

Diseño de un dispositivo para ayudar a la recuperación de la movilidad de la rodilla en pacientes
con accidente cerebrovascular

Jaime Miranda Avila

Ivan Camilo Cabarcas Alvarado

Trabajo De Grado Para Optar Por El Título De
Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas Bermudez

Ingeniero Mecánico, Phd

Universidad Industrial De Santander

Facultad De Ingenierías Físico-Mecánicas

Escuela De Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2023

Dedicatoria

A Dios que me ha dado la oportunidad de vida de realizar unos de mis logros.

A mi padre Efrén José Miranda y Mi madre por ser incondicional en las buenas y en las malas, los que me ha ayudado desde que inicié mis estudios hasta el día de mi logro.

A mis hermanos que me ha enseñado que con perseverancia y paciencia se toma las mejores decisiones y son los motores de mi vida.

A Joao Mauricio, a pesar que no tenemos la misma madre, pero es mi hermano en el cual me ha apoyado gran parte de mi vida, él sabe que cuando terminemos nuestra vida académica y empecemos la vida profesional, esto mejorará

A Yesica López por ser una persona que me ha dado consejos para seguir luchando con este proyecto, ha sido sin dudas unas de las personas más importantes de mi vida y espero convertirme también parte de ella

Al grupo de primiparos; Javier, Juan Camilo, Jader, Alex, José Rafael, Eduard, Nicolás, Edgar y a Joan Sebastián por ser una gran compañía en mi etapa de estudiante y seguirá en la vida profesional

A Farud Jassir, Carlos Montesino, Gean Franco, Carlos Mosquera y Juan Sebastián que son los mejores amigos que me han brindado mi etapa en la U, personas únicas que han estado presente en la vida y ojalá sigamos siéndolo en el camino profesional

A Nicolás Parra, Mario Acuña, Thomas Martínez, Julio Escandón y Harlan Betancourt que son mis amigos de toda la vida, siempre han estado en las buenas y en las malas, espero seguir con esta amistad en la vida profesional

JAIME MIRANDA AVILA

Dedicatoria

A mi amada madre y mi padre que durante años me brindaron su apoyo desinteresadamente durante el transcurso de mi carrera universitaria y durante todos estos años de vida. A ellos que han sido mi ejemplo de vida les dedico ese trabajo, gracias por haber estado y sido parte de mi vida, y también parte de este proyecto porque así no me hayan ayudado indirectamente, gracias a ellos es que pude dedicarme a su desarrollo.

A mis familiares cercanos, en especial mi abuela Isolina y mi tía Lucia porque a pesar de que no soy su hijo siempre me tendieron la mano en momentos en los que necesitaba ayuda tanto económica como emocional, que en varias ocasiones me impulsaron a terminar esta etapa.

A mi hermana, para que me vea como un ejemplo de vida y le sirva de inspiración para el momento en el que sea su turno de realizar un proyecto de esta magnitud.

A mi novia Angie que, si bien llego a mi vida durante la fase final de mi etapa universitaria, siempre ha estado ahí para aconsejarme, acompañarme y brindarme su amor, le dedico este trabajo al futuro que quiero forjar con ella.

A Jaime, Mauricio, Juan Sebastián, Carlitos y Carlos, grandes personas y profesionales, pero más que eso, buenos amigos cuyas palabras me han servido de consuelo y ánimos durante gran parte de lo que ha sido mi vida universitaria. Por aguantarme en mis malos momentos y por poner su grano de arena también en lo que ha sido la formación de mí mismo como una persona integral.

A mi gata Bagheera, que nunca entenderá ninguna de estas palabras pero que llego a mi vida caída del cielo mientras atravesaba por mi tratamiento contra la depresión, y me ayudo a su modo a continuar con la lucha.

Y como no, una dedicatoria a todas las personas que encuentren en este trabajo inspiración, que les sea útil todo lo realizado y que me disculpen porque sé que pude haber hecho esto mejor.

IVAN CAMILO CABARCAS ALVARADO.

Agradecimientos

A Dios por darnos la oportunidad de vida para seguir con esta lucha de nuestros logros

A la Universidad Industrial de Santander por brindarnos abrir las puertas en nuestro proceso de aprendizaje a nivel profesional y personal.

A Todos los compañeros que nos brindó gran parte de su ayuda y conocimientos a lo largo de esta carrera universitaria.

Al Profesor Diego Fernando Villegas Bermúdez, Gracias totales por acompañar con su orientación y experiencia.

Tabla de contenido

Introducción	17
1. Descripción del problema	18
2. Objetivos	21
2.1 Objetivo general.....	21
2.2 Objetivos específicos.....	21
3. Justificación.....	22
4. Marco teórico	24
4.1 Antecedentes	24
4.1.1 Antecedentes contexto internacional.....	24
4.1.1.1 Diseño y pruebas de un dispositivo para generar movimiento de mano pléjica mediante estimulación eléctrica en pacientes secuestrados de acv de la universidad de concepción, chile (salazar, 2017)..	24
4.1.1.2 Técnica de maitland aplicada para mejorar el rango de movilidad articular en fractura de tobillo en pacientes de 40 a 60 años que acuden al área de fisioterapia del hospital municipal nuestra señora de la merced en el período marzo – agosto 2013 (monserrate, ecuador, 2014)....	25
4.1.2 Antecedentes contexto nacional	25
4.1.2.1 Diseño de un estudio experimental para rehabilitación de rodilla con exoesqueleto activo de la universidad del rosario, bogota d.c (baquero, 2019)	26

4.1.2.2 Diseño y construcción de un prototipo de máquina de movimiento pasivo continuo para rehabilitación física de rodilla, corporación universitaria autónoma de nariño, pasto nariño. (zambrano, 2018)	27
4.1.2.3 Diseño de órtesis como tratamiento conservador para el síndrome del túnel cubital, universidad javeriana, bogotá d.c (camacho, 2012)	28
4.1.3 Antecedentes contexto local.....	28
4.1.3.1 Diseño de una órtesis activa de rodilla para la primera etapa de la rehabilitación, universidad santo tomás, bucaramanga (velásquez y prieto, 2019)	28
4.2 Referentes teóricos	29
4.2.1 Acv e implicaciones en la movilidad	29
4.2.2 Biomecanica de la rodilla.....	31
4.2.3 Ortesis y exoesqueletos	33
5. Diseño metodológico	34
5.1 Enfoque y tipo de estudio.....	34
5.2 Población.....	35
5.3 Técnicas, actividades e instrumentos en el desarrollo de los objetivos de investigación	36
5.3.1 Caracterizar al paciente diagnosticado con accidente cerebrovascular para determinar los parámetros de movilidad sobre los que se puede basar el funcionamiento del dispositivo.... ..	36
5.3.1.1 paso 1) En primer lugar se realizará un muestreo de los pacientes de acv que tengan afectación en la rodilla	36

5.3.1.2 paso 2) Junto con especialistas médicos se analizarán todos los movimientos posibles a recuperar para la rodilla, para así elegir los que realizara el dispositivo a diseñar	50
5.3.1.3 paso 3) Con los datos obtenidos se elegirá el perfil de paciente a tratar y los movimientos a recuperar.....	53
5.3.2 Diseñar un dispositivo mecánico semiactivo de acuerdo con los movimientos críticos elegidos para tratar, que permita obtener una mayor facilidad en la realización de estos por el paciente aumentando su independencia en la movilidad.	54
5.3.2.1 paso 1) Estudio económico, ambiental y de eficiencia de los procesos de manufactura disponibles.....	54
5.3.2.2 paso 2) Calculo de valores de diseño, tales como parámetros de movimiento, resistencia de los materiales, etc.	60
5.3.2.3 paso 3) Según las características del diseño, seleccionar un material que cumpla con los requerimientos mecánicos.	67
5.3.2.4 paso 4) Modelar mediante un software de diseño la apariencia funcional del dispositivo	80
5.3.2.5 paso 5) Simular las condiciones de trabajo sobre el modelo realizado para verificar su funcionalidad.....	82
5.3.3 Construir un prototipo que sea ergonómica, estética y funcional, teniendo como prioridad disminuir los precios de asequibilidad manteniendo los estándares de calidad para los pacientes con acv.....	87
6. Conclusiones	100
Referencias bibliográficas	101

Apéndices104

Tabla de figuras

Figura 1. Boletín estadísticos personas con Discapacidad	19
Figura 2. Movimientos de flexión y extensión en la rodilla	30
Figura 3. Ángulos de flexión máximos en la rodilla	32
Figura 4. Ejercicio de extensiones de rodillas.....	41
Figura 5. Ejercicios marchando sentado	41
Figura 6. Ejercicio rodilla al pecho	42
Figura 7. Ejercicios de Extensión y Marchando sentado Paciente 1	43
Figura 8. Ejercicio rodilla al pecho al paciente 1	43
Figura 9. Ejercicios de extensión y marchando sentado paciente 2	46
Figura 10. Ejercicio rodilla al pecho al paciente 2	47
Figura 11. Efectos de la rodilla despues del botox.....	51
Figura 12. Diagrama de fuerza del actuador lineal	63
Figura 13. Análisis Dinámico de una transmisión de potencia	65
Figura 14. Velocidad lineal de una transmisión de potencia.....	65
Figura 15. Velocidad angular de una transmisión de potencia	66
Figura 16. Desplazamiento angular de una transmisión de potencia	67
Figura 17. Brace para rodilla de articulación libre	68
Figura 18. Ortesis Kafo	68
Figura 19. Diseño de ortesis fabricado con impresión 3D	69
Figura 20. Graficas de resultado de la matriz 1	71
Figura 21. Boceto para diseño de ortesis en 3D con Bisagras	73
Figura 22. Boceto para diseño de ortesis en 3D con Actuador lineal	74

Figura 23. Grafica de resultados matriz 2	75
Figura 24. Grafica de selección de filamentos matriz 3	78
Figura 25. Esfuerzo de von mises travesaño superior	82
Figura 26. Esfuerzo de von mises marco de soporte de la rodilla.....	83
Figura 27. Esfuerzo de von mises travesaño inferior	83
Figura 28. Desplazamiento travesaño superior	84
Figura 29. Desplazamiento marco de soporte de la rodilla	84
Figura 30. Desplazamiento travesaño inferior	85
Figura 31. Factor de seguridad travesaño superior	86
Figura 32. Factor de seguridad marco de soporte de la rodilla	86
Figura 33. Factor de seguridad travesaño inferior.....	86
Figura 34. Circuito regulador para el actuador lineal.....	89
Figura 35. Pulsadores	91
Figura 36. Baquela doble cara.....	92
Figura 37. Convertidor Buck Dc-Dc	92
Figura 38. Convertidor boost Dc-Dc	93
Figura 39. Puente H.....	93
Figura 40. Programación para el arduino Uno	94
Figura 41. Mapa de conexiones arduino Uno	96
Figura 42. Mapa de conexiones detallado arduino Uno.....	97
Figura 43. Evidencias de compra de materiales	99

Lista de tablas

Tabla 1. Escala de Ashworth.....	38
Tabla 2. Escala de Tardieu	38
Tabla 3. Escala De Penn.....	39
Tabla 4. Escala de Palisano	40
Tabla 5. Escala de Ashworth modificado para el paciente 1	44
Tabla 6. Escala de Tardieu modificado para el paciente 1	44
Tabla 7. Escala de Penn modificado para el paciente 1	45
Tabla 8. Escala de Palisano modificado para el paciente 1	45
Tabla 9. Escala de Ashworth modificado para el paciente 2	47
Tabla 10. Escala de Penn modificado para el paciente 2	48
Tabla 11. Escala de Tardieu modificado para el paciente 2	48
Tabla 12. Escala de Palisano modificado para el paciente 2	49
Tabla 13. Restricciones del proyecto	53
Tabla 14. Tabla de prioridades	55
Tabla 15. Requerimientos del Paciente	57
Tabla 16. Objetivo de diseño.....	58
Tabla 17. Pesos de la parte de la pierna	60
Tabla 18. Distancia del centro de gravedad del segmento desde un extremo proximal como porcentaje de la longitud del segmento	61
Tabla 19. Valores de iteración para el actuador lineal	64
Tabla 20. Valores de iteración para el actuador lineal parte 2	64
Tabla 21. Evaluacion de alternativas matriz pugh 1	71

Tabla 22. Suma ponderada de la Matriz 1	71
Tabla 23. Evaluacion de Transmision de potencia matriz pugh 2.....	75
Tabla 24. Suma ponderada de la matriz 2	75
Tabla 25. Evaluacion de filamentos matriz pugh 3	77
Tabla 26. Suma ponderado de la matriz pugh 3	78
Tabla 27. Caracteristicas del actuador lineal.....	81
Tabla 28. Prueba de impresion 3D	88
Tabla 29. Características del arduino Uno	90
Tabla 30. Presupuesto del proyecto de investigación.....	98

Lista de apéndices

Apéndice A. Hoja de ensambles y explosionado en flexión de diseño de ortesis.....	104
Apéndice B. Hoja de ensambles y explosionado en extensión de diseño de ortesis.....	104
Apéndice C. Medidas del actuador lineal.....	105
Apéndice D. Pruebas de ensamble 1	105
Apéndice E. Prueba de ensamble 1 impresa	106
Apéndice F. Prueba de ensamble 2	106
Apéndice G. Prueba de ensamble 2 aplicando carga de 10kg y límite de 16kg.....	106
Apéndice H. Diseño de ortesis semiactiva ensamblada	107
Apéndice I. Diseño de ortesis semiactiva ensamblada prueba paciente elegido.....	108
Apéndice J. Diseño ortesis con actuador lineal instalado de forma flexionada	108
Apéndice K. Diseño ortesis con actuador lineal instalado de forma Extendida	109

Resumen

Título: Diseño de un dispositivo para ayudar a la recuperación de la movilidad de la rodilla en pacientes con accidente cerebrovascular

Autor: Jaime Miranda Avila, Ivan Camilo Cabarcas Alvarado

Palabras Claves: Diseño, Biomecánica, Movilidad, ACV, Prototipo, Programación

Descripción: A día de hoy existe un sinnúmero de prototipos ya sea ortesis o exoesqueletos que rehabiliten o ayuden la movilidad de la rodilla, pero siempre hay inconveniente que afecta al usuario, ya sea por no ser ergonómico, son muy costoso o simplemente no cumple con ayudar a las personas que sufren ACV. Por lo tanto, en este proyecto busca un diseño en el que pueda ayudar con las teorías biomecánica, dinámica y estática a mejorar la calidad de vida a las personas afectadas de esta anomalía.

El diseño consta de un dispositivo semiactivo el cual ayuda a movilizar al paciente en el cual sufre de espasticidad entre los grados 1 y 3. Por ello se realizaron estudios de pacientes para emplear los tipos de complejidad tenía a la hora de hacer los dos movimientos principales que son flexión y extensión, luego se elige el presupuesto y tomarle datos como la medición de la rodilla, que tanta velocidad genera a la hora de extender, esto se calcula gracias a la teorías dinámicas y estáticas, luego se hace una secuencia de alternativas en el cual se elige que prototipo es el adecuado a realizarse, por último se programa con un software de arduino y otros elementos para realizar los movimientos necesarios que necesita la transmisión de potencia que es un actuador lineal, lo cual genera una fuerza para poder ayudar al paciente de disfrutar su movilidad.

Abstract

Title: Design of a device to help the recovery of knee mobility in patients with cerebrovascular accident

Author(s): Jaime Miranda Avila, Ivan Camilo Cabarcas Alvarado

Key Words: Design, Biomechanics, Mobility, ACV, Prototype, Programming

Description: Today there are endless prototypes, either orthoses or exoskeletons that rehabilitate or help the mobility of the knee, but there is always an inconvenience that affects the user, either because they are not ergonomic, they are very expensive, or they simply do not help people who suffer from stroke. Therefore, in this project he seeks a design in which he can help with biomechanical, dynamic and static theories to improve the quality of life for people affected by this anomaly.

The design consists of a semi-active device which helps to mobilize the patient in which he suffers from spasticity between degrees 1 and 3. For this reason, patient studies were carried out to use the types of complexity he had when making the two main movements that are flexion and extension, then the budget is chosen and data such as the knee measurement is taken, how much speed it generates when extending, this is calculated thanks to the dynamic and static theories, then a sequence of alternatives is made in which the prototype is chosen. the appropriate one to be carried out, finally it is programmed with an arduino software and other elements to carry out the necessary movements that the power transmission needs, which is a linear actuator, which generates a force to help the patient enjoy their mobility.

Introducción

Todos los seres humanos nos enfrentamos a un proceso inevitable de envejecimiento y por ende pérdidas parciales, y en el peor de los casos totales, de nuestras facultades sensoriales, intelectuales y motrices. Estas pérdidas parciales, enfocándonos en aquellas capacidades motrices, pueden ser no solo causa de un envejecimiento natural, en mayor cantidad de situaciones estas provienen de enfermedades o accidentes cerebrovasculares (ACV).

El término “*discapacidad*” se refiere a toda restricción o ausencia de la capacidad de realizar una actividad dentro de un margen médico considerado como “normal”. Los accidentes cerebrovasculares (ACV) representan la primera causa de discapacidad en los países desarrollados y la tercera causa de muerte en el mundo. Por ende, estos problemas de salud requieren de una apropiada atención, debido a las limitaciones de movilidad o discapacidad que ocasionan en el paciente en su periodo de recuperación. La hemiplejia, por ejemplo, es un trastorno en el cual el paciente posee la mitad del cuerpo paralizada, y por lo general, es causada por un ACV; un ejemplo de esta es la trombosis. La rehabilitación, en un sentido general, tiene como objetivo mantener, recuperar y desarrollar el movimiento corporal humano mediante terapia física. Las terapias de rehabilitación, aplicadas principalmente por un fisioterapeuta, son procedimientos clave para la reincorporación de una persona a sus actividades de la vida cotidiana. Una terapia oportuna y bien dirigida supone para aproximadamente un 85% de los pacientes, la posibilidad de caminar de manera independiente por lo menos dentro del hogar ya sea con la ayuda de un bastón o de una férula en el pie.

