



Universidad
Señor de Sipán

**FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y
URBANISMO**

**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA
ELÉCTRICA**

TESIS

**Diseño de un Mecanismo de Movimiento Paralelo
con dos Grados de Libertad para la Rehabilitación
Pasiva Postquirúrgica de la Rodilla**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
MECÁNICO ELECTRICISTA**

Autor:

Bach. Huaman Castro Frani Maximo

Orcid: <https://orcid.org/0009-0004-4119-1330>

Asesor:

MSc. Rojas Coronel Ángel Marcelo

Orcid: <https://orcid.org/0000-0002-2720-9707>

**Línea de Investigación:
Infraestructura, Tecnología y Medio Ambiente**

Pimentel – Perú

2023

**DISEÑO DE UN MECÁNISMO DE MOVIMIENTO PARALELO CON DOS
GRADOS DE LIBERTAD PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA
POSTQUIRÚRGICA DE LA RODILLA**

Aprobación del jurado

Dra. GASTIABURÚ MORALES SILVIA YVONE
Presidente del Jurado de Tesis

Mtro. VIVES GARNIQUE JUAN CARLOS
Secretario del Jurado de Tesis

MSc. ROJAS CORONEL ANGEL MARCELO
Vocal del Jurado de Tesis




DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD

Quien suscribe la **DECLARACIÓN JURADA**, soy(somos) egresado(s) del Programa de Estudios de **INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA** de la Universidad Señor de Sipán S.A.C, declaro(amos) bajo juramento que soy(somos) autor(es) del trabajo titulado:

DISEÑO DE UN MECÁNISMO DE MOVIMIENTO PARALELO CON DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA POSTQUIRÚRGICA DE LA RODILLA

El texto de mi trabajo de investigación responde y respeta lo indicado en el Código de Ética del Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad Señor de Sipán (CIEI USS) conforme a los principios y lineamientos detallados en dicho documento, en relación a las citas y referencias bibliográficas, respetando al derecho de propiedad intelectual, por lo cual informo que la investigación cumple con ser inédito, original y autentico.

En virtud de lo antes mencionado, firman:

Huaman Castro Frani Maximo	DNI: 76569285	
----------------------------	---------------	---

Pimentel, 21 de marzo de 2023.

Dedicatoria

Dedico esta tesis primeramente a Dios por ayudarme y darme la sabiduría necesaria para poder culminarla, por ayudarme a enfrentar cualquier obstáculo presentado en el camino. A mis, padres por su apoyo incondicional en cada paso profesional, por su amor, su paciencia y su confianza que depositaron en mí. A mi esposa y a mis hijos por estar a mi lado dándome las fuerzas para no rendirme, por estar en los buenos y malos momento durante todo mi trayecto profesional.

A todos ellos les dedico este merito, y por ellos y por mi lograre muchas metas en esta nueva etapa profesional.

Agradecimiento

Primeramente, a DIOS por que tu amor y tu bondad no tienen fin, por en cada paso que di ahí estabas tú demostrándome siempre que no estaba solo, por ayudarme a crecer profesionalmente, y sin ti a tu lado no estaría donde estoy ahora.

A mis PADRES por su confianza depositada en mí, por estar presentes en todas ESPOSA y a mis HIJOS, por darme el aliento de seguir luchando, de seguir escalando cada peldaño para poder llegar a cumplir una de mis metas, por apoyarme día a día a no rendirme.

A mi asesor, Marcelo Rojas coronel por guiarme y brindarme su tiempo para la elaboración de esta tesis, gracias por su tiempo y dedicación.

A las personas que comparten mis logros y mi alegría de estar dando este nuevo paso de mi vida.

Índice

APROBACIÓN DEL JURADO	II
DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD	III
ÍNDICE	VI
ÍNDICE DE TABLAS	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
RESUMEN	11
ABSTRACT	12
I. INTRODUCCIÓN	13
1.1. Realidad Problemática.	13
1.2. Formulación del Problema.	17
1.3. Hipótesis.	17
1.4. Objetivos.	17
Objetivo general.	17
Objetivos específicos.	17
1.5. Teorías relacionadas al tema.	18
II. MATERIALES Y MÉTODO	27
2.1. Tipo y diseño de investigación.	27
2.2. Variables, Operacionalización.	28
2.3. Población de estudio, muestra, muestreo y criterios de selección.	29
2.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos, validez y confiabilidad.	29
2.5. Procedimiento de análisis de datos.	30
2.6. Criterios éticos	33
III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	34
3.1. Resultados	34
Caracterización de los equipos.	34
Determinar los rangos de movimiento con dos grados de libertad.	38
Conceptos de diseño del mecanismo de rehabilitación.	40
Simulación mediante el software de diseño mecánico SolidWorks.	64
Evaluación económica del mecanismo	66
3.2. Discusión	68
IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	72
4.1. Conclusiones.	72

4.2. Recomendaciones.	73
REFERENCIAS	74
ANEXOS.	78

Índice de tablas

Tabla 1. Matriz de operacionalización de variables.	28
Tabla 2 Resultados de las mediciones antropométricas.....	38
Tabla 3 Matriz morfológica para conceptos de diseño.....	42
Tabla 4 Valores de puntuación.....	45
Tabla 5 Evaluación técnica de los conceptos de diseño.....	46
Tabla 6 Evaluación económica de los conceptos de diseño.....	46
Tabla 7 Centro de gravedad de las extremidades del cuerpo.....	48
Tabla 8 Tabulación de los valores de θ	50
Tabla 10 Propiedades del material AISI 304	64
Tabla 11 Precios de los materiales para el mecanismo.....	66
Tabla 12 Costos de mano de obra.	67
Tabla 13 Costo total del mecanismo	67
Tabla 14 Comparación del diseño vs equipos del mercado.	68

Índice de figuras

Figura 1. Estructura ósea de la rodilla.	19
Figura 2. Movimiento de flexión desde la posición horizontal.	20
Figura 3. Movimiento de rotación desde la posición horizontal.	20
Figura 4. Estiramiento del fondo de saco subcuadrípital.	21
Figura 5. Ejercicios articulares de fondo. a) Estiramiento del fondo de saco subcuadrípital. b) Ejercicios de ganancia de amplitud de la rodilla.	22
Figura 6. Ganancia de amplitud en flexión por estiramiento isotónico/isométrico.	23
Figura 7. Ganancia de amplitud en flexión por estiramiento isotónico/isométrico.	23
Figura 8. Cadena cinemática con un eslabón fijo.	24
Figura 9. Mecanismo de cuatro barras.	26
Figura 10. Flujograma del procesamiento de datos.	32
Figura 11. Esquema del mecanismo del prototipo NeXOS.	34
Figura 12. Trazado del movimiento realizado por el dispositivo.	35
Figura 13. Ejemplar de dispositivo de movimiento pasivo continuo BTL – CPMotion K Elite	35
Figura 14. Esquema del mecanismo de un dispositivo CPM.	36
Figura 15. Modelo propuesto para un dispositivo CPM.	36
Figura 16. Estructura del dispositivo para rehabilitación física Physiotherabot.	37
Figura 17. Modelo esquemático del dispositivo Physiotherabot.	38
Figura 18. Medidas antropométricas promedio de una pierna.	39
Figura 19. Rango de movimiento de la rodilla en un ejercicio de flexión extensión.	40
Figura 20. Caja negra del mecanismo de rehabilitación.	41
Figura 21. Estructura del concepto de diseño 1.	43
Figura 22. Estructura del concepto de diseño 2.	43
Figura 23. Estructura del concepto de diseño 3.	44
Figura 24. Estructura del concepto de diseño 4.	45
Figura 25. Evaluación técnico económico de los conceptos de solución.	47
Figura 26. Ángulos formados por la extremidad	49
Figura 27. Concepto de diseño de la estructura	51
Figura 28. Posición de extensión y flexión del mecanismo.	51

Figura 29. Concepto del mecanismo.....	52
Figura 30. Analisis cinemático del mecanismo.....	52
Figura 31. Analisis cinemático del mecanismo.....	54
Figura 32. Diagrama de α vs ω	55
Figura 33. Diagrama de α vs d'	56
Figura 34. Diagrama de α vs a	57
Figura 35. Diagrama de α vs d''	58
Figura 33. Diagrama de cuerpo libre del eslabón del muslo	59
Figura 34. Diagrama de cuerpo libre del eslabon de la pierna y pie	60
Figura 35. Diagrama de cuerpo libre de la corredera	61
Figura 36. Diseño del mecanismo de rehabilitación.	64
Figura 37. Análisis estático de los eslabones del muslo y tibia.....	65
Figura 38. Análisis estático del tornillo.	66

Resumen

La presente investigación se realizó con el objetivo de diseñar un mecanismo de movimiento de paralelo con dos grados de libertad para la rehabilitación pasiva postquirúrgica de la rodilla, enfocado en asistir en la realización de los ejercicios pasivos para la recuperación del movimiento en pacientes que en proceso de rehabilitación de la rodilla después de una intervención quirúrgica. La metodología de investigación fue del tipo aplicada y diseño no experimental. Para la recolección de la información se aplicaron las técnicas de observación y análisis documental, y como instrumentos se aplicó una entrevista para la descripción de los ejercicios fisioterapéuticos, y una ficha de observación para la recolección de las medidas antropométricas. Como resultado principal, se obtuvo el diseño del mecanismo, para el cual se consideraron ciertos requisitos de diseño como que pueda extender y flexionar la articulación de 0° a 120°, con buena ergonomía y bajo costo. Asimismo, se calcularon las medidas antropométricas de las extremidades inferiores, para establecer las longitudes de los eslabones del mecanismo con medidas de 40.0 cm para los eslabones que sostienen el muslo y 46.9 cm para los eslabones que sostienen la tibia y el pie. El análisis de los esfuerzos en los eslabones indicó que el máximo esfuerzo producido es de 2.20×10^7 N/m², lo cual es muy inferior al límite elástico del material utilizado, determinado que la estructura soporta los esfuerzos generados por el peso de la pierna. Por último, se realizó el presupuesto económico del dispositivo cuyo valor es de S/. 1,024.17.

Palabras Clave: Rehabilitación, diseño mecánico, mecanismo paralelo, simulación, cinemática.

Abstract

The present investigation was carried out with the objective of designing a parallel movement mechanism with two degrees of freedom for post-surgical passive rehabilitation of the knee, focused on assisting in the performance of passive exercises for the recovery of movement in patients who are undergoing knee rehabilitation after surgery. The work uses an applied research methodology and non-experimental design. For the collection of information, observation and documentary analysis techniques were applied, and as instruments an interview was applied to describe the physiotherapeutic exercises, and an observation sheet for the collection of anthropometric measurements.

As a main result, the design of the mechanism was obtained, for which certain design requirements were considered, such as that it can extend and flex the joint from 0° to 120° , with good ergonomics and low cost. Likewise, the anthropometric measurements of the lower extremities were calculated, to establish the lengths of the links of the mechanism with the measurements of 40.0 cm for the links that support the thigh, and 46.9 cm for the links that support the tibia and the foot. The analysis of the efforts in the links indicated that the maximum effort produced is 2.20×10^7 N/m², which is much lower than the elastic limit of the material used, given that the structure supports the efforts generated by the weight of the leg. Finally, the economic budget of the device whose value is S / . 1,024.17.

Keywords: Rehabilitation, mechanical design, parallel mechanism, simulation, kinematics.

I. INTRODUCCIÓN

1.1. Realidad Problemática.

Una de las afecciones más comunes que repercute en la movilidad, es la relacionada con la articulación de la rodilla, que provoca limitaciones en la marcha de la persona que padecen de este problema, reduciendo su movilidad. Las afecciones a la rodilla pueden deberse a distintas causas como: la osteoartrosis de rodilla, enfermedad crónica que lo padecen muchos adultos mayores y afecta su calidad de vida [1] o el síndrome de dolor patelofemoral que es la causa más común de afección a la rodilla sufrida por deportistas como corredores, y supone una barrera para su desempeño, ya que esta lesión es muy común dentro de sus actividades, con una prevalencia de 19 -30% en mujeres y 13 -25% en varones [2]. Alineado a ello, en el Perú, el Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), indicó en su reporte del censo 2017, que 3 millones 209 mil 261 personas sufren de limitaciones físicas que les impide realizar sus actividades cotidianas, de las cuales la discapacidad para caminar o moverse representa el 15.1%, unas 484 mil 599 personas en todo el país [3]

Sin embargo, aunque la última década ha significado un avance en el campo de la biomecánica y biología en la aplicación de injertos, desarrollo de materiales y dispositivos de fijación protésica, la literatura sobre el tema deja de lado los tratamientos no quirúrgicos para la rehabilitación de los pacientes ([4].

Al respecto, el proceso de rehabilitación de la articulación postoperatoria consiste de dos etapas, la primera consiste en la recuperación del rango de movimiento (ROM) mediante ejercicios pasivos para evitar la atrofia del muslo y la segunda etapa incorpora ejercicios activos bajo la supervisión del fisioterapeuta con el objetivo de recuperar la fuerza y flexibilidad de la articulación. La recuperación del rango de movimiento se realiza aplicando ejercicios de pasivos, donde el fisioterapeuta fuerza manualmente el movimiento de la articulación de forma repetitiva, lo que supone cansancio tanto para el terapeuta como al paciente, y puede incurrir en la aplicación de movimientos inexactos que pueden comprometer la lesión o generar dolor al paciente.

En ese sentido, entre las investigaciones previas al presente estudio en el ámbito internacional, se cuenta con Sguerra [5], quien en su trabajo tuvo como principal objetivo lograr un desarrollo de un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla. La metodología es del tipo aplicada con un nivel descriptivo y de diseño no experimental. Como resultado, se obtuvo un mecanismo con un movimiento angular no superior a los 2.5 grados por segundo y con un rango de movimiento de 100 grados y que es para pacientes con un máximo de masa corporal de 150 kg. Finalmente, se concluyó que es posible desarrollar un mecanismo activo que contribuya con la rehabilitación en pacientes por movimientos de flexión-extensión.

Zambrano y Benavidez [6] diseñaron y construyeron un prototipo de máquina para la rehabilitación de la rodilla mediante movimiento pasivo continuo, con metodología de investigación aplicada y diseño experimental. El diseño del prototipo consta de un motor, tornillo sinfín y llave deslizante, asimismo, el diseño de la máquina es esta conformado por barras articuladas, las cuales son ajustables; el voltaje y amperaje de trabajo del dispositivo es de 12V y 5A y el material de construcción seleccionado fue el aluminio debido a su ligereza respecto a otros metales. Se concluyó que, el análisis estructural de la máquina fue necesario para determinar la longitud de las barras articuladas además de verificar los esfuerzos a los que se someterá el dispositivo.

Segnini et al. [7] en su artículo de investigación diseñaron un concepto de rehabilitador de rodilla con entrada motriz, aplicando una metodología de investigación de tipo aplicada y diseño no experimental. Para el diseño del dispositivo se optó por un mecanismo conformado por barras, con dimensiones para muslo, pierna y pie de 41 cm, 41 cm y 25 cm respectivamente; la simulación del dispositivo indicó que los esfuerzos de Von – Mises convergen hacia la solución, que es un esfuerzo máximo de 64.8 MPa. La investigación concluyó que el análisis estructuras para los esfuerzos cumplen los requisitos establecidos y que la estructura del dispositivo no sufrirá deformación alguna ante el esfuerzo aplicado durante su funcionamiento.

Guatibonza et al [8] en su artículo de investigación tuvieron como objetivo el modelado cinemático y dinámico de 5 bar de un dispositivo de asistencia para rehabilitación de la rodilla, la metodología de investigación fue de tipo aplicada y diseño no experimental. Los resultados de la investigación inician con la modelación del movimiento de la rodilla, para la cual se estimó una flexión de 130° y 140°, para un rango de estaturas de 1.4 m a 1.9 m, parámetro que determinó las dimensiones del diseño. Se concluyó que la simulación del mecanismo de 5 barras con la formulación lagrangiana y algebraica en los softwares Matlab, y SolidWorks determinado la funcionalidad del dispositivo.

Villanueva [9] en su trabajo de investigación tuvo como objetivo principal el diseño de un dispositivo para la rehabilitación de la rodilla empleando el método de optimización de mecanismos, aplicando una metodología de investigación de tipo aplicada y diseño no experimental. El dispositivo se diseñó para una persona con un peso promedio entre 68.7kg y 74.8 kg, y el movimiento de la pierna se conduce por un mecanismo de cuatro barras y un tornillo sinfín que induce el movimiento del todo el aparato aplicando un torque de 2.60 N.m. Se concluye que el dispositivo tiene un rango de flexión de 150°, que equivale a la flexión total de la pierna y permiten la realización de los ejercicios para la recuperación del ROM.

Por otra parte, en el ámbito nacional se hallaron trabajos como el de Jimenez [10] quien en su trabajo de tesis realizó un diseño conceptual de un dispositivo mecatrónico para la rehabilitación de la rodilla en pacientes mayores de 45 que sufren de gonartrosis moderada, la investigación es de tipo aplicada y diseño no experimental. Para el diseño del dispositivo se realizó una matriz morfológica para seleccionar los componentes, y el concepto elegido consta de un mecanismo de 4 barras con soporte plantar y comunicación cableada, asimismo, un motor encoder genera el torque. Se concluyó que el dispositivo logra resolver el problema de desalineamiento de la rodilla mediante el mecanismo de cuatro barras.

