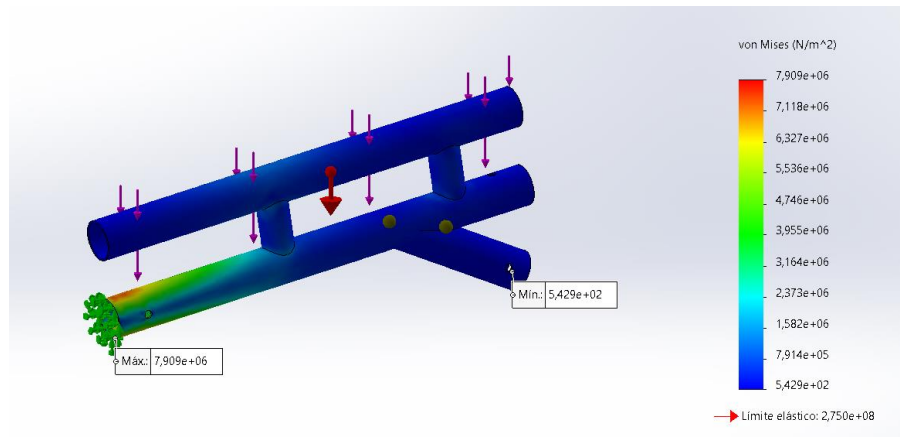


Fuente. Autores.

Según la figura 54 se concluye que la barra del fémur con el material escogido puede soportar la carga aplicada, ya que el esfuerzo máximo es menor que el límite elástico.

➤ Barra tibia

Figura 55. Tensiones en la barra de la tibia.



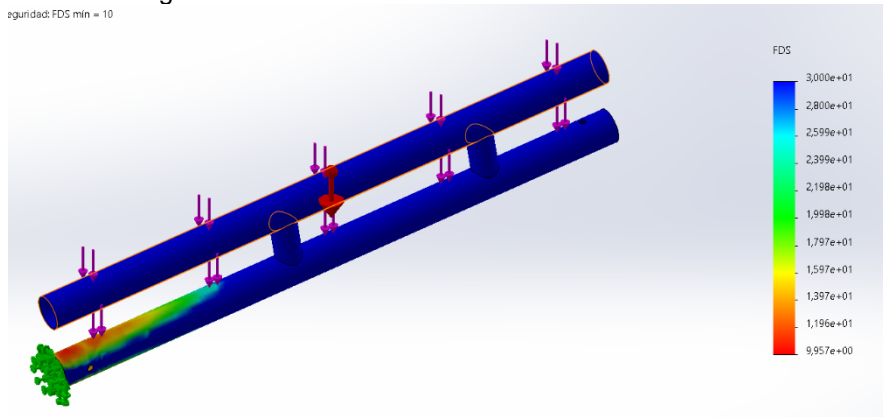
Fuente. Autores.

De igual manera según la figura 55. la barra de la tibia podría soportar de manera eficiente la carga sin sufrir alguna falla.

- ✓ **Factor de seguridad.** El factor de seguridad es una relación existente entre la resistencia real de la barra y la resistencia requerida, lo ideal es que la primera sea mayor a la segunda, generando que el factor de seguridad sea mayor de 1.

➤ Barra fémur

Figura 56. Factor de seguridad en la barra del fémur.

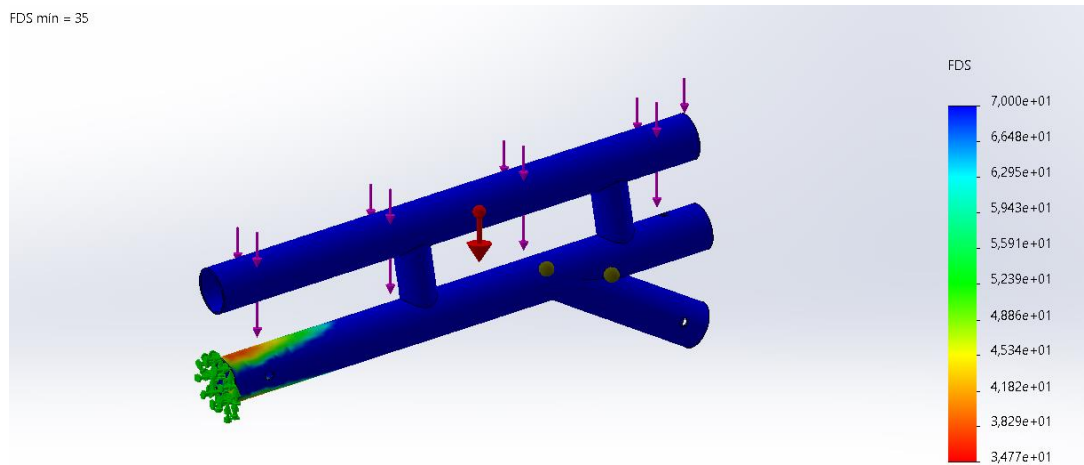


Fuente. Autores.

La figura 56 presenta el factor de seguridad que obtendría la barra del fémur, el valor mínimo es 10. De esta manera se asegura que no sufriría algún tipo de falla.

➤ Barra tibia

Figura 57. Factor de seguridad en la barra de la tibia.



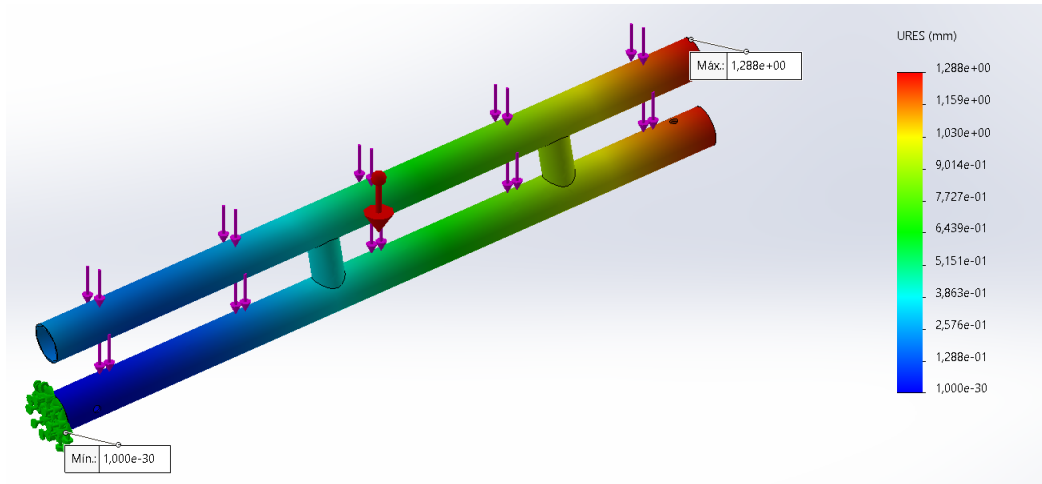
Fuente. Autores.

En la figura 57 se presenta que la barra de la tibia obtendría un factor de seguridad mínimo de 35 el cual es alto y se asegura que no sufriría rupturas.

- ✓ **Desplazamiento.** En esta sección se indica el máximo desplazamiento que sufrirían las barras debido a los esfuerzos que se generan por la aplicación de la carga.

➤ Barra Fémur

Figura 58. Desplazamientos en la barra del fémur.

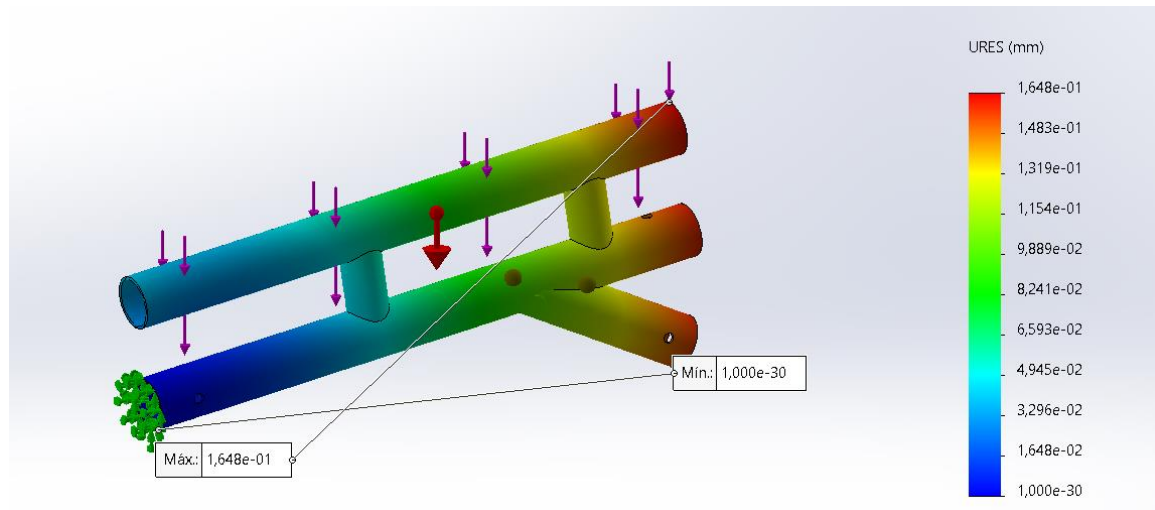


Fuente. Autores.