1. Descripción del problema

A partir de los años 70's, a causa de la segunda guerra mundial, la recuperación para discapacitados ha tenido un crecimiento muy activo y dinámico, tanto desde el punto de vista ingenieril como médico. Hoy en día, los avances en medicina buscan mejorar la pronta recuperación del paciente para brindar una mejor calidad de vida y reinserción en la sociedad. Por otro lado, los actuales desarrollos tecnológicos en el área de la rehabilitación se encuentran en una etapa de crecimiento, debido al reciente interés en universidades y centros de investigación.

Actualmente el mundo cuenta con 1000 millones de habitantes que sufren una discapacidad considerable, esta cifra representa el 15% de la población mundial; dicho dato está aumentando por lo que se prevé que en los siguientes años la discapacidad será un factor de preocupación, OMS (2020). De este porcentaje cerca de 6 millones de personas han experimentado o sufren de ACV, enfermedad que sucede cuando el flujo del corriente sanguíneo se disminuye o se interrumpe en una parte del cerebro, obstruyendo el paso de oxígeno y nutrientes por lo que sus células empiezan a morir en contados minutos.

La recuperación para dichos pacientes es muy compleja requiere de un equipo multidisciplinario de profesionales de la salud; la misma es un proceso progresivo y dinámico, orientado hacia el objetivo de permitir alcanzar un óptimo estado físico, cognitivo, emocional, social y funcional.

En Latinoamérica no se tienen estadísticas contundentes de la cantidad de personas con ACV, pero si se sabe que miles de personas sufren de esta patología y es más evidente en los países con menores recursos, países como Brasil tiene 1,5 millones de sus habitantes con esta enfermedad, en “Argentina se presentan 76.5 casos por cada 100 000 habitantes todos los años”,

(Olmos et al, 2020, pág.1). La recuperación en estos países es operada por el sistema de salud que asigna a centros especializados para que se hagan cargo de este proceso, pero a causa de la mala inversión a la salud por muchos gobiernos, no prestan el servicio o se demoran en hacer las respectivas terapias que para esta enfermedad se deben empezar antes de 30 días.

Colombia no es ajeno a la precaria situación del sector de la salud no es sorpresa para la inmensa población desde ya hace muchos años. La población con discapacidad es un grupo aún más olvidado, aun cuando sus padecimientos son los que han llamado la atención desde diversas perspectivas como de las universidades, instituciones privadas y organizaciones no gubernamentales. En Colombia Las alteraciones permanentes más presentes en las personas con discapacidad se relacionan con el movimiento del cuerpo, el sistema nervioso y los ojos (Boletín estadístico personas con discapacidad, 2019).

Figura 1

Boletín estadísticos personas con Discapacidad



Fuente: MSPS. RLCPD, RIPS. Diciembre 2019

La discapacidad no sólo afecta a la persona con limitaciones físicas en la realización de sus actividades, también muestran un deterioro de su salud psicológica, una limitación en su desarrollo socioeconómico, educativo y cultural. En Colombia, de acuerdo con las estadísticas 45.000 habitantes padece de ACV, ubicándose la gran mayoría en Bogotá con 14000 casos, Valle del Cauca es otro de los departamentos con cifras preocupantes registrando 11000 casos anuales, Santander presenta aproximadamente 3000 pacientes.

Este último departamento ha tenido un incremento de casos en los últimos años, aunque cabe resaltar que la atención segura y de calidad de los hospitales y clínicas de la región hacen que la mortalidad en el departamento sea menor. Para el 2020 cerca de 300 personas fallecieron a raíz del ACV. Dane (2020). Santander cuenta con gran cantidad de clínicas de rehabilitación y fisioterapia, lo que permite que sea más trabajable su recuperación, aunque en este proceso no se ha tenido en cuenta alternativas tecnológicas a la rehabilitación de una de las partes que necesita de mayor ayuda para agilizar el movimiento de la extremidad inferior, la rodilla. Esta es la articulación que se expone más a los traumatismos por la actividad física, es necesario recurrir a fisioterapia para recuperar los tejidos de esta zona.

Para proporcionar una mejor y rápida rehabilitación en la rodilla de los pacientes afectados con ACV se abordó la posibilidad de diseñar un dispositivo de asistencia que fortalezca la zona con el fin de potenciar la fuerza y movilidad muscular, recuperando el paciente la motricidad y bienestar.

¿Qué características tiene el diseño de un dispositivo que mejore y permita la pronta rehabilitación del movimiento de rodilla en pacientes con accidente cerebrovascular para mejorar su calidad de vida en el área metropolitana de Bucaramanga?

2. Objetivos

2.1 Objetivo general

- Desarrollar un dispositivo semiactivo que ayude a la recuperación de movilidad de la rodilla en pacientes adultos del área metropolitana de Bucaramanga con accidente cerebrovascular que sufren como consecuencia de esto espasticidad entre los grados 1 y 3, con el fin de mejorar su calidad de vida.

2.2 Objetivos específicos

- Caracterizar al paciente diagnosticado con accidente cerebrovascular para determinar los parámetros de movilidad que limitan el funcionamiento del dispositivo.
- Diseñar un dispositivo mecánico semiactivo en base a los parámetros de movilidad, que permita incrementar el nivel de locomoción de pacientes ACV que sufren espasticidad entre los grados 1 y 3, favoreciendo su independencia.
- Construir un prototipo ergonómico, estético y funcional, que sea comercialmente asequible, y cumpla los estándares de calidad para pacientes ACV que sufren espasticidad entre los grados 1 y 3

3. Justificación

El diseño de un dispositivo para mejorar y recuperar la movilidad de la rodilla en personas con ACV genera un impacto a la ingeniería mecánica, por su contribución en el desarrollo tecnológico que aporta drásticamente a transformar el estilo de vida de las personas con discapacidades motrices, teniendo presente los requerimientos necesarios para optimizar el diseño del mecanismo. Teniendo en cuenta los niveles de espasticidad que pueden sufrir los pacientes se buscará dar una mejoría a pacientes que sufran de una espasticidad entre los grados 1 y 3, lo que corresponde a dificultar elevada al realizar movimientos pasivos en la extremidad afectada.

Así mismo en lo económico y en lo ambiental implica una menor inversión por parte de las instituciones médicas y de los usuarios, haciendo más asequible el precio del dispositivo, consiguiendo usar materiales que no afecten al medio ambiente y que permitan ser reciclados con facilidad impactando positivamente las medidas de prevención y mitigación de los efectos contaminantes.

Este proyecto favorece la salud física y mental de las personas en condición de discapacidad con afectación en la rodilla, pues previene y corrige pérdidas de sus capacidades motrices, permitiéndoles acceder a las actividades educativas, laborales o recreativas. Además, se busca apoyar de manera activa el servicio de salud y promover una mejor alternativa a tratamientos utilizados actualmente.

De este modo también tiene un impacto social en la medida que corresponde a la inclusión de personas con discapacidad, demostrando así interés en mejores condiciones para personas cuyas políticas públicas no les garanticen planes o derechos de rehabilitación. Así mismo, los incorpora a participar en actividades sociales, utilizar recursos públicos como

transporte y bibliotecas, recibir atención médica adecuada, relacionarse con otras personas y disfrutar otras actividades del día a día.

Hay que tener en cuenta que uno de los objetivos de la ingeniería es ayudar siempre que se pueda a mejorar la calidad de vida de las personas, considerando que los ACV afectan a un gran porcentaje de individuos, se debe generar estrategias y herramientas que atribuyan positivamente al bienestar de esta población utilizando los recursos y conocimientos obtenidos desde la ingeniería.

4. Marco Teórico

La indagación de nuevas alternativas que aporten calidad de vida para las personas que sufren un accidente cerebrovascular y que éste afecte la movilidad de sus miembros inferiores, cada vez está siendo de mayor interés, por el aumento representativo de esta población. Con los últimos avances de la tecnología y la bioingeniería, estas opciones se han destacado con ideas innovadoras y sostenibles. De igual manera, en este apartado se especifican diferentes aspectos de proyectos cuyo resultado ayudan a delimitar el desarrollo de este, partiendo de lo general hasta lo particular. Posteriormente se plantean los referentes teóricos los cuales fundamentaran las variables expuestas en los objetivos específicos.

4.1 Antecedentes

Los dispositivos para la recuperación de la movilidad en miembros inferiores (rodilla) para personas que padecieron un ACV han sido de estudio de muchas investigaciones, desde el contexto internacional, nacional y local se encontraron proyectos relacionados con el área de estudio y enfocados a mejorar la calidad de vida de los pacientes con esta afectación. Lo más relevante en los hallazgos fue:

4.1.1 Antecedentes contexto internacional

4.1.1.1 Diseño y pruebas de un dispositivo para generar movimiento de mano pléjica mediante estimulación eléctrica en pacientes secuela dos de acv de la Universidad de concepción, Chile (Salazar, 2017). Este proyecto tuvo como objetivo general diseñar y probar un dispositivo basado en estimulación eléctrica funcional para ayudar en la recuperación del movimiento de la mano pléjica en secuelados de ACV.

La metodología utilizada para la rehabilitación de la mano pléjica consiste en dos etapas: en la primera se ajustaron los tipos de estimulación eléctrica y su efecto en el cuerpo, en la siguiente etapa se realizaron pruebas en una persona sana y en un paciente secuelado con

hemiplejia espástica del miembro superior tras un ACV, con el fin de ajustar los parámetros y tiempos de estimulación, y la configuración de una serie de ejercicios. Los resultados obtenidos tras la estimulación y rehabilitación de la zona afectada son los esperados, puesto que se logró hacer movimientos de apertura y cierre de la mano con el objetivo de manipular objetos.

Este proyecto trae un aporte al trabajo de investigación por la metodología utilizada, aunque este enfocado en otra parte del cuerpo su estimulación eléctrica genera contracciones musculares que sirven para mejorar el rendimiento de la extremidad en cuestión.

4.1.1.2 Técnica de maitland aplicada para mejorar el rango de movilidad articular en fractura de tobillo en pacientes de 40 a 60 años que acuden al área de fisioterapia del hospital municipal nuestra señora de la merced en el período marzo – agosto 2013 (Monserrate, Ecuador, 2014).

Este proyecto se Determinó la eficacia de la aplicación de la Técnica de Maitland en Fractura de tobillo en pacientes de 40 a 60 años que acuden al área de Fisioterapia del Hospital Municipal Nuestra Señora de la Merced.

Por otra parte, demostró las condiciones físico-patológicas que presentan los pacientes con Fractura de tobillo a los que se les aplicará la Técnica de Maitland como tratamiento terapéutico. Analizar y evaluar los efectos fisiológicos producidos por la aplicación de la Técnica de Maitland en los pacientes que padecen Fractura de tobillo. Proponer un programa de rehabilitación física mediante la Técnica de Maitland para el tratamiento de Fractura de Tobillo.

4.1.2 Antecedentes contexto nacional

En este apartado se recopiló las investigaciones más importantes a nivel nacional dentro de la población de pacientes con ACV.

4.1.2.1 Diseño de un estudio experimental para rehabilitación de rodilla con exoesqueleto activo de la Universidad del Rosario, Bogota D.C (Baquero, 2019). Este proyecto tuvo como objetivo general desarrollar un estudio experimental para rehabilitación de rodilla con exoesqueleto activo.

Para la metodología se realizaron tres secciones de estudio, uno de marcha para personas con patologías donde el paciente usará el exoesqueleto en diferentes modos mientras camina, otro de marcha para personas sanas con el fin de observar que el exoesqueleto no afecta ninguna funcionalidad en la marcha y por último para personas con ACV en estado estacionario el cual consiste en ejercicios de flexión y extensión de la rodilla con asistencia del exoesqueleto mientras el paciente está sentado.

Los resultados obtenidos en el proyecto determinan que el exoesqueleto en modo asistencia mejora algunos parámetros de la marcha en comparación al modo transparencia, pero no se observan mejoras con respecto a la marcha normal, además se hallaron indicadores como la actividad muscular (EMG), parámetros espacio temporales como cadencia, velocidad de marcha y longitud de zancada, lo que permite seleccionar el tipo de terapia o plan de rehabilitación a seguir por el paciente.

El proyecto contribuye al trabajo de investigación en la medida que facilita el estudio de la metodología a seguir, además los objetivos planteados se asimilan permitiendo tener indicadores para demostrar la influencia del proyecto.

4.1.2.2 Diseño y construcción de un prototipo de máquina de movimiento pasivo continuo para rehabilitación física de rodilla, Corporación universitaria autónoma de Nariño, Pasto Nariño. (Zambrano, 2018). Este proyecto estudió y diseñó el prototipo de una máquina rehabilitadora para patologías de la rodilla, tema de bastante interés en el campo de la medicina actual. La máquina está diseñada para realizar fisioterapia en la articulación de la rodilla en cuanto a movimientos de flexión y extensión dentro de un rango de movimiento de 0° a 140°. La idea es permitir que el paciente pueda ser atendido por un profesional de la salud con un control más exacto, lo que permitiría una pronta y más eficiente recuperación, proporcionando la opción de realizar la terapia pasiva en casa sin necesidad de largos desplazamientos al hospital; realizándolas durante jornadas más amplias al tiempo facilitado por los tratamientos tradicionales; para las terapias los autores también realizan sus consideraciones acorde a 3 aspectos que son: Tiempo del tratamiento según la lesión, número de sesiones semanales de acuerdo a la condición, ángulo al cual debe guiarse la rodilla acorde a la flexión y la extensión.

El proyecto proporciona directamente datos importantes para el trabajo de investigación teniendo éste objetivos similares conforme al diseño de un dispositivo de rehabilitación para las afectaciones motrices de la rodilla.

4.1.2.3 Diseño de órtesis como tratamiento conservador para el síndrome del túnel cubital, Universidad Javeriana, Bogotá D.C (Camacho, 2012). En este proyecto uno de los objetivos era Diseñar una órtesis para ayudar a prevenir y controlar el desarrollo del síndrome de compresión del nervio cubital, para personas con ingresos entre 1 y 6 salarios mínimos, que por lo general no pueden acceder a un tratamiento especializado y que realizan actividades laborales donde se presenta flexión aguda del codo. Para así, mejorar la adherencia al tratamiento y permitirles cuidar correctamente de su salud mientras desarrollan la mayoría de sus actividades cotidianas

Desarrollar una órtesis para ser usada durante las horas de sueño del paciente y el desarrollo de algunas actividades cotidianas restringiendo de 0° a 30° durante las horas de reposo y de 0° a 70° durante el desarrollo de actividades

4.1.3 Antecedentes contexto local

En este ítem se adjuntan las investigaciones más relevantes a nivel local dentro de la población de pacientes con ACV.

4.1.3.1 Diseño de una órtesis activa de rodilla para la primera etapa de la rehabilitación, Universidad Santo Tomás, Bucaramanga (Velásquez y Prieto, 2019). Este trabajo presenta el diseño y construcción de un prototipo de Órtesis activa de rodilla (son dispositivos médicos recetados por un médico en caso de lesiones y enfermedades del sistema locomotor, estos sirven de soporte y pueden promover la cicatrización. Ayudar a la gente a aumentar su movilidad es el objetivo) a través de la inducción controlada de movimiento y el registro electro-miográfico de uno de los músculos que intervienen en el movimiento de flexo-extensión de la articulación.

Uno de los aspectos que más influye del proyecto, en nuestro trabajo de investigación, es en demostrar que la rehabilitación aumenta su eficiencia con la utilización de dispositivos

que sirven como apoyo a los profesionales en terapia física, ya que incrementan la objetividad, eficiencia y seguridad en el tratamiento.

4.2 Referentes teóricos

Este apartado contiene los conceptos básicos contemplados en los objetivos específicos necesarios para el entendimiento del desarrollo de este proyecto, primero se partió con la definición de accidente cerebrovascular y sus implicaciones en la discapacidad de movilidad de la rodilla, seguidamente los principios biomecánicos para la rehabilitación y por último los dispositivos actuales de rehabilitación.

4.2.1 *Acv e implicaciones en la movilidad*

Según el Instituto Nacional de Trastornos Neurológicos y Accidentes Cerebrovasculares (U.S.) el cerebro es una masa nerviosa la cual se encarga de procesar la información que obtenemos mediante nuestros sentidos y de enviar las señales de ejecución de acciones hacia nuestras extremidades. Un Accidente Cerebro Vascular, como su nombre lo indica, es una situación en la cual ocurre un accidente malicioso dentro del sistema vascular que se ubica en el cerebro, lo que provoca como posible consecuencia, que el cerebro se vea afectado por ello reflejándose en una pérdida de sus capacidades. Estas afectaciones son comúnmente producidas por la falta de circulación de oxígeno en el cerebro.

Estos daños producidos a raíz de un ACV se ven reflejados en diferentes efectos adversos sobre el sistema nervioso: molestias en las articulaciones, dolores musculares, pérdida de la sensibilidad y en casos más fuertes la pérdida parcial o permanente de la movilidad en alguna extremidad o extremidades. Existen pues consecuentemente ejercicios y tratamientos con medicamentos que pueden ser utilizados para mitigar, reducir y/o recuperar dichos daños.

A lo cual, las diferentes ramas de la ingeniería y la medicina han tratado de atacar interdisciplinariamente diseñando paralelamente a estas terapias físicas, dispositivos

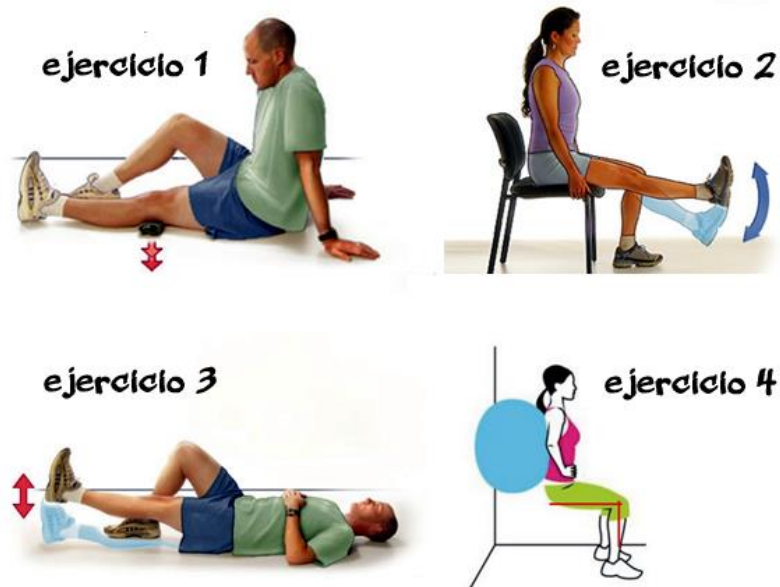
mecánicos, eléctricos y electrónicos, que brinden una forma más efectiva para que los profesionales de la salud realicen esta serie de rehabilitaciones físicas.