Franco [11] en su trabajo de investigación tuvieron como principal propósito diseñar un sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación pasiva de rodilla. La metodología es un tipo de investigación aplicada, de diseño no experimental y nivel descriptivo en la que obtuvieron como resultados un mecanismo con rango angular

desde 0° hasta 120°, con medidas de 47 cm de alto, 33 cm de ancho, 128 cm de largo, además peso de 18 kg y el cual es dirigido a personas con estatura entre 159 cm y 190 cm, con un muslo que mida entre 390 mm y 465 mm, con una pierna-pie que mida entre 453 mm y 542 mm y con una máxima masa de 120 kg. Finalmente concluyó que el sistema es capaz de realizar los movimientos de extensión y flexión de la rodilla para poder lograr la rehabilitación del paciente que lo utilice.

Taica y Villena [12] en su tesis tuvieron como principal propósito realizar un diseño de un mecanismo para la rehabilitación de personas discapacitadas de extremidades inferiores en la clínica. La investigación es del tipo aplicada, con un diseño de investigación descriptivo, en la que obtuvo tres alternativas de diseño, eligiendo una alternativa en la que los movimientos son efectuados por cuatro actuadores lineales que son colocados de forma estratégica en la base de la máquina, para el movimiento de flexión y extensión se seleccionó un tubo redondo de ASTM 36 de 3 mm, con un costo de S/ 3,780. Finalmente concluyó que la máquina de rehabilitación de extremidades inferiores tiene grandes ventajas para transmitir el movimiento contribuyendo con el progreso del paciente en su terapia.

Pajares [13] diseñó un mecanismo de rehabilitación de la muñeca utilizando mecanismos paralelos, utilizando métodos de investigación del tipo aplicada y diseño no experimental. Los resultados de la investigación obtenidos indican que la solución óptima incluye componentes como dos actuadores eléctricos lineales CAHB-10 de la marca SKJ, con una fuerza de empuje de 240 N y una velocidad de avance 30 mm/s. El tercer actuador es de la marca SureStep modelo STP-MTR-17048 Con un torque de 0.59 N.m y fuerza de 1.82 kg. El diseño se realizó en el software SolidWorks, asimismo se realizó la simulación del movimiento del equipo. Se concluyó el trabajo con la elaboración de los planos y se estimó el precio de la máquina en US\$ 3000.00.

Las investigaciones descritas muestran avances significativos sobre los mecanismos en favor de mejorar el tiempo de rehabilitación, sin embargo, no se

encontró un consenso sobre la mejor opción sobre el mecanismo para rehabilitación postquirúrgica de la rodilla. Por ello, en el presente estudio se diseña un mecanismo que sirva de apoyo en la realización de los ejercicios pasivos de ROM de una forma precisa, y de esta manera lograr la recuperación del paciente. Cabe resaltar que se emplea métodos innovadores y técnicas pueden servir de aporte para otros investigadores que aborden una problemática similar; por otro lado, el estudio busca responder reducir el costo en terapias que pueden llegar a ser costosas al realizar un dispositivo económico en fabricación.

1.2. Formulación del Problema.

¿Cómo el diseño de un mecanismo con dos grados de libertad ayuda en la rehabilitación de la rodilla?

1.3. Hipótesis.

El diseño de un mecanismo con dos grados de libertad permite la rehabilitación de la rodilla.

1.4. Objetivos.

Objetivo general.

Diseñar un mecanismo de movimiento paralelo con dos grados de libertad para la rehabilitación pasiva postquirúrgica de la rodilla.

Objetivos específicos.

1. Caracterizar los equipos de rehabilitación de la rodilla.
2. Determinar los rangos de movimiento con dos grados de libertad.
3. Diseñar conceptualmente el mecanismo de movimiento paralelo con dos grados de libertad para la rehabilitación pasiva postquirúrgica de la rodilla.
4. Calcular los diversos componentes del mecanismo de movimiento paralelo con dos grados de libertad para la rehabilitación pasiva postquirúrgica de la rodilla.
5. Realizar la simulación mediante un software de diseño.
6. Realizar un presupuesto económico del mecanismo.

1.5. Teorías relacionadas al tema.

Anatomía de la rodilla

Combalia [14] afirma que la anatomía de la rodilla se divide en estructuras óseas, meniscos, estructuras ligamentosas y resto.

a) Estructura ósea:

Según Combalia [14] la articulación de la rodilla está conformada por cuatro huesos los cuales son: rótula, fémur distal, peroné y tibia proximales como se observa en la Figura 1. Además, es clasificada como una articulación de tipo troclear y puede ser diferenciada en tres compartimientos: femoropatelar, femorotibial lateral y media. La rodilla tiene una máxima estabilidad en extensión completa puesto que pierde su capacidad de rotación. Por eso presenta seis grados de movimiento los cuales son:

- Flexión-extensión.
- Rotación interna-externa.
- Traslación anterior-posterior.

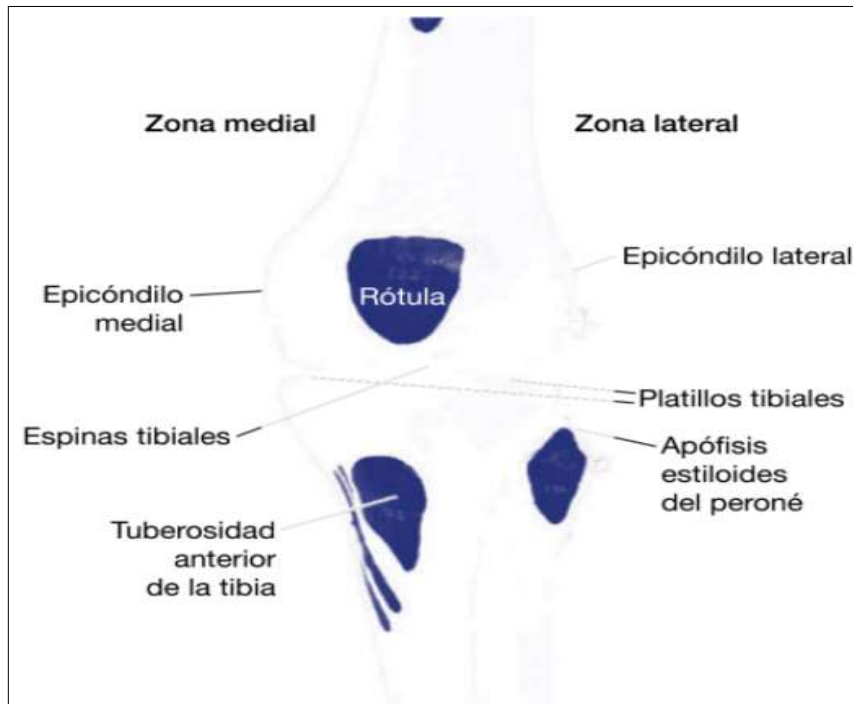


Figura 1. Estructura ósea de la rodilla.

Nota: [15].

Grados de libertad de la rodilla

Según Tolosa-Guzmán et al. [16] la articulación de la rodilla cuenta con dos grados de libertad, siendo el primero el de flexión y extensión, el cual se realiza en un plano sagital con un eje horizontal que pasa a través de los cóndilos femorales. El centro instantáneo de rotación es un punto de eje o bisagra que existe solo en un espacio corto de tiempo. El segundo grado de libertad son los movimientos de rotación axial, los que se generan como un mecanismo de rotación terminal o automática. Este mecanismo ocurre en la posición estrecha de la articulación.

a) Flexo extensión:

El rango de movilidad normal para la flexión, Figura 2 es de 130°-140° grados y se realiza sobre un eje transversal en el plano sagital. Este eje presenta cierta oblicuidad (inferior en la cara medial). La flexo-extensión, Figura 1.8 se comprende basándonos en un modelo planar de dos grados de libertad que permite los movimientos de rodamiento (rotación anteroposterior) y de deslizamiento (traslación anteroposterior).

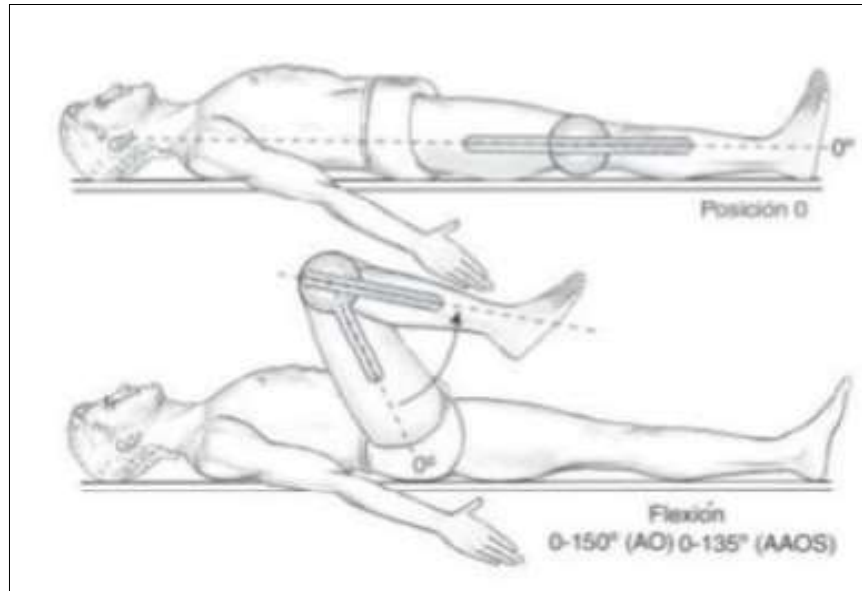


Figura 2. Movimiento de flexión desde la posición horizontal.

Nota: [17].

b) Movimiento de rotación:

Este movimiento sólo es posible durante la flexión y se realiza sobre el eje longitudinal de la rodilla. La rotación interna máxima es de 30°-35°, mientras que la externa es de 40°-50°, Figura 3.

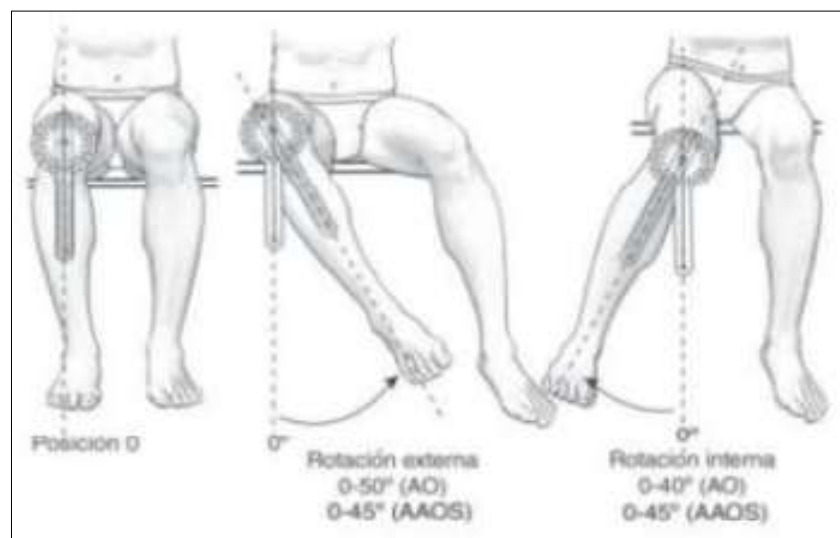


Figura 3. Movimiento de rotación desde la posición horizontal.

Nota: [17].

Maniobras de recuperación de la movilidad de la rodilla

Busto-Villarreal et al. [4] afirma que el objetivo de la rehabilitación es poder lograr una recuperación de las amplitudes activas y pasivas funcionales, que parte de la extensión completa hacia los 120° de flexión. Dentro de las principales maniobras se encuentran:

a) Maniobras articulares:

Según Villanueva [9] la movilización es de forma progresiva ya que empieza de forma global, luego analítica y finalmente de forma específica. En primer lugar, se moviliza la articulación femorrotuliana en donde la movilización se realiza de forma transversal, enfocando el estiramiento de los retináculos retraídos, y de forma longitudinal, enfocado en estirar el fondo de saco subcuadrípital como se observa en la *Figura 4*. Va seguida por contracciones estáticas del cuádriceps que se mantienen por 6 segundos, dicha compresión es realizada por el kinesiterapeuta debajo de la rodilla del paciente (Villanueva, [9]).



Figura 4. Estiramiento del fondo de saco subcuadrípital.

Nota: [17].

Villanueva [9] señala que luego se moviliza la articulación femorotibial en todos los sectores articulares que son permitidos por la prótesis, consiste en tomas cortas que tienen en cuenta las compensaciones generadas por la

limitación articular y la tensión de los tejidos estirados como se observa en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..** La puesta en tensión se realiza de forma progresiva y lenta para evitar las reacciones defensivas del paciente. Además, para que exista una ganancia articular, los movimientos de flexión y extensión pueden ser complementados por movimientos rotatorios. También se puede asociar con técnicas de contraer-relajar, colocar-sostener, de captura y de estiramientos musculares como se observa en la Figura 5.



Figura 5. Ejercicios articulares de fondo. a) Estiramiento del fondo de saco subcuadricipital. b) Ejercicios de ganancia de amplitud de la rodilla.

Nota: [17].

b) Maniobras para el tejido muscular:

Según Villanueva [9] las maniobras se realizan con el objetivo de alargar el músculo y así tener una recuperación de la amplitud del movimiento. La puesta en tensión tiene que ser progresiva y lenta y el estiramiento va dirigido a los músculos hipo extensibles que limitan la amplitud de la rodilla. Dentro de las otras modalidades existentes están los estiramientos en modo de tensión activa o de contracción excéntrica y los estiramientos en modo isométrico-isotónico como se observa en la Figura 6.



Figura 6. Ganancia de amplitud en flexión por estiramiento isotónico/isométrico.

Nota: [17].

c) Movilización pasiva instrumental

Como complemento a las técnicas manuales se usan frecuentemente los automotores de rodilla y permiten la movilización pasiva continua (MPC) prolongada en flexión-extensión de la rodilla protésica como se observa en la Figura 7 . En un periodo corto de tiempo puede producir un positivo efecto acerca de la velocidad de recuperación de la movilidad [9].



Figura 7. Ganancia de amplitud en flexión por estiramiento isotónico/isométrico.

Nota: [17].

Mecanismo

Según Reino y Galán [18] afirman que, una cadena cinemática cerrada que tiene fijo uno de sus eslabones, recibe el nombre de mecanismo. Su funcionamiento tiene como principal propósito la transmisión y modificación del movimiento. En la Figura 8 se observa una cadena cinemática a la cual se le fija uno de los eslabones y se obtiene un mecanismo el cual transforma un movimiento de rotación en un movimiento de oscilación, convirtiéndose así en un mecanismo de cuatro barras, en este caso es del tipo manivela-balancín.

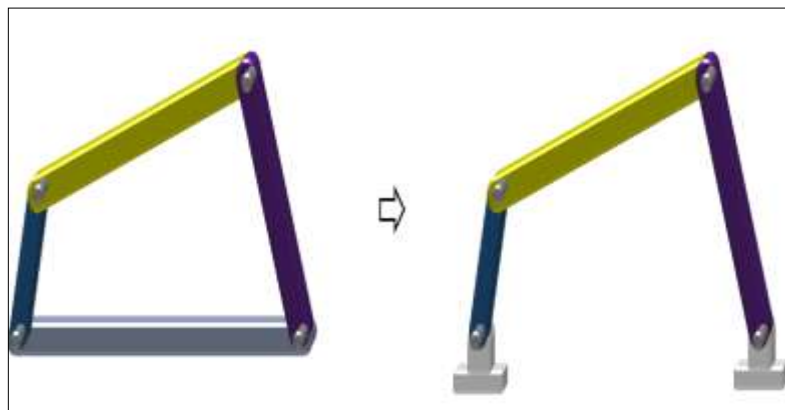


Figura 8. Cadena cinemática con un eslabón fijo.

Nota. [18].

Grados de libertad de un mecanismo

Según Reino y Galán [18] los grados de libertad o movilidad de un mecanismo se definen como el número de parámetros independientes de entrada los cuales son necesarios para definir completamente su posición. El criterio de Grübler en el plano es aquel que proporciona el número de grados de libertad de un mecanismo plano.

$$m = 3 * (n - 1) - 2 * j_1 - j_2 \quad (1)$$

Donde:

m: Número de grados de libertad.

n: Número de eslabones.

j_1 : Número de pares con un grado de libertad.

j_2 : el número de pares con dos grados de libertad.

Según Reino y Galán [18] en caso de que el número total de grados de libertad de un mecanismo es negativo o cero, es imposible que exista movimiento relativo entre eslabones, transformándose en una estructura. Si la movilidad es igual a cero es una estructura estáticamente determinada, y si la movilidad es menor que cero o negativa se trata de una estructura estáticamente indeterminada. Cuando el número total de grados de libertad es mayor que cero se hace posible que exista movimiento relativo entre eslabones

Mecanismo de cuatro barras. Ley de Grashof

Llamado también cuadrilátero articulado. Este mecanismo es uno de los más usados por su versatilidad y sencillez, presenta un grado de libertad. Dentro de las consideraciones más importantes a tener en cuenta en el momento de realizar su diseño es comprobar que en el funcionamiento, uno de sus eslabones pueda dar una vuelta completa. Este punto lo garantiza una ley, la cual es llamada la Ley de Grashof [18].

La ley de Grashof señala que para garantizar que por lo menos uno de los eslabones pueda dar vueltas completas en un mecanismo plano de cuatro barras, se tiene que cumplir con que la suma de las longitudes de la barra más corta y de la barra más larga sea menor o igual a la suma de las longitudes de las otras dos barras restantes. Es decir, tomando en cuenta la Figura 9, se aplica la ecuación **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..** Los cuatro eslabones pueden estar ubicados en cualquier posición, por lo que la Ley de Grashof no influye en la forma en que se conectan los eslabones [18].

