

Desarrollo de un modelo simulado de órtesis de tipo rodilla-pie con enfoque pediátrico integrado con un sistema de medición angular para la asistencia en rehabilitación de la marcha.

Zarith Melissa De Alba Pinilla

Angela Cecilia Andrade Betancour

Edison Alexander Dueñas Román

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingenieros biomédicos

Director

Ft. Natalia García Corredor

Codirectores

Ing. Lusvin Javier Amado Forero

Ing. Mario Fernando Morales Cordero

Universidad Autónoma de Bucaramanga

Facultad de Ingeniería

Ingeniería Biomédica

Bucaramanga

2023

Dedicatoria

Zarith Melissa De Alba P.

En primer lugar, quiero agradecer a Dios por hacer posible la culminación del presente proyecto. A mis padres John Jairo y Luz Marina que estuvieron presentes en todo el proceso de mi vida universitaria quienes siempre fueron mi apoyo constante y mi principal motivación para seguir adelante. También le dedico los resultados de mi esfuerzo a mi hermano que de igual manera ha sido mi mayor ejemplo a seguir, me ha dado la fuerza para seguir siendo una mejor persona. Así mismo quiero agradecer a todos los maestros y colegas con los que pude interactuar en todo este largo proceso, en especial a mis compañeros de proyecto Alex y Angela que sin conocerme me depositaron su voto de confianza para poder terminar esta etapa de mi vida. En general agradezco a cada una de las personas que hicieron parte de mi vida en estos años de carrera y me enseñaron y motivaron día a día.

Angela Cecilia Andrade B.

Quiero dedicar este proyecto a mi familia quienes han sido mi más grande orgullo y ejemplo a seguir a lo largo de mi vida, especialmente a mi abuelo Gonzalo que siempre ha estado para mí en las situaciones más difíciles, mi abuela Cecilia quien a pesar de ya no estar conmigo sigue siendo mi mayor inspiración para seguir adelante y cumplir todas mis metas, mis padres, mi hermano y mi tío por toda su paciencia, sus buenos consejos, por todo el apoyo que me han brindado. También dedico este proyecto a Alex y Zarith, que fueron excelentes compañeros en todo este proceso y con quienes compartí muchos momentos de risas y enojos que ayudaron a que este proceso sea más sencillo.

Edison Alexander Dueñas R.

Este trabajo está dedicado a mis padres, Alexander y Claudia, quien han estado ahí para mí siempre y no sería la persona que soy sin ellos, también quiero darle créditos a mi hermano Andrés, que me inspira ser un ejemplo para seguir cada día. Quiero darle las gracias a mis compañeras, Angela y Zarith, que han tenido mucha, mucha paciencia conmigo a lo largo del desarrollo de este proyecto y he aprendido de ellas porque son dos personitas increíbles tanto a nivel personal como profesional.

Agradecimientos

Queremos expresar nuestro agradecimiento a la Universidad Autónoma de Bucaramanga, a toda la Facultad de Ingeniería y al programa de Ingeniería Biomédica, a nuestra directora Ft. Natalia García Corredor y al Ing. Mario Morales quienes con la enseñanza de sus valiosos conocimientos hicieron que pudiéramos crecer día a día como profesional, gracias a cada uno de ustedes por su paciencia, dedicación, apoyo incondicional y amistad. También agradecer al Ingeniero Alejandro Arboleda Carvajal, director del programa de ingeniería Biomédica, quien con su visto bueno permitió la realización de este proyecto.

TABLA DE CONTENIDO

	Pag.
1. CAPITULO I.....	15
1.1 PROBLEMA U OPORTUNIDAD	15
1.2 JUSTIFICACIÓN	17
1.3 PREGUNTA PROBLEMA.....	18
1.4 OBJETIVOS	18
1.4.1 <i>Objetivo general</i>	18
1.4.2 <i>Objetivos Específicos</i>	18
1.5 LIMITACIONES Y DELIMITACIONES	19
2. CAPITULO II	20
2.1 MARCO TEÓRICO	20
2.1.1 <i>Órtesis y clasificación</i>	20
2.1.2 <i>Descripción básica del miembro inferior</i>	23
2.1.3 <i>Análisis de la Marcha Normal</i>	27
2.1.4 <i>Disfunciones motoras de miembro inferior</i>	30
2.1.5 <i>Patrones de marcha en personas con patologías neuromusculares del</i> <i>miembro inferior</i>	31
2.1.6 <i>Rehabilitación de la marcha en discapacidad motora</i>	35
2.1.7 <i>Software asistido por computador</i>	35
2.2 MARCO NORMATIVO.....	38
2.2.1 <i>Ley 23 de 1982: Disposiciones sobre los derechos de autor</i>	38

2.2.2 Ley 1915 de 2018: Disposiciones adicionales de derechos de autor y derechos conexos (sobre la 24 de 1982)	39
2.2.3 Decreto 1360 DE 1989	39
2.2.4 Ley 44 de 1993.....	39
2.2.5 Consideraciones Éticas.	39
2.3 ESTADO DEL ARTE	40
2.3.1 Antecedentes Internacionales	41
2.3.2 Antecedentes Nacionales	44
3. CAPITULO III.....	46
3.1 METODOLOGÍA.....	46
3.1.1 Etapa I: Diseño	46
3.1.2 Etapa II: Construcción del modelo.....	48
3.1.3 Etapa III: Evaluación	52
4. CAPITULO IV	54
4.1 RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	54
4.1.1 Etapa I: Diseño	54
4.1.2 Etapa II: Construcción del modelo.....	64
4.1.3 Etapa III: Evaluación	85
5. CAPITULO V	99
5.1 CONCLUSIONES	99
5.2 RECOMENDACIONES	101

6. ANEXOS	102
REFERENCIAS	112

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1. <i>Resumen de los principales movimientos de los segmentos de miembro inferior.</i>	25
Tabla 2. <i>Resumen de las características de las articulaciones de la rodilla y el tobillo.</i>	27
Tabla 3. <i>Patologías degenerativas</i>	30
Tabla 4. <i>Propiedades de la fibra de carbono.</i>	50
Tabla 5. <i>Propiedades del Polipropileno.</i>	50
Tabla 6. <i>Propiedades de la aleación de acero 1010.</i>	51
Tabla 7. <i>Matriz de selección para diseño de mecanismo.</i>	58
Tabla 8. <i>Ponderado obtenido a partir de los porcentajes asignados en la matriz de selección.</i> .	58
Tabla 9. <i>Medidas antropométricas establecidas según el rango de edades.</i>	60
Tabla 10. <i>Longitudes segmentos miembro inferior.</i>	61
Tabla 11. <i>Características técnicas de los sensores encontrados.</i>	63
Tabla 12. <i>Matriz de selección del sensor inercial</i>	63
Tabla 13. <i>Ponderado obtenido de la matriz de selección</i>	64
Tabla 14. <i>Parámetros técnicos del registro y almacenamiento de datos.</i>	87
Tabla 15. <i>Porcentaje de error de la articulación de la rodilla.</i>	89
Tabla 16. <i>Porcentaje de error de la articulación del tobillo.</i>	89

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1. <i>Duración ciclo de la marcha.</i>	28
Figura 2. <i>Ciclo de la marcha.</i>	29
Figura 3. <i>Clasificación de las alteraciones de la marcha en hemiplejia espástica.</i>	33
Figura 4. <i>Clasificación de las alteraciones de la marcha en diplejía espástica.</i>	34
Figura 5. <i>Diseño A de la órtesis.</i>	55
Figura 6. <i>Diseño B de la órtesis.</i>	56
Figura 7. <i>Diseño C de la órtesis.</i>	57
Figura 8. <i>Diseño CAD.</i>	65
Figura 9. <i>Medidas correspondientes a la barra inferior del modelo.</i>	66
Figura 10. <i>Medidas correspondientes a la barra superior del modelo.</i>	66
Figura 11. <i>Medidas correspondientes al soporte del muslo.</i>	67
Figura 12 <i>Medidas correspondientes al soporte del tobillo.</i>	67
Figura 13. <i>Longitud máxima del diseño CAD.</i>	67
Figura 14. <i>Longitud mínima diseño CAD.</i>	68
Figura 15. <i>Representación gráfica de la órtesis.</i>	69
Figura 16. <i>Esquema del circuito eléctrico del acelerómetro.</i>	69
Figura 17. <i>Diagrama de flujo del código de Arduino.</i>	71
Figura 18. <i>Selección de parámetros para el estudio.</i>	72
Figura 19. <i>Sujeción Bisagra fija.</i>	73
Figura 20. <i>Primera fuerza aplicada al modelo.</i>	74
Figura 21. <i>Segunda fuerza aplicada al modelo.</i>	74

Figura 22. <i>Malla</i>	75
Figura 23. <i>Ejecución del estudio del análisis estático</i>	75
Figura 24. <i>Análisis 1. Tensiones</i>	76
Figura 25. <i>Medidas máximas y mínimas</i>	76
Figura 26. <i>Análisis 2. Desplazamientos</i>	77
Figura 27. <i>Medidas máximas y mínimas</i>	77
Figura 28. <i>Análisis 3: deformaciones unitarias</i>	77
Figura 29. <i>Medidas máximas y mínimas</i>	78
Figura 30. <i>Interfaz para ingresar los datos angulares</i>	79
Figura 31. <i>Interfaz para guardar animación</i>	80
Figura 32. <i>Procedimiento para exportar archivos de SolidWorks a Simulink</i>	81
Figura 33. <i>Diagrama de bloques generado por Simscape en Simulink</i>	82
Figura 34. <i>Modelo 3D de la órtesis en el entorno 3D de Simulink</i>	83
Figura 35. <i>Bloques para importación de datos desde Matlab</i>	83
Figura 36. <i>Componente mecánico de la simulación</i>	84
Figura 37. <i>Diagrama de flujo Código</i>	85
Figura 38. <i>Datos exportados de Matlab</i>	86
Figura 39. <i>Angulo de la rodilla de la cinemática</i>	87
Figura 40. <i>Angulo del tobillo de la cinemática</i>	88
Figura 41. <i>Comparación trayectoria rodilla antes del modelo matemático</i>	92
Figura 42. <i>Comparación trayectoria tobillo antes del modelo matemático</i>	92
Figura 43. <i>Comparación trayectoria rodilla después del modelo matemático</i>	93
Figura 44. <i>Comparación trayectoria tobillo después del modelo matemático</i>	93

Figura 45. <i>Comparación trayectoria rodilla antes del modelo matemático.</i>	94
Figura 46. <i>Comparación trayectoria tobillo antes del modelo matemático.</i>	94
Figura 47. <i>Comparación trayectoria rodilla después del modelo matemático.</i>	95
Figura 48. <i>Comparación trayectoria tobillo después del modelo matemático.</i>	95
Figura 49. <i>Comparación trayectoria rodilla antes del modelo matemático.</i>	96
Figura 50. <i>Comparación trayectoria tobillo antes del modelo matemático.</i>	96
Figura 51. <i>Comparación trayectoria rodilla después del modelo matemático.</i>	97
Figura 52. <i>Comparación trayectoria rodilla después del modelo matemático.</i>	97

Resumen

Las disfunciones motoras se caracterizan por presentar una alteración persistente del sistema locomotor, especialmente para la postura, coordinación y movimiento, estas pueden ser producidas de manera cognitiva por lesiones en el sistema nervioso central o adquirida en las etapas del crecimiento del infante. Las órtesis son el principal tratamiento para este tipo de condiciones, sin embargo, no se ajustan apropiadamente a las características anatómicas de cada paciente, provocando que el efecto terapéutico/correctivo sea menor, adicionalmente esta herramienta puede generar malestar en los infantes por su peso y complejidad limitando su movilidad.

Teniendo en cuenta lo anterior, el objetivo de este proyecto fue diseñar y desarrollar un prototipo simulado de órtesis para miembro inferior de tipo rodilla-pie integrada con un sistema de medición angular para cuantificar la flexo-extensión de los segmentos articulares rodilla-tobillo para la asistencia y seguimiento en procesos de rehabilitación del patrón de la marcha.

Inicialmente se estableció una metodología que permitió el análisis y la extracción de las mediciones angulares presentes en la marcha, luego se realizó el diseño y programación de un software en donde se pudiera calcular dichas mediciones. Posteriormente se determinó una trayectoria de marcha normal a partir de valores angulares estandarizados por estudios previos, esta marcha normal sirvió como base para construir las trayectorias anormales que emulan las posibles patologías de la vida real, con el fin de identificar la posible evolución que tendría un paciente al usar la órtesis. Esto se hizo por medio de una simulación computacional en la que se emplearon las características geométricas de la órtesis y se aplicaron modelos cinemáticos inversos

y directos para obtener los parámetros matemáticos que permiten determinar las posibles trayectorias que tendría el modelado en entornos reales.

Una vez realizado todo el procedimiento se encontró que el modelado de órtesis es viable ya que se acerca a las trayectorias articulares determinadas en estudios biomecánicos previos, lo cual permite comprobar su funcionalidad, sin embargo, se identificó una limitación con respecto a los ángulos, debido a que es necesario establecer un lazo de control que mejore la calidad de los datos y esto solo es posible cuando se lleva a un entorno físico.

Abstract

Motor dysfunctions are characterized by presenting a persistent alteration of the locomotor system, especially for posture, coordination and movement, these can be produced cognitively by lesions in the central nervous system or acquired in the growth stages of the infant. Orthoses are the main treatment for this type of conditions, however, they do not adjust appropriately to the anatomical characteristics of each patient, causing the therapeutic/corrective effect to be lower, additionally this tool can generate discomfort in infants due to its weight and complexity limiting their mobility.

Considering the above, the objective of this project was to design and develop a simulated prototype of a knee-foot type lower limb orthosis integrated with an angular measurement system to quantify the flexo-extension of the knee-ankle joint segments for assistance and follow-up in gait pattern rehabilitation processes.

Initially, a methodology was established that allowed the analysis and extraction of the angular measurements present in the gait, then the design and programming of a software where these measurements could be calculated. Subsequently, a normal gait trajectory was determined from angular values standardized by previous studies. This normal gait served as the basis for constructing the abnormal trajectories that emulate possible pathologies in real life, in order to identify the possible evolution that a patient would have when using the orthosis. This was done by means of a computational simulation in which the geometric characteristics of the orthosis were

used and inverse and direct kinematic models were applied to obtain the mathematical parameters that allow determining the possible trajectories that the modeling would have in real environments.

Once the whole procedure was carried out, it was found that the orthosis modeling is feasible since it is close to the joint trajectories determined in previous biomechanical studies, which allows checking its functionality; however, a limitation was identified with respect to the angles, since it is necessary to establish a control loop that improves the quality of the data and this is only possible when it is taken to a physical environment.