Según la figura 58 el máximo desplazamiento que se genera en la barra es de 1.288 [mm].

➤ Barra tibia

Figura 59. Desplazamientos en la barra de la tibia.



Fuente. Autores.

De la figura anterior se puede observar que el desplazamiento máximo presentado en la barra de la tibia tendría un valor 0.1626 [mm].

- **Selección de materiales y factor de seguridad.** Uno de los requerimientos de diseño es el bajo peso por lo que se debe buscar materiales con baja densidad, pero alta resistencia que sirvan para darle soporte y rigidez a la estructura. Teniendo en cuenta lo anterior, se determinó que el material que cumple estos aspectos es el aluminio cuyas propiedades se observan en el Anexo C. Para el cálculo del esfuerzo por flector se tomó un factor de seguridad de 5 y un espesor de 1.5 [mm] y se calculó el esfuerzo permisible:

$$\sigma_{perm} = \frac{\sigma_u}{N}$$

$$\sigma_{perm} = \frac{260}{5}$$

$$\sigma_{perm} = 52 \text{ Mpa}$$

Y con base en este esfuerzo se determinó el diámetro mínimo:

$$\sigma_{perm} = \frac{M}{S}$$

Donde S es el módulo de la sección

$$52 \text{ Mpa} = \frac{12.35 \times 32D}{\pi[D^4 - (D - 2 \times 0.0015)^4]}$$

Resolviendo para D se obtiene un diámetro de

$$D = 16.06 \text{ mm}$$

De forma análoga se hizo el procedimiento para calcular el esfuerzo por cortante:

$$\tau_{perm} = \frac{S_{ys}}{N}$$

$$\tau_{perm} = \frac{140}{5}$$

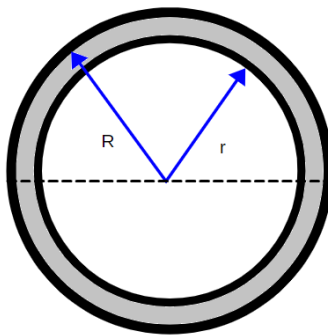
$$\tau_{perm} = 28 \text{ Mpa}$$

Donde el esfuerzo cortante permisible:

$$\tau_{perm} = \frac{V \times Q}{I \times b} \quad (7)$$

Donde Q es el primer momento de área, I es el momento de inercia de la sección y b el ancho de la sección todos respecto al eje neutro.

Figura 60. Sección transversal de la barra



Fuente. Autores.

$$Q = A_{sombreada} \times y_c$$

$$Q = \frac{\pi}{2} \times (R^2 - r^2) \times y_c$$

$$Q = \frac{\pi}{2} \times (R^2 - r^2) \times \frac{\sum A_i \times y_i}{\sum A_i}$$

Se supone un cilindro de pared delgada para el cálculo del momento de inercia.

$$I = MR^2$$

Donde la masa es calculada como:

$$m = \rho \times V$$

Y la densidad corresponde a 2710 kg/m³ de acuerdo con el Anexo C. Reemplazando los valores en la ecuación 7 se tiene el valor del diámetro. En el Anexo K. se presenta el proceso matemático que se siguió en el programa EES para el cálculo del diámetro.

$$D = 1.5 \text{ mm}$$

Teniendo en cuenta estos valores tomamos para las barras unas medidas de: $D = 1 \text{ [in]}$, $t = 1.5 \text{ [mm]}$ y un factor de seguridad de 5.

Con estas especificaciones se vuelven a calcular los esfuerzos por flector y cortante obteniendo:

$$S_{ys} = 3.642 \times 10^3 = 3.16 \text{ [KPa]}$$

$$\sigma_{\text{mínimo}} = 9.363 \times 10^7 = 93.63 \text{ [MPa]}$$

- **Análisis en los pasadores.** Para este elemento se escogió un acero SAE/AISI 1020 laminado en caliente principalmente por su uso en partes de maquinaria que no están sometidos a grandes esfuerzos como es el caso del rehabilitador además por su fácil adquisición en el mercado. Las propiedades mecánicas de este se muestran en el anexo C y D. Se encuentran las fuerzas resultantes en ambos puntos donde se hace uso de los pasadores (A y B).

✓ **En B**

$$F_{RB} = \sqrt{(59.69)^2 + (237.56)^2}$$

$$F_{RB} = 245 \text{ [N]}$$

✓ **En A**

$$F_{RA} = \sqrt{(81.11)^2 + (210.86)^2}$$

$$F_{RA} = 225.7 [N]$$

Se escoge la fuerza de mayor valor para los cálculos siguientes, en este caso es la fuerza total en el punto B.

Para la determinación del diámetro del pasador se escogió la fuerza mayor y se determinó mediante la fórmula de esfuerzo cortante, teniendo en cuenta que el pasador está sometido a cortante doble y teniendo en cuenta un factor de seguridad de 5.

$$\tau_{perm} = \frac{\tau_u}{N}$$

$$\tau_{perm} = \frac{379}{5}$$

$$\tau_{perm} = 75.8 \text{ Mpa}$$

Ahora se determina el diámetro:

$$\tau_{perm} = \frac{V}{2 \times A}$$

$$75.8 \text{ Mpa} = \frac{244.7}{2 \times \left(\frac{\pi}{4} \times D^2\right)}$$

$$D = 1.43 \text{ mm}$$

Se escoge un diámetro nominal de 10 mm y se verifica que el esfuerzo sea menor que el permisible:

$$\tau_{mínimo} = 7.789 \times 10^6 = 7.789 [MPa]$$

3.1.3.2. Hoja de ruta de fabricación. Para la realización de este apartado, se tuvieron en cuenta las piezas del prototipo que requieren ser mecanizadas para lograr la apariencia que se muestran en los planos. Para ello se realizó un formato en el que se muestran los materiales que se necesitan, las dimensiones, los planos y las operaciones básicas necesarias para la manufactura de cada una de las piezas.

Figura 61. Formato hoja de ruta de fabricación.

Hoja de ruta de fabricación					Hoja	20/26			
BARRA TIBIA SECUNDARIA					N° Pieza	3.8			
Escala	Material	Dimensiones en bruto	Sistema de medida	Cantidad	Fecha	27/08/2020			
1:1	Aluminio 6061 T6	1 tubo de 1/2 x 24 de largo	in (ASTM B221)	2					
<p style="text-align: right;">Medidas en [mm]</p>									
Fase	Operación	Croquis	Maquina	Vcorte	Carreras p min	P avance [N/mm²]	D disco [mm]	V avance [mm/rev]	Refrigerante
1	Cortar el tubo de 22,4 [mm] de diámetro para obtener una sección de 160 [mm]		Sierra de disco	15-35 m/s	140-170	2-4	30-76	(-)	(-)
2	Relizar seis barrenos de 5 [mm] de diámetro		Taladro	100-150 m/mir	(-)	(-)	(-)	0,12	Aceite soluble diluido, aceite de corte y refrigeración
Observaciones:									

Fuente. Autores.

En la figura 61 se muestra un ejemplo del formato de la hoja de ruta para una pieza del prototipo. En el Anexo F se muestran las hojas de ruta para las demás piezas que se fabricarían.

La tabla consta de un encabezado en el que está el título que indica el nombre de la pieza, la escala a la que se encuentra el plano, el material, las dimensiones iniciales, el sistema de medida, la cantidad de piezas que se requieren, el número de hoja, el número de pieza y la fecha. También se muestra un plano detallado para saber con exactitud todas las dimensiones de la pieza y luego se muestran las operaciones en orden secuencial con el croquis respectivo evidenciando como debería quedar al ser maquinada. De igual forma se especifica la máquina y algunos parámetros básicos necesarios para realizar la operación. Por último, se dejó un recuadro de observaciones para que el operario reporte alguna novedad en el proceso.