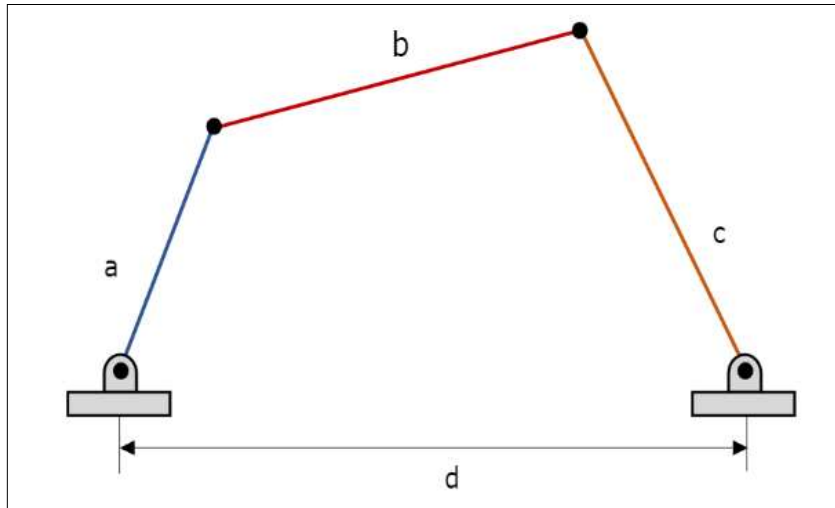


Figura 9. Mecanismo de cuatro barras.

Nota: [18].

$$a + d \leq c + b$$

Dónde:

a: Eslabón más corto.

d: Eslabón más largo.

b y c: Eslabones restantes.

Simulación del mecanismo

El análisis por medio del método de elementos finitos consiste en aplicar al cuerpo o pieza natural de cualquier forma a uno recreado a través de nodos, dependiendo de la cantidad de elementos se puede determinar la confiabilidad del análisis. Al transformar al cuerpo natural a discreto o por nodos, se le denomina mallado, esto facilita que el Sol ver encargado de la realización de la simulación lo haga de forma acertada y correcta [19].

II. MATERIALES Y MÉTODO

2.1. Tipo y diseño de investigación.

La investigación es de tipo aplicada. Según Ñaupas et al. [20], se utiliza conocimientos teóricos existentes para la solución de un problema en específico.

Por la manipulación de las variables el diseño es no experimental, es decir, se realiza la observación del contexto de las variables, pero no se experimenta o manipula su contexto actual [21]. Asimismo, por a la temporalidad es de corte transversal, pues se realizó la recolección de información en un único periodo.

Por otro lado, es retrospectivos, puesto que los datos existieron antes del inicio de la investigación, es decir, se tomó información confiable alojada en bases de datos [21].

Por último, al ser una investigación con una variable independiente y una dependiente, es un estudio analítico. Según Ñaupas et al. [20], en estos estudios el procedimiento se descompone de lo general a lo específico con el fin de describir los fenómenos y los efectos de las causas.

2.2. Variables, Operacionalización.

Tabla 1.

Matriz de operacionalización de variables.

Variables	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensiones	Indicadores	Instrumento	Tipo de variable	Escala de medición
Independiente: Mecanismo con dos grados de libertad	Según Reino y Galán (2020) los grados de libertad o movilidad de un mecanismo se definen como el número de parámetros independientes de entrada los cuales son necesarios para definir completamente su posición.	El mecanismo con dos grados de libertad es medido mediante la cinemática de la rodilla, antropometría de las extremidades inferiores y los parámetros de diseño requeridos para el caso de estudio.	Cinemática de la articulación de la rodilla	Goniometría de la rodilla	Análisis documental	Adimensional	Razón
			Antropometría de las extremidades inferiores	Longitud de la extremidad de la pierna		Metros	Razón
				Peso de la extremidad de la pierna		Kilogramo	Razón
			Parámetros de Diseño	Factor de seguridad		Adimensional	Razón
Dependiente: Rehabilitación del paciente	Mora y Riccardi [22] la define como un trabajo multidisciplinar e integral en el cual intervienen, además de la fisioterapia, otras disciplinas como la logopedia, la terapia ocupacional, la psicología, y la rehabilitación y medicina física	Mediante los movimientos de flexión, extensión y la rotación se determinará el nivel de apoyo en la rehabilitación de la rodilla.	Movimiento de flexión y extensión	Angulo de flexión	Cálculos	Grados sexagesimales	Razón
			Movimiento de rotación	Angulo		Grados sexagesimales	Razón

2.3. Población de estudio, muestra, muestreo y criterios de selección.

La población del estudio se consideró a todos los pacientes que quieren rehabilitación y que utilizan mecanismos como parte del tratamiento. Al respecto, [20] la define como el conjunto de objetivos, individuos, personas, procesos o información que mantiene una relación que la puede asociar como unidad de estudio. Para obtener la muestra se utilizó criterios de selección:

Criterios de inclusión:

- Personas que requiere rehabilitación postquirúrgica de la rodilla.
- Las rehabilitaciones que emplean mecanismos como parte del tratamiento.

Criterios de exclusión:

- Los pacientes que no requieren rehabilitación después de una operación quirúrgica.
- Los pacientes que realizan rehabilitación pasiva de partes distintas a los extremos inferiores.

Por lo expuesto, la muestra del estudio la conforma los pacientes que utilizan mecanismos de movimientos como apoyo en la rehabilitación de las extremidades inferiores.

2.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos, validez y confiabilidad.

Técnicas de recolección de datos

Las técnicas para la recolección de información relevante para el desarrollo de la investigación son:

- **Observación:** según Ñaupas [21], esta técnica para la recolección de datos consiste en el registro sistemático, válido y confiable de la variable que estamos midiendo, mediante un conjunto de indicadores o parámetros. Se aplicó esta técnica para la obtención de las proporciones antropométricas.

- **Análisis documental:** El análisis documental es un procedimiento donde se obtienen información de diversas fuentes como libros, revistas científicas, etc. según Ñaupas [21], señala que las fuentes deben permitir al investigador, obtener información relevante que sustente los resultados de su investigación. Para este trabajo, se aplicará esta técnica para la recolección de información de otros documentos que aborden metodologías de diseño de mecanismos de rehabilitación.

Instrumentos de recolección de datos

Como instrumentos para el levantamiento de información, se utilizarán los siguientes:

- **Carta Antropométrica:** este instrumento permitirá registrar las medidas del cuerpo de los pacientes. Esta información se usará para el determinar las dimensiones del equipo considerando las proporciones del cuerpo de los pacientes.
- **Guía de análisis documental:** Se aplicó el instrumento para registrar metodologías de diseño, tecnologías existentes, referentes al diseño de equipos de rehabilitación en las extremidades inferiores.

Validez y confiabilidad

La validez y confiabilidad de los resultados de la investigación serán comparados con resultados similares de otras investigaciones, asimismo la confiabilidad de los cálculos será verificados y contrastados mediante una simulación.

2.5. Procedimiento de análisis de datos.

La realización de la investigación se hará por las etapas siguientes:

- Etapa 1: se determina el problema de investigación, y los indicadores importantes que intervendrán en la investigación.
- Etapa 2: se definen los procedimientos para la recolección de datos, como técnicas e instrumentos a utilizarse.

- Etapa 3: se elaboran los instrumentos, como la guía de entrevista y la carta antropométrica, asimismo se realiza la búsqueda de información bibliográfica.
- Etapa 4: se procede a utilizarse los instrumentos, para luego registrar la información y realizar el análisis pertinente.
- Etapa 5: de la información obtenida de la aplicación de los instrumentos se espera obtener datos de: las proporciones antropométricas, ejecución de los ejercicios de rehabilitación y los requisitos de diseño.

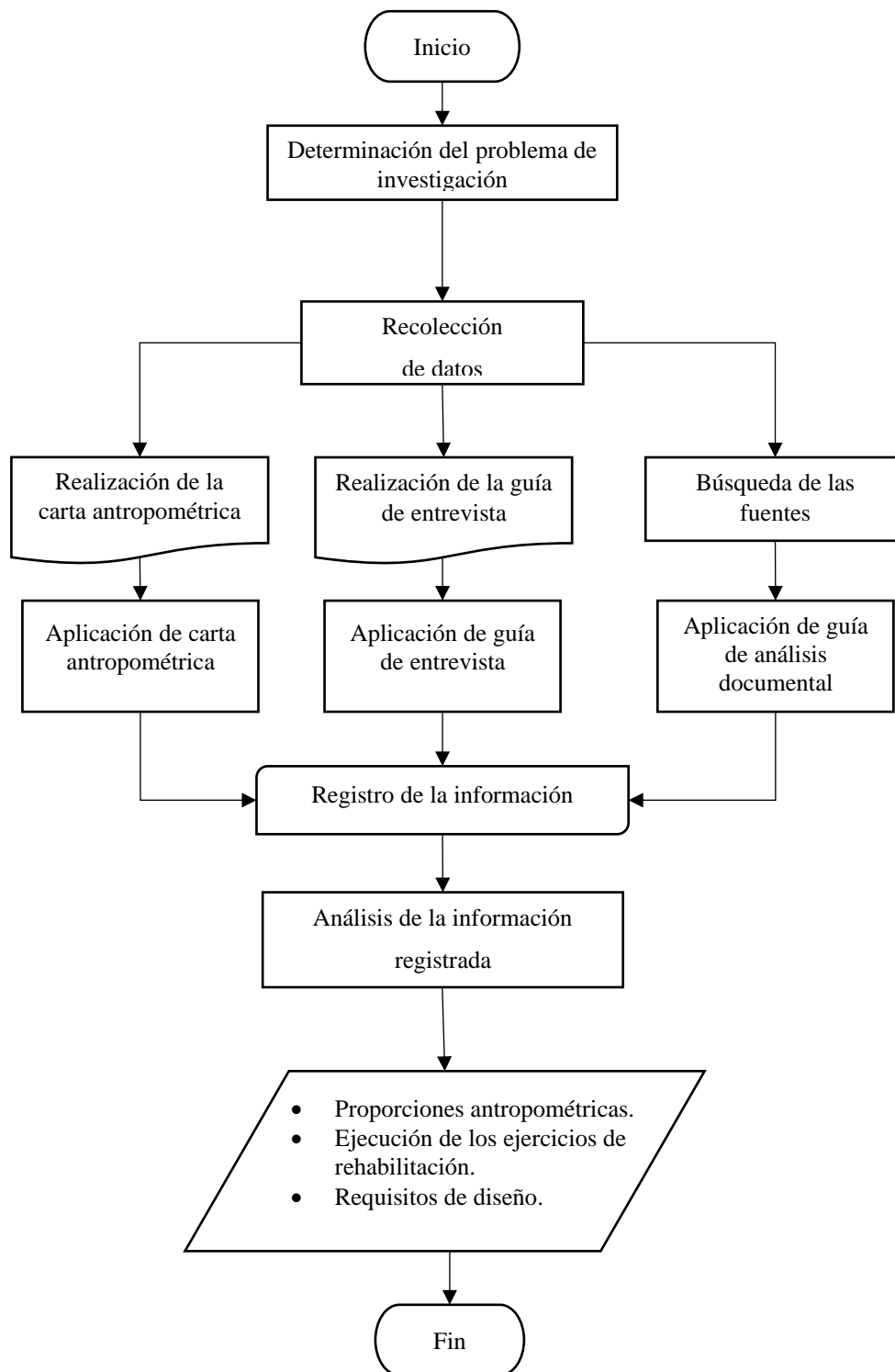


Figura 10. Flujograma del procesamiento de datos.

Nota: elaboración propia.

2.6. Criterios éticos

El trabajo de investigación presente se ha elaborado cumpliendo con la ética profesional, los principios morales individuales y los de la universidad a que represento. Asimismo, se resalta que la información utilizada será exclusivamente para fines académicos y científicos, por tanto, el autor se compromete a respetar la confidencialidad, respetando los derechos del autor citando y referenciando toda la información que se ha tomado en el trabajo.

Se presentan los criterios que sigue la presente investigación:

- **Credibilidad:** Es el cual se obtiene mediante la conversación e investigación con diversos informantes y/o fuentes y se respalda al ver aproximaciones en los resultados con las apreciaciones de los informantes.
- **Confortabilidad:** trata de la ruta que el investigador toma para poder llegar seguir de manera correcta lo que otro investigador hizo.
- **Transferibilidad:** trata de la posibilidad de ampliar los datos obtenidos como resultados a otras poblaciones de interés

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1. Resultados

Caracterización de los equipos.

Como parte del primer objetivo de la investigación, se caracterizó los equipos y tecnologías existentes en el mercado enfocados en la rehabilitación de la articulación de la rodilla. Se trató los componentes usados en tales dispositivos, así como se describió la mecánica de su funcionamiento.

a) Prototipo NeXOS

El prototipo NeXOS, fue un proyecto financiado por el Departamento de Salud del Reino Unido, por medio de su programa de Aplicaciones Nuevas y Emergentes de Tecnologías (NEAT) [23]. Consiste en un sistema mecánico con tres grados de libertad, conformado por elementos como servomotores, actuadores lineales neumáticos, sistemas de control y un computador. El mecanismo se conforma de barras articuladas, cuyo movimiento es inducido por dos actuadores neumáticos tal como se muestra en el esquema de la Figura. 11 los investigadores realizaron un estudio de las trayectorias realizadas en los ejercicios fisioterapéuticos como se muestra en la Figura 12. Tales ejercicios se ejecutan en un plano sagital, por tanto, se puede simplificar el mecanismo a un sistema de barras en el plano 2D.

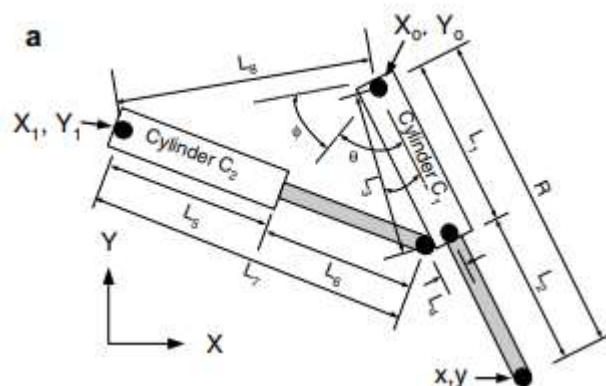


Figura 11. Esquema del mecanismo del prototipo NeXOS

Nota: Recuperado [23]



Figura 12. Trazado del movimiento realizado por el dispositivo.

Nota: Recuperado [23]

b) Dispositivos de rehabilitación de movimiento pasivo continuo

El concepto del movimiento pasivo continuo fue introducido por Robert B. Salter, para su aplicación en la rehabilitación posterior a una intervención quirúrgica en 1970, y ocho años más tarde, en 1978 se desarrolló el primer dispositivo de movimiento pasivo continuo [24]. Desde entonces, el uso de estos equipos se ha extendido en centros de rehabilitación.



Figura 13. Ejemplar de dispositivo de movimiento pasivo continuo BTL – CPMotion K Elite

Nota: Recuperado de [25]

Como se ve en la Figura 13, estos equipos se componen de una base fija, un motor con rangos de velocidades que guían el movimiento, y dos barras principales que se pueden analizar cinemáticamente como un sistema de barras que funciona en

el plano que se articula desde la cadera, la rodilla y el tobillo, considerados como articulaciones bisagra. El movimiento aplicado se realiza en el plano (mayormente en el plano sagital del cuerpo) moviendo continuamente la rodilla. En la Figura 14 se observa una representación del mecanismo, que se asemeja a un mecanismo de biela- manivela.

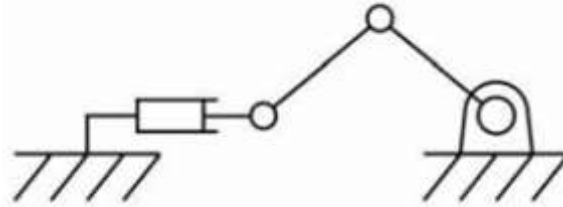


Figura 14. Esquema del mecanismo de un dispositivo CPM

Nota: Recuperado de [24]

En la Figura se muestra a modo de ejemplo, la aplicación y disposición de este tipo de dispositivo. Como se puede observar, este dispositivo cumple con la descripción hecha anteriormente, conformándose de cuatro barras, un actuador lineal de tornillo que aplica el movimiento, y un mecanismo de carro transversal que se desplaza sobre un eje fijo. El movimiento aplicado por el tornillo desplaza el carro transversal, lo cual genera que la barra que sostiene la pierna rote, flexionando la articulación.

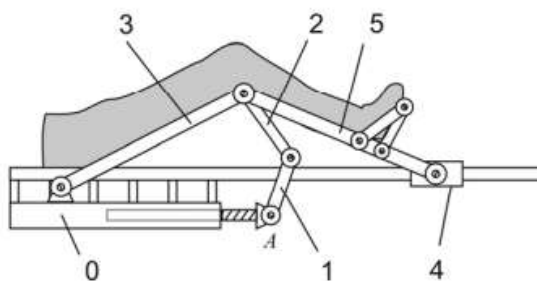


Figura 15. Modelo propuesto para un dispositivo CPM.

Nota: Recuperado de [26]

c) Physiotherobot

Este dispositivo, es un robot diseñado para asistir en las terapias de rehabilitación posterior a intervenciones quirúrgicas, lesiones a la medula espinal, pudiendo

realizar ejercicios pasivos (ROM), ejercicios isotónicos, isométricos y ejercicios activos, además de ser programable, es decir puede aprender los movimientos específicos de los ejercicios y realizarlos sin la necesidad del fisioterapeuta e integra un sistema de seguridad que evita lastimar al paciente [27]. El dispositivo que se muestra en la figura se caracteriza por tener un mecanismo con tres grados de libertad, con un rango de movimiento de: $-35^{\circ}/90^{\circ}$, $-15^{\circ}/45^{\circ}$, $0^{\circ}/120^{\circ}$, para los ejercicios de flexión-extensión de rodilla, flexión-extensión de cadera, abducción-aducción de cadera.