1. CAPITULO I

En este capítulo se evidencia la problemática, como se espera solucionarla bajo un sistema de modelado que apoyen la asistencia en rehabilitación de la marcha, el proceso a realizar, que pasos se llevan a cabo y los pacientes pueden llegar a verse beneficiados.

1.1 Problema u oportunidad

A nivel nacional, en el censo general de 2005 realizado por el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) se reportó que en Colombia 2.624.898 personas (6,3% de la población general) presenta alguna limitación motora permanente. Una actualización de este estudio se presentó en el 2010 donde se encontró que nacionalmente, cerca de 18.522 niños entre 0 y 12 años presentaban una discapacidad en el movimiento de cuerpo, manos, brazos y piernas, mientras que, a nivel departamental, en Santander había 737 niños bajo el mismo rango de edades con esta discapacidad. (DANE, 2020)

La causa más común de discapacidad motora en la infancia es la parálisis cerebral (PCI), con una prevalencia global de entre 2 y 3 por cada 1000 nacidos vivos, entre los bebés prematuros o con bajo peso la tasa aumenta de 40 a 100 por cada 1.000 nacimientos. Es un término que encierra varias perturbaciones que ocasionan un trastorno persistente de la postura y el movimiento, producido por una lesión del sistema nervioso central en desarrollo en la etapa prenatal, durante el parto e incluso en los primeros meses de vida del lactante. (Acevedo, 2012)

En algunos casos, esta patología puede afectar el comportamiento motor del miembro inferior, particularmente en los segmentos articulares de la rodilla y del pie donde se encontró que los principales movimientos son la flexión-extensión, los cuales son movimientos importantes durante la marcha. Esta acción puede sufrir una combinación de alteraciones primarias que suelen ser permanentes, secundarias que son frecuentemente corregibles y terciarias que se manifiestan como respuestas de compensación únicamente durante la anormalidad. Estas se pueden clasificar principalmente en 4 grupos de trastornos tales como la marcha equina, pie caído, rigidez de rodilla y pie plano (Tamplain, 2014)

Una de las principales falencias relacionadas con las disfunciones motoras de la población pediátrica en Colombia, está asociada al uso de las órtesis, ya que estas son universales y no se ajustan apropiadamente a las características anatómicas de cada paciente, provocando que el efecto terapéutico/correctivo sea menor (incluso desfavorable). En pacientes pediátricos con discapacidad motora, usualmente se emplea órtesis de cadera para mejorar los patrones de marcha, sin embargo, esta herramienta genera malestar en los infantes por su peso y complejidad limitando así el patrón de la marcha. Además, según estudios no se registra una mejora significativa de la movilidad articular en movimientos de flexión y extensión. (Torres et al., 2013)

Con base en esta problemática, se puede decir que en el mercado es poco frecuente encontrar una alternativa de órtesis de miembro inferior que sea tolerable para un paciente con discapacidad motora en la infancia, debido a esto se propone desarrollar un prototipo modelado de órtesis para miembro inferior de tipo rodilla-pie integrada con un sistema de medición angular para cuantificar la flexo extensión de los segmentos articulares rodilla-tobillo para la asistencia y seguimiento en procesos de rehabilitación del patrón de la marcha en población pediátrica.

1.2 Justificación

En Colombia, según las cifras reportadas por el DANE en el 2010, 18.522 niños entre 0 y 12 años presentan una discapacidad que afecta el movimiento de cuerpo, miembros superiores y miembros inferiores, analizando cada departamento se encontró que en Santander existen 737 niños bajo las mismas condiciones de edad y discapacidad. La marcha representa uno de los medios de desplazamiento más primitivos así como una de las actividades físicas más sencillas y cotidianas, por lo cual, los pacientes con discapacidad motora infantil que desarrollan algún tipo de alteración en el patrón normal de esta acción, presentan dificultades para transportarse de manera autónoma, requiriendo asistencia mecánica parcial o total que resulta costosa y conserva algún grado de incomodidad y/o limitación para desplazarse perdiendo la noción de normalidad o independencia. (DANE, 2020)

Dado que en Santander se presenta una gran cantidad de pacientes que requieren un tratamiento, es necesaria la búsqueda de alternativas de órtesis que se acomoden mejor a las personas, para esto actualmente existen diferentes herramientas de modelado que permiten evaluar la utilidad del dispositivo mediante la integración de diversos sistemas computacionales o software asistidos por computador, los cuales facilitan la simulación del dispositivo bajo ciertas condiciones preestablecidas según las alteraciones en el patrón de marcha, esto para corroborar su funcionamiento antes de implementarlo en un paciente. Además, es posible acoplar los sistemas de medición angular que permiten llevar el control de los grados de movimiento de las articulaciones del miembro inferior y hacer un análisis cinemático de marcha detallado desarrollando una órtesis más precisa con el fin de permitirle al personal asistencial de salud llevar

un seguimiento de la evolución del paciente en cuanto a sus movimientos en las articulaciones de rodilla y pie en la terapia de rehabilitación.

Por lo tanto, este proyecto tiene como finalidad acoplar el diseño de órtesis con un sistema de medición angular para lograr un modelo simulado de órtesis tipo rodilla-pie de una manera más pertinente y precisa para la asistencia en rehabilitación de la marcha en población pediátrica con discapacidad motora de miembro inferior.

1.3 Pregunta Problema

¿Cómo desarrollar un modelo simulado de órtesis de tipo rodilla-pie integrando un sistema de medición angular para la asistencia en rehabilitación de la marcha pediátrica?

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Desarrollar un modelo simulado de órtesis de tipo rodilla-pie integrando un sistema de medición angular para la asistencia en rehabilitación de la marcha.

1.4.2 Objetivos Específicos

1. Diseñar el modelo mecánico de órtesis de miembro inferior de tipo rodilla-pie a través de software asistido por computador para la caracterización del patrón de la marcha.
2. Integrar un sistema electrónico de almacenamiento de datos mediante el uso de software asistido para la visualización de los registros de la medición angular de la marcha.

3. Evaluar el modelo simulado de órtesis de tipo rodilla-pie mediante trayectorias de marcha para comprobar su funcionamiento.

1.5 Limitaciones y delimitaciones

En base a la tabla de crecimiento y desarrollo en percentiles del ministerio de salud, donde se muestra un promedio del crecimiento de niños entre los 0 a 60 meses en relación con la edad en condiciones normales del infante, se consideró limitar el presente proyecto a un rango de edad de 3 a 6 años debido que, a partir de esta edad, gran parte de los pacientes con discapacidad motora ya han iniciado el patrón de desarrollo psicomotor de la marcha (Collado, 2005)

De igual manera en la investigación realizada en los diferentes artículos expuestos en el estado de arte, las órtesis tipo KAFO (órtesis de tipo rodilla, tobillo y pie) se emplean a partir de dicha edad lo cual es un rango viable para la funcionalidad de dicho modelo debido a que cumple con la problemática planteada la cual se basa en un modelado de órtesis ajustable a las medidas del paciente, garantizando la adaptabilidad de la órtesis simulada hasta dicha edad.

2. CAPITULO II

En este capítulo se evidencian los conocimientos previos y necesarios para poder entender que se quiere hacer, algunas disfunciones motoras que se esperan beneficiar, qué variables se deben tener en cuenta y que definiciones biomecánicas son necesarias para ello. También se expone el marco legal donde se tienen en cuenta la respectiva normativa para poder llevar a cabo el presente proyecto. Asimismo, se realiza un estado del arte donde se evidencian otros artículos, proyectos tanto a nivel nacional como internacional, así como otros dispositivos compatibles en el mercado actual.

2.1 Marco Teórico

2.1.1 Órtesis y clasificación

Una órtesis es un dispositivo externo aplicado al cuerpo con el propósito de restaurar o mejorar los aspectos funcionales y estructurales del sistema musculoesquelético. Facilitan la realización de un procedimiento o cambio de movimiento, en busca de mayor seguridad. Difieren de las prótesis dado que no reemplazan ni sustituyen parcialmente un miembro con discapacidad física, pérdida de movimiento o trastorno del equilibrio, sino que refuerzan o mejoran, total o parcialmente, sus funciones. La American Academy of Orthopedic Surgeons, el Committee on Prosthetics- Orthotics Education on National Academy of Sciences y la American Orthotics and Prosthetics denominan a las órtesis según los siguientes acrónimos: (Galli & Pelozo, 2017) (Cruz, 2020)

2.1.1.1 FO. (Foot Orthosis). Órtesis de pie. Son órtesis para controlar el pie y la articulación subtalar.

2.1.1.2 AFO. (Ankle Foot Orthosis). Órtesis de tobillo y pie. Son órtesis que sirven para controlar el pie y la articulación del tobillo y de forma indirecta la rodilla.

2.1.1.3 KAFO. (Knee-Ankle-Foot Orthosis). Órtesis de rodilla, tobillo y pie. Son órtesis para el control del pie y las articulaciones de tobillo y rodilla.

2.1.1.4 HKAFO. (Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis). Órtesis de control de las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y pie.

2.1.1.5 RGO. (Reciprocal Gait Orthosis). Órtesis de marcha recíproca. Consiste en un par de órtesis de tipo KAFO con tobillos sólidos que cierran las articulaciones de la rodilla y las bandas de las piernas. Estos fueron creados para pacientes pediátricos con espina bífida. (Reeve, 2019)

La órtesis tipo **KAFO** permiten un papel fundamental en la marcha y bipedestación porque se encargan de dar estabilidad y apoyo en cada una de sus fases, así como el soporte del peso corporal y determinación de otras variables espaciotemporales como la aceleración, la longitud de zancada, la cadencia, entre otras que serán explicadas posteriormente. Por lo cual resultan de interés significativo en el presente estudio. (Ortopedia Online, 2018)

En cuanto a la biomecánica de una KAFO se debe alcanzar una serie de objetivos para poder realizar su función. Entre estos se destacan: estabilizar y alinear la rodilla y el tobillo, soportar la extensión y limitar la flexión de la rodilla, limitar la flexoextensión, plantiflexión y dorsiflexión del tobillo. En algunos casos, dar apoyo axial a toda la extremidad. Y mejorar el

posicionamiento y postura de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. (Ortopedia Online, 2018)

Otra forma de clasificar los tipos de órtesis para miembro inferior es en activas y pasivas. Las pasivas son aquellos aparatos que no brindan movimiento, únicamente funcionan como soporte o protección de alguna región lesionada, la cual busca ser un apoyo externo mientras el miembro se recupera. Las activas por su parte, son órtesis que sí pueden tener un desempeño motriz en los movimientos de la extremidad, y que buscan la recuperación o ser un soporte permanente en casos necesarios. (Lemus, 2021)

Las órtesis permiten recuperar total o parcialmente la movilidad en una parte del cuerpo afectada. Funcionan de manera autónoma, ya que administran la fuerza, movimiento y equilibrio necesario para que las personas puedan realizar sus actividades cotidianas. Se destacan por poseer elementos mecánicos o eléctricos que le permiten ofrecer mejoras a nivel funcional, de seguridad o movilidad. Como ejemplo de mejora se tiene el sensor inercial, el cual es un instrumento que desarrolla un movimiento de rotación y mantiene su eje sin cambios aun variando la dirección de soporte. Funcionan normalmente en movimientos bruscos o cortos, los cuales le permiten hallar la velocidad angular, que por medio de la integración respecto al tiempo obtiene el ángulo de movimiento. En órtesis se puede emplear estos dispositivos con el fin de hallar los ángulos de movimiento de las articulaciones en los pacientes y que así los profesionales de la salud puedan determinar el progreso de la terapia de rehabilitación. (Navarro, 2018) (Passaro et al., 2017) (Juang & Lum, 2013)

2.1.2 Descripción básica del miembro inferior

El miembro inferior es un sistema de componentes óseos y articulares, así como músculos que se puede dividir en tres segmentos: cadera, rodilla, tobillo. (Navarro, 2018)

2.1.2.1 Anatomía De La Cadera. Su función es proporcionar movilidad y estabilidad al cuerpo humano. La cadera es una articulación sinovial o diartrodial, que cuenta con una cavidad articular que forma un vínculo estructural entre las extremidades inferiores y esqueleto axial. Esta articulación contiene muchos vasos sanguíneos, nervios y vasos linfáticos, que son importantes para la irrigación de las extremidades inferiores y su función al conectar los miembros inferiores con el tren superior también confiere estabilidad al cuerpo. La articulación coxofemoral es un tipo de articulación sinovial esferoidea que conecta la cintura pélvica a la extremidad inferior. En esta articulación, la cabeza del fémur se articula con el acetábulo del hueso coxal, es multiaxial debido a que permite un amplio rango de movimientos: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación externa, rotación interna y circunducción. (Kenhub, 2023)

2.1.2.2 Anatomía De La Rodilla. Consta de cuatro huesos, en la parte superior se encuentra el fémur y la rótula, y en la parte inferior la tibia y fibula. Siendo el fémur el hueso más largo y grande del cuerpo. La rótula protege la parte delantera de la articulación de la rodilla. Su función principal es extender la rodilla y contribuye en más del 50 % a lograr los 15 grados necesarios para la extensión completa de la rodilla.

La articulación femorotibial es la unión funcional que se establece entre las superficies articulares del hueso fémur y la tibia, la cual es clasificada como tipo sinovial, porque es capaz de generar movimientos. A nivel biomecánico es considerada la unión principal de la rodilla, es un

tipo de articulación condílea, lo cual le confiere a esta región la capacidad de producir el movimiento de flexión y de extensión. En el caso del movimiento de flexión, este se produce cuando se aproxima la parte posterior del muslo con la parte inferior de la pierna, al contrario, la extensión es producto del alejamiento de las partes mencionadas, pero se produce un acercamiento de las superficies articulares, con lo cual también se genera un deslizamiento de la rótula. (Fisioonline,2016)

2.1.2.3 Anatomía Del Tobillo. La articulación talocrural, es una articulación sinovial de tipo gínglimo (troclear), se localiza entre los extremos distales de la tibia, la fibula y la parte superior del talus, de tal manera que la tibia se articula con el talus en dos articulaciones:

1. Su cara inferior forma el techo de la mortaja maleolar y transfiere el peso del cuerpo al talus.
2. Su maléolo medial se articula con la cara maleolar medial del talus.

Es relativamente inestable durante la flexión plantar, ya que la tróclea es más estrecha posteriormente y por ello, se encuentra relativamente holgada dentro de la mortaja, y es durante la flexión plantar cuando se produce la mayoría de las lesiones de tobillo, ya que la articulación es más estable en la dorsiflexión y abducción. Por otra parte, en cuanto a sus ejes de movimiento la flexión plantar y dorsal ocurre en plano sagital con eje frontal, es decir, en el eje longitudinal se producen los movimientos de rotación interna y externa. (Sánchez et al., 2011)

A continuación, en la tabla 1 se presenta un resumen de las articulaciones que se encargan de realizar los principales movimientos en el miembro inferior durante el patrón de marcha.