Para el caso de estudio en particular, se requiere la rehabilitación específica para los daños producidos en la rodilla como consecuencia de un ACV. El tren inferior suele ser una de las extremidades más afectadas, teniendo en cuenta que la función de este tren es darnos soporte físico y la capacidad de caminar (desplazarnos), la rehabilitación de esta parte del cuerpo es primordial. Dentro de los movimientos que efectúa la rodilla, la extensión y flexión de la rodilla son por mucho sus principales y por ello, también son los ejercicios en los que trabajara el dispositivo. (Figura 2)

La espasticidad Se refiere a músculos tensos y rígidos. También se puede llamar tensión inusual o aumento del tono muscular. Los reflejos (por ejemplo, un reflejo rotuliano) son más fuertes o exagerados. La afección puede interferir con la actividad de caminar, el movimiento, el habla y muchas otras actividades de la vida cotidiana. La espasticidad generalmente es causada por daño a la parte del cerebro involucrada en movimientos bajo su control. También puede ocurrir a raíz de un daño a los nervios que van desde el cerebro hasta la médula espinal

Figura 2

Movimientos de flexión y extensión en la rodilla



Fuente ejercicios de rodilla (https://www.dona10.com/blog_dona10/2014/10/descubre-como-funciona-tu-rodilla)

4.2.2 Biomecánica de la rodilla

La rodilla transmite cargas, participa en el movimiento, ayuda en la conservación del momento, y proporciona un par de fuerzas para las actividades en las que interviene la pierna (Pons, 2008). Mecánicamente la rodilla funciona de la misma forma en la que lo haría una palanca por lo cual es posible realizar estudios físicos para cuantificar las fuerzas y momentos involucrados en el movimiento, así como los efectos de estas sobre las articulaciones tibio femoral y femo-rotuliana.

A pesar de que el movimiento de la rodilla se da en tres planos, podemos desarrollar todo el análisis biomecánico en un solo plano, el plano sagital. El movimiento que se ejecuta en este plano resulta ser el más representativo de toda la rodilla, consiste en la flexo-extensión. La extensión total de la rodilla se da cuando el fémur y la tibia están a aproximadamente 180° , por otro lado, las articulaciones de la rodilla pueden flexionarse hasta diferentes distancias

según la posición de la cadera, tomando comúnmente los valores máximos de 160°, 140° y 120° (Apandji, 2000).

Figura 3

Ángulos de flexión máximos en la rodilla



Fuente (Apandji, 2000)

Evidentemente, después de que una persona sana sufre parálisis en el tren inferior luego de un ACV, es posible que el paciente pierda parcial o totalmente la capacidad de flexionar y extender la rodilla, un problema que puede clasificar mediante diferentes niveles de espasticidad, la espasticidad se define como el aumento y tensión inusuales de la musculatura en las extremidades cuyo origen yace en un daño grave al sistema nervioso producido en este caso por un accidente cerebrovascular, usando la escala de Ashworth para grados de espasticidad se pretende trabajar con los grupos de pacientes ubicados en el grado 3 de espasticidad definidos como aquellos pacientes que sufren un incremento marcado del volumen muscular acompañado de una dificultad elevada para realizar el arco de movimiento regular con la rodilla.

4.2.3 *Ortesis y exoesqueletos*

Dentro de los avances ingenieriles en ámbito médico, existen dos importantes alternativas a la hora de trabajar con la recuperación física, las ortesis y los exoesqueletos. Las ortesis son estructuras mecánicas fijas o móviles que se asemejan a la anatomía de las extremidades humanas, estas tienen la función de dar apoyo para la restauración de las funciones de movilidad en este caso, las discapacidades producidas a partir de un ACV (Andres, 2006). La alternativa a las ortesis son los exoesqueletos que como su nombre lo indica, consta de una armadura o esqueleto externo.

Dentro del grupo de las ortesis tenemos de dos tipos, el primero es el tipo pasivo, es decir, solo ejecuta la función de soporte de movilidad para la extremidad afectada; por otro lado, tenemos el tipo activo, que en este caso ejerce una fuerza positiva en dirección de los movimientos que realiza la extremidad facilitando así la ejecución de estos. Las ortesis se diseñan en base a las articulaciones específicas, ya que estas utilizan los patrones de movimientos de ellas para lograr una mejor integración entre el sistema musculo esquelético humano y la ortesis (Andres, 2006).. Generalmente se utilizan materiales como el duraluminio o el acero inoxidable al momento de su fabricación.

Por otro lado, tenemos a los exoesqueletos, estos son sistemas electromecánicos, que se acoplan con las extremidades cuya función es incrementar la capacidad de algunas de las funciones motoras del cuerpo humano, tales como su fuerza, velocidad o rendimiento. Desarrolladas inicialmente para su uso militar, en los últimos años ha crecido un gran interés de parte de la medicina ya que tiene una gran variedad de usos en la rehabilitación motriz. El uso de los exoesqueletos es ventajoso debido a que este es diseñado como un robot de apoyo físico, por lo cual cuenta con capacidades de procesamiento que le permiten generar un patrón de ejercicios de rehabilitación tal que el paciente se recupere de la mejor manera posible (Parra,

2005). Esto también es su desventaja debido a que el desarrollo de un dispositivo de esta índole puede llegar a costar demasiado si nuestra intención es atacar un problema amplio de una manera rápida y económica.

5. Diseño metodológico

Esta metodología contiene una serie de estrategias que permiten dar respuesta a la pregunta de investigación mediante la sistematización de la información recopilada. Para llevar a cabo dicho proceso se considera conveniente realizar el proyecto con un enfoque mixto para una mejor comprensión del problema puntualizado, además el tipo de investigación que se utilizará es descriptivo que ayuda analizar las características de la población de pacientes afectados en la rodilla a causa de un ACV. En este apartado también se mencionan los instrumentos y técnicas necesarias para desarrollar los requerimientos y cumplir con los objetivos específicos.

5.1 Enfoque y tipo de estudio

El proyecto se realizará con un enfoque mixto que consiste en recopilar, analizar e integrar datos cuantitativos y cualitativos, ya que se necesita identificar el comportamiento de los dispositivos vigentes que existen en la industria biomecánica en comparación con el diseño que se pretende realizar, teniendo en cuenta los antecedentes en el contexto internacional, nacional y local, con el fin de llegar a un resultado útil para el desarrollo del mismo y así mejorar la calidad de vida de las personas que padecen de accidente cerebrovascular.

Este enfoque suele ser muy utilizado en los proyectos ingenieriles debido a que a través del procesamiento de la información se validan o corroboran los resultados obtenidos mediante los instrumentos de recopilación de datos.

Los diferentes métodos empleados para abordar la investigación son empleados para conocer la problemática a profundidad, además comprobar las diferentes hipótesis que se van generando en el transcurso del trabajo y buscan describir, explorar, explicar o correlacionar las diferentes variables que se plantean en el estudio del problema.

La investigación propuesta abordará un estudio descriptivo para puntualizar las características de la población en cuestión, con el fin de proyectar el diseño más adecuado para los pacientes con ACV según las necesidades que se obtengan mediante las técnicas implementadas para la recopilación de datos.

5.2 Población

El diseño se realizará en el área metropolitana de Bucaramanga ubicada en el departamento de Santander, Colombia. Para escoger el lugar se tiene en cuenta las dimensiones de la ciudad, el número de pacientes que presentan dicha enfermedad actualmente cuenta con 3000 casos y se prevé que las cifras aumenten a raíz de la covid 19.

La población para considerar en la investigación se reduce a pacientes con afectaciones motrices en la rodilla causadas por AVC con edades entre los [20 a 40] años. Debido a que en este rango se presentan más casos, además las actividades físicas asociadas a la recuperación del movimiento se pueden realizar con mayor facilidad por su estado elevado de plasticidad.

Teniendo en cuenta la ubicación del proyecto y la población a estudiar, se recolectará los datos para caracterizar los requerimientos necesarios para diseñar el dispositivo de recuperación de la movilidad en la rodilla para pacientes con ACV.

5.3 Técnicas, actividades e instrumentos en el desarrollo de los objetivos de investigación

En la identificación de las estrategias existentes para determinar el mejor diseño de un dispositivo que permita el movimiento de rodilla para mejorar la calidad de vida de los pacientes con ACV, se deberá seguir una metodología la cual se va a desarrollar mediante unas etapas que se apoyaran en los objetivos específicos expuestos.

5.3.1 Caracterizar al paciente diagnosticado con accidente cerebrovascular para determinar los parámetros de movilidad sobre los que se puede basar el funcionamiento del dispositivo.

Ya que el diseño tiene una población objetivo claro, hay que realizar un estudio correspondiente a todas las características de dicha población, esto con el fin de direccionar el diseño del dispositivo hacia el área de trabajo deseada. También es necesario realizar un estudio con fisioterapeutas para poder obtener una visión clara de todas las implicaciones que hay que tener en cuenta al momento de mover una rodilla, para así diseñar correctamente un dispositivo que ejecute su función de la mejor manera.

5.3.1.1 Paso 1) En primer lugar se realizará un muestreo de los pacientes de ACV que tengan afectación en la rodilla. En esta sección se ha hecho algunas pruebas a dos pacientes que padece esta anomalía llamada ACV (accidente cerebro vascular) que ocasiona en este caso específico espasticidad en la extremidad inferior localizada en la rodilla. El paciente inicia con algunos movimientos pasivos para tratar de diagnosticar con escalas científicas a continuación se realiza los siguientes ensayos:

Antes de iniciar debemos saber que existen 3 grados de espasticidad, leve, moderado y severa

- **Leve (grado I)**

Clonus o incremento de la tonalidad.

Sin o con leve limitación del desplazamiento.

Espasmo no tan frecuente, sin gravedad de movimiento

- **Moderada (Grado II)**

Bajo rango de desplazamiento y contracciones musculares

Aumento de resistencia a la hora de caminar, requiere de un aparato o dispositivo

Necesidad de adaptaciones.

- **Severa (Grado III)**

Marcado incremento del tono.

Disminución de la movilidad articular.

Aumento de las contracturas.

Problemas de transferencias.

Dificultad para las posiciones.

Necesidad de catéteres y/o enemas

- **Escalas de evaluación**

Escala de Ashworth

Es una escala en la cual se evalúa la tonalidad o espasticidad en la articulación afectada como en este caso la rodilla en la tabla demuestra el grado menor que es cuando no tiene ningún tono hasta el máximo que es cuando tiene movilidad 100% limitada

Tabla 1*Escala de Ashworth*

Grado	Descripción
-1	Ningún crecimiento de la tonalidad muscular
0	Crecimiento prudente con resistencia mínima al desplazamiento en forma pasiva
1	Crecimiento prudente de la tonalidad con resistencia en todo el desplazamiento en forma pasiva
2	Bajo rango de desplazamiento con un porcentaje mayor a 50% pero menor del 100%
3	Rango de desplazamiento limitada menor del 50%
4	Limitación severa a la movilidad.

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Escala de Tardieu

En esta prueba el examinador mueve los músculos a velocidades rápidas y lentas para ver si la resistencia cambia en relación a la velocidad del movimiento

Tabla 2*Escala de Tardieu*

Grado	Descripción
0	No resistencia a través de la extensión del movimiento
1	Resistencia mínima a un ángulo específico a través de la extensión del movimiento sin evidencia de una contracción muscular

2	clara contracción muscular a un ángulo específico, seguido de un alivio por interrupción de la extensión del movimiento
3	Incremento de la tonalidad (clonus) que aparece a un ángulo específico, aproximadamente dura en un intervalo de 10 segundos al momento de que el evaluador está haciendo presión hacia el músculo
4	Incremento de la tonalidad (clonus) que aparece a un ángulo específico, en este caso dura más de 10 segundos cuando el evaluador está haciendo presión hacia el músculo.

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Escala de Penn

Esta escala evalúa las frecuencias y las presencias de los espasmos que hay durante un tiempo determinado en la cual el evaluador lo dispone en este caso el grado mínimo sería espasmos nulos y el máximo grado es una cantidad demasiada representativa para que se identifique como problema de espasticidad

Tabla 3

Escala De Penn

Grado	Descripción
0	sin espasmos
1	Espasmos reaccionado por una provocación que ejerce un estímulo
2	Espasmos solo se da una vez cada hora
3	Espasmos que se da 3 o 4 veces cada hora
4	Espasmos que se da más de 10 veces cada hora

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Medición de la función motora de Palisano

En esta escala se mide el nivel de discapacidad motora del paciente, analiza los desplazamientos de las personas que tenga esta afectación

Tabla 4

Escala de Palisano

Grado	Descripción
0	sin restricciones; pero con limitación en las capacidades motoras avanzadas
1	Se desplaza sin necesidad de utilizar prototipos; pero camina con un límite en áreas urbanas o en la comunidad
2	Se desplaza y necesita utilizar prototipo o ayuda extra ,pero camina con un límite en áreas urbanas o en la comunidad
3	Se desplaza por sí mismo pero con límites; se transporta en un equipo ya sea en sillas de ruedas con un límite en áreas urbanas o en la comunidad
4	Desplazamiento 100% limitado, que necesita un apoyo tecnológico mas avanzado.

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

A continuación, se expone como se va a realizar los movimientos y/o tratamientos para el diagnóstico de grado de espasticidad e indicarlos por medio de las tablas

- **Extensiones de rodillas**

Figura 4

Ejercicio de extensiones de rodillas



Fuente: <https://www.flintrehab.com/es/rehabilitacion-acv-ejercicios/>

El paciente comienza sentado en una silla para tener una buena comodidad, luego extender la pierna donde tenga la rodilla afectada, bajar levemente hasta tener el pie al suelo, repetir este ejercicio 10 veces más esto ayuda a evaluar el nivel de espasmos y calificarlos con las tablas acordadas.

- **Marchando sentado**

Figura 5

Ejercicios marchando sentado



Fuente: <https://www.flintrehab.com/es/rehabilitacion-acv-ejercicios/>

El paciente comienza sentado en una silla para acomodarse para el siguiente ejercicio, lo primero es levantar la pierna donde tiene la rodilla afectada y tratar de guiarlo hacia el pecho para observar donde puede perder resistencia, luego bajar levemente al suelo, repetir 10 veces este ejercicio.

- **Rodilla hacia el pecho acostado**

Figura 6

Ejercicio rodilla al pecho



Fuente: <https://www.flintrehab.com/es/rehabilitacion-acv-ejercicios/>

Lo mismo que en el anterior ejercicio a diferencia es que esta vez será al costado, en este caso se analiza que tanta resistencia y flexibilidad tiene el paciente, por ende se debe flexionar 10 veces consecutivas hacia el pecho en la rodilla afectada.

Paciente #1: El paciente se realiza las pruebas de movimientos que se indicó en el anterior párrafo

Figura 7

Ejercicios de Extensión y Marchando sentado Paciente 1



Fuente: autores

Figura 8

Ejercicio rodilla al pecho al paciente 1



Fuente: autores

Tabla 5*Escala de Ashworth modificado para el paciente 1*

Grado	Descripción
-1	Ningún crecimiento de la tonalidad muscular
0	Crecimiento prudente con resistencia mínima al desplazamiento en forma pasiva
1	Crecimiento prudente de la tonalidad con resistencia en todo el desplazamiento en forma pasiva
2	Bajo rango de desplazamiento con un porcentaje mayor a 50% pero menor del 100%
3	Rango de desplazamiento limitada menor del 50%
4	Limitación severa a la movilidad.

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Tabla 6*Escala de Tardieu modificado para el paciente 1*

Grado	Descripción
0	No resistencia a través de la extensión del movimiento
1	Resistencia mínima a un ángulo específico a través de la extensión del movimiento sin evidencia de una contracción muscular

2	clara contracción muscular a un ángulo específico, seguido de un alivio por interrupción de la extensión del movimiento
3	Incremento de la tonalidad (clonus) que aparece a un ángulo específico, aproximadamente dura en un intervalo de 10 segundos al momento de que el evaluador está haciendo presión hacia el músculo
4	Incremento de la tonalidad (clonus) que aparece a un ángulo específico, en este caso dura más de 10 segundos cuando el evaluador está haciendo presión hacia el músculo.

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Tabla 7

Escala de Penn modificado para el paciente 1

Grado	Descripción
0	sin espasmos
1	Espasmos reaccionado por una provocación que ejerce un estímulo
2	Espasmos solo se da una vez cada hora
3	Espasmos que se da 3 o 4 veces cada hora
4	Espasmos que se da más de 10 veces cada hora

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Tabla 8

Escala de Palisano modificado para el paciente 1

Grado	Descripción
0	sin restricciones; pero con limitación en las capacidades motoras avanzadas

1	Se desplaza sin necesidad de utilizar prototipos; pero camina con un límite en áreas urbanas o en la comunidad
2	Se desplaza y necesita utilizar prototipo o ayuda extra ,pero camina con un límite en áreas urbanas o en la comunidad
3	Se desplaza por sí mismo pero con límites; se transporta en un equipo ya sea en sillas de ruedas con un límite en áreas urbanas o en la comunidad
4	Desplazamiento 100% limitado, que necesita un apoyo tecnológico mas avanzado.