En la Figura 16 se puede observar el esquema del mecanismo, donde se puede observar que se conforma de dos sensores para el pie y la cadera. Este mecanismo se puede asemejar a un mecanismo de paralelogramo, donde el eslabón que va desde el link 1 hasta el link 2 rota por medio del actuador 1, la barra correspondiente al muslo se activa mediante el actuador 2.

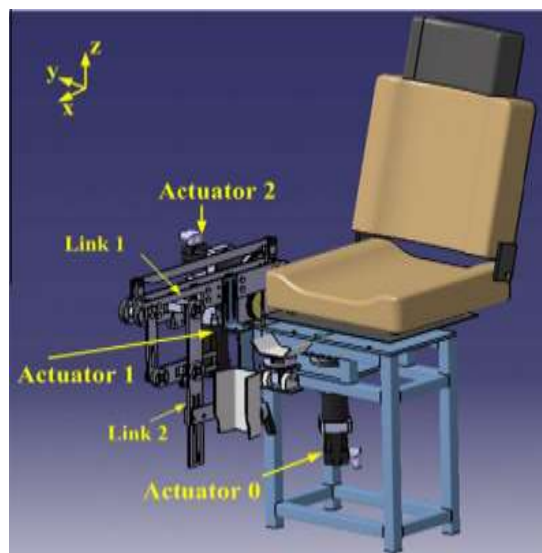


Figura 16. Estructura del dispositivo para rehabilitación física Physiotherobot.

Nota: Recuperado de [27]

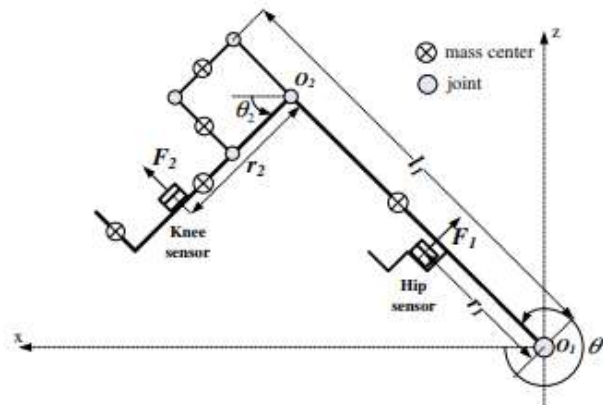


Figura 17. Modelo esquemático del dispositivo Physiotherabot.

Nota: Recuperado de [27]

Determinar los rangos de movimiento con dos grados de libertad.

(1) Antropometría de las extremidades inferiores.

El diseño y dimensionamiento del mecanismo está estrechamente relacionado con las medidas de las extremidades del cuerpo y el peso del paciente. Para la obtención promedio de las medidas antropométricas se realizó las mediciones en veinte pacientes en un rango de edad de 18 a 60 años, diez hombre y diez mujeres.

Los resultados de las tomas de las medidas se resumen en la tabla siguiente, las mediciones tomadas a los pacientes se pueden hallar en los anexos:

Tabla 2
Resultados de las mediciones antropométricas.

Ítem	Parámetro	Símbolo	Promedio		
			Varones	Mujeres	Total
1	Estatura (altura del cuerpo)	H	169	160.2	164.6
2	Altura de los ojos	a	158.184	149.9472	154.0656
3	Altura del hombro	b	138.242	131.0436	134.6428
4	Altura del codo	c	106.47	100.926	103.698
5	Altura de la cadera	d	89.57	84.906	87.238
6	Altura de la entepierna	e	81.12	76.896	79.008
7	Altura de la tibia	f	48.165	45.657	46.911

Nota: Elaboración propia.

Con los valores de la tabla se puede obtener un promedio para las medidas de las extremidades inferiores, que se muestran en la figura siguiente.

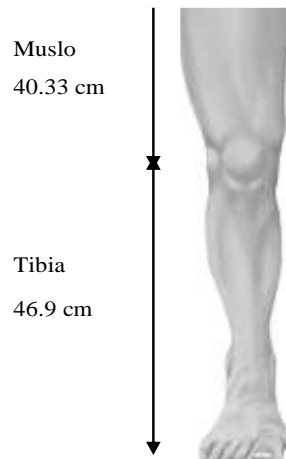


Figura 18. Medidas antropométricas promedio de una pierna.

Nota: elaboración propia.

(2) Ejercicios de recuperación pasivos

La información recogida sobre los ejercicios pasivos, indica que estos se realizan con el fin de: evitar la rigidez articular (tres primeras semanas), evitar la pérdida de masa y fuerza del músculo, reducir el dolor de la articulación, recuperar la movilidad articular.

Los ejercicios consisten en los movimientos siguientes:

- **Elevación de las piernas:** se realiza con el paciente en posición supino mirando hacia arriba con la pierna recta. Se realiza la elevación llegando a un ángulo de 45° - 60°.
- **Flexión y extensión de las piernas:** se realiza con el paciente en cúbito supino con las extremidades inferiores rectas. El fisioterapeuta con una mano sostiene el hueso poplíteo y con la otra mano en el tobillo realizando así la flexión y extensión.
- **Ejercicios pendulares laterales:** se realiza con el cliente en cúbito lateral con las piernas extendidas y una pierna flexionada.
- **Sentadillas contra la pared:** Se apoya la espalda contra la pared, los pies deben estar al ancho de los hombros, doblando lentamente la rodilla manteniendo la espalda y pelvis contra la pared con una duración de 5 a 10 segundos.

(3) Rango de movimiento del ejercicio de flexión y extensión de la pierna

El diseño del mecanismo se centrará en los ejercicios que se realizan en la posición de cúbito supino para la elevación y flexión – extensión de la pierna. Este ejercicio como ya se explicó, se realiza con el paciente en posición de cúbito supino. La Figura 19, muestra cuatro etapas: a) es la posición de la pierna totalmente extendida con el ángulo δ en 0° (ángulo de la pierna con la recta proyectada del muslo) y el ángulo γ igual a 0° (ángulo que forma el segmento del muslo con la horizontal), b) en esta etapa se eleva la pierna en posición extendida hasta llegar a un ángulo de 45° entre la horizontal y el muslo, c) se flexiona la pierna, con un ángulo δ casi recto con respecto a la línea que se proyecta del muslo, y d) se llega a la flexión máxima de la rodilla, con el muslo formando un ángulo $\gamma = 120^\circ$ y $\delta = 120^\circ$.

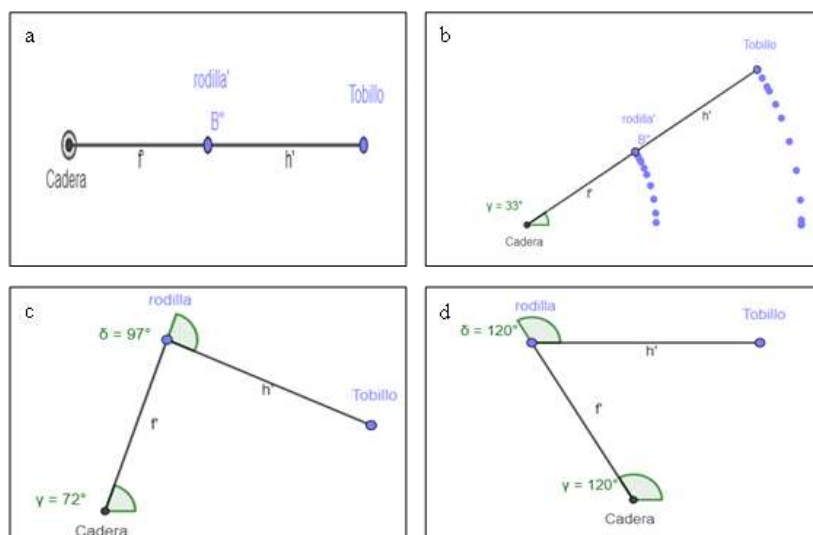


Figura 19. Rango de movimiento de la rodilla en un ejercicio de flexión extensión.

a) pierna en extensión, b) elevación de la pierna en extensión, c) flexión de la pierna y d) máxima flexión de la pierna.

Nota: elaboración propia.

Conceptos de diseño del mecanismo de rehabilitación.

(4) Requerimientos de diseño

El diseño del mecanismo se basa en una serie de requerimiento que se consideraron para la elaboración de los conceptos de diseño del mecanismo. Los requerimientos para el diseño se presentan a continuación.

- a) **Función principal:** el dispositivo debe ser capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión de la rodilla, y evitar la rigidez. El Rango de Movimiento debe estar entre 0° a 120°.
- b) **Cinemática:** el mecanismo debe ser capaz de realizar los movimientos de extensión y flexión, con una velocidad de 5° por minutos a 150° por minuto, asimismo que esta velocidad debe ser constante durante los ejercicios de terapia.
- c) **Ergonomía:** el dispositivo debe ser cómodo para el paciente de manera que el equipo debe adecuarse a las dimensiones del paciente, por lo que debe ser regulable.
- d) **Costos:** se busca que la solución propuesta sea lo más económico posible, sin descuidar el resto de los requerimientos.

(5) Determinación de las funciones.

Se determinó las subfunciones llevadas a cabo por el mecanismo de rehabilitación:

Caja negra

La caja negra representa un proceso o función total en el que ocurre un proceso que no está determinado o es desconocido. Para este caso, la caja negra representa al mecanismo para rehabilitación y las entradas y salidas.





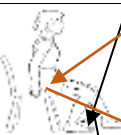










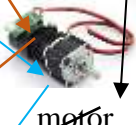


Figura 20. Caja negra del mecanismo de rehabilitación.

Nota: elaboración propia.

(6) Selección del concepto de diseño.

Para la selección del concepto se realizó una matriz morfológica para la selección de alternativas de solución:

Tabla 3
Matriz morfológica para conceptos de diseño.

SUBFUNCIONES	ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN		
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Regulación de la longitud de los segmentos para la pierna	 Manual	 Mecanismo	
Posicionamiento de la pierna del paciente	 Sentado	 Apoyada sobre estructura	
Sujetamiento de los segmentos a la pierna	 Correa para pie/pierna	 Peso propio	 Sujetador de pie
Realiza el movimiento de la rodilla	 Mecanismo	 Neumático	 Hidráulica
Medir el ángulo de la extremidad	 Cinemática de barras	 Mecanismo	
Velocidad del movimiento de la extremidad	 Cinemática	 motor	
Retirar los sujetadores			

Nota: elaboración propia.

A. Concepto de diseño 1

Consiste en un soporte para pierna, dos actuadores para el sostenimiento de la pierna, un actuador de tornillo para el desplazamiento horizontal y un actuador para el desplazamiento vertical. Este diseño requiere una estructura de soporte y camilla para su funcionamiento.

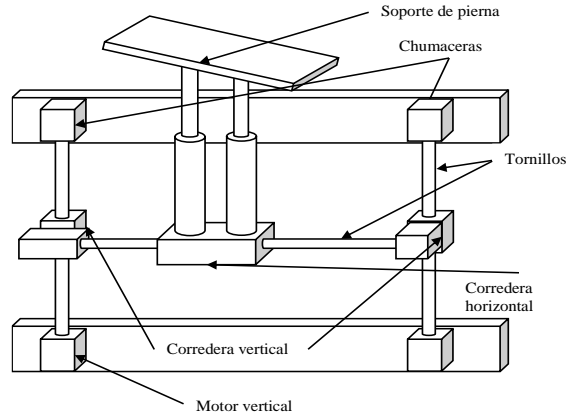


Figura 21. Estructura del concepto de diseño 1.

Nota: elaboración propia.

B. Concepto de diseño 2

Este concepto consiste en una camilla y una estructura que sirve de soporte para el mecanismo, el cual se conforma de dos barras principales para la pierna, y dos barras conectadas a la barra de la tibia, las cuales se desplazan mediante dos actuadores de tornillos independientes situados de forma horizontal.

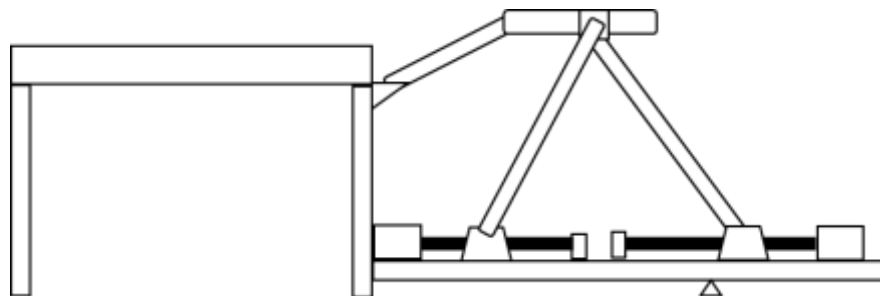


Figura 22. Estructura del concepto de diseño 2.

Nota: elaboración propia.

C. Concepto de diseño 3

Este concepto consiste en una silla para el asiento, al cual se fija una estructura conformada de una barra horizontal a la altura del muslo, que sostiene al resto de la estructura, una barra en vertical que puede rotar e inducir el movimiento a la tibia, y una barra que tiene función de palanca que jala la barra vertical generando la rotación de la misma.

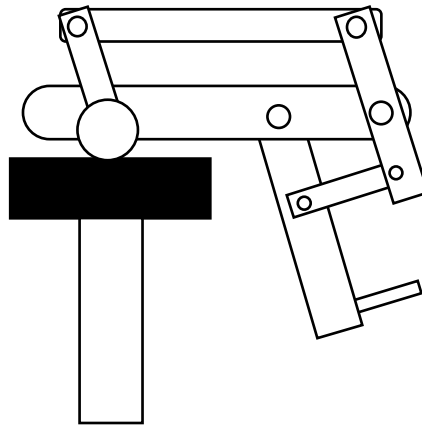


Figura 23. Estructura del concepto de diseño 3.

Nota: elaboración propia.

D. Concepto de diseño 4

Este concepto consiste en un mecanismo de barras paralelas, con una corredera y un actuador lineal de tornillo que mueve una barra vertical inclinada, generando un movimiento de pistón. La pierna descansa sobre una estructura compuesta de dos eslabones y un sostén para el pie.

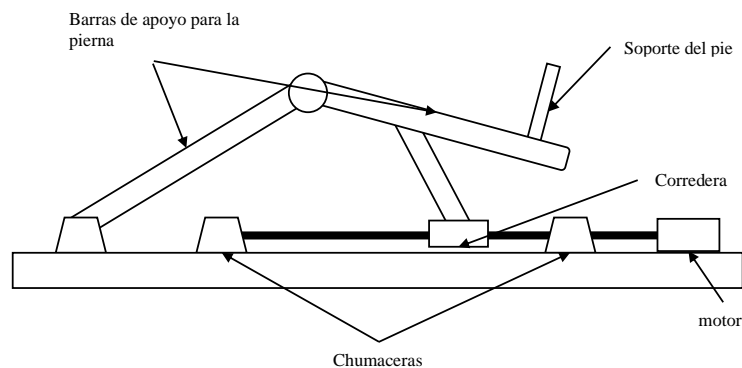


Figura 24. Estructura del concepto de diseño 4.

Nota: elaboración propia.

(7) Evaluación de los conceptos de diseño

Para llevar a cabo la evaluación técnica y económica, se adaptaron las Tabla 4, Tabla 5 y Tabla 6 siguiendo los principios establecidos en la norma VDI 2225 sobre la estructuración de la documentación técnica. Dicha norma establece pautas para la presentación de información técnica y económica de manera clara y ordenada, lo que resulta fundamental para la correcta evaluación de los aspectos técnicos y económicos de un proyecto [28]. Al seguir estas pautas, se logró una presentación efectiva y fácil de entender de los datos de la evaluación, lo que permitió una toma de decisiones más precisa y acertada.

La puntuación usada en la evaluación de los conceptos de diseño se basa en una escala del 1 al 5, donde 1 representa que el diseño no cumple con el criterio evaluado, y el valor 5 representa que el diseño cumple excelentemente con el criterio. Tabla 4 muestra la escala usada más a detalle.

Tabla 4
Valores de puntuación.

Descripción	Puntaje
No cumple	1
Poco satisfactorio	2
Suficiente	3
Bien	4
Excelente	5

Nota: elaboración propia.

A. Criterios técnicos

La Tabla 5 presenta la evaluación técnica de los conceptos de diseño, donde "g" representa el peso asignado a cada criterio de evaluación en función de su importancia. "P" indica el puntaje otorgado a cada criterio, en una escala del 1 al 5, mientras que "Pg" es el producto del peso del criterio por el puntaje obtenido.

Por último, se realiza la suma total de los productos "Pg" para obtener la puntuación total de cada concepto de diseño. El formato de la tabla utilizada para la evaluación se obtuvo del autor [11]

Tabla 5
Evaluación técnica de los conceptos de diseño.

Ítem	Criterios para la evaluación técnica	Peso (g)	Concepto de diseño									
			1		2		3		4		ideal	
			P	Pg	P	Pg	P	Pg	P	Pg	P	Pg
1	Fácil transporte	4	1	4	1	4	1	4	5	20	5	20
2	Facilidad de manipulación	5	3	15	5	25	3	15	5	25	5	25
3	Ergonomía	3	5	15	3	9	4	12	4	12	5	15
4	Fácil mantenimiento	2	3	6	5	10	2	4	5	10	5	10
5	Fácil ensamblaje	1	2	2	4	4	2	2	4	4	5	5
6	Cumple con la función principal	5	5	25	5	25	3	15	5	25	5	25
7	Seguridad	5	5	25	4	20	5	25	5	25	5	25
Suma total Σ Pg		25	24	92	27	97	20	77	33	121	35	125
Valor Xi				0.74		0.78		0.62		0.97		1

Nota: elaboración propia.