Tabla 1.

Resumen de los principales movimientos de los segmentos de miembro inferior.

Articulación	Movimiento
Cadera	Flexión
	Extensión
	Abducción
	Aducción
	Rotación interna
	Rotación externa
Rodilla	Flexión
	Extensión
	Rotación medial
	Rotación lateral
Tobillo	Dorsiflexión
	Plantiflexión
	Inversión
	Eversión

Nota. (Kenhub, 2022b, 2022a, 2022c)

En el miembro inferior se encontró que existen dos puntos articulares vitales para la marcha. En primera instancia se encuentra la rodilla, que se conforma por la articulación femorotibial, es una articulación que se crea debido a la presencia de la superficie articular inferior del fémur y la superior de la tibia. Por lo cual es clasificada tipo condílea, es decir, es biaxial y posee como prominencia ósea los cóndilos de ambos huesos. La rodilla es el soporte vital del peso del cuerpo, la fuerza de los pasos (heel strike) y la oscilación de las piernas (swing). La principal participación de la rodilla en la marcha ocurre durante la flexión/extensión en el plano sagital, sin embargo, presenta una pequeña rotación tanto lateral como medial que no es considerada patológica si es menor a 32° grados. (Kenhub, 2022)

Por otro lado, la articulación del tobillo, en análisis biomecánicos se reduce a las 2 principales articulaciones relacionadas con movilidad que serían la articulación talocrural y subtalar. El tobillo tiene un papel fundamental durante la marcha, se encarga de facilitar el acoplamiento entre el movimiento de la parte alta del miembro inferior con el suelo por medio de movimientos como la oscilación (swing), brinda una disipación de cargas de una manera armónica y uniforme, manteniendo los mismos patrones incluso a altas velocidades. Se caracteriza por ser una articulación resistente a las cargas, debido a que presenta un área de impacto espaciosa (entre 11 y 13 cm²) adicionalmente la principal transmisión de las cargas se hace a través de la articulación talocrural (cerca del 83%) de las cuales entre el 77% y 90% se entregarán al domo talar para su dispersión. (Brockett & Chapman, 2016)

La clasificación de estas articulaciones se hace por medio de los movimientos que realizan, como se muestra en la tabla 2.

Tabla 2.

Resumen de las características de las articulaciones de la rodilla y el tobillo.

Articulaciones Vitales para la marcha						
Articulación	Tipo	Movimiento	Plano de movimiento	Rango de movimiento	Eje de movimiento	Estructura ósea
Articulación de la rodilla. Femorotibial	Bisagra	Extensión / Flexión de rodilla	Sagital	140° de flexión y 0° de extensión	Transversal	Superficie patelofemoral
		Rotación medial/lateral limitada	Horizontal	32° en ambos sentidos	Cefalopodal	
Articulación del tobillo. Talocrural	Bisagra	Dorsiflexión y plantiflexión	Sagital	30°- 50° de flexión plantar, 20° dorsiflexión	Eje de rotación del tobillo	Parte distal de la tibia, maléolo medial de la tibia, maléolo lateral de la fibula y cuerpo del talus
Subtalar	Plana	Eversión / Inversión	Frontal	10° para cada uno	Eje longitudinal de la tibia	Superficie inferior del talus, superficie superior del calcáneo

Nota. (Brockett & Chapman, 2016; Zhang et al., 2020)

2.1.3 Análisis de la Marcha Normal

La marcha humana normal consiste en una serie de movimientos alternados y coordinados que involucran las extremidades y el tronco del cuerpo humano. Es un proceso cíclico que comienza cuando un pie toca el suelo y termina cuando el mismo pie vuelve a tocar el suelo. Este ciclo se puede dividir en dos fases: la fase de apoyo y la fase de balanceo. La fase de apoyo es cuando uno o ambos pies tocan el suelo (apoyo simple y doble) y la fase de balanceo es cuando los pies no tocan el suelo. En la marcha humana normal, la fase de apoyo utiliza aproximadamente el 60 % del tiempo del ciclo, incluidos los apoyos simples y dobles, y la fase de balanceo utiliza

el 40 % restante del tiempo. A medida que aumenta la velocidad de la marcha, aumenta la duración de la fase de balanceo y disminuye la fase de apoyo doble hasta alcanzar los límites que se encuentran al correr, momento en el que desaparece la fase de doble apoyo. (Cruz, 2020)

En general, se considera que la fase de apoyo se divide en 5 intervalos, como se observa en las Figuras 1 y 2:

2.1.3.1 Contacto inicial del talón. Comprende entre el 0% y 2% del ciclo, apoyo bipodal. Primera etapa de la fase de apoyo ocurre cuando el talón de una pierna contacta por primera vez en el ciclo el suelo.

2.1.3.2 Apoyo plantar (respuesta a la carga). Comprende el 10% del ciclo total de la marcha. Ocurre cuando la planta del pie toca completamente el suelo.

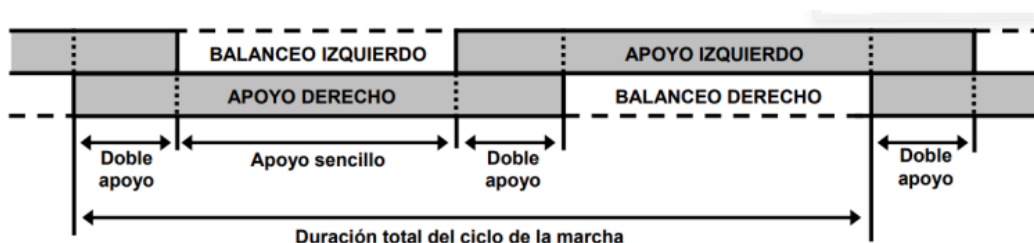
2.1.3.3. Apoyo medio. Transcurre entre el 10% y el 30% del ciclo total de la marcha. Ocurre en el instante cuando el tronco de la persona está alineado con la planta del pie.

2.1.3.4 Elevación del talón (apoyo final). Transcurre entre el 20% y el 50% del ciclo total de la marcha. Ocurre cuando el talón se despega del suelo.

2.1.3.5 Despegue del pie (prebalanceo). Esta etapa transcurre entre el 50% y el 60% del ciclo total de la marcha. Ocurre cuando el pie se despega completamente del suelo, iniciando la fase de balanceo del pie.

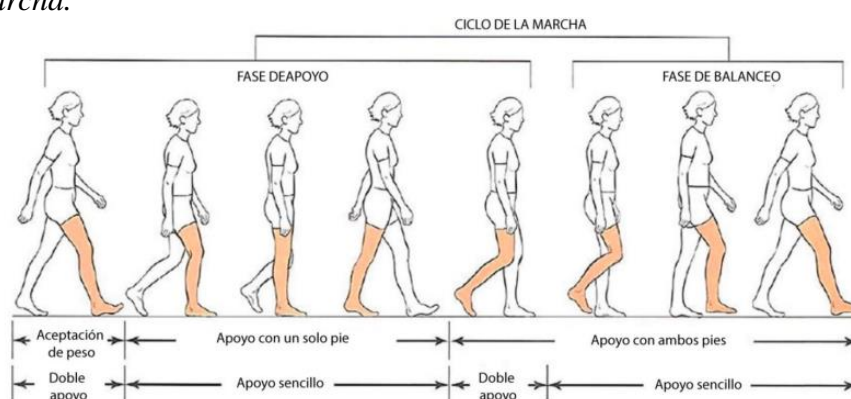
Figura 1.

Duración ciclo de la marcha.



Nota. (Pava et al., 2018)

Figura 2.
Ciclo de la marcha.



Nota. (Pava et al., 2018)

La fase de balanceo se asemeja al movimiento de un péndulo, las cuales se dividen en las siguientes etapas:

2.1.3.6 Aceleración (Balanceo inicial). (Comprende entre el 50% y 73% del ciclo) Se inicia en el momento de despegue del pie, con una aceleración máxima y velocidad inicial cero. El muslo se encuentra directamente debajo del cuerpo y paralelo a la extremidad que en ese instante soporta el peso corporal.

2.1.3.7 Balanceo medio. (Comprende entre el 73% y el 87%) El muslo continúa avanzando y la rodilla que ha alcanzado su punto máximo de flexión, ahora se extiende de manera que el pie

permanece despegado del suelo y termina cuando la tibia se dispone en posición perpendicular al piso.

2.1.3.8 Desaceleración (Balanceo final). Después del balanceo medio, comienza la desaceleración, por ende, la disminución de velocidad de la pierna. Inicia con la posición vertical de la tibia, continua a medida que la rodilla se extiende completamente y la extremidad se prepara para aceptar la carga durante el contacto inicial. (Acevedo, 2012)

2.1.4 Disfunciones motoras de miembro inferior

2.1.4.1 Patologías neuromusculares del miembro inferior. Existen diversas patologías que pueden afectar al miembro inferior, las cuales pueden llegar a ser degenerativas y/o traumáticas. Dentro de las patologías degenerativas, el miembro inferior puede estar expuesto a algunas descritas a continuación: (Acevedo, 2012)

Tabla 3. *Patologías degenerativas*

Patologías	Descripción
Neuropatías	Termino colectivo para síndrome neurológico el cual incluye todas las enfermedades inflamatorias y degenerativas que afectan el sistema nervioso periférico. Esta patología se observa en jóvenes o adultos de mediana edad presentándose más en hombres que en mujeres.
Polineuropatía y polineuritis	Polineuropatía son enfermedades degenerativas primarias que comienzan en el parénquima nervioso y son iniciados por causas toxicas, metabólicas o vasculares mientras que la polineuritis son enfermedades inflamatorias del tejido conectivo de los nervios periféricos que se deben a sustancias toxicas, alérgicas e infecciosas.

Nota. (Elaboración propia)

2.1.5 Patrones de marcha en personas con patologías neuromusculares del miembro inferior

2.1.5.1 Patrones de marcha en personas con parálisis cerebral. Los pacientes con PCI se pueden clasificar según su función motora o Gross Function Classification System (GMFCS), donde se tiene en cuenta si el niño tiene la capacidad de desplazarse independientemente del tipo de alteración que posea en la marcha, siendo el nivel 1 los niños que caminan de forma autónoma y el nivel 5 infantes que tienen dependencia total de un tercero para movilizarse. (Ursei et al., 2016)

2.1.5.1.1 Nivel 1: El paciente camina de forma independiente y tiene la capacidad de realizar actividades comunes como correr, saltar o subir y bajar escaleras. (Ursei et al., 2016)

2.1.5.1.2 Nivel 2: El paciente camina de forma independiente con ciertas limitaciones en la marcha. (Ursei et al., 2016)

2.1.5.1.3 Nivel 3: El paciente requiere de equipos de apoyo (bastón, andador) para desplazarse. (Ursei et al., 2016)

2.1.5.1.4 Nivel 4: El paciente puede desplazarse por medio de una silla de ruedas sin ayuda de terceros. (Ursei et al., 2016)

2.1.5.1.5 Nivel 5: El paciente puede desplazarse por medio de una silla de ruedas requiriendo ayuda de terceros. (Ursei et al., 2016)

La parálisis cerebral se considera como una patología neurológica no progresiva en donde es común que se presenten deformaciones de los miembros inferiores. La PCI se puede expresar

de diferentes formas, siendo la diplegia espástica de extremidades inferiores la más común en infantes. La diplegia espástica se trata de una lesión que afecta las cuatro extremidades del cuerpo, donde los miembros inferiores son los más afectados, ocasionando deformaciones en el pie, y como consecuencia provocando alteraciones en los patrones normales de la marcha. Por otro lado, la hemiplegia es otro tipo común de parálisis cerebral que afecta en mayor cantidad a un miembro con respecto al otro, en este caso es usual encontrar deformaciones del pie y una desigualdad en la longitud de los miembros inferiores, siendo el extremo más afectado el de menor longitud. (Josep Bras Marquillas et al., 2013)

2.1.5.2 Patrones de marcha en hemiplegia espástica. En una persona con hemiplegia espástica es común hallar alteraciones tales como la inestabilidad, dificultad en la fase de balanceo, posición incorrecta del pie en el contacto inicial y longitud de paso fuera del rango normal. Los patrones de la marcha se pueden clasificar según la alteración que se presentan en las curvas cinemáticas del tobillo, rodilla y cadera en cuatro tipos (Figura 3). (Ubaldo & Padilla, 2016)

2.1.5.2.1 Tipo 1: En este tipo se puede identificar el pie equino en la fase de balanceo, no hay presencia de choque de talón además de una dorsiflexión planta en el contacto inicial lo que puede indicar que el paciente realiza este primer contacto con los dedos o la planta del pie. Se observa un incremento de flexión de rodilla en el balanceo terminal y la cadera permanece flexionada durante la mayor parte de esta fase (Ubaldo & Padilla, 2016)

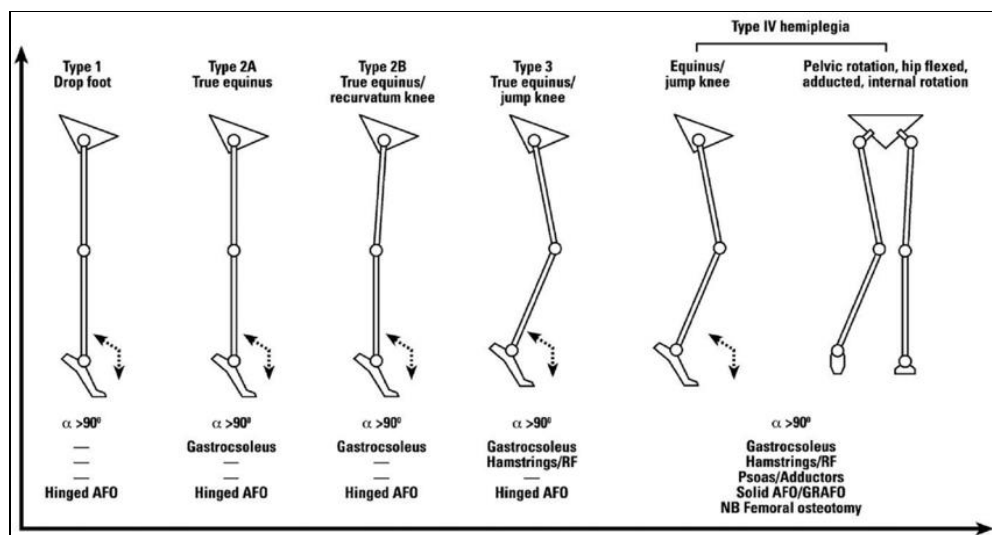
2.1.5.2.2 Tipo 2: Existe un incremento de la inclinación de pelvis y pie equino durante todo el ciclo de la marcha, mientras que la rodilla y cadera presentan una hiperextensión del apoyo terminal. En este caso el pie se encuentra en posición de equino (Ubaldo & Padilla, 2016)

2.1.5.2.3 Tipo 3: Pie equino, incremento de flexoextensión de cadera en balanceo terminal y aumento de la inclinación pélvica. [24] El pie equino se debe a la espasticidad de los gastrocnemios y/o solar. (Ubaldo & Padilla, 2016)

2.1.5.2.4 Tipos 4: Pie equino, rodilla, pelvis y cadera con restricción de movimiento durante todo el ciclo de la marcha, además de un incremento de la flexión de cadera y mayor inclinación de la pelvis. (Ubaldo & Padilla, 2016)

Figura 3.