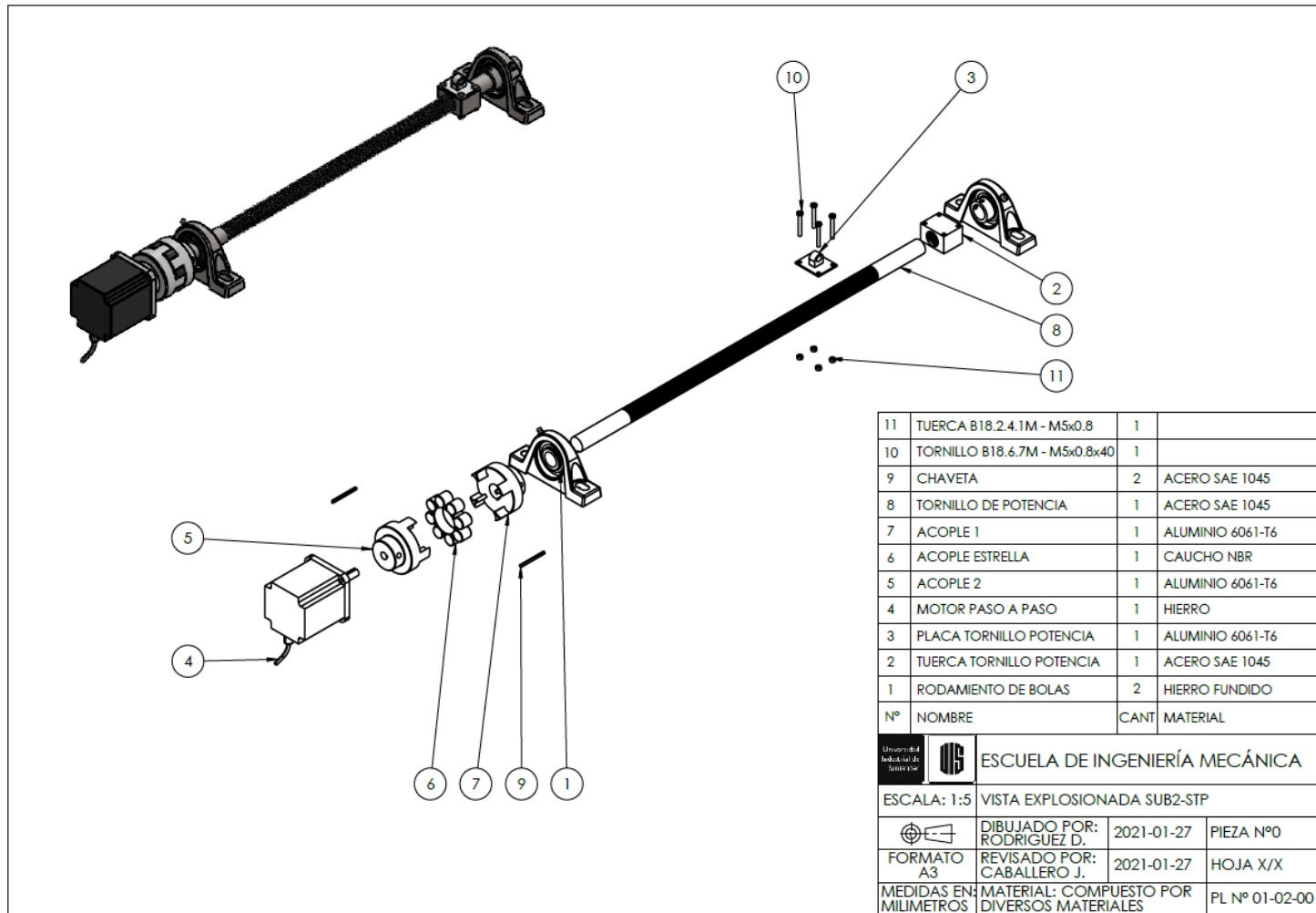
3.1.3.3. Hoja de ruta de ensamble. En esta sección se van a presentar los sub-ensamblajes que componen el prototipo. Por conveniencia se dividieron en 4:

- Sub-ensamblaje 1: Base - Carcasa
- Sub-ensamblaje 2: Sistema de transmisión de potencia
- Sub-ensamblaje 3: Barras de apoyo
- Sub-ensamblaje 4: Pedal

A cada sub-ensamblaje se le realizará un plano explosionado que permita detallar las piezas pertenecientes a este y el lugar donde iría acoplada cada una.


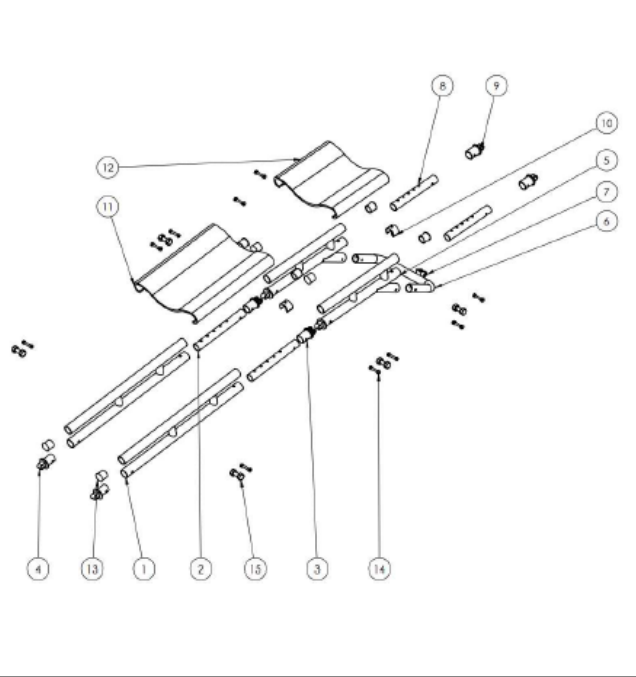
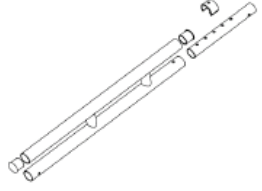
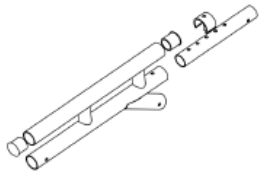
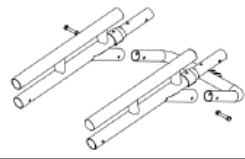
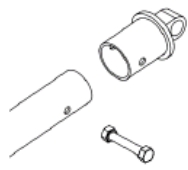
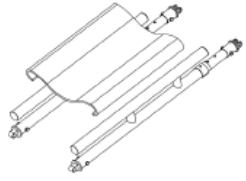
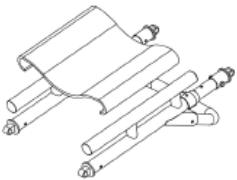
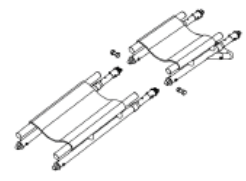
Se presenta también un formato de ruta de ensamble donde se muestra el paso a paso del armado del prototipo.

Figura 62. Plano explosionado sub-ensamblaje 2. Sistema de transmisión de potencia.



Fuente. Autores.

Figura 63. Hoja de ruta de ensamble del sub-ensamblaje 3.

	Hoja de ruta de ensamble	Hoja	2/4
	ARMADO DE LAS BARRAS DE APOYO	N° Subensamblaje	3
Esquema		Fecha	29/01/2021
		PASOS	
		<p>A. Insertar la barra secundaria del fémur (2) en la barra principal de la tibia (1), asegurarla mediante el ajustador de barras (10) y colocar los tapones en los extremos superiores de la barra principal</p>	
		<p>B. Repetir el paso A pero con la barra principal de la tibia (5) y la barra secundaria (8)</p>	
		<p>C. Acoplar la barra tibia U (6) en la barra tibia principal (5) mediante los pernos que se muestran (14)</p>	
<p>D. Insertar el acople fémur tibia (3), fémur base (4) y tibia pedal (9) en la barra fémur principal (1) y barra tibia principal (5) según corresponda</p>		<p>E. Colocar el reposa fémur (11) sobre la barra fémur principal (1) mediante ajuste a presión como muestra la figura</p>	
<p>F. Colocar el reposa tibia (12) sobre la barra tibia principal (5) mediante ajuste a presión como se muestra en la figura</p>		<p>G. Ensamblar los dos sistemas fémur y tibia mediante los pernos (15) como se muestra en la figura</p>	

Fuente: Autores.