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Paciente #2: El paciente se realiza las pruebas de movimientos que se indicó en el anterior párrafo

Figura 9

Ejercicios de extensión y marchando sentado paciente 2



Fuente: Autores

Figura 10*Ejercicio rodilla al pecho al paciente 2**Fuente: autores***Tabla 9***Escala de Ashworth modificado para el paciente 2*

Grado	Descripción
-1	Ningún crecimiento de la tonalidad muscular
0	Crecimiento prudente con resistencia mínima al desplazamiento en forma pasiva
1	Crecimiento prudente de la tonalidad con resistencia en todo el desplazamiento en forma pasiva
2	Bajo rango de desplazamiento con un porcentaje mayor a 50% pero menor del 100%
3	Rango de desplazamiento limitada menor del 50%
4	Limitación severa a la movilidad.

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Tabla 10*Escala de Penn modificado para el paciente 2*

Grado	Descripción
0	sin espasmos
1	Espasmos reaccionado por una provocación que ejerce un estímulo
2	Espasmos solo se da una vez cada hora
3	Espasmos que se da 3 o 4 veces cada hora
4	Espasmos que se da más de 10 veces cada hora

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Tabla 11*Escala de Tardieu modificado para el paciente 2*

Grado	Descripción
0	No resistencia a través de la extensión del movimiento
1	Resistencia mínima a un ángulo específico a través de la extensión del movimiento sin evidencia de una contracción muscular
2	clara contracción muscular a un ángulo específico, seguido de un alivio por interrupción de la extensión del movimiento
3	Incremento de la tonalidad (clonus) que aparece a un ángulo específico, aproximadamente dura en un intervalo de 10 segundos al momento de que el evaluador está haciendo presión hacia el músculo
4	Incremento de la tonalidad (clonus) que aparece a un ángulo específico, en este caso dura más de 10 segundos cuando el evaluador está haciendo presión hacia el músculo.

Fuente: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

Tabla 12

Escala de Palisano modificado para el paciente 2

Grado	Descripción
0	sin restricciones; pero con limitación en las capacidades motoras avanzadas
1	Se desplaza sin necesidad de utilizar prototipos; pero camina con un límite en áreas urbanas o en la comunidad
2	Se desplaza y necesita utilizar prototipo o ayuda extra ,pero camina con un limite en áreas urbanas o en la comunidad
3	Se desplaza por sí mismo pero con limites; se transporta en un equipo ya sea en sillas de ruedas con un límite en áreas urbanas o en la comunidad
4	Desplazamiento 100% limitado, que necesita un apoyo tecnológico mas avanzado.

5.3.1.2 Paso 2) Junto con especialistas médicos se analizarán todos los movimientos posibles a recuperar para la rodilla, para así elegir los que realizara el dispositivo a diseñar. La espasticidad en el análisis medico por fisioterapeutas de la universidad industrial de Santander es un tipo de daño en el sistema nervioso hacia las funciones motoras lo cual incrementa la resistencia cuando el usurario intenta hacer un movimiento ya sea en las extremidades inferior o superior, esto causa rigidez a medida que la anomalía avanza es por esto que se requieren ayuda de especialistas para tratarlo y asi el paciente no pierda su capacidades motoras ya que si no se trata puede como consecuencia inmovilidad o deformaciones de las extremidades del cuerpo

- **Análisis de movimientos de pacientes**

Rodilla en flexión

Unos de los principales músculos que obtiene la rodilla al momento de hacer flexión son los isquiotibiales medial y lateral, debido al movimiento de contracción de los músculos mencionados los pacientes 1 y 2 al momento de flexionar puede que produzca una debilidad y producir una caída ya que la parte medial trata de ser hiperactivo con los pasos cortos que produce el usuario, además los cuádriceps y gemelos es una parte importante para el equilibrio pero que también se ve afectada por hiperactividad crónica ya que tiene muchas articulaciones y toda la pierna conecta entre el tronco y la cadera.

Rodilla en extensión

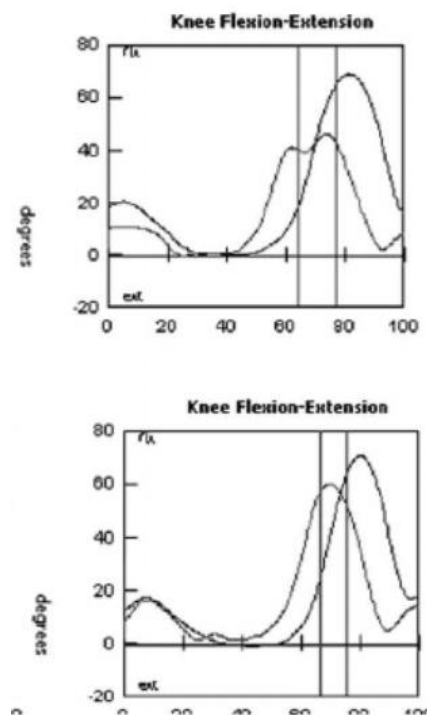
El paciente 2 al momento de hacer movimiento de extensión involucra varios músculos como el vasto , muslo , isquiotibiales y glúteo , la extremidad inferior del usuario tiene un desbalanceo cuando comienza a desplazarse, uno de los motivos es la rigidez de la rodilla que la consecuencia es un arrastre del pie voluntario para evitar caídas que puede ocasionar contusiones y lesiones que le genere alguna rotilla en cualquier parte de la pierna , según el

usuario además del arrastre para compensar su equilibrio hace leve elevación de la pelvis para poder caminar

Para determinar una mejora en estos dos principales movimientos flexión y extensión se realiza un estudio en la cual se evidencia los beneficios que implica tener un prototipo como es la ortesis para ayudar al movimiento de la rodilla.

Figura 11

Efectos de la rodilla despues del botox



Fuente: ESQUENAZI, A. MAYER, N. Laboratory analysis and dynamic polyEMG for assessment and treatment of gait and upper limb dysfunction in upper motoneuron syndrome

En la figura 11 en la parte superior podemos observar que la rodilla en momentos de flexión está por debajo de los 40° (eje vertical) que es lo que genera cuando el usuario tiene una espasticidad compleja lo cual reduce su movimientos principales, sin embargo, en la parte inferior de la figura se observa como aumenta su movilidad con 60° ya que comienza a utilizar

un medicamento llamado Botox lo que indica una mejora en los movimientos básicos de la articulación de la rodilla, la misión es hacer lo mismo pero con el diseño que se implantará un buen apoyo para ayudar esta anomalía llamada ACV con consecuencia espasticidad.

5.3.1.3 Paso 3) Con los datos obtenidos se elegirá el perfil de paciente a tratar y los movimientos a recuperar. Con respecto al paso 1 se hizo movimientos de flexión y extensión que abarca una evaluación entre varias tablas en el que indica el nivel de espasticidad de los usuarios abarcando cual es la mejor opción para añadirles la ortesis para mejorar su movilidad, por ende se elige el paciente que tenga menor grado de espasticidad porque si se escoge el nivel avanzado la probabilidad que mejore su motricidad es muy baja ya que la tendencia podría ser que su extremidad inferior llegase a ser vegetal y la ortesis no cumpliría con su misión.

El paciente 1 es un paciente con grado II de espasticidad. Se observa que tiene un poco de rigidez ya que como indica las tablas tiene movimientos limitantes, pero no perjudiciales, lo cual se facilita para intervenir este problema. En pocas palabras es apto para ejecutar el dispositivo a este usuario. Por otro lado, el paciente 2 tiene un grado III de espasticidad, si bien cumple con los requisitos de los objetivos generales, nos indica que tiende a padecer de estado vegetal al cabo de pasar un tiempo oportuno, por ende, se elige el paciente 1 para construir el dispositivo que se asemeje a las medidas de su rodilla afectada.

- **Restricciones del proyecto**

Se establecen ahora los aspectos y características más importantes para el diseño del dispositivo basado en el paciente 1, Esto sería las prioridades principales a diseñar el dispositivo acorde a su longitud y otros datos para otorgar el dispositivo planificado.

Tabla 13

Restricciones del proyecto

	Metodo De Medición	Objetivo	Limite Aceptable
Rango de movimiento	Angulo	60°	45°
Peso a soportar	Masa kg	10,5 kg (peso 1.2)	7 Kg

Velocidad de trabajo	Velocidad lineal mm/s	16 mm/s	10 mm/s
Costo	Dinero (Cop)	$\geq 1.000.000$	$\geq 1.500.000$

Fuentes: autores

5.3.2 Diseñar un dispositivo mecánico semiactivo de acuerdo con los movimientos críticos elegidos para tratar, que permita obtener una mayor facilidad en la realización de estos por el paciente aumentando su independencia en la movilidad.

Dentro de lo que respecta al diseño y fabricación de dispositivos, hay que tener presente la gran cantidad de opciones que existen para llevar las ideas a la realidad. Estos diferentes procesos de manufactura poseen diferentes características que se adaptan a todas las situaciones y requerimientos posibles, por lo que ayudados en los datos obtenidos por los estudios de los pacientes se escogerá el proceso de manufactura más conveniente, así como también el material que cumpla con los requisitos técnicos del dispositivo.

5.3.2.1 Paso 1) Estudio económico, ambiental y de eficiencia de los procesos de manufactura disponibles. El objetivo de esta fase es organizar los requerimientos del diseño del proyecto de investigación. Se establece las tipologías técnicas y los objetivos del prototipo siempre y cuando se identifique la necesidad del paciente o usuario y por último aprobar el diseño del prototipo, además se analiza lo ante dicho en el paso con diferentes alternativas y evaluarlas mediante QFD y la matriz PUGH. Esto se logra con análisis de bocetos y los tipos de transmisión de potencia que puede conllevar una mejor condición de comodidad al paciente, para definirlo debemos hacer las alternativas adecuadas con las descripciones más óptimas y claras.

- **Estudio Económico y ambiental**

La ortesis es una herramienta para ayudar a recuperar la movilidad de rodilla por ende existen varios objetivos y/o factores que puede variar el diseño e interviene demasiado en el costo del prototipo, unos de los mayores problemas es que hay un porcentaje de colombianos que padece de esta anomolia es su sustento económico no pasa del salario mínimo. Tras la instalación de la mesa de concertación salarial, el Gobierno Nacional presentó las cifras de mercado laboral en Colombia para determinar cuántas personas devengan este salario en el país. En un análisis presentado por el gobierno el 15,7% devienen de un sueldo mínimo. Eso significa que 3.4 millones de ciudadanos que trabajan depende de solo ese salario de los 22 millones en total de trabajadores.

Las cifras muestran, además, que el 43,1% de los trabajadores ganan menos de un salario mínimo en Colombia. Por otra parte, los pacientes que se ha hecho la respectiva evaluación son de este porcentaje de gremio que viven del salario básico, para este diseño se construye un dispositivo que este al alcance económico del paciente que se va a elegir, por ende, hay varios ítems o prioridades en el cual se tiene en cuenta dicha problemática salarial para favorecer al usuario cuando dicho elementos del dispositivo se necesiten algún repuesto o mantenimiento.

A continuación, se presenta las prioridades para que el dispositivo sea optimo y económico, 1 sería el rango más bajo y 4 el rango más alto

Tabla 14

Tabla de prioridades

PRIORIDADES	
Materiales	4

Tipos de mantenimiento (en caso de llevar bastante tiempo con el dispositivo)	1
Transmisión de potencia	3
Licencias de Diseño	2

Fuentes: autores

Por la parte ambiental se encadena mas que todo en que no afecte la integridad o la salud del paciente ya que puede que algunos materiales le de alguna reacción química que pueda causar anomalías o irritaciones hacia su rodilla , además elegir la transmisión de potencia que en caso de que haya algún mantenimiento evite algunas malas reacciones del dispositivo (grasas, corrosión etc.) todo esta sección lo evaluaremos en el proceso de manufacturas y en el paso 3 que su objetivo es seleccionar un material que cumpla con los requerimientos mecánicos.

- **Procesos de manufacturas**

Para esta sección se debe tener en cuenta lo que conlleva una buena planificación del diseño por ende se debe tocar varios enlaces como requerimientos de diseño, los objetivos y las alternativas que establecen este proyecto.

- **Requerimientos de diseño**

- Requerimientos del usuario**

Para tener en cuenta los propósitos principales que tendrá el diseño se gestionó Opiniones e investigaciones con diferentes profesionales del área de salud como Ortopedistas y Fisioterapeutas, también las fuentes bibliográficas más confiables para establecer cuáles son las particularidades que necesitan tanto los fisioterapeutas como los pacientes para el dispositivo recuperador de la rodilla tras un ACV. A continuación, se presentan las opciones

escogidas los cuales fueron Calificados estableciendo una escala del 1 al 11 siendo 11 ‘‘Poco trascendente’’ y 1 ‘‘Muy trascendente’’.

- ✓ Accesibilidad: Se refiere a la facilidad con la que el dispositivo puede ser adquirido por un paciente o centro médico.
- ✓ Soporte: Se describe cuando el usuario no le incomoda el peso del dispositivo
- ✓ Presentación visual: Se describe cuando el Prototipo es Estéticamente agradable
- ✓ Dimensiones: Se describe a las medidas principales para ajustar adecuadamente la parte afectada de la rodilla.
- ✓ Precio: se refiere a el costo que puede conllevar un dispositivo luego de hacer el presupuesto de los gastos de la construcción.
- ✓ Seguridad: Referente a la capacidad del producto para proteger la articulación y no comprometer su integridad.
- ✓ Comodidad: Se refiere a qué tan flexible puede ser para el usuario al momento de trasladarse caminando.
- ✓ Adaptabilidad: Indica la capacidad que tiene el dispositivo de ajustarse a cada paciente.
- ✓ Ergonomía: Busca que el diseño sea compatible con las características anatómicas, fisiológicas y psicológicas de la población colombiana, logrando de esta manera la comodidad y satisfacción de los pacientes.
- ✓ Portabilidad: Cuando toca trasladar o transportar el dispositivo a otro lugar
- ✓ Mantenimiento: Se refiere a que tan simple sea para el cuidado necesario del dispositivo y pueda reemplazar fácilmente los respuestos de la transmisión de potencia

Tabla 15

Requerimientos del Paciente

Requerimientos	Ponderación
Accesibilidad	1
Soporte	2
Presentación Visual	3
Dimensiones	4
Mantenimiento	5
Precio	6
Seguridad	7
Comodidad	8
Adaptabilidad	9
Ergonomía	10
Portabilidad	11

Fuente: autores

- **Objetivos de diseño con valores**

Partiendo ahora de los requerimientos generales del usuario, se plantea un objetivo de diseño respecto a cada requerimiento.

Tabla 16

Objetivo de diseño

Objetivo	Ponderación
Fácil Accesibilidad	1

Peso soportable	2
Diseño atractivo	3
Medidas ajustables	4
Mantenimiento eficaz	5
Precio asequibles	6
Funcionalidad Segura	7
Facilidad de uso	8
Adaptaciones	9
Puntos de apoyo ergonómicos	10
Facilidad de ser transportado	11

Fuente: autores

- **Evaluación de diseño**

El diseño de ortesis para ayudar a los pacientes con problemas de espasticidad de la rodilla causado por ACV será evaluado mediante el uso de prácticas teóricas y analíticas de los conceptos de resistencias de materiales, principios de la estática y dinámica, luego llevar los cálculos de diseño al Software llamado SOLIDWORKS, para comprobar y validar los requerimientos mecánicos involucrados del dispositivo al momento de ejecutar su función con la carga de la rodilla sin comprometer la estética del prototipo.

- **Propuesta de diseño**

Para la solución al problema la idea es hacer un diseño semi-activo para ayudar la recuperación de la movilidad de la rodilla teniendo en cuenta los materiales ergonómicos. La misión es que el dispositivo pueda causarle comodidad y a la vez funcional al paciente por otra parte patentarlo para otras personas con grados de espasticidad diferentes

5.3.2.2 Paso 2) Calculo de valores de diseño, tales como parámetros de movimiento, resistencia de los materiales, etc.

- **Análisis Estático**

En esta sección se lleva a cabo el diseño de ortesis para la recuperación de la rodilla. Para ello se tiene como referencia el concepto seleccionado en la etapa A de la metodología, el cual está basado en los parámetros de las ortesis preseleccionada. Como primer concepto para este análisis se caracterizan las dimensiones de la pierna basados en las medidas generales antropométricas de la población latinoamericana:

Tabla 17

Pesos de la parte de la pierna

Parte del cuerpo	Kg
Muslo	10
Pierna	4.5
Pie	1.5

Fuente. ÁVILA, R; PRADO, L; GONZÁLEZ, E. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, segunda edición. Universidad de Guadalajara, Guadalajara – México, 2007.

De acuerdo con la tabla tendremos en cuenta el peso de la pierna y del pie ya que esto son las dos partes de la extremidad inferior que más influye en nuestro prototipo

$$\text{Peso pierna} = \text{Masa}_{\text{pierna}} * \text{Gravedad}$$

$$\text{Peso pierna} = 4.5 \text{ Kg} * 9,8\text{m/s}^2$$

$$\text{Peso Pierna} = 44.1 \text{ N}$$

$$\text{Peso pie} = \text{Masa}_{\text{pie}} * \text{Gravedad}$$

$$\text{Peso pie} = 1.5 \text{ Kg} * \frac{9,8\text{m}}{\text{s}^2}$$

$$\text{Peso pie} = 14.72 \text{ N}$$

Sumamos los pesos ya que el pie influye en el centro de masa para realizar nuestro diseño y construcción, además añadimos un factor de seguridad de 1.2, en caso de que la parte práctica haya algún tipo de factor diferencial a los cálculos que se dan en la sección teórica

$$(\text{Peso pie} + \text{Peso pierna}) * 1.2 = \text{Peso total}$$

$$\text{Peso total} = 44.1\text{N} + 14.72 \text{ N} = 58.82 \text{ N}$$

$$\text{Peso total} = 58.82 * 1.2 = 70.58 \text{ N}$$

Ahora bien, también es necesario conocer la ubicación del centro de masa del conjunto pierna-pie, para ello recurrimos a los autores que realizan un compilatorio de diferentes estudios con los que podemos promediar que la altura del centro de masa del conjunto pierna-pie se encuentra a aproximadamente un 43% de la altura del conjunto de extremidades medida desde el eje de rotación de la rodilla lo que corresponde a una distancia de 0.164m para nuestro paciente, ya que este posee una longitud de pierna-pie de 0.3114m.