Clasificación de las alteraciones de la marcha en hemiplejía espástica.



Nota. Clasificación según la alteración que se presentan en las curvas cinemáticas del tobillo, rodilla y cadera en cuatro tipos. (Ubaldo & Padilla, 2016)

2.1.5.3 Patrones de marcha en diplejía espástica. Cuando se habla de diplejía espástica se debe tener en cuenta que en la mayoría de los casos no se presenta una simetría en la alteración de los patrones de la marcha de un miembro con respecto al otro. Esta patología, al igual que la

hemiplejia espástica se puede clasificar en varios tipos (Figura 4). (Martinez, 2019) (Tugui & Antonescu, 2013)

2.1.5.3.1 Marcha con pie equino: El paciente presenta espasticidad del gastrocóleo, lo que provoca que camine de puntillas. (Tugui & Antonescu, 2013)

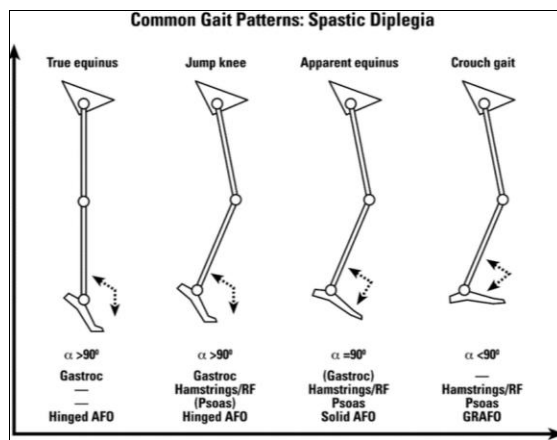
2.1.5.3.2 Marcha en salto: El paciente presenta espasticidad del gastrocóleo, isquiotibiales y psoas además de un pie equino, genu flexum y coxa flecta, lo que da la impresión de caminar saltando. (Tugui & Antonescu, 2013)

2.1.5.3.3 Marcha con equino aparente: En la medida que el paciente crece se pierde la visibilidad del pie equino, sin embargo, se encuentra que la coxa flecta y la genu flexum aumentan su gravedad. (Tugui & Antonescu, 2013)

2.1.5.3.4 Marcha agachada: El paciente presenta una dorsiflexión excesiva del tobillo y genu flexum con coxa flecta(Tugui & Antonescu, 2013)

Figura 4.

Clasificación de las alteraciones de la marcha en diplejía espástica.



Nota. (Tugui & Antonescu, 2013)

2.1.6 Rehabilitación de la marcha en discapacidad motora

El objetivo principal del uso de las órtesis en rehabilitación para niños con discapacidad motora tiene como beneficio mejorar la funcionalidad del segmento del cuerpo, permitir aumentar el arco de movimiento de un segmento en específico, inmovilizar segmentos o articulaciones para favorecer periodos de reposo, favorecer la alineación de las articulaciones tratadas, así como contribuir a procesos desinflamatorios de los segmentos tratados y de igual manera consiste en la explotación del máximo potencial motor para que el niño pueda realizar sus actividades cotidianas de manera normal y autónoma mientras se evitan las contracturas fijas de los músculos afectados. (Sangeux & Armand, 2015)

En el caso de enfermedades neuromusculares como la parálisis cerebral infantil, se debe comprender que no existe ningún tratamiento de rehabilitación para la espasticidad producto de esta patología que sea completamente efectivo, debido a que se trata de una disfunción motora central, la cual con un mal tratamiento puede generar contracturas de manera permanente en los músculos afectados por dicha patología. (Armand et al., 2016)

2.1.7 Software asistido por computador

Consiste en el uso de programas de ordenador para crear, modificar, analizar y documentar representaciones gráficas bidimensionales o tridimensionales (2D o 3D) de objetos físicos como una alternativa a los borradores manuales y a los prototipos de producto, algunos ejemplos de estos son Autodesk, Blender, Draft IT, SolidWorks. Permitiendo agilizar el proceso de diseño, mejorar la visualización de los subensambles, de las piezas y del producto final, obtener una documentación más sólida y sencilla del diseño, que incluye geometrías, dimensiones y listas de

materiales, reutilizar fácilmente los datos de diseño y las mejores prácticas, así como lograr una mayor precisión para reducir los errores. (SIEMENS, s/f)

2.1.7.1 Simulación computacional. Acorde al diccionario britannica, una simulación computacional es “el uso de una computadora para representar las respuestas dinámicas de un modelo real a partir del comportamiento otro modelo secundario creado a partir de este, por medio de ecuaciones y descripciones matemáticas cuyos resultados se presentan como datos o imágenes digitales.

Este método usualmente se emplea cuando el fenómeno que se quiere estudiar requiere condiciones que no se pueden alcanzar fácilmente o que pueden representar un riesgo para la salud” (Britannica Dictionary, 2022a)

2.1.7.2 Ambiente 3D: Autodesk define los ambientes tridimensionales como “la generación ambiente realistas para juegos, películas, renders arquitectónicos, y publicidad empleando software especializado” (Autodesk, 2023)

2.1.7.3 Simulink: Simulink es una herramienta de simulación basada en bloques de control que se enfoca en estimar el comportamiento real de un sistema a través de un conjunto de bloques organizados y concatenados. Simulink cuenta con complementos multidisciplinarios para realizar simulaciones electrónicas, físicos-mecánicas, de control digital, etc. (Mathworks, 2022)

2.1.7.4 Modelo matemático: El diccionario britannica define los modelos matemáticos como representaciones de la vida real a partir de figuras geométricas, planos, modelos físicos que replican el comportamiento de un fenómeno observable o abstracto por medio de expresiones matemáticas que se pueden aplicar en diversos entornos. (Britannica Dictionary, 2022b)

2.1.7.5 Cinemática Directa. La cinemática es una rama de la mecánica que estudia el movimiento de los cuerpos y sus trayectorias en función del tiempo sin tener en cuenta su masa ni las fuerzas que actúan sobre él. En el caso de la robótica, con la cinemática directa se busca determinar la posición espacial de un elemento (con respecto a los tres ejes del plano cartesiano) a partir de un conjunto de valores están siendo aplicados en una articulación (ya sean angulares para una articulación rotoides, o lineares para una articulación prismática).(Shrivastava, 2012; Universidad Don Bosco, 2020)

2.1.7.5.1 Matrices DH (Denavit Hartenberg). Se trata de una técnica que representa la geometría de los enlaces y las restricciones de los movimientos entre los sistemas mecánicos. Las matrices DH se emplean para describir la posición y orientación de cada enlace en relación con su enlace adyacente en una cadena cinemática. (Corke, 2020)

Cada matriz se compone por una serie de combinaciones de rotaciones y traslaciones en los ejes X, Y y Z, esta puede determinarse a partir de los parámetros DH, los cuales son cuatro valores asociados a cada enlace del sistema.

2.1.7.6 Cinemática Inversa. La cinemática inversa, es la técnica mediante la cual se especifica la posición en el espacio tiempo del sistema mecánico para determinar la configuración que deben adoptar las articulaciones del cuerpo para llegar a ese punto en el espacio tiempo. Actualmente existen diversos métodos con los cuales se puede dar soluciones analíticas a la cinemática inversa, los cuales varían dependiendo de la estructura cinemática específica del sistema. (Ramírez & Rubiano, 2012)

Dentro de estas soluciones se pueden encontrar las siguientes:

2.1.7.6.1 Solución Geométrica. Este método se basa en la geometría del sistema mecánico del cuerpo para encontrar las posiciones de las articulaciones necesarias para alcanzar la posición y orientación deseada. Este proceso requiere calcular los ángulos de las articulaciones por medio de ecuaciones no lineales, sin embargo, tiene ciertas restricciones ya que no siempre es posible aplicar esta solución en sistemas mecánicos complejos.

2.1.7.6.2 Solución cerrada. Este método busca encontrar la solución analítica a las ecuaciones de la cinemática inversa. Este procedimiento se puede hacer para ciertos tipos de cadenas cinemáticas, como aquellas que tienen relaciones geométricas simples entre las variables de las juntas y la posición final del efector.

2.1.7.6.3 Solución numérica. Consiste en emplear técnicas de optimización numérica para resolver de forma iterativa la solución de la cinemática inversa. A diferencia de los métodos anteriores, este se puede aplicar a una amplia variedad de estructuras cinemáticas, sin embargo, desde el punto de vista computacional puede resultar costoso.

2.2 Marco Normativo

2.2.1 Ley 23 de 1982: Disposiciones sobre los derechos de autor

En Colombia la ley 23 de 1982 está a cargo de los derechos de autor y expresa que existe un conjunto de eventos en los cuales se pueden emplear productos o servicios (tanto físicos como intelectuales) que estén protegidos sin necesidad de permiso de autores, si y sólo si están comprendidos dentro de las demarcación propias de esta ley, se permite la utilización total o parcial de recursos literarios o intelectuales con fines académicos por medio del derecho de cita, señalando al autor y el nombre de la obra empleada. (Congreso de la República de Colombia, 1982)

2.2.2 Ley 1915 de 2018: Disposiciones adicionales de derechos de autor y derechos conexos (sobre la 24 de 1982)

Esta ley da la posesión del derecho a quien se hiciera referencia (por medio de su nombre, alias o cualquier otro término que le haga referencia oficial) durante la primera publicación de la obra en cuestión fuera una persona natural o jurídica, además se encarga de señalar que todas las producciones en primera instancia se encuentran protegidas salvo que se compruebe lo opuesto. Adicionalmente otorga la potestad de limitar a voluntad la reproducción total o parcial por medios físicos o electrónicos de la obra protegida. (Congreso de la República de Colombia, 2018)

2.2.3 Decreto 1360 DE 1989

“Por el cual se reglamenta la inscripción de soporte lógico (software) en el registro nacional del derecho de autor”. En este decreto se pueden establecer los derechos de autor del soporte lógico (Software), en donde se considera como creación propia y de dominio literario. (Presidencia de la República de Colombia, 1989)

2.2.4 Ley 44 de 1993

Por la cual se modifica y adiciona la Ley 23 de 1982. “Los empleados y funcionarios públicos que sean autores de obras protegidas por el Derecho de Autor, podrán disponer contractualmente de ellas con cualquiera entidad de derecho público” (Congreso de la República de Colombia, 1993)

2.2.5 Consideraciones Éticas.

No se requiere el aval de un comité de ética. Puesto que no será necesaria la participación de seres vivos, ni humanos ni animales o a nivel celular debido a que es una simulación completamente computacional, y tampoco se usará información proveniente de pacientes reales en cambio se emplearán valores estandarizados.

2.3 Estado del Arte

Con el fin de obtener un conocimiento general acerca de las soluciones implementadas al problema anteriormente definido, se realizó la búsqueda de proyectos similares en bases de datos. Para construir una fundamentación sólida que sirva como base para la estructuración del presente proyecto. Algunos de los resultados se describen a continuación.

De acuerdo con algunos avances en el diseño de órtesis se encontró que están directamente relacionadas con el manejo de los materiales, así como con los avances tecnológicos y la comprensión de la biomecánica del cuerpo humano. La primera órtesis activa controlable se desarrolló en 1942 y constaba de dispositivos accionados hidráulicamente para apoyar el movimiento de la cadera y la rodilla. En la década de 1970 se presentó en la Universidad de Belgrado (Europa) el primer exoesqueleto de apoyo para parapléjicos. Estos primeros prototipos se limitaron a movimientos predefinidos y, por lo tanto, fracasaron en gran medida. (Brizuela & Soto, 2010)

Actualmente, los sistemas ortopédicos buscan integrar dicho sistema con el sistema musculoesquelético humano utilizando patrones predefinidos de movimiento y momentos articulares, ya sea basados en técnicas de control o en el aumento de la actividad eléctrica de los

músculos. Es el caso de algunas órtesis y exoesqueletos diseñados para la rehabilitación de personas con discapacidad severa (parapléjicos, cuadripléjicos, entre otros).