B. Criterios económicos

Del mismo modo, para la evaluación económica se utilizó el mismo formato de tabla. En esta tabla se asignó un peso "g" a cada criterio de evaluación en función de su importancia económica y se asignó un puntaje "P" del 1 al 5 para cada criterio, y posteriormente, se multiplicó el peso del criterio por el puntaje obtenido para obtener el producto "gp".

Tabla 6
Evaluación económica de los conceptos de diseño.

Ítem	Criterios para la evaluación económica	Peso (g)	Concepto de diseño									
			1		2		3		4		ideal	
			P	Pg	P	Pg	P	Pg	P	Pg	P	Pg
1	Mínima cantidad de componentes	4	2	8	4	16	1	4	3	12	5	20
2	Costo de mantenimiento	4	2	8	4	16	3	12	5	20	5	20
3	Costo de energía	3	3	9	4	12	4	12	4	12	5	15
4	Costo de ensamblaje	2	3	6	3	6	3	6	4	8	5	10
5	Facilidad de adquisición de materiales	1	3	3	4	4	4	4	5	5	5	5
6	Costo de la tecnología	5	3	15	4	20	3	15	4	20	5	25
Suma total Σ Pg		19	16	49	23	74	18	53	25	77	30	95
Valor Yi				0.52		0.78		0.56		0.81		1

Nota: Elaboración propia

La Figura 25 presenta la línea de equilibrio entre los valores técnicos y económicos de cada concepto de diseño evaluado. En esta figura, el eje X representa los valores técnicos y el eje Y representa los valores económicos. La línea de equilibrio muestra la relación entre estos dos aspectos y permite determinar qué concepto de diseño es el más adecuado.

Una vez obtenidos los resultados de la evaluación técnica y económica, se procede a seleccionar el mejor concepto de diseño para su implementación en la producción final. En este caso, el concepto de diseño que obtuvo la mejor puntuación en ambas evaluaciones fue seleccionado.

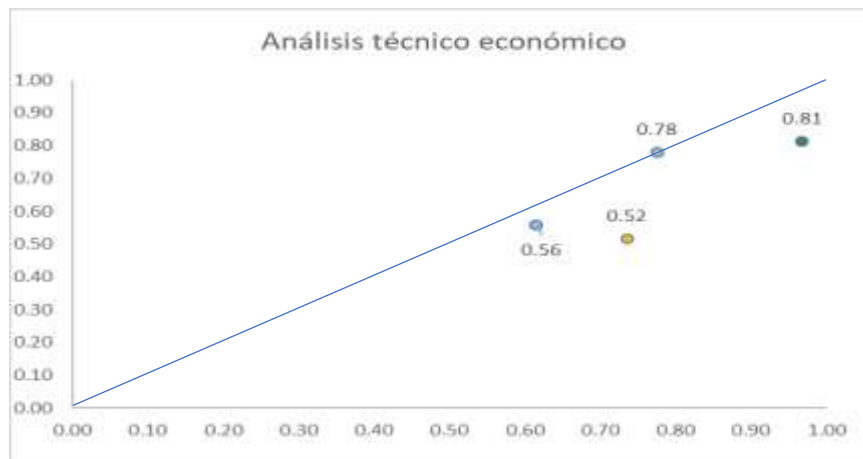


Figura 25. Evaluación técnico económico de los conceptos de solución.

Nota: elaboración propia

Cálculo de los componentes del mecanismo

(8) Cálculo de los eslabones del mecanismo.

En el primero objetivo se determinó las medidas antropométricas referentes a las extremidades inferiores. Con los valores promedios de las extremidades inferiores se obtuvo que la longitud del muslo es de 40.33 cm y la longitud de la tibia hasta la planta del pie es de 46.9 cm, por lo que se tomaran estos valores como referencia para las dimensiones de los eslabones del mecanismo.

Tabla 7

Centro de gravedad de las extremidades del cuerpo.

Segmento del cuerpo	CG	Pt. Proximal	Pt. Distal
Tronco	43.83%	Supraesternal	Cadera media
Brazo	51.25%	Art. Hombro	Art. codo
Antebrazo	49.10%	Art. codo	Art. muñeca
Muslo	41.76%	Art. cadera	Art. rodilla
Pantorrilla/tibia	40.01%	Art. rodilla	Art. tobillo

Nota. Tomado de [30]

Los valores de la Tabla 7 servirán para determinar los momentos de inercia de los segmentos inferiores para el cálculo de los centros de masa, y ubicar correctamente el peso en cada segmento de la extremidad.

$$CDM_{muslo} = 41.76\% \times L_{muslo}$$

$$CDM_{pantorrilla} = 40.01\% \times L_{pantorrilla}$$

Donde:

CDM : es el centro de masa.

L_{muslo} : Longitud del segmento del muslo.

$L_{pantorrilla}$: Longitud del segmento de la pantorrilla.

Reemplazando las variables de las ecuaciones anteriores se tiene que:

$$CDM_{muslo} = 41.76\% \times 40.33 \text{ cm} = 16.84 \text{ cm}$$

$$CDM_{pantorrilla} = 40.01\% \times 46.9 \text{ cm} = 18.76 \text{ cm}$$

(9) **Análisis de la cinemática de los eslabones**

El análisis cinemático tiene por objetivo obtener las velocidades y aceleraciones de cada uno de los eslabones que conforman el mecanismo y posteriormente calcular las fuerzas en la estructura mediante el análisis cinético.

Análisis de la posición

En la Figura siguiente se muestran los ángulos que se forman en los segmentos. Es necesario conocer los ángulos mínimos y máximos que forma el muslo con la superficie para lograr la flexión completa de la rodilla. La altura de la rodilla a la superficie se denominará con la letra y_1 , y la altura que se forma de la rodilla y el tobillo se denominará y_2 .

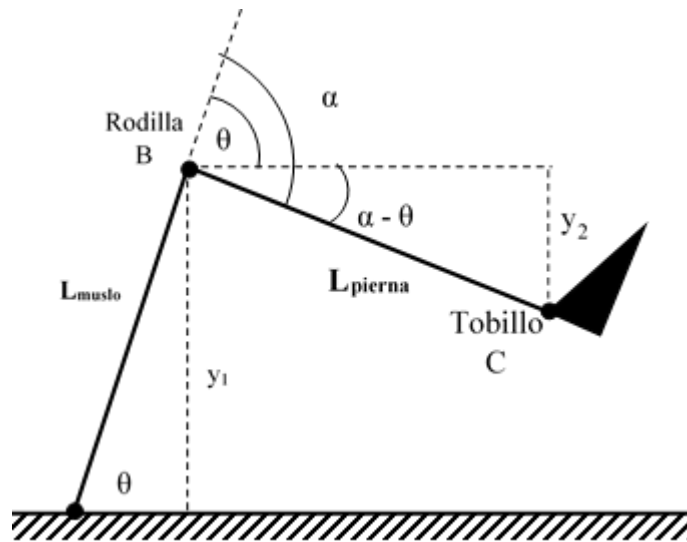


Figura 26. Ángulos formados por la extremidad

Nota: elaboración propia.

$$y_1 = L_{muslo} \cdot \sin \theta$$

$$y_2 = L_{pierna} \cdot \sin(\alpha - \theta)$$

Para que el pie no toque el suelo se debe cumplir como condición que y_1 sea mayor que y_2 , lo que se expresa en la inecuación siguiente:

$$y_1 > y_2$$

$$L_{muslo} \cdot \sin \theta > L_{pierna} \cdot \sin(\alpha - \theta)$$

Según la tabla, las longitudes para el muslo y pierna son de 40.33 cm y 46.9 cm aproximadamente. Reemplazando en la inecuación anterior, se obtiene:

$$0.813 > \frac{\sin(\alpha - \theta)}{\sin \theta}$$

$$0.813 > \frac{\sin \alpha \cdot \cos \theta - \cos \alpha \sin \theta}{\sin \theta}$$

$$0.813 > \sin \alpha \cdot \cot \theta - \cos \alpha = K$$

Se procedio a tabular valores para θ , para un α de 120° . los resultados que se muestran en la tabla, donde se observa que los angulos que si cumplen con la desigualdad. Se determino que theta cumple cuando toma valores menores que 70.125° .

Tabla 8
Tabulación de los valores de θ .

Ángulos		Factor K	Cumplen la desigualdad
Alfa α	Theta θ		
120	30	2	NO
120	50	1.2266816	NO
120	60	1	NO
120	68	0.84989698	NO
120	70	0.81520747	NO
120	70.125	0.8130695	NO
120	70.25	0.81093489	SI
120	70.375	0.80880363	SI
120	70.5	0.80667568	SI

Nota: elaboración propia.

Determinado el angulo θ minimo que es de 70.125° para que el pie no roce el suelo. Con la poscion de la extremidad procede a diseñar la estructura del mecanismo. La estrucutra esta conformada por dos barras principales que sostienen el peso de la extremidad. La barra que apoya el muslo, rota en el punto A, mientras que la barra de la pierna es desplaza

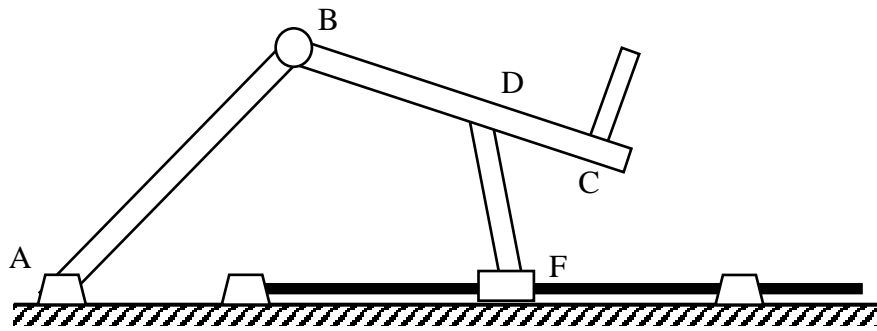


Figura 27. Concepto de diseño de la estructura

Nota: elaboración propia.

De la estructura de la figura podemos obtener los vectores de posición y ángulos de las barras de la estructura. En la figura a y b podemos observar el rango de desplazamiento

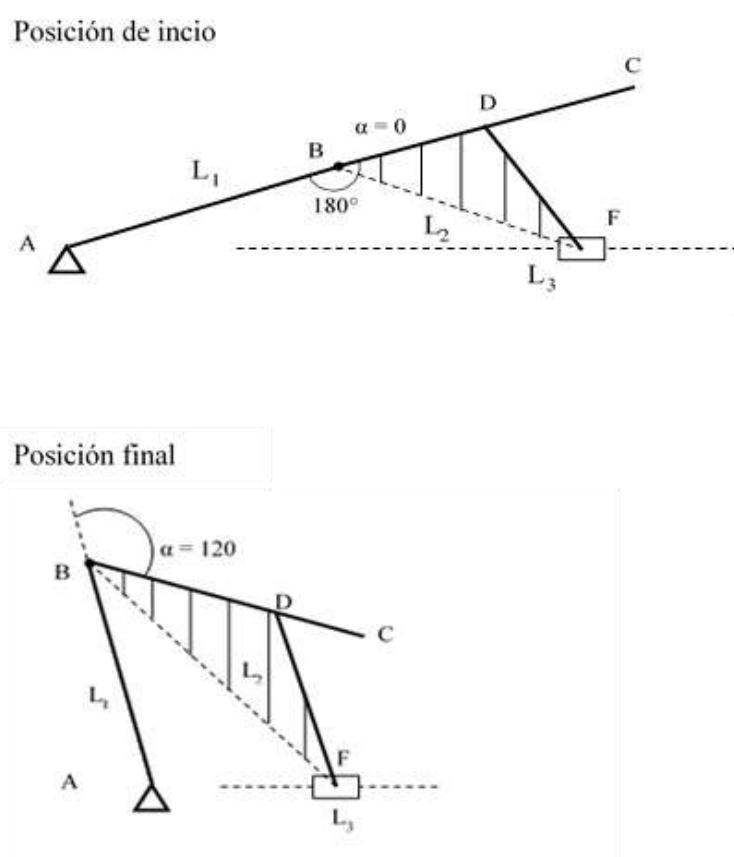


Figura 28. Posición de extensión y flexión del mecanismo.

Nota: elaboración propia.

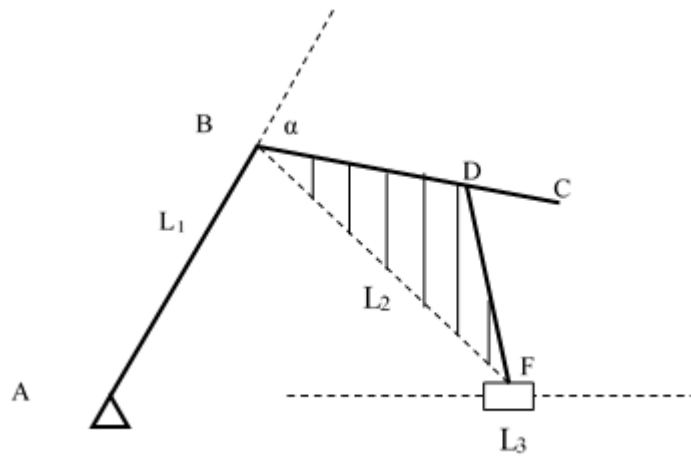


Figura 29. Concepto del mecanismo.

Nota: elaboración propia.

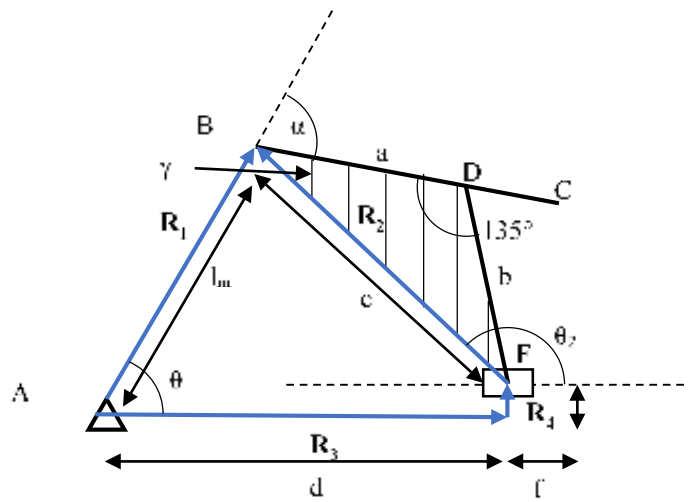


Figura 30. Analisis cinemático del mecanismo.

Nota: elaboración propia.

De la posición de la imagen se obtuvieron las ecuaciones

$$\overline{R_1} = \overline{R_3} + \overline{R_4} + \overline{R_2}$$

$$\overline{R_1} - \overline{R_3} - \overline{R_4} - \overline{R_2} = 0$$

Donde:

$$R1 = l_m \cdot \cos\theta + l_m \cdot \text{sen}\theta i$$

$$R2 = c \cdot \cos\theta_2 + c \cdot \text{sen}\theta_2 i$$

$$R3 = d \cdot \cos(\beta) + d \cdot \text{sen}(\beta) i$$

$$R4 = f \cdot \cos(\varphi) + f \cdot \text{sen}(\varphi) i$$

Entonces con estos valores la ecuación queda:

$$l_m \cdot e^{i\theta} - c \cdot e^{i\theta_2} - d \cdot e^{i\beta} - f \cdot e^{i\varphi} = 0 \quad (a)$$

El valor de c se puede determinar con la ley de cosenos, para el cual se estableció un valor de 135 para el ángulo entre los segmentos a y b siguiente:

$$c = \sqrt{a^2 + b^2 - 2 \cdot a \cdot b \cdot \cos(135^\circ)}$$

Para desarrollar la ecuación (a) debemos reemplazar los valores siguientes de $\varphi = 90^\circ$ y $\beta = 0^\circ$. Entonces obtenemos la expresión siguiente:

$$l_m(\cos\theta + i \sin\theta) - c(\cos\theta_2 + i \sin\theta_2) - d - f \cdot i = 0 \quad (a)$$

Resolviendo la parte real e imaginaria de la expresión se obtiene:

$$d = l_m \cdot \cos\theta - c \cdot \cos\theta_2$$

$$\theta_2 = 180^\circ - \sin^{-1}\left(\frac{l_m \cdot \sin\theta - f}{c}\right)$$

Para los ángulos γ y α se usan las expresiones:

$$\gamma = \sin^{-1}\left(\frac{b}{c} \sin(135^\circ)\right)$$

$$\alpha = 180^\circ + \theta - \theta_2 - \gamma$$

Para obtener el ángulo θ se utiliza la expresión (donde se reemplaza alfa y gamma):

$$\theta + \sin^{-1}\left(\frac{l_m \cdot \sin \theta - f}{c}\right) = \alpha + \sin^{-1}\left(\frac{b\sqrt{2}}{2c}\right)$$

Con las ecuaciones podemos obtener la grafica siguiente para los ángulos

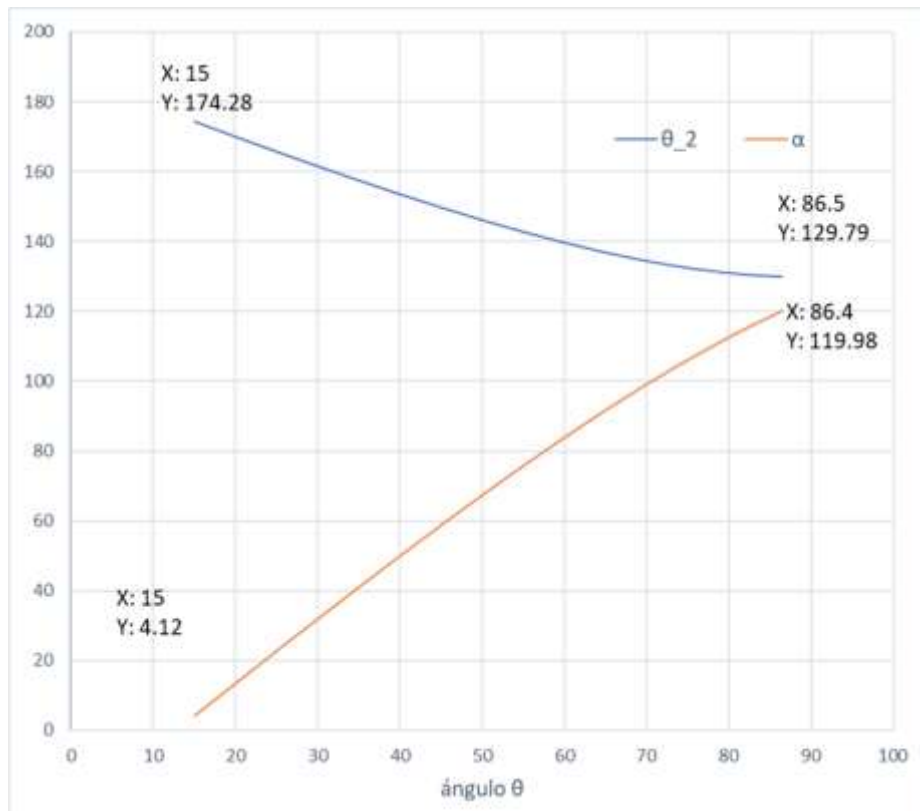


Figura 31. Analisis cinemático del mecanismo.