En la figura 62 se muestra un plano explosionado del sub-ensamblaje 2 – Sistema de transmisión de potencia. En él se evidencian las piezas que lo componen, el material y las cantidades de cada una. Este plano sirve para posteriormente elaborar la hoja de ruta.

El formato de hoja de ruta propuesto se muestra en la figura 63, en este caso se presenta el armado de las barras de apoyo. Para esto se detallan los pasos de forma secuencial que se requieren para el ensamble de las piezas que lo componen mediante unas instrucciones y una imagen representativa. Además, se referencia en cada paso las piezas que se deben usar mediante un globo, de manera que vayan en el lugar correspondiente.

Los demás planos y formatos de ruta de los sub-ensamblajes de muestran en los Anexo E y G.

3.2. DISEÑO SISTEMA DE CONTROL

3.2.1. Selección del actuador. Partiendo sistema seleccionado en la fase del diseño mecánico, se estudian los diferentes tipos de actuadores eléctricos que pueden servir para controlar el movimiento de los eslabones. A continuación, se presenta una breve descripción de cada uno de ellos.

Servomotor. Es un tipo especial de motor CD que permite controlar la posición angular del eje en un momento dado, mediante una señal de control. Está diseñado para moverse determinada cantidad de grados y luego mantenerse fijo en una posición. Está formado por una carcasa, motor, engranes que reducen la velocidad del motor y aumentan el par de salida, circuito electrónico que controla la posición

de salida y un potenciómetro que se utiliza como sensor para conocer la posición del eje de salida²⁷.

Ventajas:

- Relativamente fácil de controlar
- Puede ser conectado directamente a microcontroladores
- Su eje puede ser llevado a una posición específica
- Es eficiente
- Control de posición y velocidad
- Altos torques
- Sistema de retroalimentación incorporado

Desventajas:

- No gira de manera continua
- Para evitar interferencia en los circuitos electrónicos es conveniente conectar la alimentación de los servomotores a una fuente diferente a la usada para los circuitos de control
- Tamaño mayor en comparación con un motor paso a paso
- Consumo de energía relativamente alto
- Costo de adquisición elevado
- Posicionamiento limitado (varía entre 0° y 180°)

²⁷ DIAZ MONTES, Julio César y DORADOR GONZÁLEZ, Jesús Manuel. Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. [En línea]. En: Memorias del XV Congreso Internacional Anual de la SOMIM. México D.F: SOMIM, septiembre, 2009. v.2. p. 335 – 345. [Consultado: 23 de enero de 2021]. Disponible en http://somim.org.mx/memorias/memorias2009/pdfs/A1/A1_216.pdf. ISBN 978-607-95309-1-4.

Figura 64. Servomotor eléctrico.



Fuente: Direct industry. Servomotor AC. [En línea]. [Consultado: 15 de marzo de 2021]. Disponible en: <https://www.directindustry.es/prod/sanyo-denki-europe/product-8104-490354.html>

Motor corriente directa. Es un tipo de motor que transforma la energía eléctrica en trabajo mecánico por medio de campos electromagnéticos. Está constituido por un estator y un rotor, el estator contiene uno o más devanados por cada polo, los cuales están diseñados para llevar intensidades de corriente directa y así producir el campo magnético. El rotor y su devanado están ubicados en la trayectoria de este y cuando el devanado lleva intensidad de corriente se desarrolla un par que hace girar el motor²⁸.

²⁸ DIAZ MONTES, Julio César y DORADOR GONZÁLEZ, Jesús Manuel. Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. [En línea]. En: Memorias del XV Congreso Internacional Anual de la SOMIM. México D.F: SOMIM, septiembre, 2009. v.2. p. 335 – 345. [Consultado: 23 de enero de 2021]. Disponible en http://somim.org.mx/memorias/memorias2009/pdfs/A1/A1_216.pdf. ISBN 978-607-95309-1-4.

Figura 65. Motor eléctrico de corriente directa.



Fuente: Ecured. Motores de corriente directa. [En línea]. [Consultado: 15 de marzo de 2021].
Disponible en: https://www.ecured.cu/Motores_de_Corriente_Directa

Ventajas:

- Buen rendimiento y fiabilidad.
- Bajo costo.
- Respuesta rápida.
- Se puede invertir el sentido de giro.
- Velocidad ajustable.
- Se puede aumentar el torque al usar cajas reductoras.

Desventajas:

- Producen fricción por consecuencia de calor y ruido.
- Generan chispas.
- Velocidades altas (entre 2000 y 7000 [rpm]).
- Presenta un torque bajo si se compara con los motores paso a paso y servomotores.
- Dificultad a la hora de controlar la posición y la velocidad.

Motor paso a paso. Es un tipo de motor que permite el avance de su eje en ángulos muy precisos y por pasos en ambos sentidos de movimiento. Al aplicarle una determinada secuencia de señales digitales, avanza por pasos hacia un lado y otro y se detiene en una determinada posición.

Cada paso que posee el motor tiene un ángulo muy preciso determinado por la construcción de este, permitiendo así realizar movimientos exactos sin necesidad de un sistema de control por lazo cerrado²⁹. Existen dos tipos de motores a pasos, unipolares y bipolares. La diferencia entre estos radica en el número de cables de salida que posee cada motor, así como el control ya que los unipolares son más simples de controlar³⁰.

Figura 66. Motor paso a paso



Fuente: Tienda bricogeeek. Motores paso a paso. [En línea]. [Consultado: 15 de marzo de 2021].

Disponible en: www.tienda.bricogeeek.com/motores-paso-a-paso.

Ventajas:

- Pueden manejarse digitalmente sin realimentación.
- Precisión en el posicionamiento.
- La velocidad se puede controlar fácilmente.
- Consumo bajo de energía.
- Tiene larga vida de funcionamiento.
- Control en lazo abierto.
- Bajo costo.
- Interfaz sencilla.

²⁹ POLANÍA PUENTES, Jorge Antonio. Control de motores eléctricos. 138 p.

³⁰ PERUGACHI PERUGACHI, José Froilán. Prototipo de rehabilitador isocinético pasivo de rodilla. Trabajo de grado para título de ingeniería mecatrónica. Ibarra. Universidad Técnica del Norte, 2015. 154. p.

Desventajas:

- Para su funcionamiento es necesario un controlador.
- Pérdida de torque a altas velocidades.
- Dificultad de operación a altas frecuencias.

Evaluación del actuador. Una vez planteados los posibles actuadores a utilizar, se establecen los requisitos que deberán cumplir para ser seleccionado.

Requisitos:

- Posicionamiento preciso
- Facilidad para controlar la posición
- Velocidad relativamente baja y controlable
- Precio asequible
- Tamaño y peso reducido en relación con el torque

Con base en estos requisitos se plantea una tabla comparativa de las características más representativas de los actuadores.

Tabla 10. Características de los actuadores eléctricos.

Actuadores			
Características	Servomotor	Motor DC	Motor paso a paso
Precisión	Alta	Media	Alta
Control de variables	Permite controlar posición y velocidad de manera limitada	Se necesita un sistema de retroalimentación	Puede manejarse fácilmente sin retroalimentación
Torque	Alto	Medio	Alto, pero disminuye a altas velocidades
Precio	Alto	Moderado	Moderado

Fuente. Autores.

De acuerdo con los requisitos establecidos, en la tabla 10 se observa que el actuador más conveniente y el seleccionado es el motor paso a paso, por su alta precisión, su facilidad para ser controlado, su alto torque a velocidades bajas y el

precio moderado. Con base en los valores de torque obtenidos en la fase del diseño mecánico se selecciona una referencia para el motor paso a paso.

Teniendo en cuenta los cálculos de torque y potencia calculados en la *sección 3.1.3.1 Análisis de parámetros*, se realiza la selección del motor más adecuado. A continuación, se presentan sus principales características:

Tabla 11. Características del motor paso a paso.

Características motor paso a paso	
Marca	Xinje
Modelo	86BYGH065
Ángulo de paso	1,8 °
Torque	3,3 Nm
Corriente de fase	2,8 A
Resistencia de fase	1,4 (Ω)
Inductancia de fase	3,9 (mH)
Inercia del rotor	1000 (gCm ²)
Diámetro del eje	9,5 mm
Peso	1,7 Kg
Dimensiones	86 mm X 86 mm X 65 mm

Fuente. XINJE. Catálogo DP series digital stepper drive. [En línea]. [Consultado: 15 de marzo de 2021]. Disponible en: http://xinje.com/xj_product/show-1530.html.