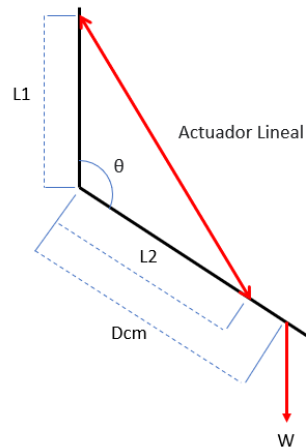
Tabla 18

Distancia del centro de gravedad del segmento desde un extremo proximal como porcentaje de la longitud del segmento

Segment	Investigators	
	Dempster	Hall
Head & Neck	43.3	56.7
Torso	49.5	56.2
Upper arm	43.6	43.6
Lower arm	43.0	43.0
Hand	49.4	46.8
Thigh	43.3	43.3
Calf	43.3	43.4
Foot	42.9	50.0

Fuente: Hari, K. Estimation of mass moment of inertia of human body, when bending forward, for the design of a self-transfer robotic facility.2004

Tomando como referencia de diseño un supuesto entre la distancia entre los puntos de anclaje del actuador lineal de 25cm realizamos un análisis de las cargas a las cuales estaría sometido el dispositivo si este se encuentra en la posición crítica ósea flexión de la rodilla a $\theta = 120^\circ$. Con este análisis pretendemos conocer las distancias optimas L1 (distancia desde el punto de anclaje superior y el eje de rotación de la rodilla) y L2 (distancia desde el punto de anclaje inferior y el eje de rotación de la rodilla) con las cuales los requerimientos de fuerza del actuador sean menores al doble del peso de la pierna, ya que una fuerza mayor supondría un sobredimensionamiento de algunos de los elementos esenciales.

Figura 12*Diagrama de fuerza del actuador lineal**Fuente: autores*

$$EC 1) 70 * \sin 60 * 0.164 - Fa * \sin \alpha * L2$$

$$EC 2) 25 - L1$$

$$EC 3) h = \sqrt{L1^2 + L2^2} - 2 * L1 * L2 * \cos 120$$

$$EC 4) \frac{\sin 120}{h} = \frac{\sin \alpha}{L2}$$

$$EC 5) \frac{70 \sin 60 * 0.164}{\sin \alpha * L2} = L2$$

Tabla 19*Valores de iteración para el actuador lineal*

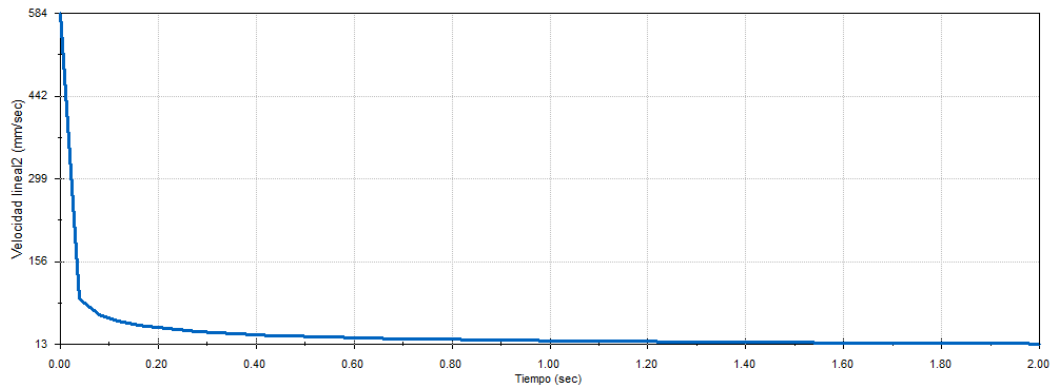
L1	L2	H	alpha	Fa
0,08	0,17	0,22113344	41,741531	87,8412434
0,085	0,165	0,22017039	40,4674832	92,8395247
0,09	0,16	0,21931712	39,1828823	98,3500219
0,095	0,155	0,21857493	37,8889031	104,44288
0,1	0,15	0,21794495	36,5867756	111,200355
0,105	0,145	0,21742815	35,2777791	118,719389
0,11	0,14	0,21702534	33,963235	127,114844
0,115	0,135	0,21673717	32,6444992	136,523604
0,12	0,13	0,21656408	31,3229542	147,1098
0,125	0,125	0,21650635	30	159,071546
0,13	0,12	0,21656408	28,6770458	172,649696
0,135	0,115	0,21673717	27,3555008	188,139334
0,14	0,11	0,21702534	26,036765	205,905037
0,145	0,105	0,21742815	24,7222209	226,401374
0,15	0,1	0,21794495	23,4132244	250,200799

Fuente: autores

Revisando los resultados obtenidos en la iteración de la Tabla 19 se opta por utilizar las medidas L1 y L2 de 0.105 y 0.145 como medidas de diseño. Para estas medidas se ve que el actuador lineal se contrae a una distancia de aproximadamente 0.2174m, es decir que el recorrido total del actuador tendría que ir de 0.25m (suma de L1 y L2) hasta 0.2174. Es decir, un recorrido total de 33mm.

Tabla 20*Valores de iteración para el actuador lineal parte 2*

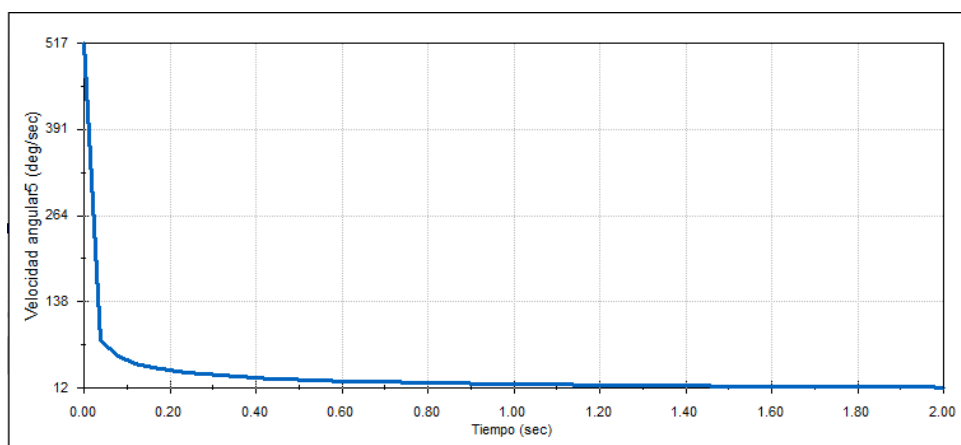
0.095	0.155	0.21857493	37.8889031	104.44288
0.1	0.15	0.21794495	36.5867756	111.200355
0.105	0.145	0.21742815	35.2777791	118.719389
0.11	0.14	0.21702534	33.963235	127.114844
0.115	0.135	0.21673717	32.6444992	136.523604

Velocidad lineal de una transmisión de potencia

Fuente: Autores

En la figura 15 se observa la velocidad angular del actuador la cual inicia en un valor de 584mm/s y desciende progresivamente hasta detenerse en su posición de máxima flexión en un periodo de 2 segundos. Se observa un valor alto al inicio del movimiento, pues como el sistema se encuentra estático se debe inducir un poco más de velocidad mientras se alcanza la condición de régimen en la cual los cambios de velocidad son más suaves.

Figura 15

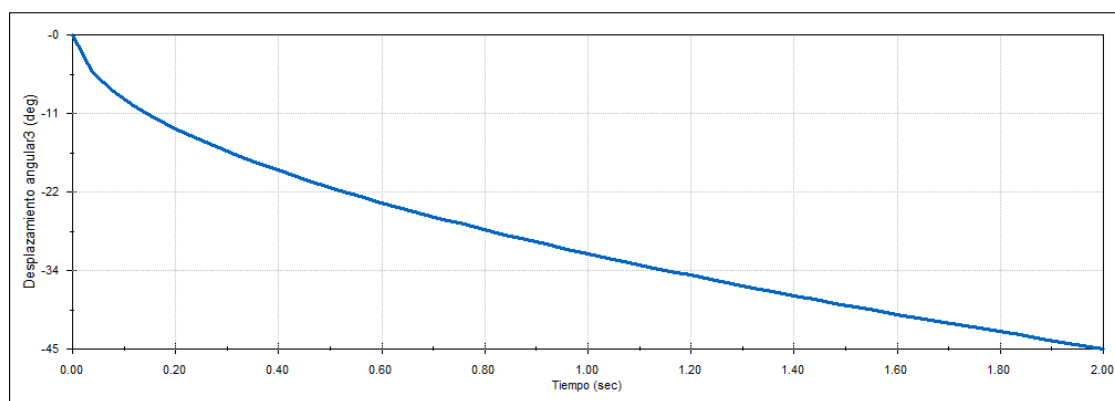
Velocidad angular de una transmisión de potencia

Fuentes: autores

Mediante la herramienta Solid Motion de SolidWorks se obtuvieron las gráficas que se muestran a continuación. La figura 16 muestra la posición angular del actuador. Se observa que empieza en un ángulo de 0 y va disminuyendo progresivamente hasta alcanzar un ángulo de 45°, todo esto en un periodo de 2 segundos.

Figura 16

Desplazamiento angular de una transmisión de potencia



Fuente: autores

5.3.2.3 Paso 3) Según las características del diseño, seleccionar un material que cumpla con los requerimientos mecánicos.

• **Alternativa I: Brace para rodilla articulación libre**

Dispositivo médico diseñado para dar soporte, compresión y estabilidad para lesiones crónicas, inestabilidades severas de rodilla después de lesiones de ligamentos o de cirugía reparadora o artrosis leve de rodilla, también en atrofas graves de cuádriceps y en actividades deportivas con requerimientos máximos sobre la rodilla. Previene el desplazamiento patelar, evita el movimiento de rodilla por fuera de sus topes de 0° a 90°.

Figura 17

Brace para rodilla de articulación libre



Fuente: insumeds

- **Alternativa III: Brace de rodilla articulación libre en impresión 3D**

Esta propuesta es un rediseño del brace de la alternativa 1, en este caso se utilizará la impresión 3D como método de fabricación esto se hace con la intención de aprovechar la capacidad de modelado de las impresoras 3D, tecnología que está en auge. El rediseño consta de dos partes funcionales, el cuerpo del brace será un sólido impreso en 3d con la forma de la pierna, impresa en 4 secciones, encajadas y aseguradas entre sí.

- **Alternativa II: Ortesis conexión rodilla – tobillo (KAFO)**

Figura 18

Ortesis KAFO



Fuente: <https://www.blatchfordmobility.com/en-gb/patient-solutions-uk/clinical-services/orthotics/orthotics-advice-guides/braces/knee-ankle-foot-orthosis-kafo/>

Este brace sirve para proporcionar apoyo a las articulaciones y músculos debilitados también tiene un uso principal que es realinear algunas o todas las articulaciones de la pierna. Para proporcionar protección

Los KAFO pueden estar hechos de diferentes materiales, incluidos termoplásticos, laminados o bandas de metal y cuero. Se dividen en una sección de muslos y una sección de tobillos y pies, que están unidas por dos laterales metálicos y articulaciones en la rodilla. El KAFO se sujeta con correas Hook and Loop y se ajusta bien para garantizar que se logre el control correcto.

Figura 19

Diseño de ortesis fabricado con impresión 3D



Fuentes: <https://www.buildvolume.co.za/post/how-grd-biomechanics-creates-custom-knee-braces-with-3d-printing>

- **Evaluación Pugh**

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

Ahora es cuando comenzamos la evaluación de las alternativas. La primera, que se corresponde con la solución actual, no hay que evaluarla la tomamos de base, de referencia y lo que hacemos es puntuar en las demás si son iguales, mejores o peores que ella. ¿Cómo lo hacemos? De la siguiente forma:

- 1. Cuando la alternativa sea peor que la original en ese criterio.
- 0. Cuando la alternativa sea igual que la original en ese criterio.
- +1. Cuando la alternativa sea mejor que la original bajo ese criterio

Con ello para una alternativa tendremos una serie de valores -1, 0 y +1 con el resultado de las evaluaciones de los criterios seleccionados

Tabla 21

Evaluacion de alternativas matriz pugh 1

	Peso/ Grado de relevancia	Productos		
		Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Fácil accesibilidad	1	1	0	1
Peso soportable	2	0	-1	1
Diseño Atractivo	3	0	-1	1
Medidas Ajustables	4	1	-1	1
Mantenimiento Eficaz	5	1	0	1
Precios Asequibles	6	0	-1	0
Funcionalidad Segura	7	-1	0	1
Facilidad de uso	8	1	0	1
Adaptaciones	9	0	0	0
Punto de apoyo ergonomicos	10	1	-1	1
Facilidad para ser transportado	11	1	1	1
TOTAL		5	-4	9

Fuente: autores

Tabla 22

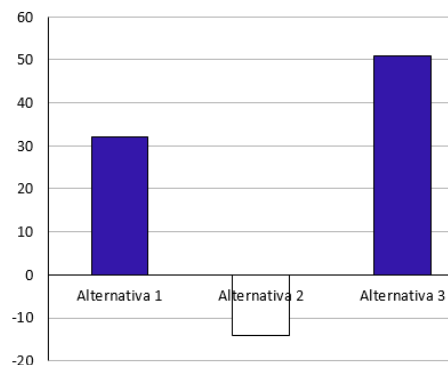
Suma ponderada de la Matriz 1

	1	0	1
	0	-2	2
	0	-3	3
	4	-4	4
	5	0	5
	0	-6	0
SUMA PONDERADA	-7	0	7
	8	0	8
	0	0	0
	10	-10	10
	11	11	11
	32	-14	51

Fuente: autores

Figura 20

Graficas de resultado de la matriz 1



Fuente: autores

Después de la aplicación de la matriz Pugh en su ronda 1 se descartan las alternativas 1 y 2 debido a su baja ponderación. Adicionalmente se hace las conclusiones del porque no se eligen las que han sido descartadas:

Alternativa I

Para este Diseño, este brace consta de un buen peso ligero para el paciente, además es uno de los prototipos más económico que puede encontrarse en el mercado debido a los materiales y a la fácil accesibilidad que tiene en los centros médicos, ya sea de fisioterapia u hospitales universitarios, por otro lado una de las desventajas de este Brace es que no sirve para el objetivo de este proyecto de investigación debido a los grados de espasticidad ya que este diseño solo brinda para lesiones leves ya sea para un deportista o simplemente un pequeño golpe u obstrucción muscular

Alternativa II:

El diseño Ortesis conexión rodilla – tobillo, es un diseño completo en el sentido que tiene una ventaja y es la estabilidad ya que sostiene toda la pierna para evitar un movimiento brusco por parte del usuario, por ende, cumpliría con los grados de espasticidad del objetivo del proyecto, el problema de ello es que es muy pesada para el paciente, además los materiales no son asequibles para la economía del usuario. Otra desventaja que tiene este dispositivo es al momento de colocarse el KAFO a la extremidad inferior, causa demasiada incomodidad

Alternativa III

El diseño de ortesis de impresión 3D, es un diseño versátil, a diferencia de las otras alternativas este cuenta con una buena facilidad de uso, también adquiere un buen manejo de seguridad y los materiales (que lo evaluaremos en otra matriz pugh) son asequibles

económicamente y funcional, además se le añade un sistema de transmisión de potencia a la cual hará que dependiendo del grado espasticidad del paciente

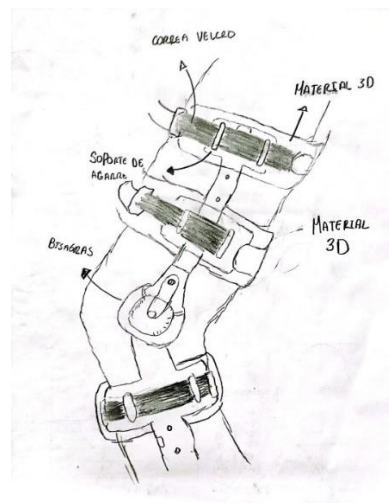
- **Segunda evaluación Pugh 2 – transmisión de potencia**

Debido a que se eligió la alternativa 3 que es el diseño de ortesis ahora se implementa otra matriz PUGH para determinar el tipo de transmisión de potencia que lleva a cabo el diseño de ortesis en 3D.

- **Ortesis en 3D con bisagras**

Figura 21

Boceto para diseño de ortesis en 3D con Bisagras



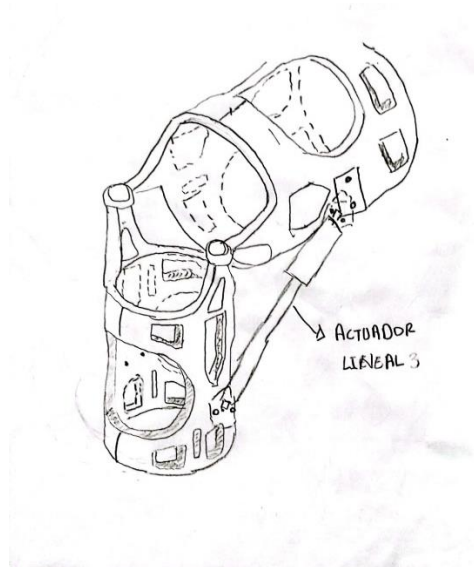
Fuente: autores

Es un prototipo que va conectado a la zona alta de la rodilla lo cual genera una conexión a la zona baja de esta articulación que permite hacer ajustes bilaterales dependiendo el Angulo que surgiere el paciente para ayudar la movilidad de la zona afectada de espasticidad, adquiere un rango de fuerza para que el usuario pueda apoyarse al dispositivo sin ningún problema.

- **Ortesis en 3D con actuador lineal**

Figura 22

Boceto para diseño de ortesis en 3D con Actuador lineal



Fuentes: autores

El actuador lineal para este dispositivo facilita la fuerza de tracción lineal/empuje lo cual irá conectado con un adruino que controla la cantidad de magnitud de fuerza que hará que la ortesis despliegue su función de flexión y extensión, el actuador tiene una distancia representativa para que al momento de que el paciente intente hacer el movimiento este oprima un botón y trate de ayudar en la movilidad de la rodilla que evita un esfuerzo autónomo.