2.3.1 Antecedentes Internacionales

Un proyecto realizado por la Universidad Nacional de Córdoba en el 2016 buscó realizar un Prototipo de órtesis para la Rehabilitación de personas con EMOC (Enfermedad Motriz de Origen Cerebral), con el objetivo de mejorar de mejorar el proceso de bipedestación y marcha en pacientes con ese tipo de patología, además de mejorar características tales como el peso y la flexibilidad de la órtesis para que el paciente tenga una mayor comodidad a la hora de emplearlo. Este prototipo fue fabricado en tela, dentro de la cual contiene un exoesqueleto neumático que al inflarse provoca que el paciente mejore los patrones de postura y movimiento, dándole estabilidad al tronco y articulaciones de los miembros inferiores, la flexibilidad y el peso de este le permitieron al paciente movilizarse con mayor facilidad. A pesar de ser este prototipo una alternativa novedosa a las órtesis convencionales, por la carencia de estudios que evalúen sus efectos adversos no fue implementado en el mercado. (Ghirimoldi, 2016)

En el estudio “The influence of orthotics on lower limbs biomechanics in CP” publicado en 2019 el autor hace una explicación minuciosa sobre el funcionamiento de la marcha a nivel biomecánico hablando sobre variables como la fuerza de reacción o el centro de masa, resaltando los efectos que tiene la parálisis cerebral sobre la marcha, posteriormente involucra las órtesis de miembro inferior especialmente la AFO, adicionalmente desarrolla la idea de que el procedimiento de rehabilitación debe ser evaluado por medio de análisis biomecánicos tridimensionales para poder identificar las características de la marcha en los pacientes a nivel triplanar. Este proyecto

representa una fuerte base teórica para abordar la problemática del proyecto tanto a nivel de conceptos biomecánicos como de funcionalidad de la prótesis. (Krasowicz, 2019)

En otro estudio similar de 2019, llamado “simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject ” los autores trabajaron el efecto que tiene las órtesis KAFO sobre la marcha, el estudio recalca que una órtesis HKAFO es la alternativa ideal ya que abarca todo el miembro inferior, sin embargo, explican que en la mayoría de pacientes, el mismo efecto se puede lograr con una KAFO apropiadamente posicionada. Otro punto fuerte del documento es que trabajan la idea de un modelado de 8 músculos considerados vitales en la estabilidad sagital de marcha que pueden ser reemplazados por actuadores al diseñar una prótesis activa, también determinaron los requerimientos cinéticos de la posible prótesis durante la marcha, es decir, en qué partes de la marcha debe ejecutar una flexión/extensión activa o bloquear la rodilla (knee locking) entre otras. (Font-Llagunes et al., 2011)

En el año 2020, el INSTITUTO TECNOLÓGICO CELAYA diseñó un modelo de extremidad inferior infantil, que representa un prototipo virtual y físico de un exoesqueleto para niños de 6 a 12 años, elaborado en base a un análisis funcional de requerimientos. Además de adaptarse para realizar el ciclo básico de la marcha en función de las limitaciones impuestas por la discapacidad del paciente, tiene la capacidad de adaptarse a medida que crece el usuario. Su principal característica es la de adaptarse a las diferentes longitudes que componen los miembros inferiores del niño (fémur, tibia y pie). Como resultado, además de simular el sistema de control en un prototipo virtual, las partes mecánicas son validadas por análisis cinemático y dinámico realizados en los programas ADAMSView™ y Matlab. También se presentan prototipos experimentales y resultados preliminares de pruebas de movimiento mecánico. La innovación de

este proyecto se basa en que es un prototipo que tiene la capacidad de adaptarse a medida que el usuario crece revelando que a pesar de que el dispositivo haya sido realizado años atrás pueda ir mejorando aún más, con la finalidad de brindarle al paciente mayores beneficios y comodidad, así como mejorando la vida útil del producto. (Arango et al., 2020)

En el año 2020 se encontró un estudio realizado por The Cochrane Collaboration en Londres, se evaluó los efectos del entrenamiento de la marcha asistida mecánicamente para la marcha, participación y calidad de vida en niños entre los 3 y 18 años de edad con parálisis cerebral, se encontró que estas asistencias, si bien no mejoran por completo los patrones normales de la marcha, con el tiempo ayudan en el aumento de la velocidad y pueden proporcionar una mejora en la función motora gruesa del infante. Para llegar a dichos resultados los autores se basaron en una revisión de 17 estudios con 451 participantes con un sistema de clasificación de la función motora gruesa de niveles I a IV de manera aleatoria, que fueron sometidos a diferentes tratamientos de rehabilitación según su tipo de patología. (Chiu et al., 2020)

En el año 2022, la universidad politécnica de Cataluña-Barcelonatech-UPC desarrolló un exoesqueleto destinado a la rehabilitación complementada con realidad virtual: propuesta de implementación para pacientes con lesión en el miembro inferior. Lo que presenta dicho proyecto es un nuevo sistema para la rehabilitación haciendo uso de tecnologías ya existentes para hacer de este sistema una terapia efectiva y más accesible para los hospitales o centros de rehabilitación. Dicho sistema funciona impulsado por órdenes del cerebro del paciente que se detectan mediante ondas electromagnéticas generadas mediante un juego de realidad virtual. La complejidad de este sistema convierte la terapia en una solución de mucho coste para los hospitales debido a esto en el presente proyecto se desarrolla un exoesqueleto impreso mediante fabricación aditiva con la

intención de conseguir una mayor adaptabilidad al usuario y una reducción de costes haciendo este sistema más accesible para potenciar su uso. Para ello se realizó un amplio estudio de la problemática, los usuarios, el entorno, los productos existentes y los procesos de fabricación hasta llegar a una propuesta ergonómica y mejorada del producto en cuestión como lo es el exoesqueleto. (Palacios, 2022)

De igual manera en el año 2022 la Universidad Nacional de Entre Ríos (ubicada en Argentina con rectorado en la ciudad de Concepción del Uruguay) realizó el diseño y la simulación de una órtesis robótica para rehabilitación de la marcha. La órtesis robótica propuesta cuenta con seis grados de libertad para cadera, rodilla, tobillo y pie. Se utiliza junto con un sistema de soporte del peso del paciente y una cinta rodante. Este diseño solo considera las componentes en el plano sagital de las variables biomecánicas. De igual manera se plantea el diseño estructural como segmentos de fibra de carbono adaptables en altura, con agarre al paciente realizado en polipropileno recubierto con espuma de baja densidad y cierre de cinta de abrojo. El diseño mecánico propone el uso de servomotores alemanes con reductores Harmonic Drive para cada articulación. Para validar el diseño se realizaron simulaciones para obtener los cambios en las posiciones X e Y de cada articulación. Las simulaciones muestran que la órtesis diseñada puede seguir patrones de marcha normales y tener tolerancias en los valores objetivo para esta aplicación. Contribuyendo de esta manera a la rehabilitación de la marcha y optimizando tanto la recuperación del paciente como la práctica profesional del terapeuta. (Gentiletti, 2009)

2.3.2 Antecedentes Nacionales

En el año 2020, la Universidad Piloto de Colombia propone un exoesqueleto de rehabilitación para reproducir la marcha de las extremidades inferiores en niños pequeños de 4 a

8 años. El proceso se realizó utilizando un modelo mecánico de cuatro barras en combinación con un grado de libertad, teniendo en cuenta las propiedades de desplazamiento angular del tobillo para que se pudiera considerar las dimensiones antropométricas del paciente. De igual manera, se consideró la cinemática y la dinámica para realizar la síntesis dimensional, así como la ley de control que permite controlar la velocidad de la estructura. Después de obtener la información necesaria, se pudo validar utilizando software como Linkage, Opensim, Matlab y SolidWorks llegando a obtener un diseño adecuado que replica la marcha humana normal. Lo que podría llevar a una siguiente etapa como lo sería la construcción física, debido que al realizar la validación virtual se pudo evidenciar que cumple con todas las características necesarias para satisfacer lo propuesto. (Aranda & Hincapie, 2020)

Un análisis de la secuencia de pasos y procedimientos establecidos para la rehabilitación de la marcha en base a un exoesqueleto y de igual manera la descripción del proceso llevado a cabo para la validación de este en diferentes softwares permite establecer una guía de cómo realizar la construcción del prototipo simulado haciendo una correcta integración de los sistemas correspondientes.

Teniendo en cuenta los conceptos y antecedentes de proyectos presentados anteriormente, así como las metodologías que se implementaron en dichos trabajos y las limitaciones encontradas en cada artículo expuesto, se va a desarrollar una metodología sólida para elaborar el modelado de órtesis tipo KAFO.

3. CAPITULO III

En este capítulo se explica a detalle las diferentes etapas en las que se dividió el proyecto para llegar al resultado esperado, en base a las diferentes búsquedas realizadas se pudo establecer los parámetros de diseño, así como la manufactura para finalmente realizar las pruebas necesarias para validar el modelado.

3.1 Metodología

3.1.1 Etapa I: Diseño

La etapa de diseño incluye todo el proceso para lograr los resultados requeridos que permitan construir y luego probar el prototipo. Cabe recalcar que esta etapa es fundamental porque es la base de todo el proyecto. Para ello se necesita realizar un proceso de indagación de las órtesis ya existentes en el mercado para determinar la mejor forma de direccionar el diseño. Por otra parte, se realizó una descripción de las estructuras eléctricas/electrónicas más comunes encontradas que ya se utilizan comercialmente en la medición angular de articulaciones, donde se pueden encontrar dispositivos que logran simular y obtener los valores correspondientes. En este punto, se buscó realizar un proceso de innovación que luego se plasma en papel para generar bocetos de tal forma que las ideas con respecto a las necesidades del proyecto se lleven a un punto más tangible.

3.1.1.1. Diseño estructural del prototipo. Con el fin de que la simulación cumpla con las características necesarias para reflejar el comportamiento de una órtesis en un entorno real, se tuvo en cuenta que existiera un sistema para garantizar el ajuste y la adaptabilidad de la órtesis a los pacientes, compuesto de correas y pasadores que permite la graduación de la altura. Por medio

de rodamientos ubicados en los puntos articulares se facilita la movilidad de la estructura, los rodamientos están unidos entre sí por medio de ejes, al ser una estructura que soportara una parte del peso del cuerpo se debe garantizar que sea lo más resistente posible evitando que sea muy pesado, por lo cual se proponen como materiales de la estructura la fibra de carbono y copolímero de polipropileno, que son resistentes y ligeros mientras que para los ejes de unión se propone una aleación de acero. Finalmente, para la medición angular se opta por el uso de un sensor inercial para poder cuantificar parámetros espaciales importantes de la marcha que otros tipos de sensores no pueden medir por sí solos.

Posteriormente, se presentaron tres diseños diferentes de órtesis donde se tuvo en cuenta que todos estos cumplan con las necesidades planteadas, como lo es la adaptabilidad y autonomía del paciente, teniendo en cuenta los factores de peso y longitudes de los segmentos de miembro inferior, así como el factor de medición angular, el cual es característico en el proyecto.

3.1.1.2 Diseño electrónico de la medición angular. Este apartado se inicia con la búsqueda de los diferentes sensores que son compatibles con el diseño del dispositivo, donde es importante tener en cuenta diferentes criterios como lo son la capacidad de poder medir los parámetros de la marcha con el fin de realizar una matriz de selección de los materiales empleados y establecer una comparación entre los componentes con el objetivo de elegir el que mejor se adapte a las necesidades del proyecto.

3.1.1.3 Modelado geométrico del sistema electromecánico. Para poder realizar el proceso de simulación computacional es necesario establecer un modelo geométrico que permita representar, por medio de ecuaciones, la conducta de los diferentes segmentos del miembro inferior

a nivel global durante el proceso de la marcha, con el fin de emular el posible comportamiento de las variables espacio temporales en un entorno real.

3.1.2 Etapa II: Construcción del modelo

3.1.2.1 Digitalización en CAD

3.1.2.1.1 Ensamblaje del sistema electromecánico. Para el modelado del diseño de órtesis se emplea el software CAD SolidWorks debido a que permite diseñar desde cero las diferentes piezas que componen la estructura de la órtesis, estas piezas se pueden acoplar en un ensamblaje móvil, adicionalmente, cuenta con librerías de materiales estandarizadas para añadir propiedades físicas a los componentes (como la densidad, el coeficiente de poisson etc.), por último, este CAD permite visualizar tridimensionalmente la estructura desde diferentes vistas así como interactuar con los diferentes elementos, tanto a nivel individual como global.

3.1.2.1.2 Evaluación del Sensor inercial. Por otro lado, el software TinkerCad es importante porque permite simular el comportamiento de los componentes electrónicos, especialmente el circuito integrado del sensor inercial, cuyo comportamiento se puede emular por medio de librerías personalizadas creadas por la comunidad que asemejan las características y funcionalidad del integrado en el mundo.

En este caso la evaluación es cualitativa, debido a que la mayoría de los softwares disponibles para simular son planos (2D) y el efecto del sensor se aprecia principalmente en entornos espaciales (3D) donde se pueden observar giros y desplazamientos en todos los ejes.

Para hacer posible la evaluación, se debe usar un microcontrolador que interactúe con el sensor y convierta la señal analógica en un valor escalar que represente una variable, en este caso el Arduino uno es la mejor opción, debido a que presenta entradas analógicas (para captar la señal), una fuente de alimentación a 3.3V (el valor nominal del sensor) así como una función de mapeo (para transformar el voltaje analógico proveniente del sensor en un desplazamiento o un Angulo de inclinación)

3.1.2.1.3 Análisis estático. El análisis estático es una herramienta proporcionada por ciertos softwares computacionales, donde para propósitos de este proyecto se empleó SolidWorks en una versión de 2022. Este programa cuenta con una herramienta que permite calcular los desplazamientos, las deformaciones unitarias, las tensiones y las fuerzas de reacción cuando un sólido es sometido a diferentes cargas. (Solidworks, 2018)

Para este estudio se asignó al diseño obtenido en la etapa I los materiales propicios para la adaptabilidad de la órtesis, donde se empleó la fibra de carbono para las barras, polipropileno en las agarraderas y acero 1010 en los ejes, con el fin de asignarle diferentes fuerzas que simulen el peso de un paciente en el rango de edades ya establecidos. A continuación, se presentan las características y propiedades de estos materiales.

Fibra de carbono Hexcel AS4C (3000 filamentos). La fibra de carbono es más rígida, resistente y ligera que otras fibras. Se elige por su alta resistencia, ligereza, mayor rigidez, conductividad eléctrica, baja dilatación térmica, alta conductividad térmica y resistencia a la corrosión. En la tabla 4 se puede observar una descripción de algunas de sus propiedades. (HexTow, 2010)

Tabla 4.

Propiedades de la fibra de carbono.

Propiedades	Valor
Resistencia a la tracción	4,385MPa
Módulo de tracción (cuerda 6000-1000)	231GPa
Alargamiento a la rotura	1.8%
Densidad	1.78 g/ cm ³

Nota. Las unidades están dadas en Mega Pascales (MPa), Giga Pascales (GPa), Porcentaje (%) y gramos por centímetro cubico (g/ cm³) (HexTow, 2010)

Polipropileno copolímero (PP). Se trata de un polímero termoplástico semicristalino que se caracteriza por su baja densidad, alta resistencia química, baja absorción del agua, así como su alta pureza y aislamiento eléctrico (ver tabla 5). (Ensinger, 2019)

Tabla 5.

Propiedades del Polipropileno.

Propiedades	Valor
Modulo elástico	896 N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.4103 N/D
Modulo cortante	315.8 N/mm ²
Densidad de masa	890 Kg/m ³
Límite de tracción	27.6 N/mm ²

Nota. Las unidades están dadas en Newton por milímetro cuadrado (N/mm^2), Kilogramo por metro cúbico (Kg/m^3) (Solidworks, 2021)

Aleación de acero 1010. Este acero está fabricado con un metal de base que es el Hierro (Fe) y aleación principal, Carbono (C). Mientras mayor sea el porcentaje de carbono, eleva su resistencia mecánica y dureza, incrementa el índice de fragilidad en frío y hace que disminuya la templabilidad y la ductilidad. (Ver tabla 6) (HexTow, 2010)

Tabla 6.

Propiedades de la aleación de acero 1010.