- **Determinación de la carga máxima.** Para estimar cual sería el peso máximo de la persona que va a hacer uso del dispositivo, se hace primero una relación porcentual entre el peso de cada parte de la pierna y el peso total de la persona con el fin de mantener una proporción constante. Con los datos mostrados en la tabla 7 se realiza el cálculo del porcentaje:

✓ **Muslo**

$$\%Peso_{muslo} = \frac{10}{70} * 100\%$$

$$\%Peso_{muslo} = 14.285 \%$$

✓ **Tibia**

$$\%Peso_{tibia} = \frac{4.5}{70} * 100\%$$

$$\%Peso_{muslo} = 6.4285 \%$$

✓ **Pie**

$$\%Peso_{pie} = \frac{1.5}{70} * 100\%$$

$$\%Peso_{muslo} = 2.1428 \%$$

Para calcular la carga máxima de la persona se debe tener en cuenta el torque máximo del motor (3.3 [N*m] en este caso).

Reemplazando en la siguiente ecuación el torque máximo del motor y la eficiencia:

$$T_{motor} = \frac{T_u}{e}$$

Se encuentra que el torque de subida T_u debería tener un valor de 9.1 [lbf*in].

Reemplazando el valor de T_u encontrado en la siguiente ecuación:

$$T_u = \left\{ \frac{P * D_p}{2} * \left[\frac{(\mu * \pi * D_p + L * \cos(\alpha))}{(\pi * D_p * \cos(\alpha) - \mu * L)} \right] \right\} + \left(\mu_c * P * \frac{d_c}{2} \right)$$

Se encuentra la carga P , que según lo supuesto en el análisis del tornillo de potencia representa la reacción B_x .

$$P = B_x = 85.3 [lbf] = 380 [N]$$

En el Anexo L se presenta el proceso matemático que se siguió en el programa EES para el cálculo del diámetro por flector, en él se calcularon las reacciones de los apoyos en función de la masa de la persona para la posición crítica. Para calcular

entonces la carga máxima que soportaría el dispositivo, se busca la masa de la persona necesaria para que la reacción en B_x tenga un valor de 380 [N]. Reemplazando lo anterior en el programa se encuentra:

Figura 67. Resultados determinación carga máxima.

angulo = 8,9 [°]	$A_x = 380$	$A_y = 138,9$ [kg-m/s ²]
$B_x = 380$	$B_y = 115,6$ [kg-m/s ²]	$C_x = 380$
$C_y = -20,12$ [kg-m/s ²]	$D = 0,0199$	$D_{mm} = 19,9$
$FR_{Ax} = 396,9$	$FR_{Ay} = 78,49$	$FR_{Bx} = 357,5$
$FR_{By} = 173$ [kg-m/s ²]	$FR_{Cx} = 372,3$	$FR_{Cy} = 78,66$ [kg-m/s ²]
$FR_{Dx} = 3,691$ [kg-m/s ²]	$FR_{Dy} = 23,57$ [kg-m/s ²]	$F_s = 5$
$F_{Dfemur} = 275,7$ [kg-m/s ²]	$F_{Dtibia} = 176,8$ [kg-m/s ²]	Masa _{muslo} = 16,21 [kg]
Masa _{persona} = 113,5 [kg]	Masa _{pie} = 2,432 [kg]	Masa _{tibia} = 7,296 [kg]
$MFlector_{femur} = 11,22$ [kg-m/s ²]	$MFlector_{tibia,1} = -8,25$ [kg-m/s ²]	$MFlector_{tibia,2} = -19,3$ [kg-m/s ²]
$MTibia_B = 11,05$ [kg-m/s ²]	Peso _{muslo} = 159,1 [kg-m/s ²]	Peso _{pie} = 23,86 [kg-m/s ²]
Peso _{tibia} = 71,58 [kg-m/s ²]	$S = 3,712E-07$	$\sigma_m = 5,200E+07$ [kg-m/s ²]
$\sigma_y = 2,600E8$	$t = 0,0015$	$V_{femur} = -1,566$ [kg-m/s ²]
$V_{tibia,1} = -58,93$ [kg-m/s ²]	$V_{tibia,2} = 114$ [kg-m/s ²]	$x_{femur} = 0,291$
$x_{tibia,1} = 0,2$	$x_{tibia,2} = 0,2$	

Fuente. Autores.

De la figura 67. se encuentra que la carga máxima que puede soportar el dispositivo es una persona de 113.5 [kg], la cual presentaría un muslo de 16.21 [kg], una sección de tibia de 7.296 [kg] y un pie de 2.432 [kg], para un total de masa de pierna de 25.94 [kg].

3.2.2. Selección del controlador. Para poder controlar el motor paso a paso es necesario hacer uso de un controlador o driver y un microcontrolador. El controlador permite enviar la secuencia de pulsos a las bobinas del motor y de esta manera generar el movimiento del sistema. Por su parte, el microcontrolador es el puente entre el ordenador y los drivers del motor paso a paso, este presenta las siguientes funciones:

- Enviar y recibir información del ordenador.

- Enviar y recibir información de los drivers.
- Realizar operaciones algebraicas internas para la correcta aceleración y deceleración del motor paso a paso.

Para la referencia de motor escogido se buscó el controlador que fuera compatible y se encontró según el catálogo de controladores Xinje que el driver DP-504 es la mejor opción, la tabla de referencia se puede ver en el Anexo H.

Tabla 12. Especificaciones del driver DP-504.

Ítem	DP-504		
	Mínimo	Normal	Máximo
Corriente de salida (A)	1,4	-	5
Voltaje de suministro a la entrada (VDC)	20	36	40
Corriente de entrada lógica (mA)	7	10	16
Paso de frecuencia de pulso (KHz)	0	-	200
Resistencia de aislamiento (mΩ)	500	-	-
Temperatura ambiente	0 °C - 50 °C		
Humedad	0 - 90% RH (Sin condensación ni gotas de agua)		
Vibración	5,9 m/s ² Max		
Temperatura de almacenamiento	- 20 °C - 65°C		
Dimensiones (mm)	138 x 85 x 38		

Fuente. XINJE. Catálogo DP series digital stepper drive. [En línea]. [Consultado: 15 de marzo de 2021]. Disponible en: http://xinje.com/xj_product/show-1530.html.

Para la selección del microcontrolador se tuvo en cuenta varios aspectos, el primero fue encontrar uno que pudiera controlar un proyecto relativamente grande, el segundo aspecto que se evaluó fue la memoria, ya que se necesita guardar muchas variables y que este responda de manera óptima al trabajo, el último aspecto que se observó fue las conexiones digitales que presenta el microcontrolador ya que se debe conectar el controlador, la pantalla LCD y el teclado matricial 4x4.

Según esto se escogió el microcontrolador Arduino Mega 2560, el cual satisface las necesidades mencionadas anteriormente.

Tabla 13. Especificaciones del microcontrolador Arduino Mega 2560.

Características del Arduino Mega 2560	
Microcontrolador	ATmega 2560
Voltaje de operación	5 V
Voltaje de entrada recomendado	7-12 V
Voltajes de entrada min-max	6-20 V
Pines de E/S digital	54 (15 de salida PWM)
Pines de entrada analógica	16
Corriente CC por cada pin E/S	20 mA
Corriente CC para cada pin de 3.3 V	50 mA
Memoria Flash	256 KB (8KB usados por gestor de arranque)
SPRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz
Longitud	101,52 mm
Ancho	53,3 mm
Peso	37 g

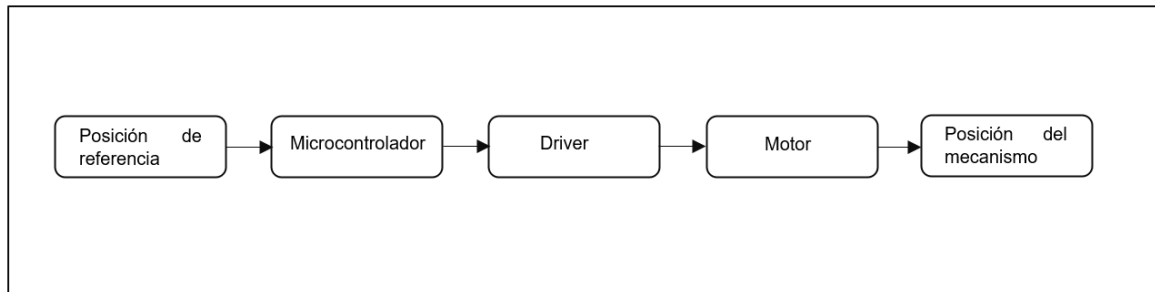
Fuente. Proyecto Arduino. Arduino Mega 2560. [En línea]. [Consultado: 15 de marzo de 2021].