A continuación, se selecciona con otra matriz pugh cuál de las dos transmisiones es más viable para la construcción de la ortesis:

Tabla 23

Evaluacion de Transmision de potencia matriz pugh 2

	Peso/ Grado de relevancia	Transmision de Potencia	
		BISAGRAS	ACTUADOR LINEAL
Fácil accesibilidad	1	1	1
Peso soportable	2	0	1
Diseño Atractivo	3	1	1
Medidas Ajustables	4	1	0
Mantenimiento Eficaz	5	-1	1
Precios Asequibles	6	0	1
Funcionalidad Segura	7	1	1
Facilidad de uso	8	0	1
Adaptaciones	9	1	1
Punto de apoyo ergonomicos	10	1	1
Facilidad para ser transportado	11	1	1
TOTAL		6	10

Fuente: autores

Tabla 24

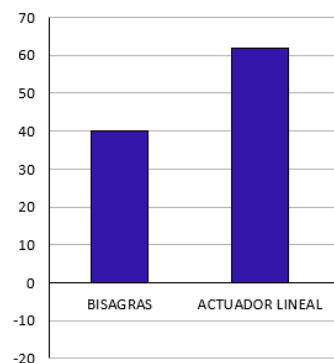
Suma ponderada de la matriz 2

	1	1
	0	2
	3	3
	4	0
	-5	5
	0	6
SUMA PONDERADA	7	7
	0	8
	9	9
	10	10
	11	11
	40	62

Fuente: autores

Figura 23

Grafica de resultados matriz 2



Fuente: autores

Después de la aplicación de la matriz Pugh en su ronda 2 se descartan las bisagras debido a su baja ponderación. Adicionalmente se hace las conclusiones del porque no se elige las que ha sido descartada:

Ortesis en 3D con bisagras

Si bien es un buen sistema de transmisión de potencia, queda muy difícil la instalación de ella misma por los rangos de longitudes que contiene este material, además esto sirve más que todo para personas que tenga deformidad al caminar, en poca palabra es para corregir los movimientos, mas no para ayudar la movilidad de la espasticidad de rodilla. la instalación puede romper algunas partes del diseño en 3D ya que no soporta el peso y la fuerza que esta puede generar.

Ortesis en 3D con actuador lineal

Es un buen sistema de transmisión de potencia, porque es un implemento demasiado sencillo y controlado por lo tanto genera facilidad en la instalación ya que el peso del actuador es muy bajo a comparación de las bisagras por ende no dañaría la estructura 3D que contiene la ortesis,

Además, con el adruino favorece el control de la velocidad del movimiento y genera que el usuario mismo mantenga una dinámica distinta. Por eso este diseño es el más favorable, no solo porque es funcional, sino que también es estético y ergonómico.

- **Selección de filamento en 3d- matriz 3**

Filamento Pla

Este filamento proviene de materiales orgánicos como el maíz y el trigo y ecológicos lo cual es muy agradable con la naturaleza y no es componente toxico, además brinda una flexibilidad muy ajustable a cualquier impresión, a parte obtiene una velocidad rápida ya que no se necesita que la cama sea de una temperatura demasiado alta, la siglas PLA significa que el material definitivo es el Poliacido láctico que es un biodegradable que su impresión debe estar a una temperatura no mayor a 60 grados Celcius

Filamento Petg

Este filamento contiene un material llamado glicol que también está formado por polietileno que es un tipo de poliéster, las propiedades principales al momento de realizar una impresión tipo 3D es que ocupa una mayor durabilidad, además es muy confiable porque tiene resistencia mayor a 60°C o sea temperatura alta, además tiene facilidad de impresión.

Filamento Nylon

Este filamento obtiene algunas características muy interesantes como la resistencia, flexibilidad y en la impresión necesita una cama caliente máximo de 80 °C , además probablemente es uno de los materiales que absorbe la humedad del ambiente , más que todo el nylon reemplazaría por características al policarbonato .

Tabla 25

Evaluacion de filamentos matriz pugh 3

	Peso/ Grado de relevancia	Filamentos		
		PLA	PETG	NYLON
Conceptos/ Categorías	Fácil accesibilidad	1	1	1
	Peso soportable	2	1	0
	Diseño Atractivo	3	1	1
	Medidas Ajustables	4	1	1
	Mantenimiento Eficaz	5	0	1
	Precios Asequibles	6	0	-1
	Funcionalidad Segura	7	1	0
	Facilidad de uso	8	-1	-1
	Adaptaciones	9	0	0
	Punto de apoyo ergonomicos	10	0	1
	Facilidad para ser transportado	11	1	1
TOTAL		5	9	4

Fuente: autores

Tabla 26

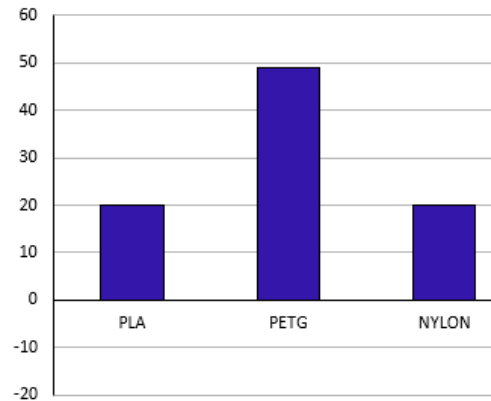
Suma ponderado de la matriz pugh 3

SUMA PONDERADA	1	1	1
	2	2	0
	3	3	3
	4	4	4
	5	5	5
	6	6	-6
	7	7	0
	8	0	-8
	9	0	0
	10	10	10
	11	11	11
	20	49	20

Fuente: autores

Figura 24

Grafica de selección de filamentos matriz 3



Fuente: autores

- **Elección de filamento para el diseño y construcción**

Filamento Pla

Si bien es hecho con material reciclable además el PLA es uno de los filamentos con mayor facilidad de impresión además que la rapidez del material a la hora de implementar su uso es rápida, tiene varias desventajas a la hora de abarcarlo en esta construcción del prototipo. Una de las desventajas es que es un material demasiado frágil ya que el dispositivo necesita una resistencia mecánica favorable este es lo contrario a lo antes dicho, además es muy sensible a las zonas húmedas. Por ende, no es el material adecuado para el uso de la construcción

Filamento Petg

Este filamento es el indicado ya que es el único de los que se puede abarcar una temperatura más alta, además tiene una buena estabilidad de flexión, también abarca los temas de resistencia a la hora de estirar o soportar una carga considerable, del mismo modo, a la hora de hacer un tipo de ensamble se adhiere muy fácil a las conexiones u otros materiales que permitan utilizarse en la construcción del dispositivo.

Filamento Nylon

Lamentablemente es un material muy delgado y fácil de romperse ya que no tiene una buena absorción de humedad por ende el nylon no adhiere a la temperatura del ambiente, otra desventaja es que si conectamos alguna transmisión de potencia lo más probable es que no ensamble hacia el nylon porque es un material que llega a deformarse por el paso del tiempo.

5.3.2.4 Paso 4) Modelar mediante un software de diseño la apariencia funcional del dispositivo. En esta sección se presenta el modelo en el software de Solidworks en donde se tuvo en cuenta los datos obtenidos en la tabla 13 por el paciente, el modelo como indica el objetivo tiene que ser acoplado ergonómicamente, estéticamente y funcional

- **Hoja de Ruta de ensamblaje.**

Esta ruta indica varios tipos de ensambles que está dividido en 3

1. Ensamble: Base para interceptar la rodilla
2. Ensamble: Transmisión de potencia
3. Ensamble: Soporte

Cada Ensamble se hace un explosionado para diferenciar los componentes, se puede detallar que el primer ensamble, está conformado por la pieza 1 y 7 que son los marcos inferior y superior lo cual es él se acopla principalmente en la parte de arriba y debajo de la rodilla

El segundo ensamble es la transmisión de potencia donde permite desplazar el movimiento que necesita el paciente para ayudar con la anomalía ya mencionada, este ensamble se conforma por la pieza y es el actuador lineal que es la pieza 4.

El tercer ensamble es el soporte que va ligado por la pieza 8 que es una tornillería, Las piezas 5 y 6 que son los travesaños superior e inferior y piezas 6 y 2 que son los anclajes superior e inferior.

Nota: las hojas de ruta de ensamble están adjuntadas en la sección de apéndices

- **Características del actuador lineal**

El actuador lineal es un dispositivo electromecánico que tiene un tipo de desplazamiento y es de forma lineal la cual se conecta es un sistema de motor o eléctrico ya sea Arduino o un rele para generar este tipo de movimiento, además este dispositivo tiene un peso ligero lo cual hace que se acople al momento de instalarlo.

A continuación se muestra una tabla de las principales características

Tabla 27

Características del actuador lineal

Torsion	96 N , 18 KG	USO	Diseño de ortesis para transmision de potencia
Numero de modelo	LA03	Potencia de salida	6 W
Corriente Continuous	0.4 A	Caracteristicas continuas	A prueba de goteo
Conmutacion	Pincel	Construccion	Iman permanente
Tipo	Micro motor	Input	12 V
Max Velocidad	150 mm/s	Max distancia	100 mm

Distancia en reposo 154 mm	Distancia en 254 mm
(L1)	extension (L2)

Fuente: aliexpress.com

5.3.2.5 Paso 5) Simular las condiciones de trabajo sobre el modelo realizado para verificar su funcionalidad. Para esta sección simulamos las partes principales del diseño lo cual se halla las deformaciones en el cual se soporta el actuador lineal, se añade la deformación de Von mises, desplazamiento y de factor de seguridad

- **Análisis de deformaciones**

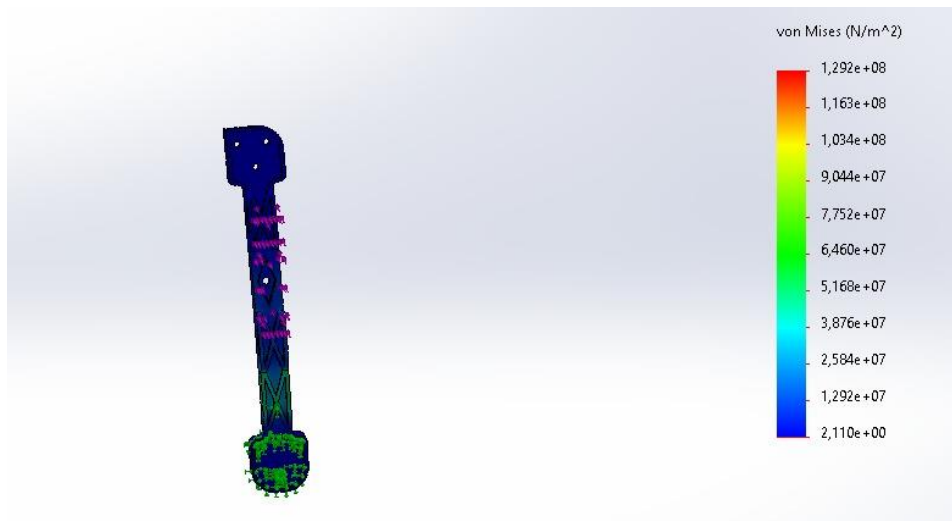
Con el programa de “simulation” se ejecuta las deformaciones principales que otorga la capacidad funcional del diseño, para esto se añade parte en la que puede ir fija y otra donde se ejerza la fuerza

Esfuerzo de Von Mises

En esta sección se aplica una carga en la cual se añade el material que es filamento petg y que tanto se puede deformar a la hora de ejecutarla dado esto, cuando la zona es prácticamente de color azul indica que el material soporta dicha carga como se ve en la figura 25, 26 y 27

Figura 25

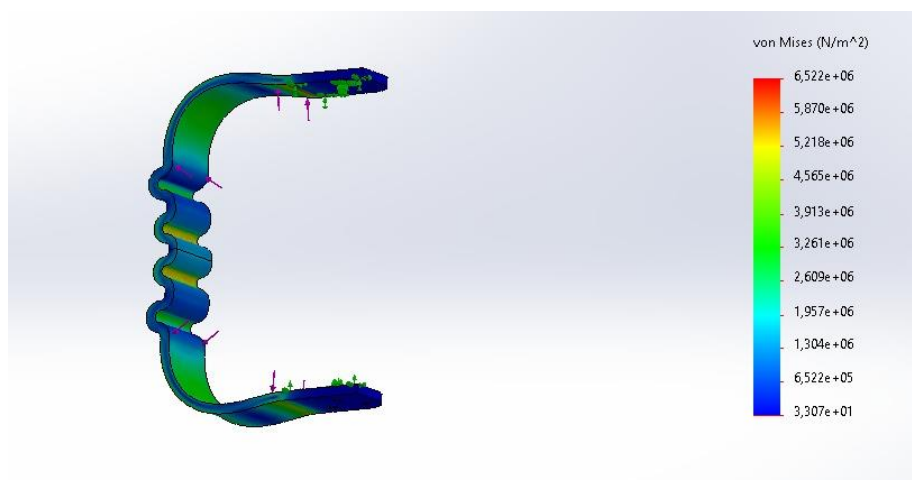
Esfuerzo de von mises travesaño superior



Fuente: autores

Figura 26

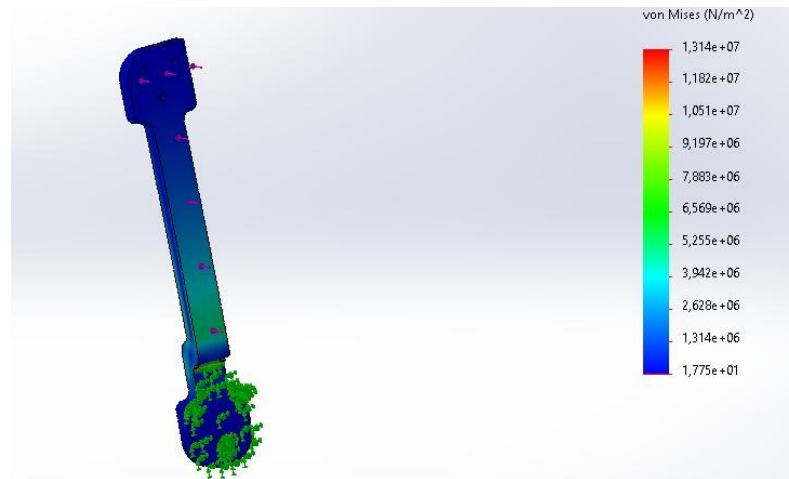
Esfuerzo de von mises marco de soporte de la rodilla



Fuente: autores

Figura 27

Esfuerzo de von mises travesaño inferior



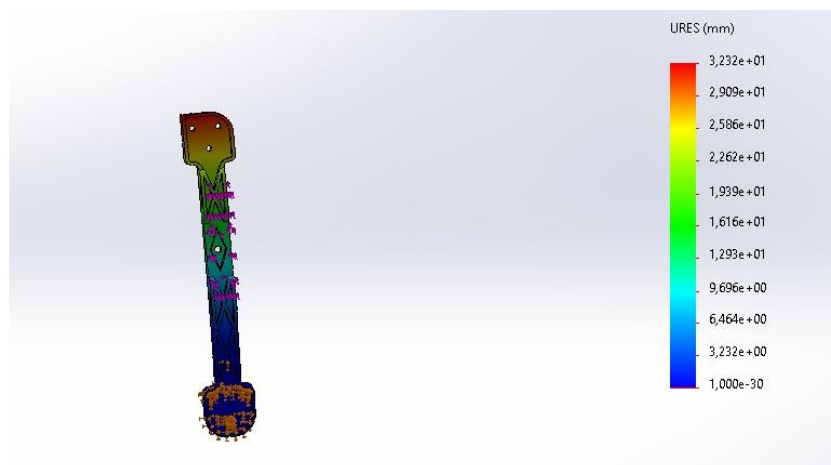
Fuente: autores

Deformaciones de desplazamiento

En esta sección se indica el máximo desplazamiento que sufrirían los componentes del diseño debido a los esfuerzos que se generan por la aplicación de la carga.