Propiedades	Valor
Modulo elástico	200000 N/mm^2
Coficiente de Poisson	0.29 N/D
Modulo cortante	80000 N/mm^2
Densidad de masa	7870 Kg/m^3
Límite de tracción	325 N/mm^2
Limite elástico	180 N/mm^2
Coficiente de expansión térmica	1.22e-05 / K

Nota. Las unidades están dadas en Newton por milímetro cuadrado (N/mm^2), Kilogramo por metro cúbico (Kg/m^3) (Solidworks, 2021)

3.1.2.1.4 Renderización. El renderizado es una función complementaria de SolidWorks, que permite simular como se vería el prototipo en la vida real, aunque se hace principalmente con fines estéticos, en este caso es sumamente importante porque además de mostrar la apariencia de la

órtesis, muestra el comportamiento que tendría la órtesis durante su uso. Esto es posible por medio de complementos como el PhotoView 360 y Motion, de SolidWorks, que permiten simular las características cosimétricas y mecánicas de un material o ensamblaje.

3.1.2.2 Digitalización en Matlab. El primer paso para el proceso de digitalización en Matlab empieza en SolidWorks, por medio de un complemento creado por Mathworks conocido como Simscape Multibody que se enfoca en simular modelos mecánicos dentro de Simulink, esta extensión es importante porque trae nuevos bloques de simulación que no están disponibles dentro de la versión básica de Simulink, especialmente los bloques que representan las articulaciones rotoides. Asimismo, es posible exportar todo el modelo creado en SolidWorks junto con sus características mecánicas directamente a Simulink (simulink tiene una función para crear sólidos, sin embargo, es un proceso complejo ya que la unión de los sólidos se hace por medio de árboles de relaciones, las formas están predeterminadas de lo contrario se deben crear por medio de funciones para la form

a y las propiedades mecánicas).

Una vez creado en modelo en Simulink, el siguiente paso es crear los bloques que representan la parte matemática de la simulación, así como las entradas y salidas que permiten interactuar con los actuadores que generan el movimiento.

3.1.3 Etapa III: Evaluación

3.1.3.1 Almacenamiento de datos. Los datos son generados dentro de Matlab, se emplea un bloque que permite pasar los datos de Workspace a Simulink donde se almacenan las variables,

seguido de esto se utiliza la función “save” y se pone en formato ASCII que es lo que permite que los datos se generen en texto para leer. Una vez realizado esto se especifica en la función de “save” que se haga extensión .txt, se llama la variable y se pone en dicho formato “ASCII” y así es como se guardan los datos. Estos datos ya quedan como archivo independiente a Matlab y se pueden transferir, para la visualización se optó por implementar los plot de Matlab donde se genera una gráfica de valor angular contra tiempo. Finalmente, se identificaron algunas características clave de los datos.

3.1.3.2 Resultados de la simulación de trayectorias en marcha normal y patológica.

Las trayectorias de la rodilla y tobillo fueron creadas por medio de la función “interp1” que genera un vector continuo y suavizado, el cual separa uniformemente los valores angulares máximos y mínimos junto con sus respectivos porcentajes de marcha, que caracterizan las trayectorias determinadas como normales por estudios previos. Para las trayectorias anormales se establece un valor aleatorio que está siendo sumado a la trayectoria normal en los porcentajes de marcha mencionados anteriormente.

Cada una de las etapas descritas en el presente capítulo, van a permitir la realización de un modelado de órtesis que cumpla con las necesidades descritas anteriormente y así mismo, este acorde a los objetivos planteados al inicio del proyecto para de esta manera obtener el modelado de órtesis de tipo rodilla-pie.

4. CAPITULO IV

Este capítulo tiene como fin evidenciar los resultados obtenidos al aplicar la metodología planteada anteriormente de acuerdo con cada una de sus fases, así como también se realizó un análisis de estos resultados para determinar si estos fueron los esperados o en caso contrario realizar diferentes mejoras en la metodología.

4.1 Resultados y análisis de resultados.

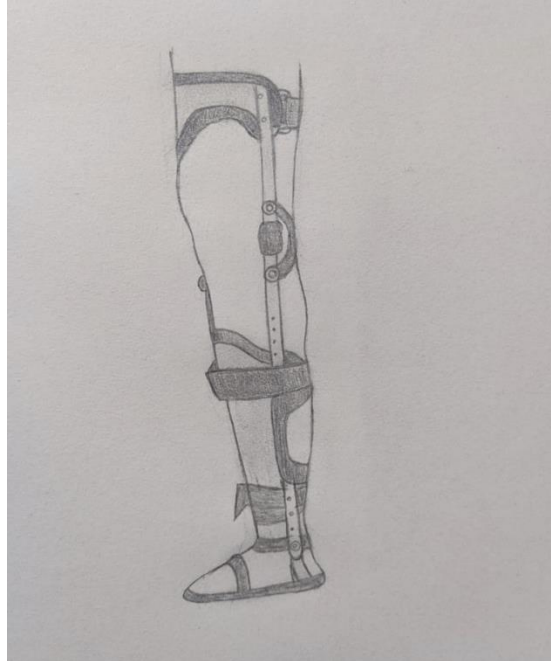
4.1.1 Etapa I: Diseño

Como resultado de este proceso se tiene en cuenta que se realizó una revisión de los dispositivos que ya se emplean en rehabilitación en la actualidad y que gracias a ellos se logra diseñar tres posibles alternativas al diseño de la órtesis, por lo cual se planteó una matriz de selección para finalmente elegir el más acorde al objetivo.

En el primer boceto se expone un modelo de órtesis que cuenta con cuatro secciones, en la primera se encuentra un soporte transversal que envuelve la parte medial del muslo cerca de la patela. En la parte lateral cuenta con un soporte que se une al primer travesaño. En la segunda sección se encuentra la unión de los dos travesaños, que está alineada con la rótula y contiene el sensor. Luego, en la tercera sección, se encuentra un soporte que envuelve parte de la tibia y recibe el segundo travesaño que viene la rodilla y a su vez, da inicio al tercer travesaño que se dirige al tobillo. Finalmente, en la cuarta sección existe un soporte plantar para el pie que envuelve el tobillo y aloja el final del último travesaño. Ver figura 5.

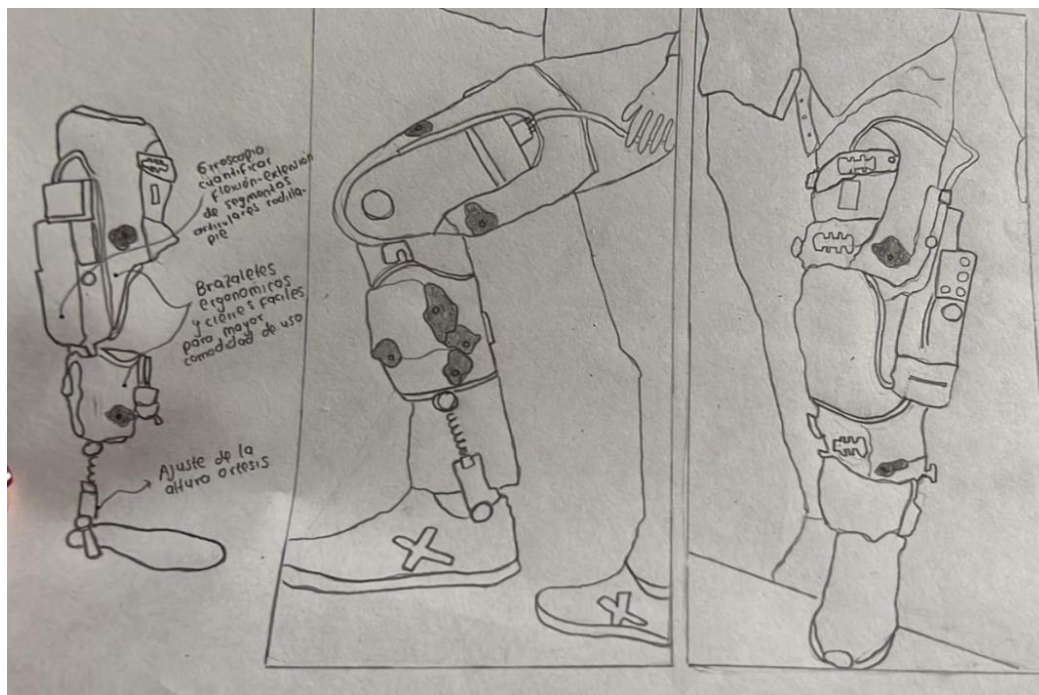
Figura 5.

Diseño A de la órtesis.



Nota. (Elaboración propia)

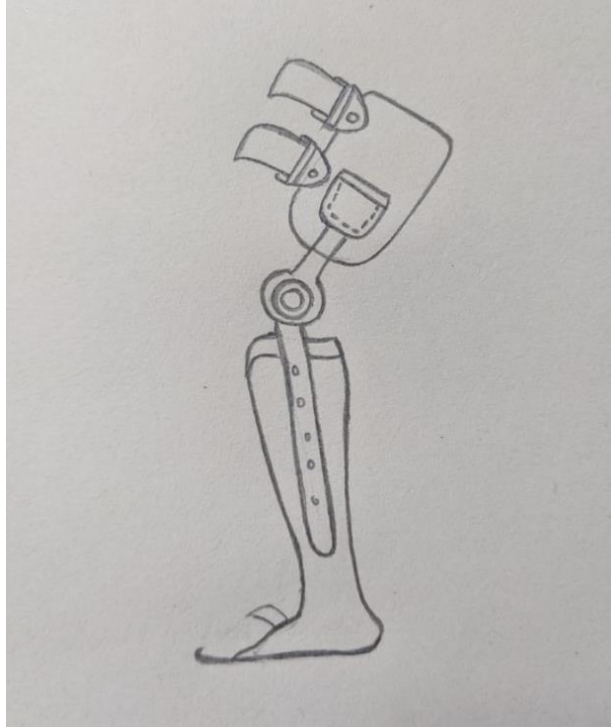
Para el segundo diseño se propone una órtesis un poco más robusta pero que cuenta con material antitranspirante como lo es el neopreno que cuenta con diferentes grados de dureza, pero a su vez es elástico y estable. De igual manera posee también unos brazaletes ergonómicos y cierres fáciles para el ajuste a la pierna y proporcione mayor comodidad a la hora de su uso, en la parte inferior se encuentra el respectivo ajuste para que pueda ser graduado respecto a la altura del paciente. Y finalmente en la parte lateral se puede observar el sistema de medición angular que en este caso es el giroscopio para cuantificar la flexión-extensión de los segmentos articulares. Ver figura 6.

Figura 6.*Diseño B de la órtesis.**Nota.* (Elaboración propia)

Finalmente, el tercer diseño se enfoca principalmente en la adaptabilidad o ajuste de la órtesis según la edad del paciente, así como el peso y la comodidad. Cuenta con un sistema de ajuste que según vaya aumentando la talla de la persona este se va adaptando, además incluye un compartimiento hacia el lateral del dispositivo donde se ubicará el sistema de medición angular. Para mayor comodidad del paciente, se pensó incluir un material amortiguador en el interior del prototipo. Ver figura 7.

Figura 7.

Diseño C de la órtesis.



Nota. (Elaboración propia)

4.1.1.1 Matriz de selección diseño de órtesis. Se determinaron los diferentes criterios de selección con el fin de aplicarlos en la matriz para de esta manera obtener una ponderación objetiva en función de la facilidad, costo, rapidez y así obtener la mejor alternativa para el modelado de órtesis. Como se observa en la tabla 7.

Tabla 7.

Matriz de selección para diseño de mecanismo.

MATRIZ DE SELECCIÓN PARA EL DISEÑO DE ÓRTESIS					
Criterios de selección		%	Propuestas de concepto		
			Diseño A	Diseño B	Diseño C
1	Facilidad de uso	16	1	3	5
2	Ergonomía	21	5	1	3
3	Material	11	1	5	3
4	Facilidad de ensamble	16	3	3	5
5	Grados de libertad	13	5	5	3
6	Sistema de medición angular	9	3	5	3
7	Ajuste a los segmentos	14	1	3	5
Total		100			

Nota. (Elaboración propia)

Tabla 8.

Ponderado obtenido a partir de los porcentajes asignados en la matriz de selección.

PONDERADO					
Criterios de selección			Propuestas de concepto		
			Diseño A	Diseño B	Diseño C
1	Facilidad de uso		0,16	0,48	0,8
2	Ergonomía		1,05	0,21	0,63
3	Material		0,11	0,55	0,33
4	Facilidad de ensamble		0,48	0,48	0,8
5	Grados de libertad		0,65	0,65	0,39
6	Sistema de medición angular		0,27	0,45	0,27
7	Ajuste a los segmentos		0,14	0,42	0,7
SUMA PONDERADA			2,86	3,24	3,92

Nota. (Elaboración propia)

Dentro de la matriz que se observa en la tabla 8 se detalló que el aspecto más importante es para la ergonomía debido a que se busca que este se adapte al tamaño y peso del paciente

conforme crece, por ello se le da un 21% de importancia. En segundo lugar, se encuentra la facilidad de ensamble y facilidad de uso pues es importante para el proceso de rehabilitación debido a que debe contar con un sistema sencillo para poner y retirar el dispositivo, por lo cual tiene una importancia del 16%. Luego, viene el ajuste a los segmentos, el cual tiene una importancia del 14%, esto ya que es necesario que se adapte a las longitudes requeridas de los valores establecidos previamente y sea seguro el ajuste en la posición dada. El criterio de los grados de libertad se dio una importancia del 13% ya que es importante que la órtesis permita el movimiento adecuado de todas las articulaciones del miembro inferior, seguido de este está el criterio del material con un 11% de importancia esto ya que los materiales no varían mucho según el mecanismo y en características especiales con aspectos que dependen específicamente de cada mecanismo, como estabilidad y confiabilidad. Y en último lugar sistemas de medición angular con un 9% para que permita el control de los grados de movimiento de los segmentos articulares. (ver tabla 7)

Dentro de la matriz hay que resaltar que el diseño que obtiene el mejor puntaje es el DISEÑO C con un puntaje de 3,92 en total. Este puntaje se calculó multiplicando la puntuación de cada criterio por el factor de ponderación que corresponde a la importancia otorgada por el equipo a cada categoría. En el caso de la facilidad de uso se notó que el modelo ganador era un poco más ligero que los otros favoreciendo de esta manera que su usabilidad fuera más fácil, por otro lado, permite que el dispositivo se ajuste a las medidas del paciente, sin embargo, fue necesario realizar ciertos ajustes en el diseño.

- En primera instancia, se agregó un mecanismo articulado en el tobillo para que la órtesis se pueda desplazar acorde al movimiento natural del pie, al eje de rotación está alineado al

tobillo, y cuenta con una estructura de forma triangular que envuelve parcialmente el hueso calcáneo y los huesos tarsianos tanto distal como proximalmente con el fin de evitar que la rigidez del diseño inicial pueda causar alteraciones adicionales a la marcha del paciente.

- Adicionalmente se distribuyeron las perforaciones para ajustar la longitud del dispositivo, anteriormente las perforaciones estaban solo en la parte inferior, pero ahora se encuentran tanto en la parte inferior como en la superior, esto para evitar que se puedan entrecruzar los componentes en la parte inferior.