Nota: elaboración propia.

Analisis de las velocidades

Derivando la ecuación y resolviendo la parte real e imaginaria de la ecuación obtenemos lo siguiente:

La velocidad angular ω de la barra correspondiente al muslo y la velocidad lineal de la tuerca

$$\omega = \frac{c \cdot \cos\theta_2}{l_m \cos\theta} \omega_2$$

$$\dot{d} = -l_m \omega \cdot \text{sen}\theta + c \cdot \omega_2 \cdot \text{sen}\theta_2 = (-\cos\theta_2 \cdot \tan\theta + \text{sen}\theta_2) \cdot c \cdot \omega_3$$

La velocidad ω_2 tiene como condición que debe ser de $5\pi/6$ rad/min a 150π /min, reemplazando el valor de ω_2 en ω y tabulamos los valores para los ángulos θ y θ_2 , obtenemos el diagrama de la figura, donde se obtiene una velocidad máxima de 12.24 rad/min para la pierna.

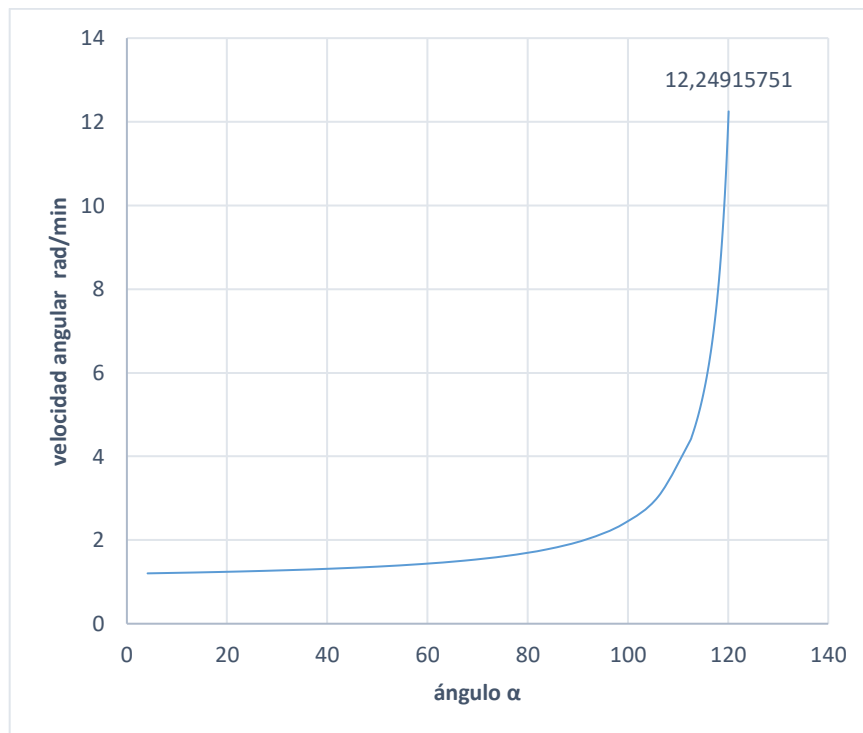


Figura 32. Diagrama de α vs ω .

Nota: elaboración propia.

De igual manera, las velocidades de d' , se determinaron reemplazando los valores de la velocidad angular de la Figura 31, obteniéndose los valores de la corredera que se muestran en la Figura 32. La velocidad máxima alcanza por la corredera es de -9.00 cm/s, donde el signo negativo indica el sentido del vector velocidad (de derecha a izquierda).

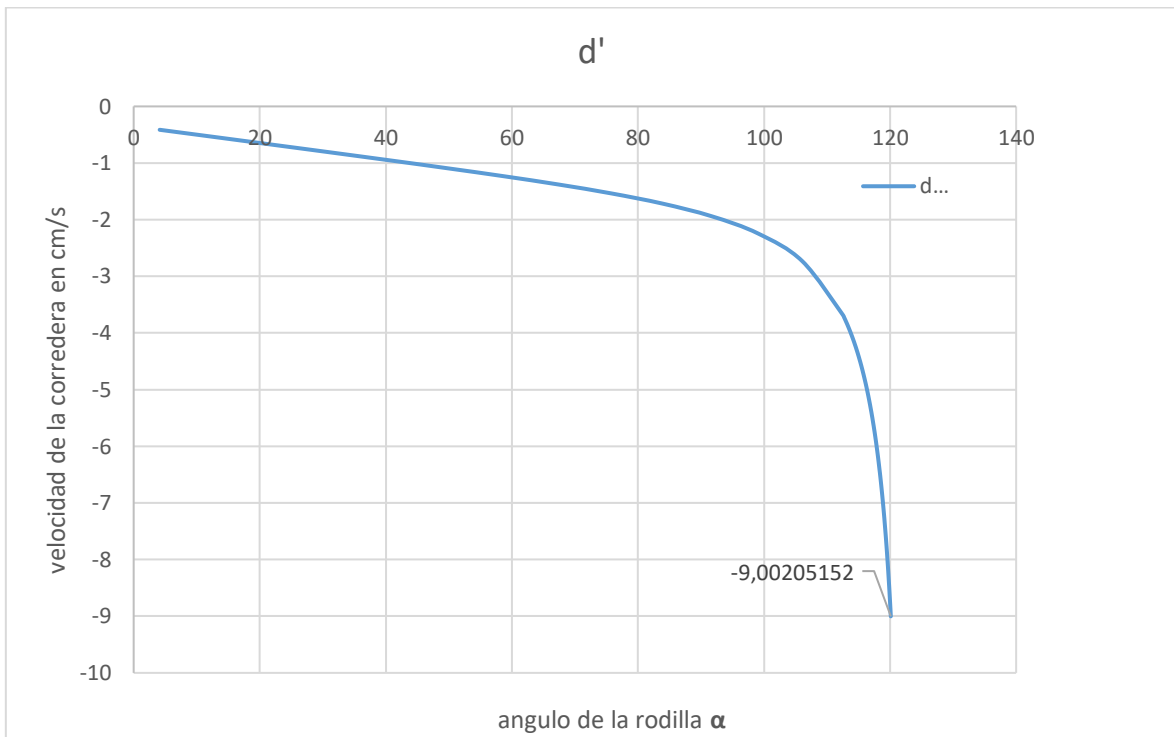


Figura 33. Diagrama de α vs d' .

Nota: elaboración propia.

Análisis de las aceleraciones

La aceleración se obtuvo después de calcular la derivada de la velocidad con respecto al tiempo. Luego se desarrollan la parte imaginaria y real de la ecuación, obteniéndose.

$$a = \frac{l_m \cdot \omega^2 \cdot \sin \theta - c \cdot \omega_2^2 \cdot \sin \theta_2 + c \cdot a_2 \cdot \cos \theta_2}{l_m \cdot \cos \theta}$$

$$\ddot{d} = -l_m \cdot a \cdot \sin \theta - l_m \omega^2 \cdot \cos \theta + c \cdot \omega_2^2 \cdot \cos \theta_2 + c \cdot a_2 \cdot \sin \theta_2$$

Reemplazando los valores ya conocidos, podemos obtener la gráfica de la aceleración angular a . El diagrama de la Figura 34 muestra las aceleraciones angulares

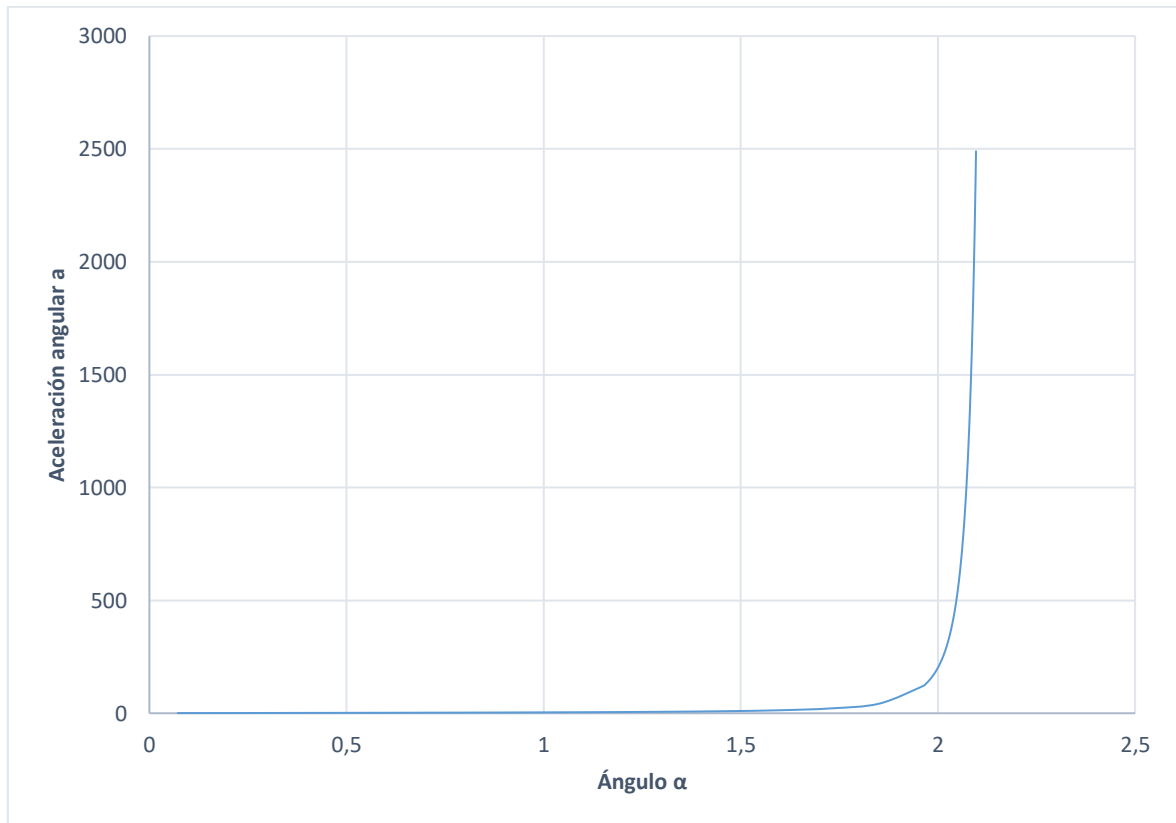


Figura 34. Diagrama de α vs a .

Nota: elaboración propia.

Con los valores obtenidos de la aceleración angular, se determina la aceleración lineal en la corredera. Tales valores se muestran en la gráfica de la Figura 35. El valor máximo que alcanza la aceleración de la corredera es de -16.76 mm/s

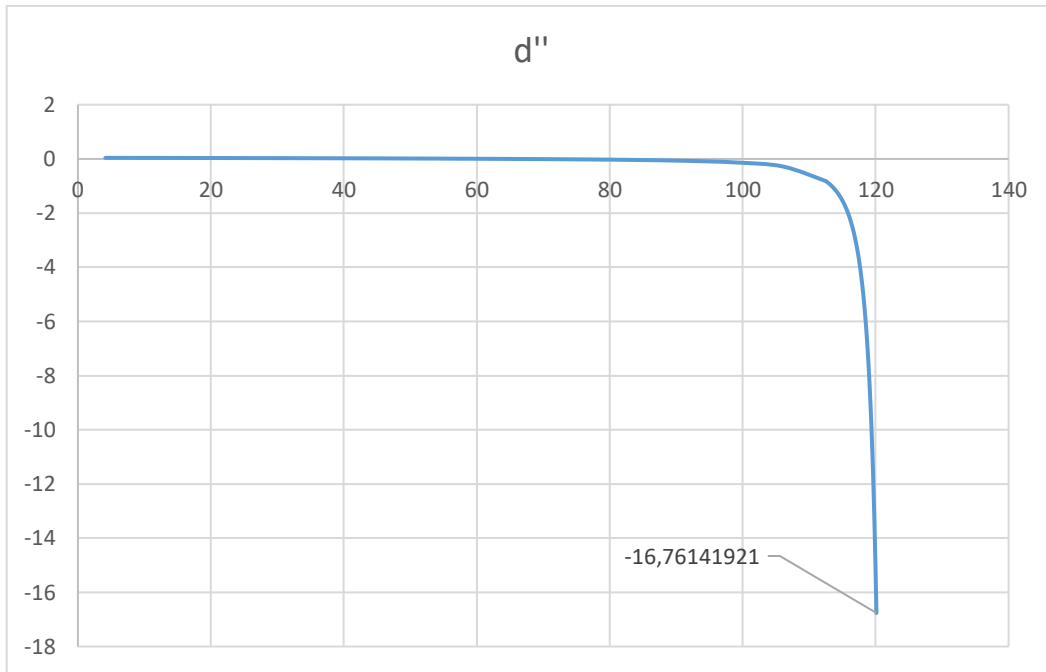


Figura 35. Diagrama de α vs d''' . .

Nota: elaboración propia.

Así mismo también se determino las aceleraciones del centro de gravedad de las barras que sostienen el muslo y la pierna. Las ecuaciones para determinar la aceleracion en los centros de gravedad del punto B y del centro de gravedad del eslabon del muslo son:

$$\vec{a}_B = \vec{a}_A + \vec{a}_2 \times \vec{r}_{\frac{B}{A}} - \omega_2^2 \cdot \vec{r}_{\frac{B}{A}} = [a_{Bx}; a_{By}]$$

$$a_{Bx} = -l_m \cdot (\alpha \cdot \sin \theta_2 + \omega_1^2 \cdot \cos \theta_2)$$

$$a_{By} = -l_m \cdot (\alpha \cdot \cos \theta - \omega^2 \cdot \sin \theta)$$

$$\vec{a}_{CG} = [a_{G2x}; a_{G2y}] = \frac{\vec{a}_B}{2} = \frac{[a_{Bx}; a_{By}]}{2}$$

Análisis cinético del mecanismo.

Para el análisis de las fuerzas en los eslabones del mecanismo, se realiza un diagrama de cuerpo libre del eslabón, teniendo en cuenta el peso del eslabón, el peso del muslo, y las fuerzas generadas por la aceleración. Las ecuaciones empleadas corresponden al movimiento rígido de traslación y rotación.

$$\sum F_i = m_i a_{CGi}$$

$$\sum M_G = m_i a_{CGi}$$

Manivela

Del diagrama de cuerpo libre que se muestra en la figura, se obtiene las ecuaciones para la Fuerza y Momento.

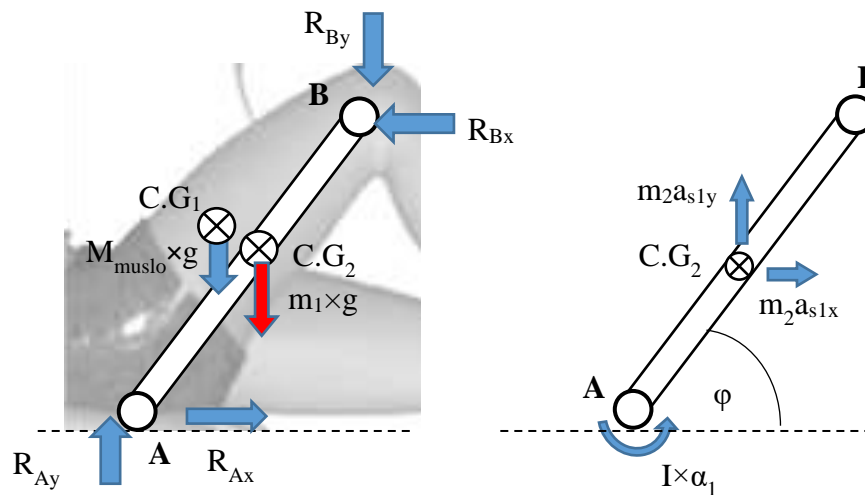


Figura 36. Diagrama de cuerpo libre del eslabón del muslo

Nota: elaboración propia.

$$R_{Ax} - R_{Bx} = m_2 \times a_{s1x}$$

$$R_{Ay} - R_{By} - (m_1 + m_{muslo})g = m_1 \times a_{s1y}$$

$$R_{Bx} l_m \text{sen} \varphi - \left(m_1 \times g \times \frac{l_m}{2} + R_{By} l_m + m_{muslo} \times g \times CDM_{muslo} \right) \cos \varphi = I_A \times \alpha_1$$

Para la resolución de las ecuaciones es necesario tener presente parámetros que fueron determinados anteriormente. La tabla resume los parámetros necesarios para la solución de las ecuaciones.