Disponible en: <https://proyectoarduino.com/arduino-mega-2560/>.

3.2.3. Desarrollo del sistema embebido. El sistema embebido presenta todo lo concerniente al control del sistema mecánico, partiendo desde el diagrama de bloques hasta el diseño del código del sistema electrónico.

3.2.3.1. Diagrama de bloques. El diagrama de bloques permite representar gráficamente de manera general los procesos que hacen parte de un sistema, mostrando las entradas, los procesos internos que se llevan a cabo y las salidas correspondientes. A continuación, se presenta el diagrama de bloques para el prototipo rehabilitador de rodilla.

Figura 68. Diagrama de bloques.

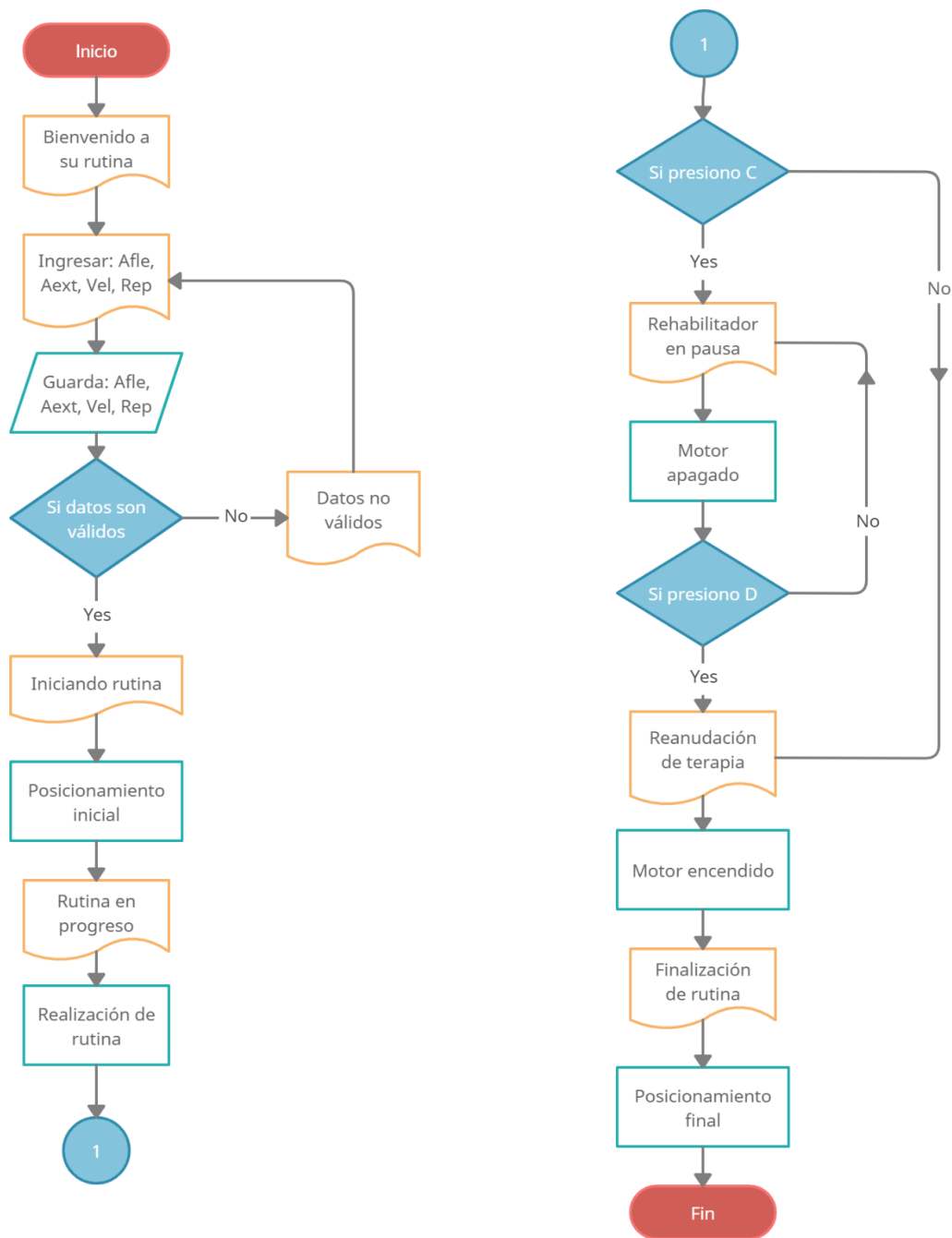


Fuente: Autores.

3.2.3.2. Diagrama de flujo. Este diagrama es la representación gráfica del algoritmo o la secuencia de pasos a seguir en un proceso determinado. Para ello utiliza unos símbolos predefinidos que representan las acciones a seguir en la ejecución del algoritmo y su dirección de flujo se representa a través de flechas conectoras. Este diagrama permite visualizar de forma sencilla como estará estructurado el proceso del movimiento del prototipo para su posterior implementación en un lenguaje de programación.

A continuación, se presenta el esquema general de pasos que sigue el dispositivo para la correcta realización de la terapia de rehabilitación.

Figura 69. Diagrama de flujo del rehabilitador.



Fuente: Autores.

3.2.3.3. Diseño del controlador. En este apartado se implementó el control mediante una serie de estrategias algorítmicas donde se plasmó el código de programación basado en el diagrama de flujo de forma que se evidenciara la ejecución del movimiento de rehabilitación propuesto.

El movimiento del motor se rige por una secuencia de pasos el cual es controlado por la excitación de sus bobinas. Para este proyecto se escogió la secuencia del tipo medio paso, la cual brinda un movimiento igual a la mitad del paso real. De esta forma, para la determinación las velocidades se tuvieron en cuenta el ángulo de paso mostrado en las características del motor paso a paso de la tabla 10 dividido entre dos y la velocidad de giro calculada en el *análisis del tornillo de potencia* para determinar el tiempo de retardo (D) que debe haber entre cada paso.

$$75,1 \text{ rpm} = \frac{1 \text{ rev}}{2\pi \text{ rad}} \times \frac{\pi \text{ rad}}{180^\circ} \times \frac{0,9^\circ}{D} \times \frac{60 \text{ s}}{1 \text{ min}}$$

Despejando se tiene que para una velocidad intermedia:

$$D_m = 1,997 \text{ ms}$$

De igual manera se establecen respectivamente

$$\text{Vel baja: } 50 \text{ rpm} \rightarrow D_l = 3 \text{ ms}$$

$$\text{Vel alta: } 100 \text{ rpm} \rightarrow D_h = 1,5 \text{ ms}$$

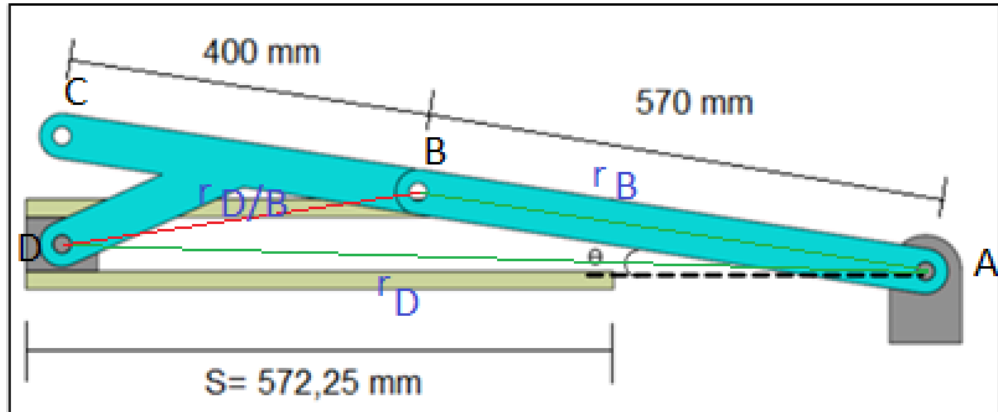
Para calcular la velocidad de la barra del fémur primero se calcula la velocidad lineal de la tuerca con el paso del tornillo como se muestra a continuación:

$$V_D = \frac{75,01 \text{ rev}}{\text{min}} \times \frac{5,08 \text{ mm}}{\text{rev}}$$

$$V_D = 381,5 \text{ mm/min}$$

En la figura 70 se presenta el modelo simplificado con sus respectivas medidas, puntos de referencia y vectores.