4.1.1.2 Definición de parámetros iniciales. La definición de los parámetros iniciales se realizó en base a la tabla de crecimiento y desarrollo donde se pudo obtener el inicio de la marcha, peso promedio, talla promedio e índice de masa corporal para infantes de 3 a 6 años. Ver tabla 9.

Tabla 9.

Medidas antropométricas establecidas según el rango de edades.

Tabla de medidas infantes 3 a 6 años en desarrollo normal y patológico					
	Edad	Inicio de la marcha (meses)	Peso Promedio(kg)	Talla Promedio(cm)	IMC (Kg/m²)
Desarrollo normal	3	11	15,1	96,5	15,6
	4		16,07	100,13	15,4
	5		18,03	106,4	15,2
	6		19,91	112,77	15,4
Desarrollo patológico	3	35	13,95	93,4	16
	4		14,05	101,15	13,7
	5		17,025	105,9	15,2
	6		17,6	109,15	14,8

Nota. (Prosser et al., 2010)

Para hacer válida la simulación se consultaron valores antropométricos del miembro inferior provenientes de estudios previos realizados a participantes dentro del intervalo de edad (3 - 6 años). La “Longitud de miembro inferior” se calculó como la diferencia entre la altura del participante (en posición de pie y tomando la medida desde el suelo) y la altura sentada (sentado erecto sobre una superficie plana con las piernas extendidas). La “Longitud de pierna” (también conocido como Knee Height) es un estimado de la distancia entre la rodilla y el suelo que se calcula a partir de la siguiente ecuación. (Dipasquale et al., 2020)

$$H = (2.68 * Kh) + 24.2 \quad (1)$$

Donde “H” es la altura máxima en posición erecta desde el piso que se toma, “Kh” es la longitud de la pierna que se quiere calcular. Finalmente, la “Longitud del muslo” corresponde a la diferencia entre la “Longitud de miembro inferior” y la “Longitud de pierna” que hace alusión a la distancia entre la rodilla y el tobillo. En la tabla 10 se observan los valores de los parámetros clasificados según la edad de la población seleccionada.

Tabla 10.

Longitudes segmentos miembro inferior.

Longitud de segmentos del miembro inferior en condiciones normales (cm)			
Edad (Años)	Longitud de miembro inferior	Longitud de pierna	Longitud de muslo
3	42,5	26,978	15,522
4	47	28,332	18,668
5	51,5	30,672	20,828
6	55	33,049	21,951

Nota. (Fredriks, 2005)

4.1.1.3 Matriz de selección medición angular (sensor inercial)

Dentro de la matriz de selección presentada en la tabla 13 se detalló que el aspecto más importante es para el rango de medición debido que tener un buen alcance hace que la recopilación de los datos sea más amplia es decir que contar con un buen campo hace que los datos sean más significativos y precisos a la hora de evaluar los grados de movimiento del modelado, por ello se le da un 26% de importancia. En segundo lugar, se encuentra la precisión pues es importante debido a que el dispositivo debe dar el mismo resultado en mediciones diferentes realizadas en las mismas condiciones, por lo cual tiene una importancia del 21%. Luego, viene la sensibilidad, el cual tiene una importancia del 17%, esto ya que es necesario conocer el indicador de confiabilidad del sensor. El criterio de exactitud se dio una importancia del 16% ya que es importante que el resultado de las medidas y el valor verdadero de la magnitud que se pretende medir tengan concordancia, seguido de este está el criterio de la resolución con un 11% de importancia esto ya que es necesario tener en cuenta tantos decimales como sea posible. Y en último lugar corriente de suministro con un 9% porque es un criterio que permite identificar cuál módulo puede llegar a hacer más eficiente.

Tabla 11.

Características técnicas de los sensores encontrados.

Parámetros	Propuestas de selección			
	Sparkfun MMA 7361	MPU 9250	BMI 160	
Precisión (%) entre -40 C°-85 C°	99.831	97.857	91.476	
Sensibilidad	Acelerómetro (°/s ²) 800 mV/g a 1.5 G	131	16,384	
	Giroscopio (°/s)	N/A	125	
	Magnetómetro (uT/s)	N/A	0.6	N/A
Exactitud	1	1	1	
Resolución (bits)	14	16	16	
Corriente de suministro (mA)	400 uA	3,7 mA - 8uA	500-600 uA	
Rango de medición	Acelerómetro (g)	2 - 6	2-16	
	Giroscopio (°/s)	N/A	250-2000	125 - 2000
	Magnetómetro (uT)	N/A	4800	N/A

Nota. (Bosch, 2018; Invensense, 2013; Invensense, 2016)

Tabla 12.

Matriz de selección del sensor inercial

MATRIZ DE SELECCIÓN SENSOR INERCIAL					
Criterios de selección	%	Propuestas de selección			
		Sparkfun MMA 7361	MPU 9250	BMI 160	
1	Precisión	21	7	5	1
2	Sensibilidad	17	5	3	1
3	Exactitud	16	5	5	5
4	Resolución	11	5	7	7
5	Corriente de suministro	9	7	3	5
6	Rango de medición	26	7	5	5
Total		100			

Nota. (Elaboración propia)

Tabla 13.

Ponderado obtenido de la matriz de selección

PONDERADO				
Criterios de selección	Propuestas de selección			
	Sparkfun MMA 7361	MPU 9250	BMI 160	
1	Precisión	1,47	1,05	0,21
2	Sensibilidad	0,85	0,51	0,17
3	Exactitud	0,8	0,8	0,8
4	Resolución	0,55	0,77	0,77
5	Corriente de suministro	0,63	0,27	0,45
6	Rango de medición	0,78	1,3	1,3
Suma ponderada		5,08	4,7	3,7

Nota. (Elaboración propia)

4.1.2 Etapa II: Construcción del modelo

4.1.2.1 Digitalización en CAD. El diseño propuesto se materializó utilizando el software de SolidWorks, en este caso se empleó un total de 7 piezas compuestas por 2 travesaños de fibra de carbono para unir los segmentos, un pasador de aleación de acero 1010 para asegurar los travesaños, un soporte para el muslo y un soporte para el pie hecho del PP (polipropileno) copolímero como se muestra en la figura 8.

Estos materiales se escogieron a partir de recomendaciones de otros investigadores que trabajaron con órtesis y prótesis de miembro inferior, quien aconsejan estos materiales por sus buenas propiedades mecánicas y especialmente por su bajo peso, lo que permite crear estructuras resistentes y ligeras (Romero Sacoto, 2012; Sarmiento Anchundia & Salazar Loor, 2022) ajustándose a las librerías presentes dentro de SolidWorks 2022 que en este caso serían Fibra de

carbono Hexcel AS4C de 3000 filamentos, PP copolymer, y acero laminado AISI 1010 (SolidWorks, 2021)

Figura 8.

Diseño CAD.

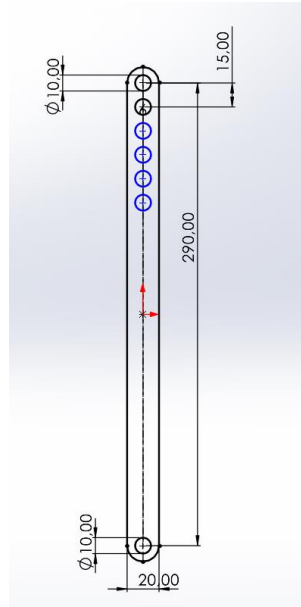


Nota. (Elaboración propia)

El travesaño de mayor dirección (que empieza en la rodilla y termina en el soporte de la tibia) cuenta con múltiples perforaciones separadas por 1,5 mm en los dos extremos para modular la altura final de la órtesis. Para la medición se colocaron todos los segmentos perpendiculares para alcanzar la longitud máxima con respecto al piso, tomando como referencia la planta del pie y el sensor inercial ubicado en la articulación de la rodilla, esta medida corresponde a la “longitud de pierna” previamente mencionada, posteriormente se hace la medición cuando se ajusta la órtesis en las dos perforaciones más lejanas entre sí (Figura 9) para luego repetir el proceso con las perforaciones más cercana (Figura 10).

Figura 9.

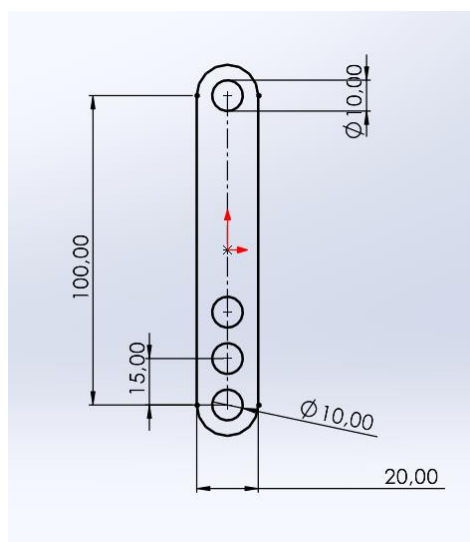
Medidas correspondientes a la barra inferior del modelo.



Nota. En el anexo 1 se puede observar el plano de esta pieza. (Elaboración propia)

Figura 10.

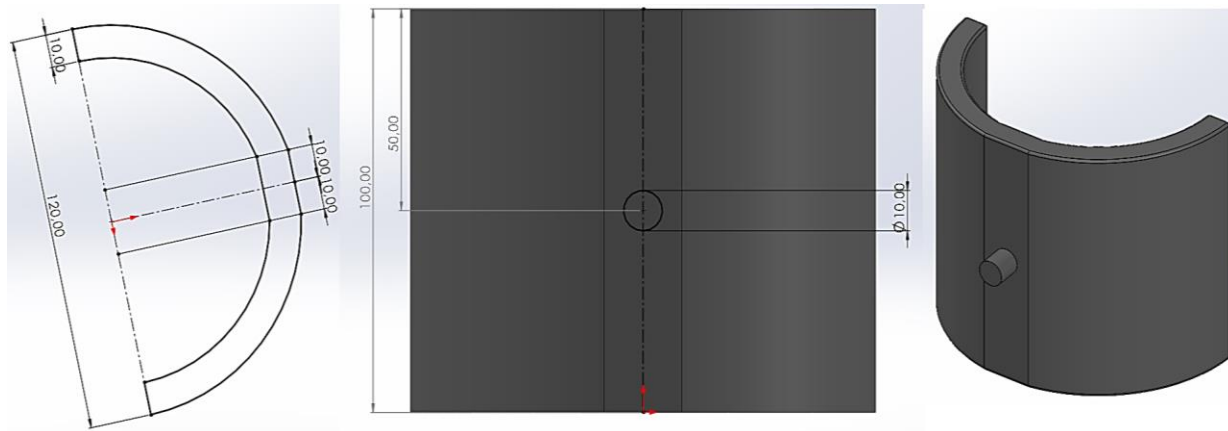
Medidas correspondientes a la barra superior del modelo.



Nota. En el anexo 2 se puede observar el plano de esta pieza. (Elaboración propia)

Figura 11.

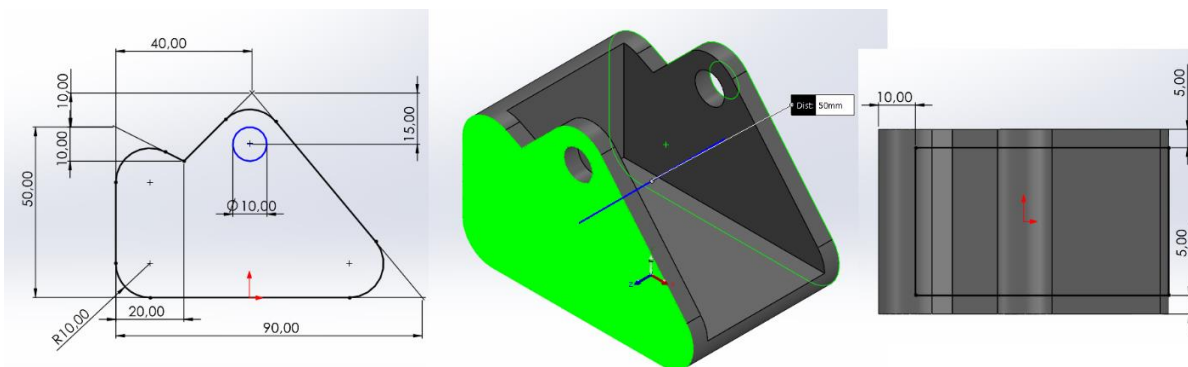
Medidas correspondientes al soporte del muslo.



Nota. En el anexo 3 se puede observar el plano de esta pieza. (Elaboración propia)

Figura 12

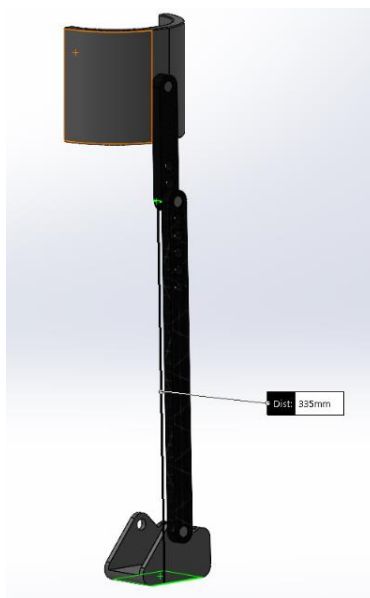
Medidas correspondientes al soporte del tobillo.



Nota. En el anexo 4 se puede observar el plano de esta pieza. (Elaboración propia)

Figura 13.

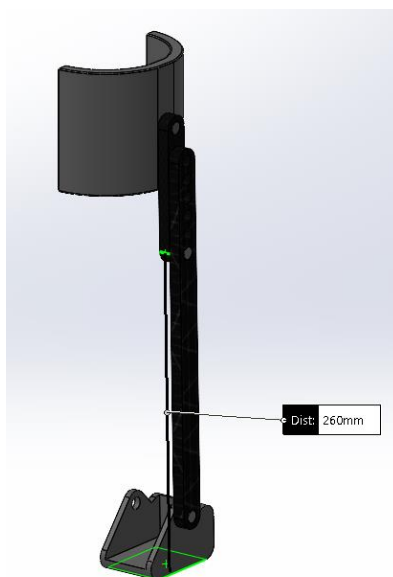
Longitud máxima del diseño CAD.



Nota. En esta imagen se puede observar la distancia máxima del diseño de órtesis, donde las dos perforaciones más lejanas están activas con una longitud de 335 mm. (Elaboración propia).

Figura 14.