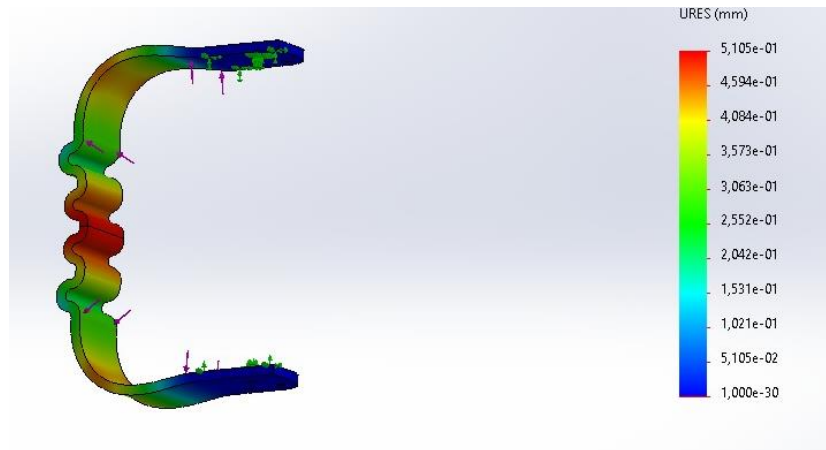
Figura 28

Desplazamiento travesaño superior

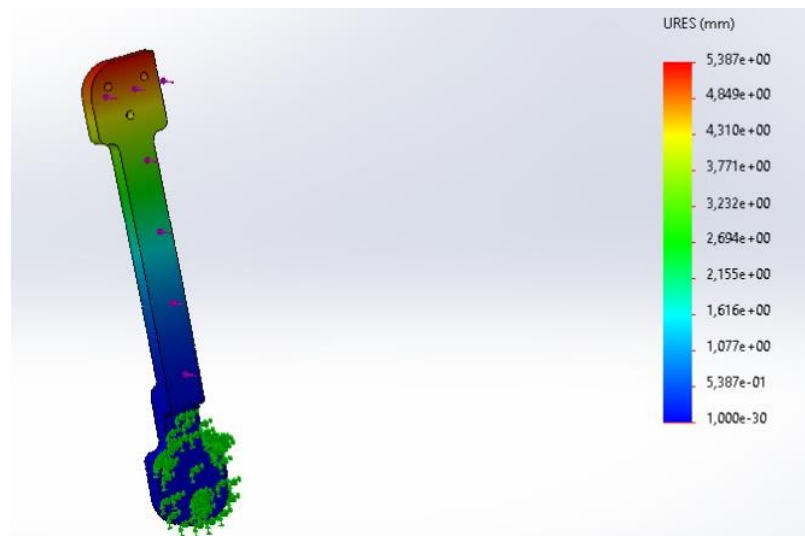


Fuente: autores

Figura 29

Desplazamiento marco de soporte de la rodilla

Fuente: autores

Figura 30*Desplazamiento travesaño inferior*

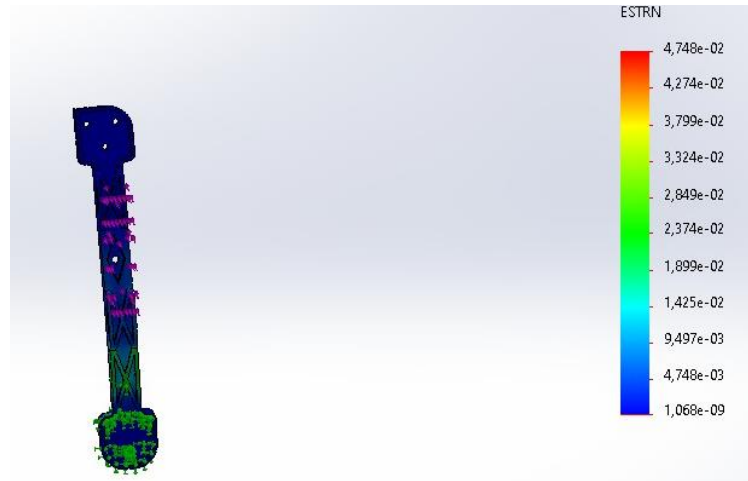
Fuente: autores

Deformaciones de factor de seguridad

El factor de seguridad es el cálculo entre el valor de la carga máxima, podemos decir que se genera un estrés de carga a lo que ya está ejecutado.

Figura 31

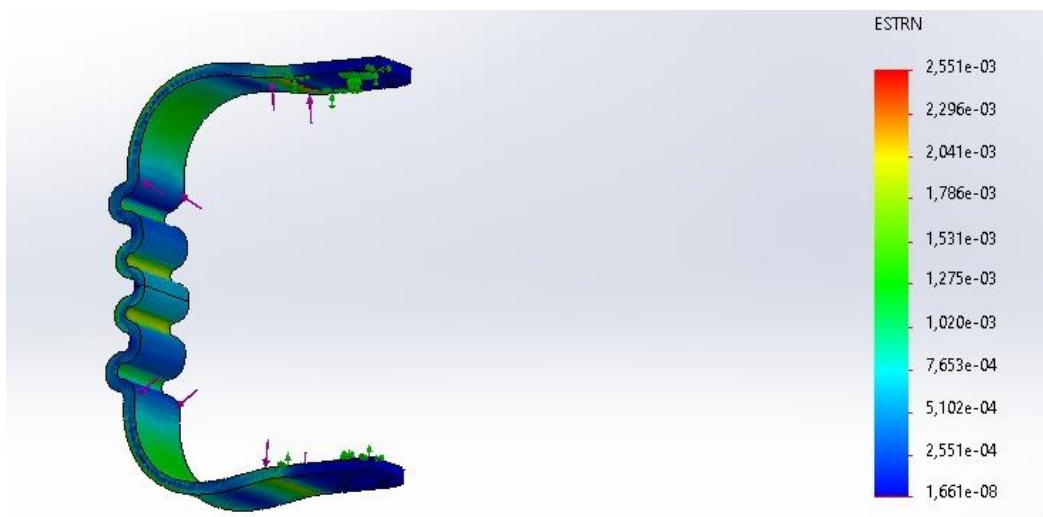
Factor de seguridad travesaño superior



Fuente: autores

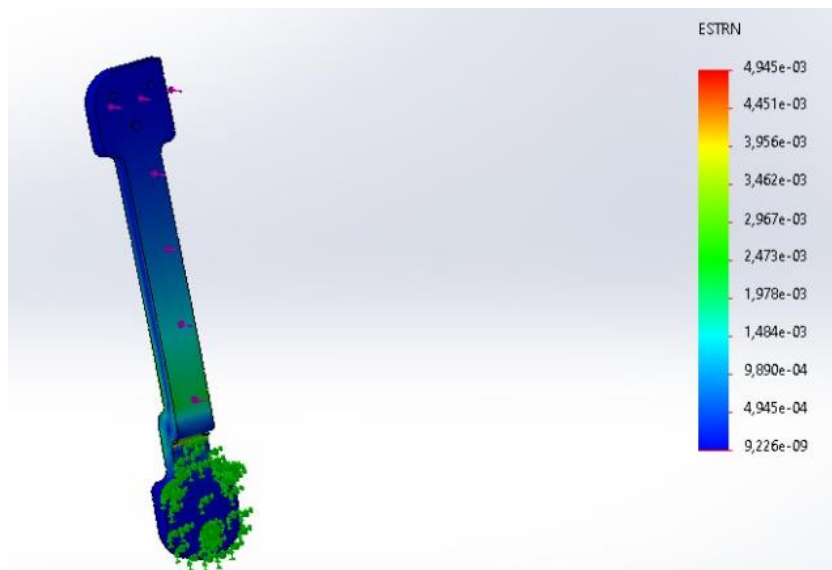
Figura 32

Factor de seguridad marco de soporte de la rodilla



Fuente: autores

Figura 33

Factor de seguridad travesaño inferior

Fuente autores

5.3.3 Construir un prototipo que sea ergonómica, estética y funcional, teniendo como prioridad disminuir los precios de asequibilidad manteniendo los estándares de calidad para los pacientes con ACV.

Entendiendo a un prototipo como una representación de una idea o proyecto, para el caso de la ingeniería se vuelve entonces una herramienta muy importante el uso de dichos prototipos. Como sabemos el proceso de diseño y fabricación a niveles industriales requiere de mucha organización y elevados costos, por lo que utilizar una muestra representativa del producto o dispositivo para poder estudiar su funcionamiento en el mundo real resulta una solución viable para reducir los costos posibles al momento de ejecutar el proyecto de manera definitiva.

- **Proceso de Impresión en 3d**

En esta sección se comienza a realizar las pruebas y construcción del prototipo como objetivo es que los parámetros estén acorde a los objetivos sólidos que se ha mencionado

anteriormente, además se hace pruebas en lo que implica la resistencia que debe obtener hacia el peso del paciente.

Prueba de ensamble 1

En la prueba de ensamble se aprecia una ejecución exitosa por lo que los datos de cálculo de impresión son efectivos, uno de los objetivos principales es que soporte el peso de la pierna del paciente

Prueba de ensamble 2

Si se fija hubo dos pruebas en la cual, si bien tuvieron la misma instrucciones y característica del ensamble 1, este se llevó al límite de cuanto era el máximo peso que podía soportar los travesaños ya que esto son los que van afectar al momento de flexionar el mecanismo, la primera prueba se llevó a cabo el límite de los 10 kg que exitosamente pudo soportar, en la segunda se puso al límite y aguantó 16 kg de peso lo cual brinda una mayor confianza

A continuación, se presenta la tabla lo cual son las características principales de la impresión gracias al filamento PETG.

Tabla 28

Prueba de impresión 3D

Datos de impresión	
Altura de la capa	0.2
Velocidad de impresión	65 mm/s
Relleno	15% giroide

Material	Filamento PETG
Temperatura de impresión	200 °C
Expansión horizontal	-0.1

Fuente: autores

Nota: Todas las evidencias realizadas están en la sección de apéndices.

- **Sistema de Conexiones Para el Actuador lineal**

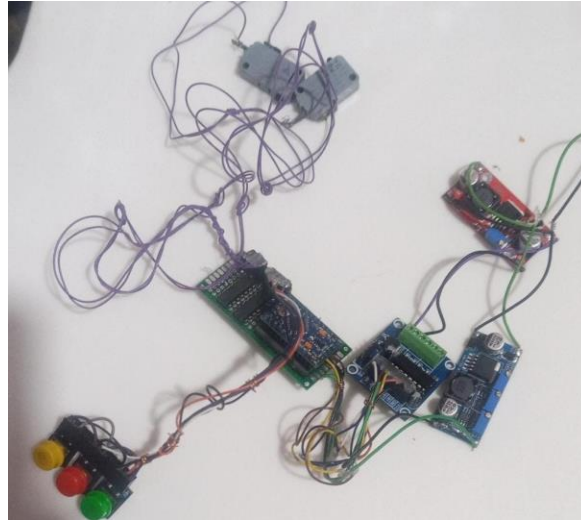
- Circuito eléctrico para conectar al arduino**

Si bien el arduino cumple con la función de generar la conexión de los actuadores lineales recordemos que el total de dispositivos (actuador) son 2 por ende la suma de voltaje es de 24 V, lastimosamente el arduino UNO es un sistema que tiene un voltaje de entrada límite de 20V lo cual no alcanza para generar la energía necesaria para movilizar los actuadores.

Es por esto se diseña un sistema circuito tipo relé como se muestra en la figura 34 el cual está compuesto por 5 componentes eléctricos, la misión de estos componentes es regular el voltaje y alcanzar para que el actuador pueda cumplir su función, Además se intercepta botones (pulsadores) la cual indica cuando detenerse y cuando iniciar las carreras

Figura 34

Circuito regulador para el actuador lineal



Fuente: autores

A continuación, adjuntamos tabla de las características del arduino modelo Uno

Tabla 29

Características del arduino Uno

Microcontrolador	Atmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7 – 12V
Voltaje de entrada (Límite)	6 – 20V
Pines para entrada- salida digital.	14 (6 pueden usarse como salida de PWM)
Pines de entrada analógica.	6
Corriente continua por pin IO	40 mA
Corriente continua en el pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32 KB (0,5 KB ocupados por el bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz

- **Componentes de conexión de circuito eléctricos**

Pulsadores

Su función es interrumpir o acceder de manera continua la corriente eléctrica siempre y cuando este queda completamente presionado.

Figura 35

Pulsadores



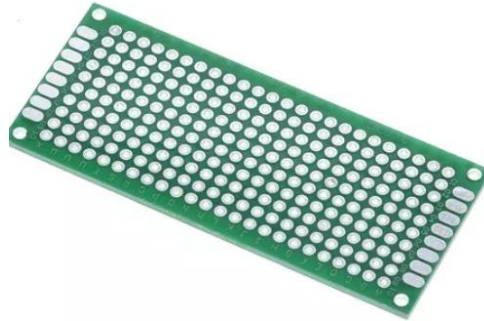
Fuente: yorobotics.co

Baquela doble cara

Su función es fabricar montajes en las compuertas lógicas

Figura 36

Baquela doble cara



Fuente: yorobotics.co

Convertidor BUCK Dc-Dc

Convertidor Regulador De voltaje que permite alimentar el Microcontrolador con una tensión nominal segura y regulada en su operación

Figura 37

Convertidor Buck Dc-Dc



Fuente: yorobotics.co

Convertidor Boost Dc-Dc

Convertidor Elevador de voltaje que regula la tensión de los terminales en un valor de 12 V para alimentar el controlador de los motores

Figura 38

Convertidor boost Dc-Dc



Fuente: yorobotics.co

Puente H

Controlador De Motores Puente H de 600 mA hasta 25V DC que permite controlar los actuadores

Figura 39

Puente H



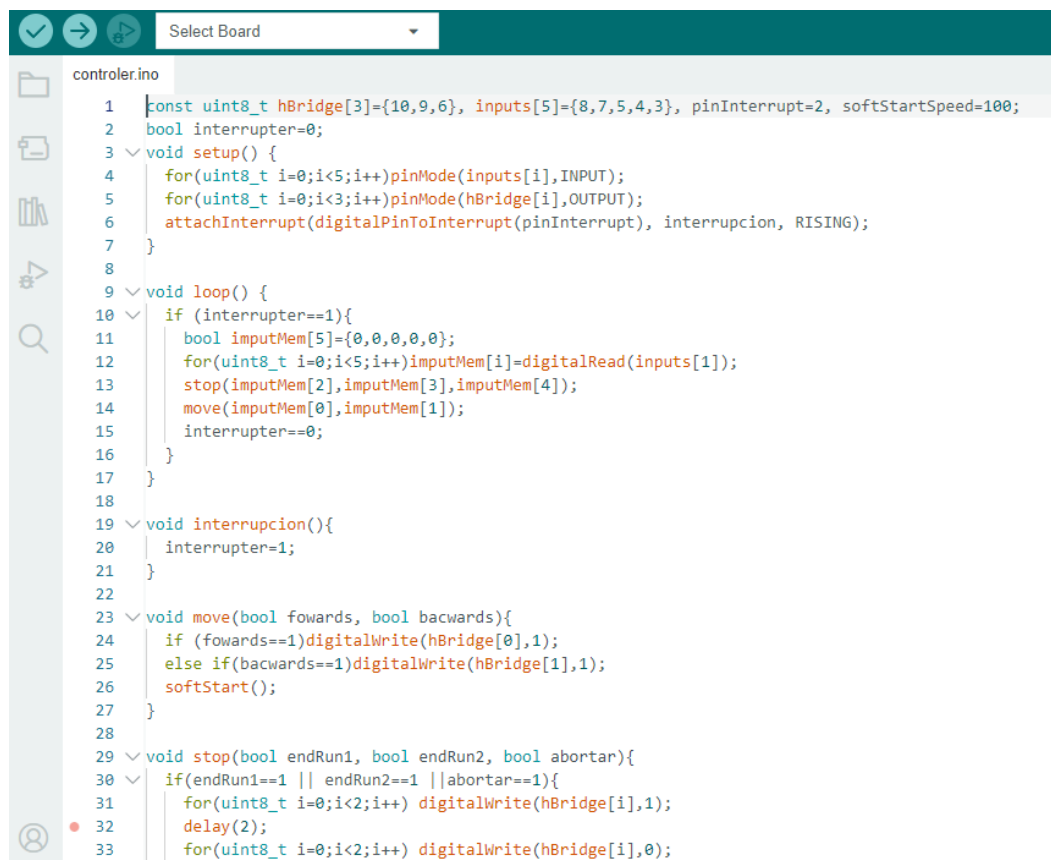
Fuente: yorobotics.co

Programación arduino Uno

Para que funcione el sistema de arduino necesitamos programar en el software las instrucciones y el orden en el que envíe las variables de conducción al dispositivo, a continuación, se anexa al programa en la cual el actuador lineal funcione con plenitud.

Figura 40

Programación para el arduino Uno



```
1  const uint8_t hBridge[3]={10,9,6}, inputs[5]={8,7,5,4,3}, pinInterrupt=2, softStartSpeed=100;
2  bool interrupter=0;
3  void setup() {
4      for(uint8_t i=0;i<5;i++)pinMode(inputs[i],INPUT);
5      for(uint8_t i=0;i<3;i++)pinMode(hBridge[i],OUTPUT);
6      attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(pinInterrupt), interrupcion, RISING);
7  }
8
9  void loop() {
10     if (interrupter==1){
11         bool inputMem[5]={0,0,0,0,0};
12         for(uint8_t i=0;i<5;i++)inputMem[i]=digitalRead(inputs[i]);
13         stop(inputMem[2],inputMem[3],inputMem[4]);
14         move(inputMem[0],inputMem[1]);
15         interrupter==0;
16     }
17 }
18
19 void interrupcion(){
20     interrupter=1;
21 }
22
23 void move(bool fowards, bool backwards){
24     if (fowards==1)digitalWrite(hBridge[0],1);
25     else if(backwards==1)digitalWrite(hBridge[1],1);
26     softStart();
27 }
28
29 void stop(bool endRun1, bool endRun2, bool abortar){
30     if(endRun1==1 || endRun2==1 ||abortar==1){
31         for(uint8_t i=0;i<2;i++) digitalWrite(hBridge[i],1);
32         delay(2);
33         for(uint8_t i=0;i<2;i++) digitalWrite(hBridge[i],0);
```

```
34 | | analogWrite(hBridge[2],0);
35 | | }
36 | }
37 |
38 | void softStart(){
39 |     uint8_t setTime=micros();
40 |     for(uint8_t i=0;i<256;i++){
41 |         analogWrite(hBridge[2],i);
42 |         while(setTime-micros()<= softStartSpeed){
43 |             uint8_t flick=0;
44 |             flick=1;
45 |         }
46 |     }
47 |     analogWrite(hBridge[2],255);
48 | }
```

Fuente: autores

La figura 40 sobre todo la línea del 1 al 6 son pines de la placa de desarrollo a los que se encuentra conectado el puente H cada una determina el sentido (10 y 9) y la velocidad de giro (6), lo demás pines se encuentran conectados para los botones y finales de carrera, también se encuentra instalado el pin de interrupción y el control de velocidad que se establece en microsegundos. se establece los valores constantes llamado pines de lectura lo cual se bautiza a "inputs" "hbridge" y "pininterrupt"

En la segunda línea del 9 al 15 se ejecuta la función encargada de iniciar y detener el movimiento de los actuadores lineales

En la tercera línea del 23 al 26 La función "displace" se encarga de ejecutar el protocolo de movimiento de los actuadores. Si la entrada "fowards" es 1 y endRun1 0 se activa el pin digital relacionado al movimiento hacia adelante. Si la entrada "backwards" es 1 endRun2 0 se activa el pin digital relacionado al movimiento hacia atrás

En la cuarta línea del 29 al 34 la función "hold" se encarga de ejecutar el protocolo de detención de los actuadores, lo demás son en caso de emergencia en el cual si algún movimiento no está relacionado a lo acorde se hace detención

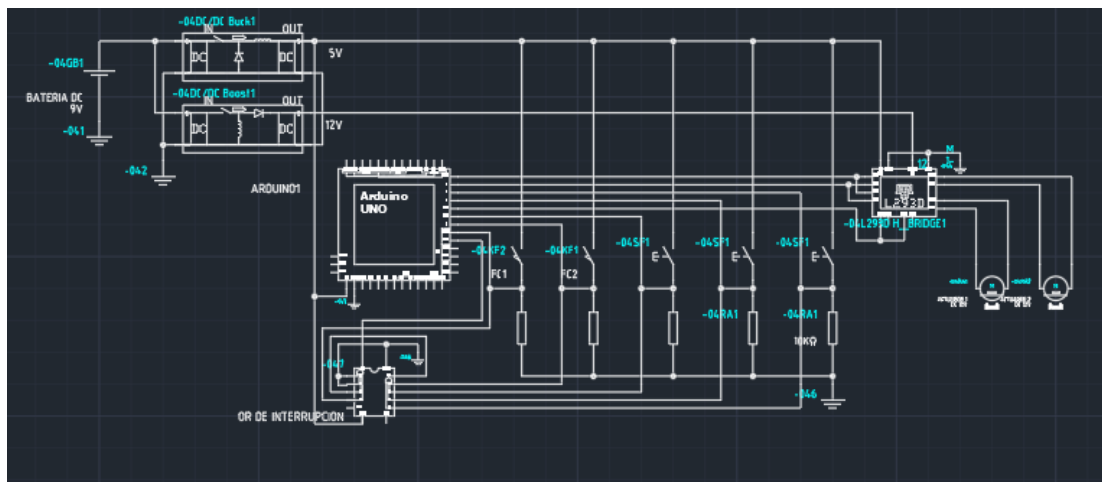
Por último, la línea del 38 al 44 indica que la función llamada "softStart" se encarga de ejecutar el protocolo de arranque suave para los actuadores, aquí se programa las velocidades en la cual se va aumentando por milésimas de segundo hasta alcanzar el máximo que otorga el actuador lineal.