Biela

Se realizó un diagrama de cuerpo libre para el análisis del eslabon de la pierna como se ve en la figura .

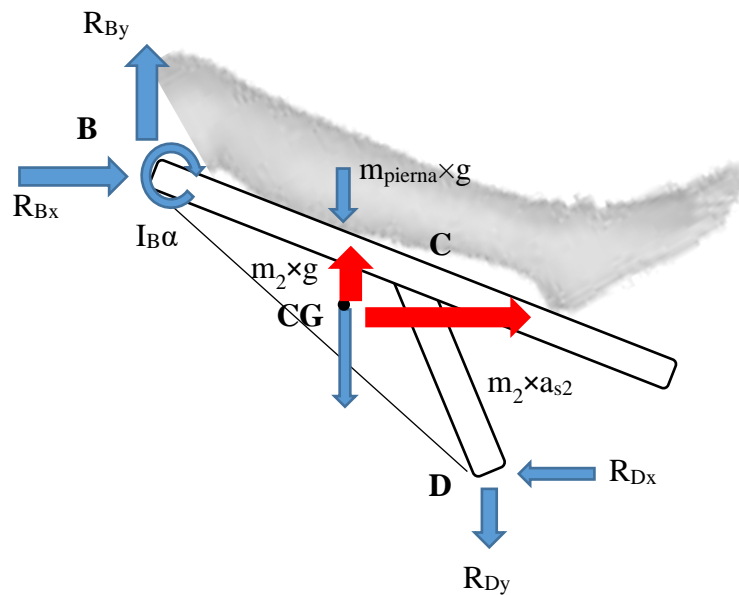


Figura 37. Diagrama de cuerpo libre del eslabon de la pierna y pie

Nota: elaboración propia.

$$R_{Bx} - R_{Cx} = m_2 \times a_{CG2}$$

$$R_{By} - R_{Cy} = (m_3 + m_{pierna} + m_{pie}) \times g = m_2 \times a_{CG2}$$

$$M_1 + M_2 + M_3 = I_B \alpha_2$$

Donde:

$$M_1 = R_{Cx} \cdot \text{sen}(180^\circ - \theta_3) + R_{Cy} \cdot \text{cos}(180^\circ - \theta_2)$$

$$M_2 = m_{pierna} \cdot g \cdot CDM \cdot \text{cos}(\theta_2 - \alpha) + m_2 \cdot g \cdot CG_{2x}$$

$$M_3 = m_{pierna} \cdot g \cdot \left[l_{tibia} \cdot \cos(\varphi - \alpha) + \frac{l_{pie}}{2} \cos(60^\circ + \varphi - \alpha) \right]$$

Corredera

Se realizó el diagrama de cuerpo para la corredera que se muestra en la figura.

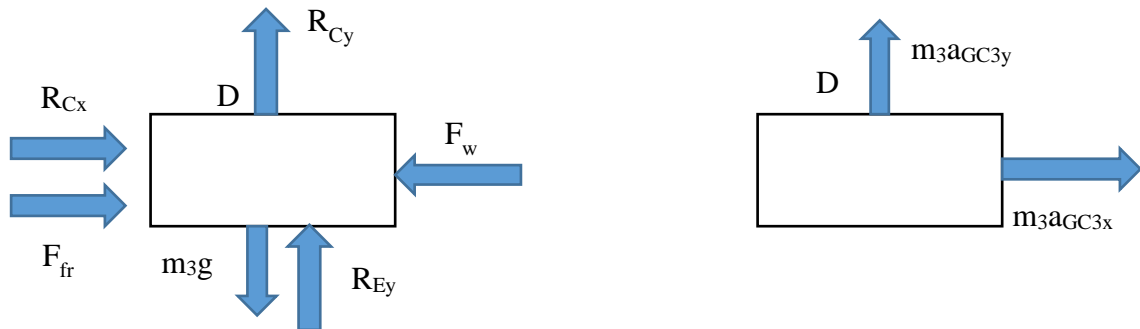


Figura 38. Diagrama de cuerpo libre de la corredera

Nota: elaboración propia.

Resolviendo el diagrama de cuerpo libre, se obtienen las ecuaciones siguientes:

$$R_{Cx} + F_{fr} - F_w = m_3 a_{CG3} = m_3 d$$

$$R_{Cy} + R_{Ey} - m_3 g = m_3 a_{CG3} = 0$$

Las incógnitas son las fuerzas “R_{Ax}”, “R_{Ay}”, “R_{Bx}”, “R_{By}”, “R_{Cx}”, “R_{Cy}”, R_{Ey}”, “F_w”. La resolución del sistema da como resultado:

$$F_w = \frac{E(F - D) - G}{-E \cdot l_m \sin(\varphi) + H}$$

Donde:

$$A = m_{pierna} g COM_{pierna} \cos(\theta_2 - \alpha) + m_3 g CG3_x$$

$$B = m_{pie} g \cdot \left[l_{pierna} \cos(\varphi - \alpha) + \frac{l_{pie}}{2} \cos(60 + \varphi - \alpha) \right]$$

$$C = [m_3(d - \mu g)]c \cdot \sin(180^\circ - \theta_2)$$

$$D = \left(m_2 g \frac{l_m}{2} + \left(m_3 a_{G3y} + g(m_3 + m_{pierna} + m_{pie})\right) l_m + m_{muslo} g \cdot COM_{muslo}\right) \cdot \cos \varphi$$

$$E = c[\mu \cdot \text{sen}(180^\circ - \theta_2) + \cos(180^\circ - \theta_2)]$$

$$F = [m_2 a_{G3x} + m_3(d - \mu g)] l_m \text{sen} \varphi - I_A \alpha$$

$$G = l_m \{ [I_B \alpha - (A + B + C)] (\cos \varphi - \mu \text{sen} \varphi) \}$$

$$H = l_m \cdot c \cdot \text{sen}(180^\circ - \theta_2) [-\cos \varphi + \mu \text{sen} \varphi]$$

$$R_{Cy} = \frac{I_B \alpha - (A + B + C) - F_w c \cdot \text{sen}(180^\circ - \theta_2)}{E}$$

Resolviendo la ecuación para el valor de F_w :

$$F_w = \frac{E(F - D) - G}{-E \cdot l_m \text{sen}(\varphi) + H}$$

Selección del husillo

Para la selección del husillo se usó un catalogo para husillo de bolas de precisión de la marca SKF. Se seleccionó un husillo de bolas y tuerca SD/BD 16x10 R con un diametro de 15,2 mm del catalogo de SKF [30]. La Figura 39 muestra las dimensiones del husillo seleccionado.

Referencia	Eje del husillo		Tuerca		Sin rascadores	Con rascadores	Llave de apriete		Sin rascadores			
	d_2	d_1	D h10	M 6g	A +/-0.3	A_2	(FACOM)	N	$A_1 \pm 0.2$	D_2	D_3	
—	mm											
SD/BD 8x2,5 R	6,3	7,6	17,5	M15x1	23,5	23,5	7,5	126-A35	3,2	3	11,1	11,1
SD/BD 10x2 R	8,3	9,5	19,5	M17x1	22,0	22,0	7,5	126-A35	3,2	3	13,3	13,3
SD/BD 10x4 R	7,4	8,9	21,0	M18x1	28,0	-	8,0	126-A35	3,2	3	13,0	-
SD/BD 12x2 R	9,9	11,2	20,0	M18x1	20,0	23,5	8,0	126-A35	3,2	3	13,2	-
SD/BD 12x4 R	9,4	11,3	25,5	M20x1	34,0	34,0	10,0	126-A35	3,2	3	16,1	16,1
SD/BD 12x5 R	9,3	11,8	23,0	M20x1	36,0	40,0	10,0	126-A35	3,2	3	-	-
SD/BD 14x4 R	11,9	13,7	27,0	M22x1,5	30,0	34,0	8,0	126-A35	3,2	3	-	-
SD/BD 16x2 R	14,3	15,6	29,5	M25x1,5	27,0	27,0	12,0	126-A35	3,2	3	20,1	20,1
SD/BD 16x5 R	12,7	15,2	22,5	M26x1,5	42,0	42,0	12,0	126-A35	3,2	3	19,5	19,5
SD/BD 16x10 R	12,6	15,2	32,0	M26x1,5	46,0	46,0	12,0	126-A35	3,2	3	19,5	19,5

Figura 39. Dimensiones del husillo y tuerca SD/BD 16x10 R.

Nota: tomado de [30]

La Figura 39 nos indica los diámetros principales del tornillo de precisión. En la Figura 40 se puede apreciar mejor cuales son las dimensiones correspondiente del husillo y la tuerca.

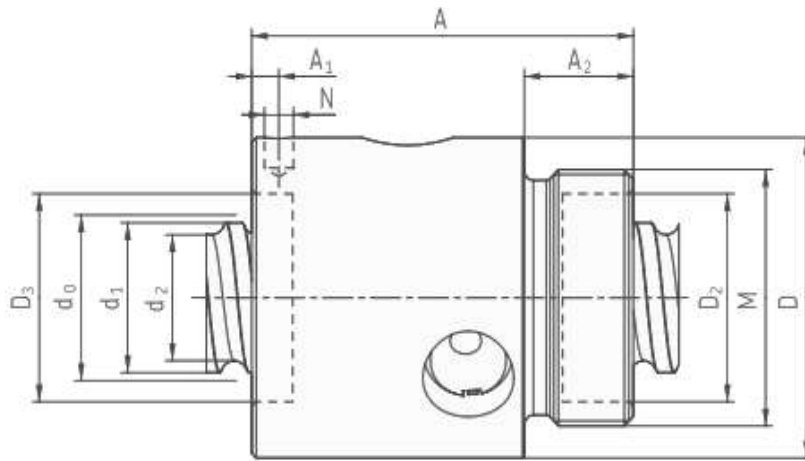


Figura 40. Dimensiones y diámetros del husillo y tuerca.

Nota: tomado de [30]

La velocidad límite del husillo se determina como el producto de el diámetro nominal y el máximo número de revoluciones por minuto del husillo. Según el fabricante la velocidad del husillo de bolas SD/BDno debe superar los 50 000 mm/min. La velocidad máxima de la corredera d'' se calculó en 9.00 cm/s, y el paso del tornillo de 10 mm, se obtuvieron las revoluciones por minuto máximas del husillo...

$$n_{max} = \frac{d'_{max}}{p} * 60$$

$$V_{límite} = n_{max} * d_0$$

$$V_{límite} = * d_0$$

Selección del motor

Se utiliza un motor paso a paso, el cual convierte señales digitales en movimiento rotativo mediante campos magnéticos. Este tipo de motor presenta diversas ventajas como mayor precisión en la posición y repetición de movimientos, rápida respuesta en el arranque y parada, alta durabilidad debido a la falta de escobillas, y un amplio rango de velocidades de rotación, entre otras características positivas.

Diseño definitivo del mecanismo de rehabilitación

El diseño del mecanismo de rehabilitación para la articulación de la rodilla se puede observar en la figura siguiente.



Figura 41. Diseño del mecanismo de rehabilitación.

Nota: elaboración propia.

Simulación mediante el software de diseño mecánico SolidWorks.

Realizados los cálculos de las fuerzas aplicadas en la estructura, se utilizó el software SolidWorks para la simulación de los esfuerzos del mecanismo. Para la simulación se requirió de ciertos datos del material los cuales se muestran en la tabla.

Tabla 9
Propiedades del material AISI 304

Propiedades	
Nombre del material	AISI 304
Módulo elástico	$1.9 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$
Densidad	8000 kg/m^3
Límite elástico	$2.068 \times 10^8 \text{ N/m}^2$

Nota: Elaboración propia.

(10) Simulación estática de los eslabones.

La simulación de los esfuerzos sobre los eslabones para una masa total del muslo de 15 kg, tibia 5 kg y pie de 1 kg, dando como resultado una masa total de 21 kg.

Para el eslabón del muslo se aplicó una fuerza de 150 N, y para el eslabón de la tibia y pie se aplicó una fuerza de 60 N. Los esfuerzos resultantes mínimo y máximo para los eslabones del muslo y tibia son de $6.37 \times 10^3 \text{ Pa}$ y $2.20 \times 10^7 \text{ Pa}$ respectivamente. El análisis indicó que los esfuerzos en la estructura se hallan por debajo del límite elástico del material por lo que la estructura no falla ante las cargas estáticas generadas por el peso de

la extremidad. La simulación de los esfuerzos sobre los eslabones se puede observar en la Figura.

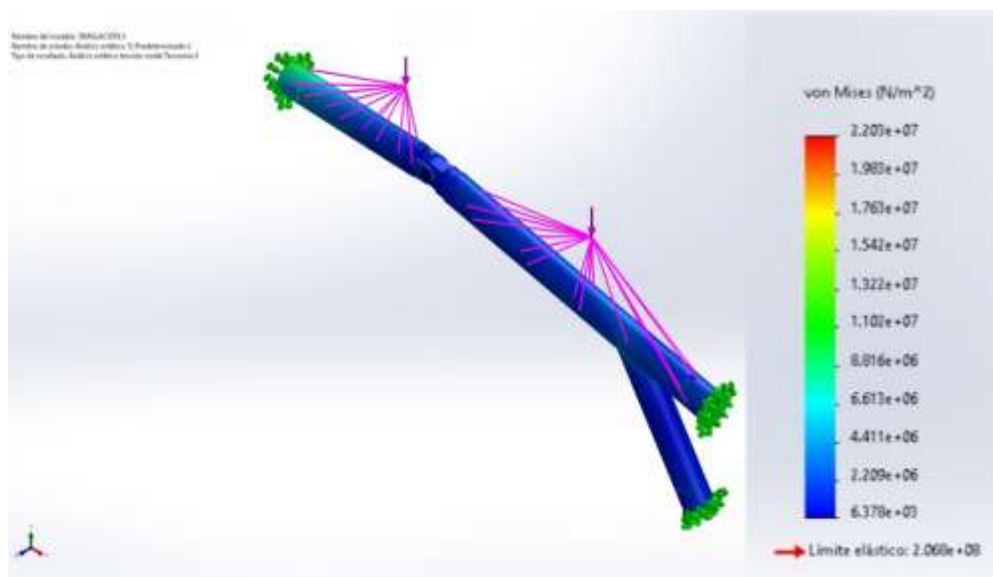


Figura 42. Análisis estático de los eslabones del muslo y tibia.

Nota: elaboración propia.

(11) Simulación estática del tornillo

Se realizó la simulación del tornillo que genera el desplazamiento del mecanismo y carga con todo el peso de la pierna y los eslabones. La fuerza total sobre el tornillo es de 250N, y el esfuerzo máximo generado es de 4.73×10^7 N/m², tal como se muestra en la figura, concluyendo que el esfuerzo generado es inferior al límite elástico, por lo que el tornillo no falla frente a la carga estática.

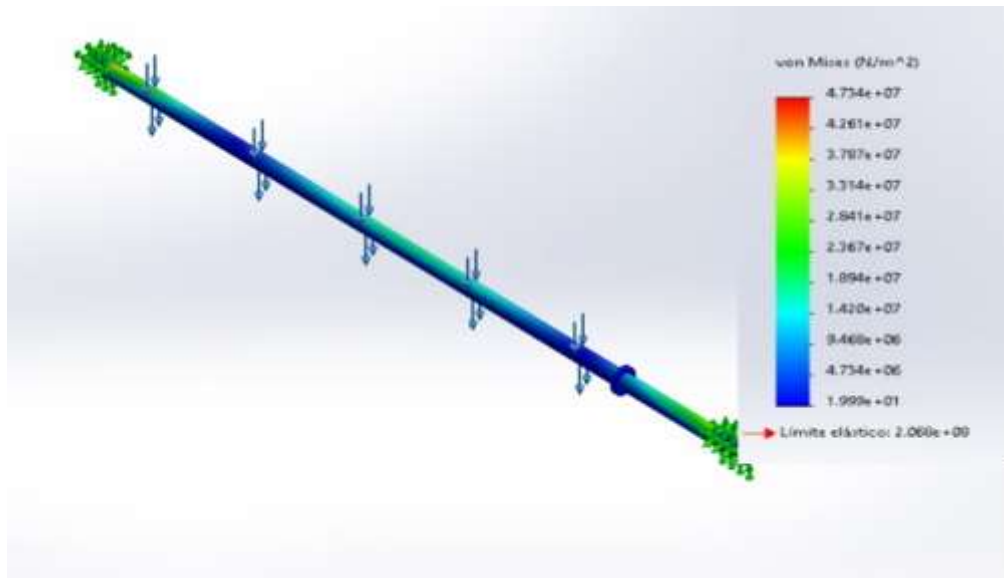


Figura 43. Análisis estático del tornillo.

Nota: elaboración propia.

Evaluación económica del mecanismo

En este punto se detalla los precios de los componentes que conforman el mecanismo, asimismo se consideraron los costos de fabricación.

La tabla muestra con más detalle los precios de los componentes del mecanismo.