Figura 70. Esquema modelo simplificado



Fuente. Autores.

Ahora el movimiento de la barra de la BCD se puede expresar como:

$$V_D = V_B + V_{D/B}$$

$$V_D i = V_B \times (\sin 8,9 i + \cos 8,9 j) + \omega_{BCD} k \times r_{B/D} \quad (8)$$

Donde

$$r_{B/D} = r_B - r_D$$

$$r_{B/D} = 570 \times (-\cos 8,9 i + \sin 8,9 j) - (-970 \times \cos 8,9 i + 30 j)$$

$$r_{B/D} = 395,184 i + 58,185 j$$

Remplazando entonces en (7):

$$381,5 i = V_B \times (\sin 8,9 i + \cos 8,9 j) + \omega_{BCD} k \times 395,184 i + 58,185 j$$

Resolviendo para i y para j se tiene que:

$$V_B = 1270,93 \text{ mm/min}$$

$$\omega_{BCD} = -0,958 \text{ rad/min}$$

Y analizando la barra AB se calcula la velocidad angular de la barra del fémur:

$$\omega_{AB} = \frac{1270,93 \text{ mm/min}}{570 \text{ mm}}$$
$$\omega_{AB} = 2,229 \frac{\text{rad}}{\text{min}} \times \frac{1 \text{ rev}}{2\pi} \times \frac{360^\circ}{1 \text{ rev}}$$
$$\omega_{AB} = 127,75^\circ/\text{min}$$

Para las velocidades de 50 y 100 rpm en el motor:

$$50 \text{ rpm} \rightarrow \omega_{AB} = 85,057^\circ/\text{min}$$

$$100 \text{ rpm} \rightarrow \omega_{AB} = 170^\circ/\text{min}$$

El código fue desarrollado mediante el software Arduino y se muestra en el Anexo I.

3.2.4. Simulación. Esta simulación permite verificar el buen funcionamiento del control propuesto, para ello se hizo uso del software Proteus 8, el cual permite montar en un entorno digital los dispositivos electrónicos necesarios para la realización de este proyecto y adicionalmente, cargar el programa anteriormente mostrado en Arduino para su posterior prueba. Los equipos usados fueron los siguientes:

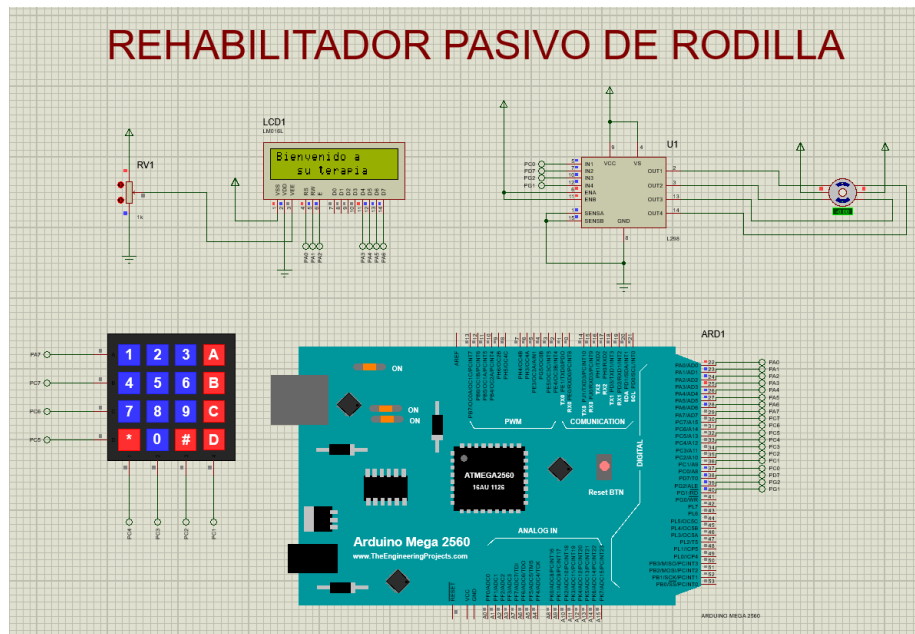
- Arduino Mega 2560.
- Teclado numérico matricial 4x4.
- Pantalla LCD 16x2 LM016L.
- Driver L298.
- Motor paso a paso 28BYJ-48.
- Potenciómetro 1K.

Cabe aclarar que el motor y el driver usados no son los mismos que los seleccionados. Esto debido a que el software Proteus está limitado a la selección

de diferentes tipos de motores, por lo que se trabaja con el 28BYJ-48 por defecto. Como este es un motor pequeño, el driver necesario para controlarlo también cambió, por lo que se usó el driver L298.

A continuación, se muestra el esquema del sistema electrónico montado en Proteus 8.

Figura 71. Esquema electrónico del rehabilitador.



Fuente: Autores.

La entrada de datos se realizará por medio del teclado matricial 4x4. Este teclado alfanumérico permite la asignación de operaciones a las teclas. Para la realización de este proyecto solo se usaron las teclas identificadas con los números del 0 al 9 y las teclas con las letras A, B, C y D con la función que se muestra.

Tecla A → Confirmar operación

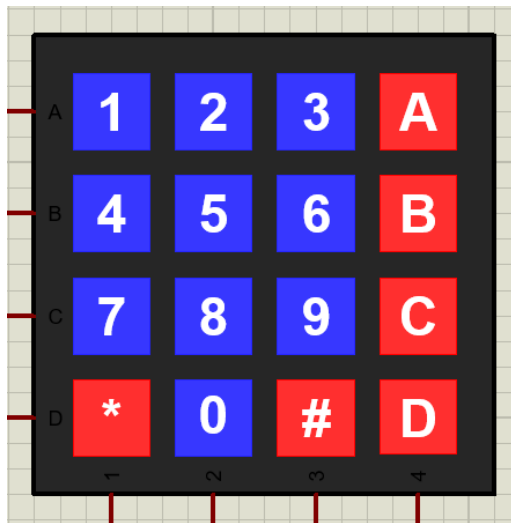
Tecla B → Cancelar operación

Tecla C → Pausar rutina

Tecla D → Reanudar rutina

Para la selección de la velocidad se configuraron 3 velocidades mostradas en la sección 3.2.3.3. *Diseño del controlador* que se seleccionan con el teclado matricial siendo 1 la velocidad más alta, 2 velocidad intermedia y 3 velocidad más baja.

Figura 72. Teclado matricial 4x4.



Fuente: Autores.

Como el motor usado en la simulación tiene menos capacidad que el seleccionado, la velocidad que este puede alcanzar está entre 10-15 rpm. Por lo que para efectos de la simulación se escogieron tiempos de retardo más altos con el propósito que se pueda ejecutar el programa.

4. CONCLUSIONES

- El dispositivo puede trabajar a 3 velocidades, una baja de 85 [°/min], una media de 128 [°/min] y una alta de 170 [°/min], puede usarse desde 0 hasta 110 grados correspondientes a la flexión de la rodilla, con repeticiones ilimitadas y cuenta con 4 puntos de ajuste.
- Mediante la metodología NASA ESMD Capstone Design se realizó el diseño mecánico del prototipo hasta la fase B, permitiendo partir desde la propuesta de diseño en la que se elaboró un modelo base y a medida que se iba avanzando en el diseño se fueron evaluando los parámetros de diseño hasta encontrar el óptimo, por lo que es una excelente metodología.
- Las dimensiones del dispositivo son 115 x 35 x 26 cm. Este se diseñó en base a las medidas antropométricas y peso promedio de la población colombiana (hombre y mujer). Por lo que permite ajustar el largo de las barras dependiendo de la variación de medidas de cada persona.
- Algunas piezas que componen el dispositivo son hechas masivamente por distintas empresas, y otras fueron diseñadas por los autores. Las hojas de ruta de manufactura se hicieron para el segundo caso, mostrando en ellas los materiales, las dimensiones en bruto y finales, el plano y las operaciones básicas necesarias junto con sus parámetros para la manufactura de cada pieza.
- El tornillo de potencia del dispositivo se considera seguro para el trabajo a realizar ya que cuenta con la condición de autobloqueo. En el diseño se buscó que, en cualquier caso, haya peso o no sobre las barras, este quede en la posición que está incluso si el motor deja de funcionar.