Mapa de conexiones

En este mapa hay varios aspectos que hay que en marcar y son las posiciones que obtiene cada uno de los puertos y líneas de conexiones que esta abarcado para comportarse con la programación utilizado en el anterior párrafo

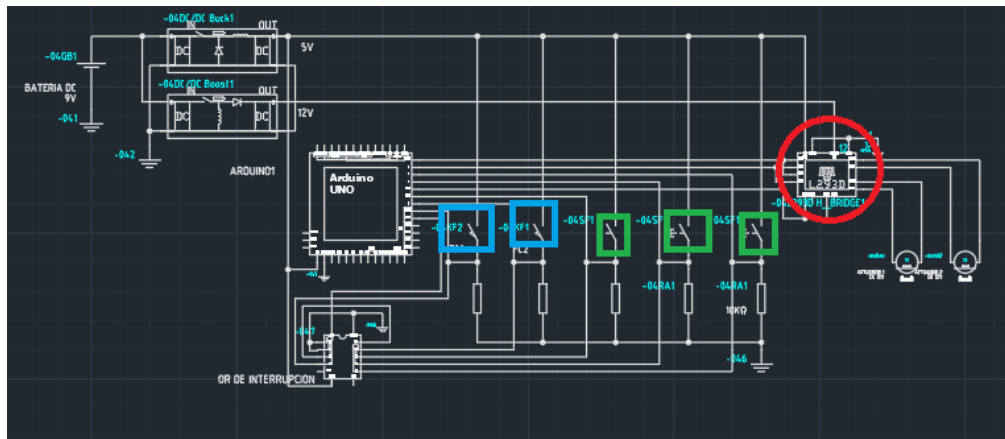
Figura 41

Mapa de conexiones arduino Uno



Fuentes: autores

A continuación, se señala las funciones principales que tales conexiones abarca para que el arduino tenga su misión y es movilizar el actuador lineal y así poder ayudar al paciente con el modelo de ortesis construido.

Figura 42*Mapa de conexiones detallado arduino Uno**Fuentes: autores***Puente H (Círculo rojo)**

Es el que permite manipular las direcciones de las corrientes en cualquier sentido, esto permite con varios transistores, o sea que si se gira un motor activa otros y así sucesivamente

Líneas de paradas (Cuadrado Verde)

En este caso son líneas donde se van hacer varias paradas en la primera línea de derecha a izquierda, se denomina el inicio lo cual comienza el arduino enviar señales para que el actuador comience a moverse, la segunda línea (medio), es cuando hace para detener la carrera que lleva la señal hacia al dispositivo y la tercera es parada de emergencia es para retomar la carrera que desde el comienzo en caso de un bug o algo parecido

Inicio y Final de carreras (cuadrado azul)

En este caso se señala el recorrido mínimo y máximo que obtiene para ordenar el avance de movimiento del actuador que significa el punto de flexión (inicio de carrera) y punto de extensión (fin de carrera)

Presupuesto

La suma de los costos de las actividades del proyecto implica disponer de la información financiera de la investigación en conjunto y de las fases necesarias para desarrollar los objetivos específicos expuestos con anterioridad. De este modo la estructura de costos del proyecto se compone por los siguientes rubros: recursos humanos, equipos, software, materiales y otros que ayudan a tener en cuenta las variables que pueden alterar el presupuesto.

Tabla 30

Presupuesto del proyecto de investigación

Materiales	Unidades	Costo
Actuador lineal	2	232.000
Filamento Petg	2	60.000
Pulsadores	1	14.000
Baquela doble cara	1	7.600
Convertidor Buck dc-dc	1	14.000
Convertidor Bost dc-dc	1	16.000
Puente H	1	15.000
Licencia de SolidWorks	1	240.000
Costo de energía impresión	Cop/kwh	11.640

Total materiales	370.240
Total materiales +licencia	610.240

Fuente: autores

Figura 43

Evidencias de compra de materiales

Pulsadores Colores Kit 5 Unidades 12x12mm Robotica Arduino
1 u. | La Compra Incluye: 5 Unidades

Entregado
Llegó el 4 de junio

Entregamos tu paquete a las 16:46 hs en **Carrera 3w #14-146**, palcos de barro blanco, Piedecuesta, Santander.
Puedes devolverlo hasta el domingo **13 de agosto**.

Detalle de la compra
3 de junio | # 2000006042522380

Producto	\$ 14,000
Envío	\$ 14,300
Total	\$ 28,300

Visa Débito ****5420

[Detalles de pago y envío](#)

DIRECCIÓN DE FACTURACIÓN

Pedido #24673

contacto Jaime Miranda Avila
teléfono 3209978492

DIRECCIÓN DE ENVÍO


Pedido #24673

\$0.00
BALANCE

REP. DE VENTA	FECHA EN QUE SE PAGÓ	FORMA DE PAGO
SOFIA	7/13/2023	NEQUI YEISON

ARTÍCULO	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	DESCUENTO	SUBTOTAL
B030610	ELEVADOR VOLTAJE DC-DC XL6009 ROJO	1	\$16,000.00	12.5 %	\$14,000.00
B031512	REGULADOR VOLTAJE CORRIENTE LM2596 1.25-30V 3A	1	\$14,000.00	0 %	\$14,000.00
B03119	MODULO CONTROL MOTOR PUENTE H L293D	1	\$15,000.00	22.67 %	\$11,599.50
V000110	BAQUELA DOBLE CARA UNIVERSAL PCB 3X7cm PERFORADA CIRCUITOS	1	\$7,600.00	34.21 %	\$5,000.04

OBSERVACIONES Se envia por inter.	SUBTOTAL \$44,599.54
	FLETE \$14,000.00
	TOTAL \$58,599.54



Micro actuador lineal de Motor, carrera para control remoto, robótica, automatización del hogar, DC 6V, 12V, 10/21/30/50/100mm

★★★★☆ 3.0 2 valoraciones 32 Vendidos

COP 115,780.71

~~COP234,607.44~~ 40% Descuento

👉 2% de descuento extra

COP12,185.29 Descue...
Cupón de Vendedor

Fuente: aliexpress-yorobotics.co

6. Conclusiones

- Se caracterizó los pacientes mediante pruebas con ayuda de profesionales de fisioterapia sobre la movilidad al sufrir espasticidad a consecuencia del accidente cerebro vascular
- Se diseñó el dispositivo mecánico de forma semiactiva, que pudo incrementar la movilidad mediante los parámetros establecidos mediante la espasticidad entre los grados 1 y 3 y así el paciente elegido cumpla con la independencia.
- Se ha construido un prototipo en el cual cumple el funcionamiento de ser ergonómico y estético, además es muy asequible de manera económica y de calidad para los pacientes que sufren de espasticidad debido a la causa de ACV, esto para mejorar la calidad de vida del usuario

Referencias bibliográficas

Las siguientes referencias complementan el trabajo de investigación y permite soportar la información suministrada.

Alicia, M. 3D Natives. *Que características tienen el Nylon En la impresión 3D*. 2023.

Recuperado de <https://www.3dnatives.com/es/caracteristicas-tiene-nylon-en-impresion-3d-120320202/#>

Andres, K. (2006). Diseño y Control de una Ortesis Activa de Tobillo para personas con.

Apandji, K. (2000). Fisiología Articular. Panamericana.

ÁVILA, R; PRADO, L; GONZÁLEZ, E. *Dimensiones antropométricas de población*

latinoamericana, segunda edición. Universidad de Guadalajara, Guadalajara – México, 2007

Blatchford. *Knee Ankle Foot Orthosis (KAFO)*. (s.f). <https://www.blatchfordmobility.com/en-gb/patient-solutions-uk/clinical-services/orthotics/orthotics-advice-guides/braces/knee-ankle-foot-orthosis-kafo/>

Boletín técnico Estadísticas Vitales (EEVV) Nacimientos y defunciones, Bogota DC. DANE (2020). Disponible en https://www.dane.gov.co/files/investigaciones/poblacion/bt_estadisticavitales_IItrim_2020pr.pdf

Boletines Poblacionales: Personas con Discapacidad -PCD Oficina de Promoción, MIN SALUD (2020). Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/boletines-poblacionales-personas-discapacidadI-2020.pdf>

Diseño de un estudio experimental para rehabilitación de rodilla con exoesqueleto activo de la universidad del Rosario Bogota DC. (Baquero. 2019). Disponible en https://repository.urosario.edu.co/bitstream/handle/10336/21014/Trabajo_de_grado_Catalina_Baquero.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Diseño de una órtesis activa de rodilla para la primera etapa de la rehabilitación, de la Universidad Santo Tomás de Bucaramanga, Santander. (Velásquez y Prieto, 2019). Disponible en <https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/16239/2019marcosvelasquezamiloprieto.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Diseño y pruebas de un dispositivo para generar movimiento de mano pléjica mediante estimulación eléctrica en pacientes secueados de acv de la universidad de concepción, Chile (Salazar, 2017). Disponible en http://repositorio.udec.cl/xmlui/bitstream/handle/11594/357/Tesis_Dise%c3%bl0_y_pruebas_de_un_dispositivoImage.Marked.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Impresoras3D.com. *Guia definitiva sobre los tipos de filamentos en 3D.* 2018. Recuperado de <https://www.impresoras3d.com/la-guia-definitiva-sobre-los-distintos-filamentos-para-impresoras-3d/>

Informe mundial sobre la discapacidad, OMS (2020). Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/INEC/INTOR/informe-mundial-discapacidad-oms.pdf>

Insumos Ortopédicos Y Medico cirugías. *Brace de Rodilla de articulación Libre.* (s.f). <https://insumeds.com/es/productos/brace-de-rodilla-articulacion-libre-body-help>

Parra, A. V. (2005). Tracking control properties of human-robotic systems based on Impedance control.

Pons, J. L. (2008). Wearable Robots: Biomechatronic exoskeletons. John Wiley & sons.

POZA, U. Psicología y Mente. *Escala de Ashworth*. 2019.
<https://psicologiymente.com/salud/escala-de-ashworth>

RAMACHANDRAN, H. VASUDEVAN, D. BRAHMA, A. PUGAZHENTHI, S. (2016). Estimation of mass moment of inertia of human body, when bending forward, for the design of a self-transfer robotic facility. *Journal of Engineering Science and Technology*. 11. 166-176.

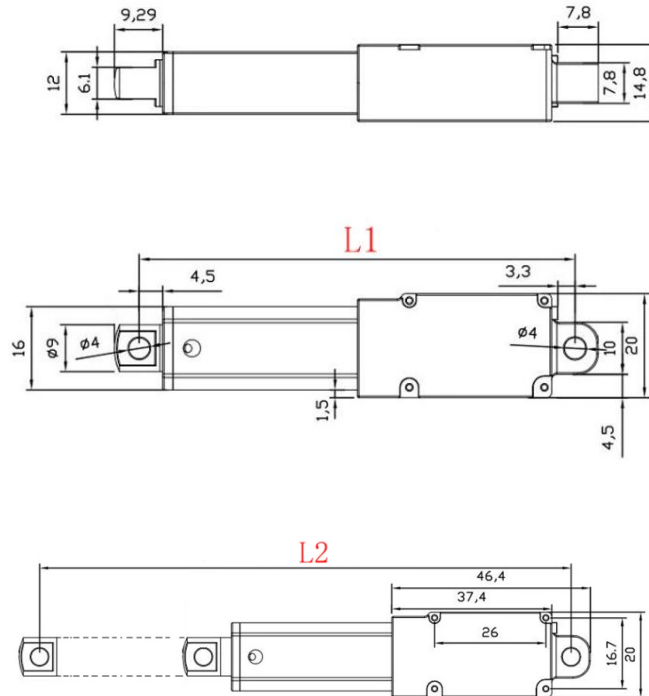
Rehabilitación multidisciplinaria para pacientes adultos con accidente cerebrovascular, medicina Buenos Aires (Olmos et al, 2020). Disponible en <https://www.medicinabuenosaires.com/indices-de-2020/volumen-80-ano-2020-no-1-indice/rehabilitacion/>

ROCA, J. HZ Hard Zone. *Descubre que filamento son ideales para tu impresora 3D*. 2022. Recuperado de <https://hardzone.es/tutoriales/rendimiento/filamento-impresora-3d/>

QUIÑONES, S. PAZ, C. DELGADO, C. *Consenso mexicano para la aplicación de toxina botulínica en padecimientos neurológicos*.2009.
<https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexneu/rmn-2009/rmn092i.pdf>

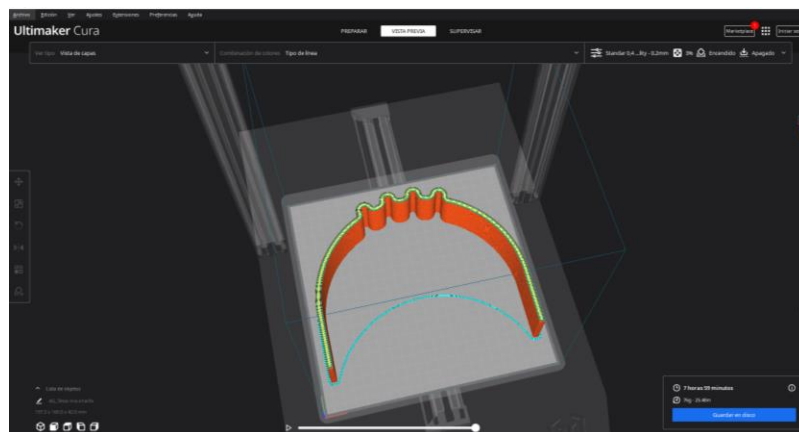
Apéndice C

Medidas del actuador lineal



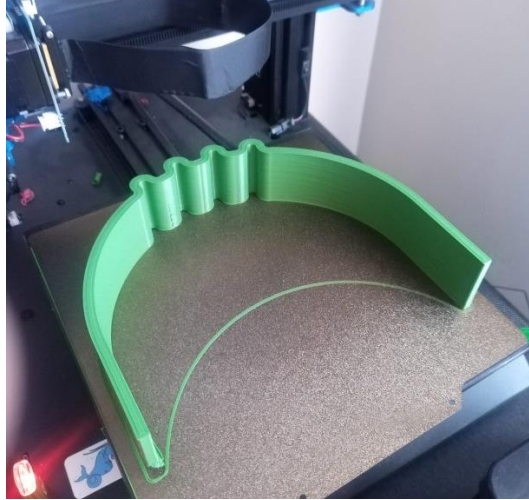
Apéndice D

Pruebas de ensamble 1



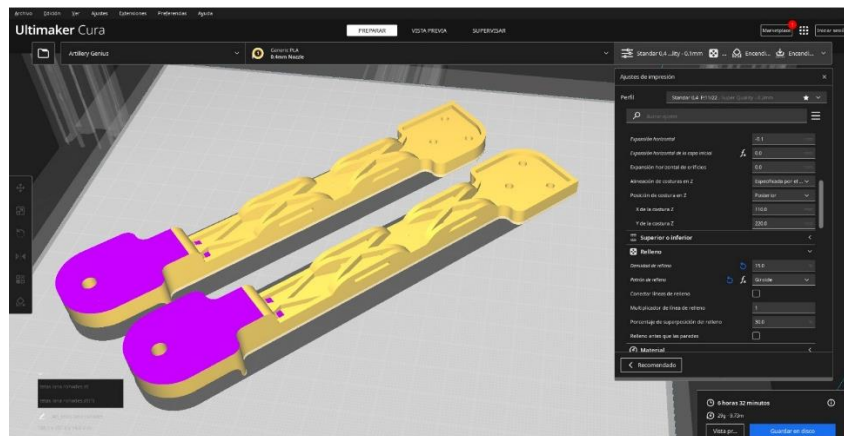
Apéndice E

Prueba de ensamble 1 impresa



Apéndice F

Prueba de ensamble 2



Apéndice G

Prueba de ensamble 2 aplicando carga de 10kg y límite de 16kg



Apéndice H

Diseño de ortesis semiactiva ensamblada



Apéndice I

Diseño de ortesis semiactiva ensamblada prueba paciente elegido

**Apéndice J**

Diseño ortesis con actuador lineal instalado de forma flexionada



Apéndice K

Diseño ortesis con actuador lineal instalado de forma Extendida