Tabla 10

Precios de los materiales para el mecanismo.

Descripción	Cantidad	Tipo de cambio		C/U	Subtotal
Tubo de Ø22mm	1	S/3.84	\$4.40	S/16.90	S/16.90
Tubo de Ø26mm	1	S/3.84	\$5.40	S/20.74	S/20.74
Tubo cuadrado 1x1x2mm	1	S/3.84	\$0.00	S/48.90	S/48.90
Chumacera	2	S/3.84	\$8.50	S/32.64	S/65.28
Tornillo sin fin	1	S/3.84	\$35.00	S/134.40	S/134.40
Husillo para carrito	1	S/3.84	\$35.00	S/134.40	S/134.40
Tornillo M8	12	S/3.84	\$0.00	S/5.70	S/68.40
Tornillo M6	20	S/3.84	\$0.00	S/2.60	S/52.00

Tuerca de mano	6	S/3.84	\$1.00	S/3.84	S/23.04
Soporte de tela	3	S/3.84	\$6.00	S/23.04	S/69.12
Pintura	4	S/3.84	\$0.00	S/26.50	S/106.00
Total					S/739.17

Nota: elaboración propia.

En la tabla se muestran los costos de mano de obra para la construcción del dispositivo, con un valor total de S/ 285.0.

Tabla 11

Costos de mano de obra.

Descripción	S/. Por hora	Horas	Total
Soldador	S/35.00	6	S/210.00
cortes de eslabones	S/25.00	3	S/75.00
Total			S/285.00

Nota: elaboración propia.

El costo total para la fabricación del mecanismo es de S/ 1,024.17, tal como se muestra en la tabla.

Tabla 12

Costo total del mecanismo

Costos de materiales	S/739.17
Costos de mano de obra	S/285.00
Total	S/1,024.17

Nota: elaboración propia.

Comparación con otras marcas

En este punto, se llevó a cabo una detallada comparación del equipo diseñado con otros equipos comercializados en el mercado para la rehabilitación de la rodilla. Se evaluaron las características como el precio, como el rango de movimiento, la velocidad de flexión-extensión, la seguridad del dispositivo, la facilidad de uso, la comodidad para el paciente y la portabilidad. La tabla muestra los distintos criterios a comparar de cuatro equipos del mercado.

Tabla 13

Comparación del diseño vs equipos del mercado.

Equipo		Precio	Aspectos técnicos		Aspectos ergonómicos			
Marca	Modelo	USD	Rango de movimiento	Velocidad de movimiento	Seguridad	comodidad del paciente	Facilidad de uso	Portabilidad
Propio	Propio							
Chattanooga	OptiFlex-K1	1500	Flexión y extensión de 0° - 120°	Velocidad de movimiento de 30° - 150° por minutos	Sistema de apagado automático, bloqueo de pantalla y límite del rango de movimiento. Bloqueo de pantalla, apagado automático y rango de movimiento ajustable.	Posee almohadillas y soportes ajustables para mayor comodidad del paciente.	Pantalla táctil y programas preestablecidos para facilitar la configuración y el uso.	Pantalla táctil y programas preestablecidos para facilitar la configuración y el uso.
Breg	Polar Care Kodiak	2000	Flexión y extensión de 0° - 120°	Velocidad de movimiento de 30° - 180° por minuto		Posee almohadillas y soportes ajustables para mayor comodidad del paciente.	Diseño simple y fácil de usar con pantalla digital.	Diseño simple y fácil de usar con pantalla digital.

Kinetec	Kinevia Duo+	2500	Flexión y extensión de 0° - 120°	Velocidad de movimiento de 30° - 180° por minuto	Control de velocidad y rango de movimiento	Posee almohadillas y soportes ajustables para la extremidad del paciente, y cubierta suave.	Panel de control intuitivo con pantalla táctil y programas preestablecidos para facilitar la configuración y el uso.	Panel de control intuitivo con pantalla táctil y programas preestablecidos para facilitar la configuración y el uso.
DonJoy	X – Act ROM	200	Rango de flexión y extensión de 0° - 120°	Velocidad de movimiento de 30° - 180° por minuto	Apagado de automático, control de rango de movimiento	Posee almohadillas y soportes ajustables para mayor comodidad del paciente.	Diseño simple y fácil de usar con pantalla digital y botones de control.	Diseño simple y fácil de usar con pantalla digital y botones de control.
Artromot	S3	2500	Rango de flexión y extensión de 0° - 120°	Velocidad de movimiento de 30° - 180° por minuto	Control del rango de movimiento y velocidad	Posee almohadillas y soportes ajustables para mayor comodidad del paciente.	Panel de control intuitivo con pantalla táctil y programas preestablecidos para facilitar	Panel de control intuitivo con pantalla táctil y programas preestablecidos para facilitar

Nota: elaboración propia.

3.2. Discusión

1. Para la obtención de las medidas en promedio de la pierna se utilizó la técnica de la observación, tomándose las proporciones antropométricas de diez personas (5 varones y 5 mujeres) entre las edades de 18 a 60 años, obteniendo un valor promedio de la estatura de 164 cm tanto en hombres como mujeres.
2. Para la determinación del movimiento con dos grados de libertad de la extremidad, se recopiló información mediante una entrevista sobre los ejercicios pasivos. Taica y Villena [31] también realizaron una metodología similar, aplicando una entrevista para la recolección de información en los pacientes de la clínica San Juan de Dios, con discapacidades en las extremidades inferiores.
3. Las tecnologías existentes para la rehabilitación consideradas en las investigaciones aplican o integran tecnologías como los mecanismos de barra, actuadores lineales eléctricos, hidráulicos y neumáticos, como los dispositivos Robot MotionMaker, el dispositivo T Rex y dispositivos de movimiento pasivos continuo como el CPMOTION. Franco [11] consideró dispositivos con el similares como el equipo de movimiento pasivo continuo Optiflex 3 Knee y el equipo Prototipo NeXOS.
4. Se determinaron cuatro conceptos de diseño para el mecanismo de rehabilitación, para el cual se aplicó una matriz morfológica y criterios técnicos y económicos para determinar el mejor concepto. El concepto seleccionado consistió en un mecanismo de barras accionado por un actuador lineal de tornillo, el material de construcción fueron tubos de acero AISI 304. Villanueva [9] también considero un concepto similar, conformado de dos eslabones para el muslo y pierna, e impulsado por un tornillo.
5. El análisis de la simulación en SolidWorks para los esfuerzos en la estructura indica que el mecanismo no falla ante las cargas generadas por el peso de la extremidad, estando por debajo del límite elástico del acero AISI 304 que es de $2.068 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ y el máximo esfuerzo generado en la estructura es de $2.20 \times 10^7 \text{ N/m}^2$. Villanueva [9] obtuvo un resultado similar con un esfuerzo máximo sobre las juntas de los eslabones de $30.93 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, y con un

material cuyo límite elástico es de $150 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, lo que indica que la estructura soporta las cargas de las extremidades.

6. El análisis económico para la fabricación del mecanismo obtuvo un valor de S/ 1,024.17 entre materiales y mano de obra, lo cual es un valor mucho más económico, que el propuesto por Franco [11] cuyo costo total del mecanismo asciende a los S/20, 505.73.
7. El presente estudio se enfoca en sustentar teóricamente el diseño de un mecanismo de movimiento paralelo con dos grados de libertad que permita servir como soporte en las actividades de rehabilitación posterior a una intervención quirúrgica en las extremidades inferiores, sin embargo, se dificultó la medición al no construirse un prototipo que permita medir el nivel de efectividad de la solución propuesta. Por tal motivo, el empleo de software de simulación permite corroborar que los cálculos realizados sean los adecuados.

IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. Conclusiones.

1. Se caracterizó los equipos y tecnologías para la rehabilitación de la rodilla existentes en el mercado.
2. Se determinó el rango de movimiento de la rodilla mediante las técnicas de observación para la obtención de las medidas antropométricas de los pacientes, tomando como muestra 10 personas entre hombres y mujeres entre las edades de 18 a 60 años, obteniendo una estatura promedio de 164 centímetros. Los ejercicios realizados por el fisioterapeuta, considerados para el diseño del equipo fueron los que implican el movimiento de flexión y extensión de la rodilla en la posición de cúbito supino, determinándose que el ángulo máximo fue de 120° .
3. Se realizaron los conceptos de diseño del mecanismo, obteniendo cuatro conceptos de solución. El concepto ganador obtuvo un valor de 0.97 y 0.81 en las evaluaciones técnica y económica respectivamente. El diseño consiste de un mecanismo conformado por dos eslabones principales para el muslo, la tibia y un soporte para el pie con un motor que activa el movimiento de un tornillo, generando el movimiento de extensión y flexión. El material escogido para el mecanismo fue el acero AISI 304.
4. El análisis de la simulación en SolidWorks determinó que la estructura no debería ceder ante las cargas generadas por el peso de la extremidad. El esfuerzo máximo generado sobre la estructura es de $2.20 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, que se encuentra por debajo del límite elástico del material.
5. Se determinaron los costos del material y mano de obra del mecanismo, con un valor total de S/ 1,024.17.

4.2. Recomendaciones.

1. Se recomienda que el equipo sea usado bajo supervisión de un fisioterapeuta.
2. Evitar aceleraciones en el mecanismo que puedan afectar la articulación del paciente.
3. Se recomienda la implementación de un final de carrera en el mecanismo para evitar lesiones en el paciente.
4. Se debe verificar las dimensiones del paciente para regular los eslabones del dispositivo a la longitud adecuada.
5. Se sugiere a futuras investigaciones relacionadas al diseño de mecanismos de movimiento como apoyo en la rehabilitación de la rodilla postquirúrgica el uso de tecnologías como son la impresión 3D para la creación de las piezas necesarias.

REFERENCIAS

- [1] C. Morales, E. Perez y A. Galindo, «Osteoartrosis de rodilla. Tratamiento con plasmarico en plaquetas. Reporte de 29 casos,» *Revista Médica Gt, Colmedegua,*, vol. 158, n° 1, pp. 45-46, 2019.
- [2] S. N. G. Mellinger, «Evidence based treatment options for common knee injuries in runners,» *National Center for Biotechnology Informtaion*, vol. 7, 2019.
- [3] Instituto Nacional de Estadística e Informática, «Página oficial del Instituto Nacional de Estadística e Informática,» 2017. [En línea]. Available: <https://m.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-pais-existen-3-millones-209-mil-261-personas-con-discapacidad-11687/>.
- [4] J. M. Busto y K. R. Martínez, «Rehabilitación de lesiones ligamentarias de rodilla,» *Educación y Salud Boletín Científico Instituto de Ciencias de la Salud - Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo*, vol. 10, n° 20, pp. 293 -298, 2022.
- [5] C. N. Sguerra Bergsneider, «Diseño de un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla,» 2022.
- [6] L. E. Zambrano y D. A. Benavidez, «diseño y construcción de un prototipo de máquina de movimiento pasivo continuo para rehabilitación física de rodilla,» *Trabajo de grado AUNAR*, 2018.
- [7] J. Segnini, A. Chagna y M. Vergara, «Diseño de un dispositivo para autorehabilitación pasiva de la rodilla,» *Axioma*, n° 18, pp. 76-92, 2018.
- [8] A. F. Guatibonza, L. Solaque y A. Velasco, «Kinematic and dynamic modeling of a 5-Bar assistive device for Knee Rehabilitation,» *IEEE Tercera reunión de capítulos técnicos de Ecuador*, 2018.

- [9] J. C. Villanueva, «Diseño de un dispositivo para rehabilitación de rodilla mediante la optimización de mecanismos,» Toluca, 2017.
- [10] A. B. Jimenez, «Diseño conceptual de un dispositivo electrónico para la rehabilitación y monitoreo de rodilla en pacientes mayores de 45 años diagnosticados con gonartrosis leve o moderada,» 2021.
- [11] B. E. Franco Vásquez, «Diseño del sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación pasiva de la rodilla,» 2020.
- [12] S. O. Taica y J. Villena, «Diseño de un mecanismo automatizado para la rehabilitación de extremidades inferiores de personas discapacitadas en la clínica San Juan de Dios,» 2020.
- [13] B. D. Pajares, «Diseño del sistema mecánico de un equipo para rehabilitación de la muñeca usando mecanismos paralelos,» Lima, 2017.
- [14] A. Combalia Aleu, Traumatología y ortopedia. Miembro inferior, Elsevier España,, 2022.
- [15] A. D. Delgado Martínez y J. A. Marchal Corrales, Manual de anatomía funcional y exploración clínica del aparato locomotor para médicos de atención primaria, CaeAla, SL, 2005.
- [16] I. A. Tolosa-Guzmán, M. C. Trillos Chacón, M. C. Panesso Natera, R. Amézquita, L. Victoria y E. Beltrán Torralba, Biomecánica de la rodilla para fisioterapeutas, Editorial Universidad del Rosario, 2018.
- [17] C. Cheyron, Philippeau, D., L. Pronesti, J. Delambre, S. Marmor, J. Cerisy, E. Dadou, L. Lehenaff, E. Malatray, F. Sarton y C. Tribes, «Rehabilitación de los pacientes sometidos a una artroplastia de la rodilla,» *EMC-Kinesiterapia-Medicina física*, vol. 35, nº 3, pp. 1-20, 2014.
- [18] M. Reino Flores y G. Galán Marín, Cinemática de mecanismos planos, Universidad de Extremadura, 2020.

- [19] R. Zúñiga, «Diseño y simulación por elemento finito de un sistema de manufactura adaptable modular,» *Congreso Internacional de investigación académica Journals Hidalgo 2021*, pp. 2080-2085, 2021.
- [20] H. Ñaupas, M. Valdivia, J. Palacios y H. Romero, *Metodología de la investigación*, Bogotá: Ediciones de la U, 2018.
- [21] R. Hernández y C. P. Mendoza, *Metodología de la investigación. Las rutas cuantitativa, cualitativa y mixta*, Santa Fe: Mc Graw Hill, 2018.
- [22] W. M. A. L. Mora y J. Ricardi, «Práctica preprofesional en la rehabilitación de pacientes,» *CIGET*, vol. 27, n° 1, 2021.
- [23] D. Bradley, C. Acosta, M. Hawley, S. Brownsell, P. Enderby y S. Mawson, «NeXOS - Diseño, desarrollo y evaluación de un sistema de rehabilitación de miembros inferiores,» *Mecatrónica*, vol. 19, n° 2, pp. 247-257, 2009.
- [24] R. Wilmart, E. Garone y B. Innocenti, «El uso de dispositivos robóticos en la rehabilitación de la rodilla: una revisión crítica,» *Revista de músculos, ligamentos y tendones (MLTJ)*, pp. 21-48, 2019.
- [25] T- Rex: Restoring Range of motion, «T - Rex Devices,» 2018. [En línea]. Available: <https://trexrehab.com/t-rex-machines/>.
- [26] R. Trochimczuk y T. Kuzmierowski, «Análisis cinemático de una máquina CPM de apoyo al proceso de rehabilitación después de una artroscopia y artroplastia quirúrgica de rodilla,» *International Journal of Applied Mechanics and engineering*, vol. 19, n° 4, pp. 841-848, 2014.
- [27] E. Akdogan y M. A. Adli, «El diseño y control de un robot de ejercicio terapéutico para la rehabilitación de miembros inferiores: Physiotherobot,» *Mechatronics*, 2011.
- [28] NORMADOC, «VDI 2225 Hoja 3:1998 -11,» 1998. [En línea]. Available: <https://www.normadoc.com/spanish/vdi-2225-blatt-3-1998-11.html>.
- [29] B. E. Franco, «Diseño del sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación pasiva de la rodilla,» Lima, 2020.

- [30] V. M. Soto, «Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano,» *Revista Motricidad*, 2010.
- [31] S. O. Taica y J. Villena Carhuallanqui, «Diseño de un mecanismo automatizado para la rehabilitación de extremidades inferiores de personas discapacitadas en la clínica San Juan de Dios,» 2020.
- [32] Instituto Nacional de Estadística e Informática, «En el país existen 3 millones 209 mil 261 personas con discapacidad,» 2017. [En línea]. Available: <https://m.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-pais-existen-3-millones-209-mil-261-personas-con-discapacidad-11687/>.
- [33] C. Morales, E. Pérez y A. Galindo, «Osteoartrosis de rodilla. Tratamiento con plasma rico en plaquetas. Reporte de 29 casos,» *Revista Médica Gt*, vol. 158, n° 1, pp. 45-46, 2019.
- [34] S. Mellinger y G. A. Neurohr, «Opciones de tratamiento basadas en evidencia para lesiones comunes de rodilla en corredores,» *Annals of Translational Medicine*, vol. 7, 2019.
- [35] E. E. Gallardo, *Metodología de la investigación*, Huancayo: Universidad Continental, 2017.
- [36] L. V. Vanegas, *Diseño de elementos de máquinas*, 1 ed., Pereira: Editorial Universidad Tecnológica de Pereira, 2018.
- [37] Dassault Systemes, *Introducción a SolidWorks*, Dassault Systemes, 2018.
- [38] Alfa project, «MotionMaker,» 2015. [En línea]. Available: <http://rusalfaproject.com/en/reabilitatsionnoe-oborudovanie/104-motion-maker>.
- [39] J. Hu, Y. Zhuang, Y. Zhu y Q. Meng, «Método de control de entrenamiento inteligente paramétrico adaptativo híbrido activo -pasivo para roboto de rehabilitación,» *Machines*, 2022.
- [40] CPMOTION , «Productos,» 2022. [En línea]. Available: <https://www.btl.net.es/productos-fisioterapia-cpmotion>.

ANEXOS.

Anexo 1. Planos del mecanismo de rehabilitación.