- En la selección del material para las barras se evaluaron varias opciones entre ellas la aleación 6061 y 6063. Sin embargo, se optó por el aluminio específicamente el 6061-T6 por su bajo peso, baja densidad y alta resistencia la cual sirve para dar un buen soporte. Es un material fácil de encontrar y comprar, y está presente en otros dispositivos de rehabilitación.
- Todo sistema mecánico debe contar con un manual de instrucciones para su ensamble, en este caso la hoja de ruta de ensamble permite ver la secuencia de armado que debe seguir cada sub-ensamblaje, hasta llegar al montaje completo del dispositivo.
- El código de programación y control del dispositivo fue realizado en el programa Arduino ya que es un ambiente que se conoce previamente en las materias vistas y su lenguaje era conocido por ambos integrantes. A la hora de escoger la placa se analizó la necesidad de tener mínimo 18 entradas digitales para la conexión del controlador, teclado y pantalla LCD. Algunas placas como la NANO no la satisfacía, por lo tanto, se escogió la placa Mega 2560.
- La simulación del código se realizó en el entorno del programa Proteus 8, en él se pudo observar que el motor presentaría un error de posicionamiento de 0.02 grados por repetición (360 grados).
- El costo estimado de construcción del dispositivo es de 2'493.000 COP. Este incluye los materiales y la mano de obra que se requieren para su manufactura y se puede evidenciar en el anexo J. Se puede observar que si bien no se cumplió el objetivo que se tenía presupuestado, al menos el valor estuvo dentro de los límites aceptables observados en la tabla 3 y sigue siendo una opción económica con respecto a los rehabilitadores ya existentes en el mercado.

BIBLIOGRAFIA

ÁVILA CHAURAND, Rosalío; PRADO LEÓN, Lilia Roselia y GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, 2 ed. Guadalajara: Universidad de Guadalajara, CUAAD, 2007. 282 p.

BASAS GARCÍA, Ángel; FERNÁNDEZ DE LAS PEÑAS, César y MARTÍN URRIALDE, Jose Antonio. Tratamiento fisioterápico de la rodilla. Madrid: McGraw Hill Interamericana, 2003. 308 p.

BEER, Ferdinand Pierre, *et al.* Mecánica de materiales, 5 ed. México: Mc Graw Hill Interamericana, 2010. 791 p.

BIRMINGHAM, Trevor, *et al.* A randomized controlled trial comparing the effectiveness of functional knee brace and neoprene sleeve use after anterior cruciate ligament reconstruction. [En línea]. En: The American Journal of Sports Medicine. Estados Unidos: SAGE publishing, abril, 2008, vol. 36, nro. 4, p. 648-655. [Consultado: 10 de noviembre de 2020]. Disponible en <https://doi.org/10.1177/0363546507311601>.

BTL INDUSTRIES ESPAÑA, CPMOTION™. Terapia de movimiento pasivo continuo. [sitio web]. Madrid. [Consultado: 1 de octubre de 2020]. Disponible en: <https://www.btlnet.es/productos-fisioterapia-cpmotion>.

CHAPARRO HERNÁNDEZ, Daniel Felipe y HERRERA SANDOVAL, Cesar Augusto. Análisis de la presión de contacto intercondilar en la articulación de la rodilla en condiciones de lesión del ligamento anterior cruzado y cargas estáticas usando el sensor de presión Tekscan. Trabajo de grado para título de ingeniero

mecánico. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica, 2017. 121 p.

COMFORT, Paul y ABRAHAMSON, Earle. Sports rehabilitation and injury prevention. UK: John Wiley & Sons, 2010. 528 p.

DAMO, Paolo. Diseño de un rehabilitador de rodilla [En línea]. Trabajo de grado para optar al título de ingeniero mecánico. Naguanagua: Universidad de Carabobo, Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Mecánica, 2012. 100 p. [Consultado: 10 de noviembre de 2020]. Disponible en <http://mriuc.bc.uc.edu.ve/bitstream/handle/123456789/1690/pdamo.pdf?sequence=1>.

DEUSTO SALUD. Rehabilitación mediante cinesiterapia. [En línea]. Fecha de publicación: 17/03/2016. [Consultado: 3 de agosto de 2020]. Disponible en: <https://www.deustosalud.com/blog/rehabilitacion/rehabilitacion-mediante-cinesiterapia>.

DE CARLO, Mark y ARMSTRONG, Brain. Rehabilitation of the knee following sports injury. [En línea]. En: Clinics in Sports Medicine. Estados Unidos: Elsevier Inc, enero, 2010. v.29, nro. 1. p. 81 – 106. [Consultado: 1 de octubre de 2020]. Disponible en: <https://sci-hub.se/10.1016/j.csm.2009.09.004>.

DIAZ MONTES, Julio César y DORADOR GONZÁLEZ, Jesús Manuel. Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. [En línea]. En: Memorias del XV Congreso Internacional Anual de la SOMIM. México D.F: SOMIM, septiembre, 2009. v.2. p. 335 – 345. [Consultado: 23 de enero de 2021]. Disponible en http://somim.org.mx/memorias/memorias2009/pdfs/A1/A1_216.pdf. ISBN 978-607-95309-1-4.

DRAKE, Richard; VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Anatomía para estudiantes GRAY. Madrid: Elsevier España, 2005. 1058 p.

GERSHENSON, John. NASA ESMD Capstone Design, 2009.

HEIPERTZ, W; HUETER – BECKER, Antje y SHEWE, H. Fisioterapia, descripción de técnicas y tratamiento. Barcelona: Paidoribo, 2003.

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim. Fisiología articular, 5 ed, v.2. España: Médica Panamericana S.A., 2011. 310 p.

LOËS, M; DAHLSTEDT, L.J. y THOMÉE, R. A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. [En línea]. En: Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 2000. p. 90-97. [Consultado: 10 de enero de 2021]. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1034/j.1600-0838.2000.010002090.x>.

MICHAELIDIS, Michael y KOUMANTAKIS, George. Effects of knee injury primary prevention programs on anterior cruciate ligament injury rates in female athletes in different sports: A systematic review. [En línea]. En: Physical Therapy in Sport, 2014. p. 200 – 210. [Consultado: 5 de enero de 2021]. Disponible en: <https://sci-hub.se/10.1016/j.ptsp.2013.12.002>.

MIRALLES, Rodrigo. Rehabilitación de la extremidad inferior. Universidad de Rovira – Virginia, 1999.

MOTT, Robert. Diseño de elementos de máquinas, 4 ed. México: Pearson, 2006. 934 p.

NORTON, Robert. Diseño de máquinas, 4 ed. México: Pearson, 2011. 1023 p.

PERUGACHI PERUGACHI, José Froilán. Prototipo de rehabilitador isocinético pasivo de la rodilla. Trabajo de grado para título de ingeniería mecatrónica. Ibarra. Universidad Técnica del Norte, 2015. 154 p.

POLANÍA PUENTES, Jorge Antonio. Control de motores eléctricos. 138 p.

REYES ECHEVERRÍA, Aura Karina. Diseño de un sistema de rehabilitación mecatrónico, basado en el estudio biomecánico de la rodilla, aplicable al tratamiento post-quirúrgico por rotura de ligamento. Trabajo de grado para título de diseñadora industrial. Bucaramanga. Universidad Industrial de Santander, 2011. 198 p.

ROBERTSON, Gordon, *et al.* Research methods in biomechanics, 2 ed. Estados Unidos: Human Kinetics, 2014.

SALADIN, Kenneth. Anatomía y fisiología sexta edición. México: McGraw Hill Interamericana, 2013. 1250 p.

SKF. Catálogo PUB BU/P1 10000/2. [En línea]. Octubre, 2015. [Consultado: 15 de enero de 2021]. Disponible en: <https://epidor.com/documentos/27-Epidor-Technical-Distribution-Catalogo-Rodamientos-SKF.pdf>.

STEINER, Timothy y PARKER, R.D. Patella: subluxation and dislocation. 2. Patellofemoral instability: recurrent dislocation of the patella. En: DELEE, J.C.; DREZ, D. jr.; MILLER, M.D. eds. Delee and Dree's Orthopaedic Sports Medicine. 3 ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2009. Cap. 22. Sección. C.

VOSKANIAN, Natalie. ACL injury prevention in female athletes: review of the literature and practical considerations in implementing an ACL prevention program. [En línea]. En: Current Reviews in Musculoskeletal Medicine. Páginas 158 – 163.

2013. [Consultado: 15 de junio de 2020]. Disponible en: <https://sci-hub.se/10.1007/s12178-013-9158-y>.

XINJE. Catálogo DP series digital stepper drive. [En línea]. [Consultado: 15 de marzo de 2021]. Disponible en: http://xinje.com/xj_product/show-1530.html.