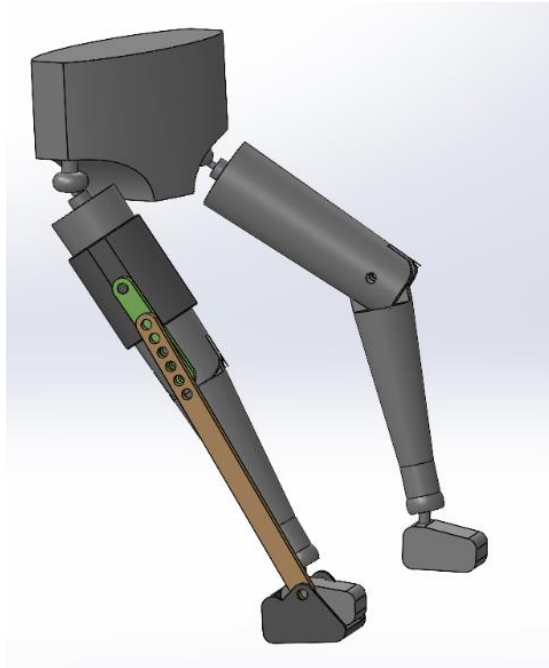
Longitud mínima diseño CAD.



Nota. En esta imagen se puede observar la distancia mínima del diseño de órtesis, donde las dos perforaciones más cercanas están activas con una longitud de 260 mm. (Elaboración propia).

Figura 15.

Representación gráfica de la órtesis.

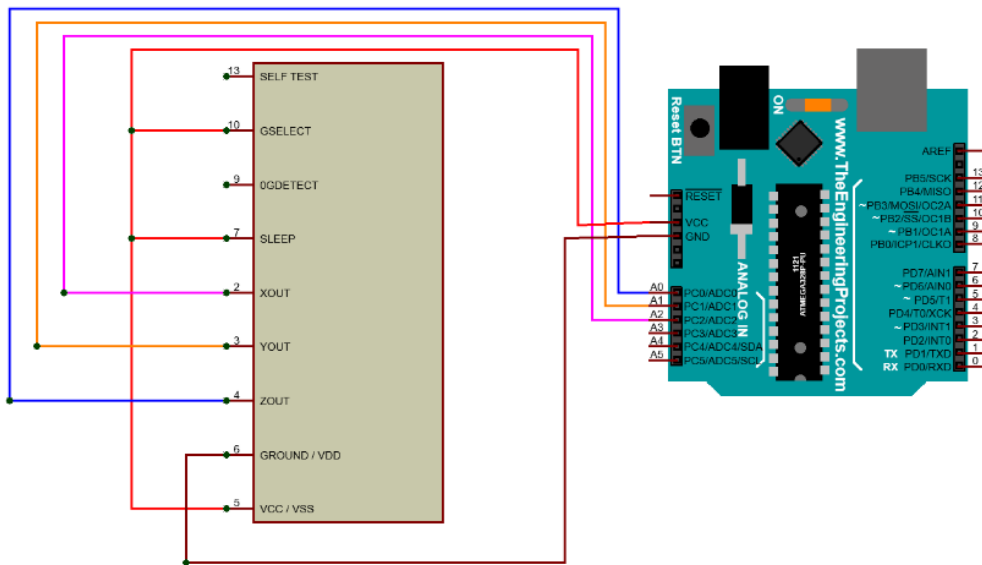


Nota. (Elaboración propia)

4.1.2.2 Evaluación del sensor inercial. Para poder realizar la evaluación del sensor, se emplea el software TinkerCad usando un modelo de sensor Sparkfun mma7361 el cual surgió a partir de un modelo de dominio público, junto con un módulo de Arduino uno y su respectivo cableado como se puede visualizar en la figura 16.

Figura 16.

Esquema del circuito eléctrico del acelerómetro.

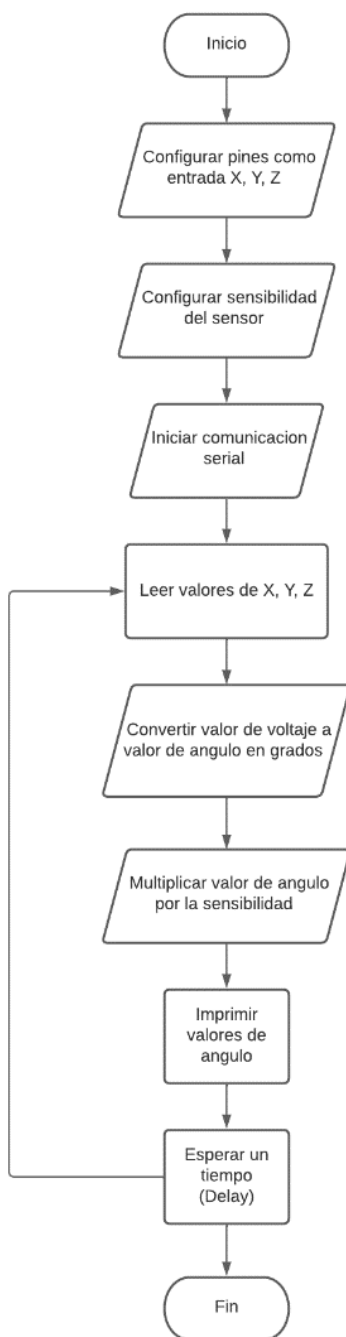


Nota. el esquemático representa el diseño electrónico del acelerómetro, donde se debe tener en cuenta que, por las características técnicas del mismo, los pines conectados a la fuente del Arduino deben ir a la entrada de 3.3V. Elaboración propia (La figura se encuentra en el anexo 5)

Adicionalmente se elabora un código que permita que el Arduino realice una medición de los valores producidos por el sensor para luego convertirlos en mediciones espaciales y posteriormente mostrarlos por medio del monitor serial, como se muestra en el siguiente diagrama de flujo.

Figura 17.

Diagrama de flujo del código de Arduino.



Nota. El código se puede visualizar en el anexo 6. Elaboración propia.

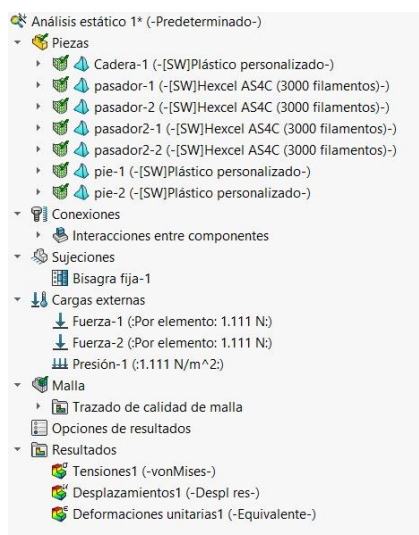
4.1.2.3 Análisis estático

Para la obtención del análisis estático de la estructura final del diseño de órtesis, se realizaron los siguientes pasos:

1. Para iniciar con el diseño de la órtesis en SolidWorks se debe seleccionar la opción “SOLIDWORKS Simulation” para activar el complemento que permitirá llevar a cabo el análisis.
2. Dentro de “SOLIDWORKS Simulation”, buscar “Simulation”, en dicha pestaña se procede a seleccionar la opción “Nuevo estudio”
3. En “Nuevo estudio” seleccionar “Análisis estático”, se designa un nombre al estudio y verifica en el icono verde.
4. Para realizar el estudio de análisis estático se debe disponer del tipo del material de cada pieza, las relaciones de ensamblajes, las fuerzas externas a las que pueda estar sometido el modelo en un ambiente real, las sujeciones relacionadas al movimiento del modelado y la malla que permite la discretización del modelo.

Figura 18.

Selección de parámetros para el estudio.



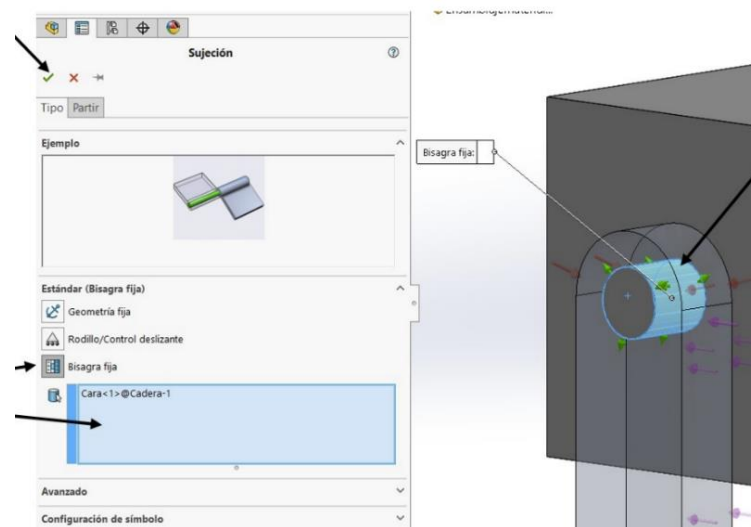
Nota. Elaboración propia.

5. Para seleccionar el material se da clic en la pestaña que se encuentra al lado del nombre de la pieza para abrir las propiedades. Seguido de esto se da click derecho donde dice material sin especificar y luego editar material (como se observa en la figura 18).

7. Posteriormente, se deben determinar las partes que no tendrán movimiento alguno en el modelado durante el estudio, las cuales van a permitir que se apliquen las cargas en puntos específicos. (Figura 19)

Figura 19.

Sujeción Bisagra fija.

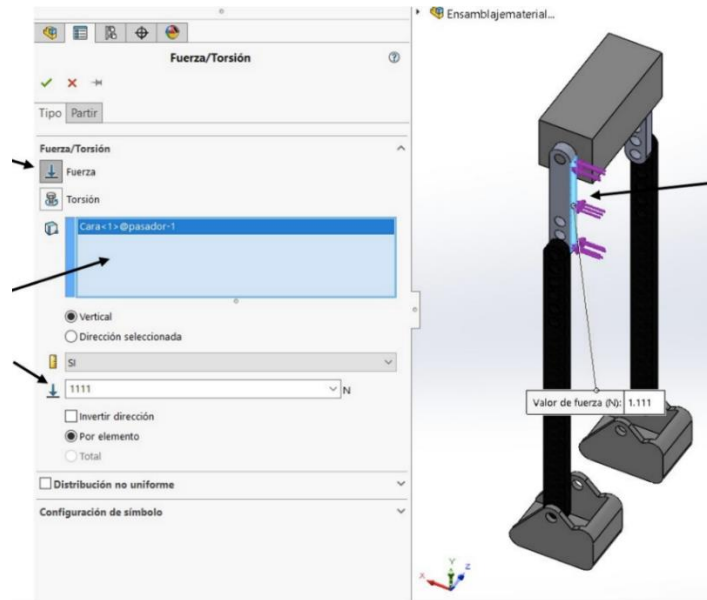


Nota. Elaboración propia.

8. A continuación se deben seleccionar el tipo de carga externa que se aplicará al modelo, las piezas y la parte de esta que será sometida a la fuerza, así como la magnitud, para evaluar su resistencia a posibles deformaciones durante la ejecución del estudio. (Figura 20 y 21)

Figura 20.

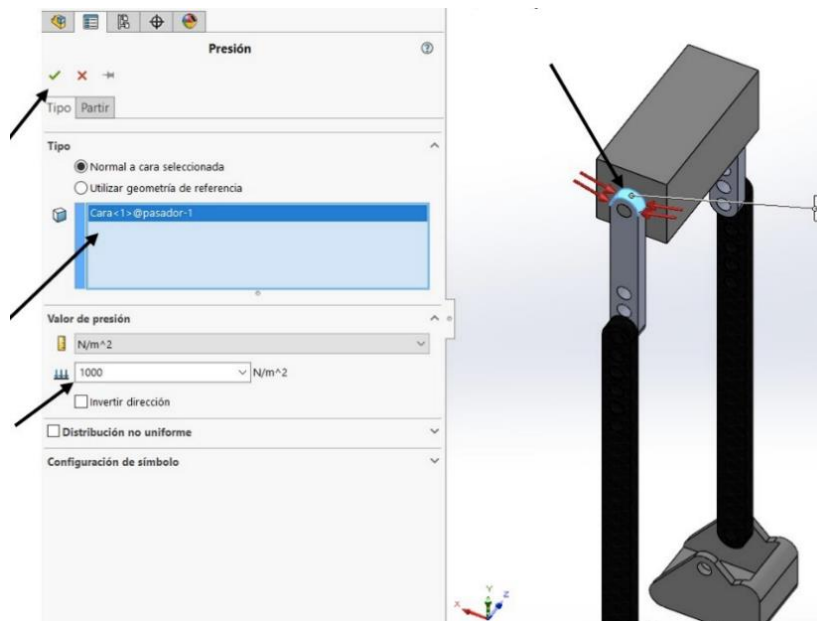
Primera fuerza aplicada al modelo.



Nota. La opción de fuerza se aplica dos veces, una para cada pierna. Elaboración propia.

Figura 21.

Segunda fuerza aplicada al modelo.

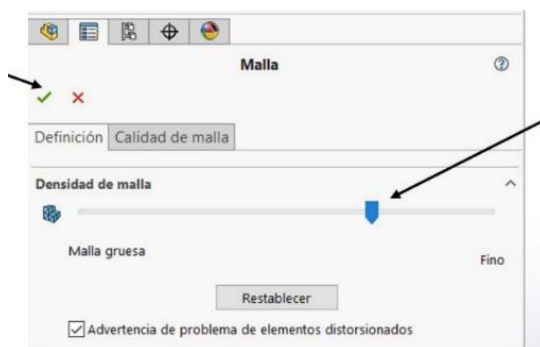


Nota. Elaboración propia.

9. Se debe establecer una malla que realice la discretización del modelo, formando un conjunto de segmento sobre la superficie, lo que permite identificar las alteraciones estructurales que se presenten durante el estudio. (Figura 22)

Figura 22.

Malla.

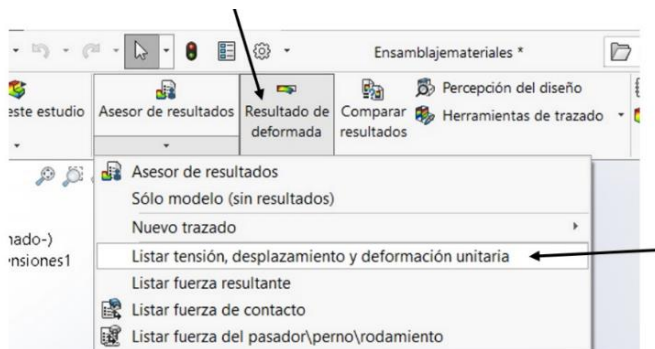


Nota. Elaboración propia.

10. Para finalizar, se realiza la ejecución del estudio y se espera hasta que el sistema arroje las respectivas graficas. (Figura 23)

Figura 23.

Ejecución del estudio del análisis estático.

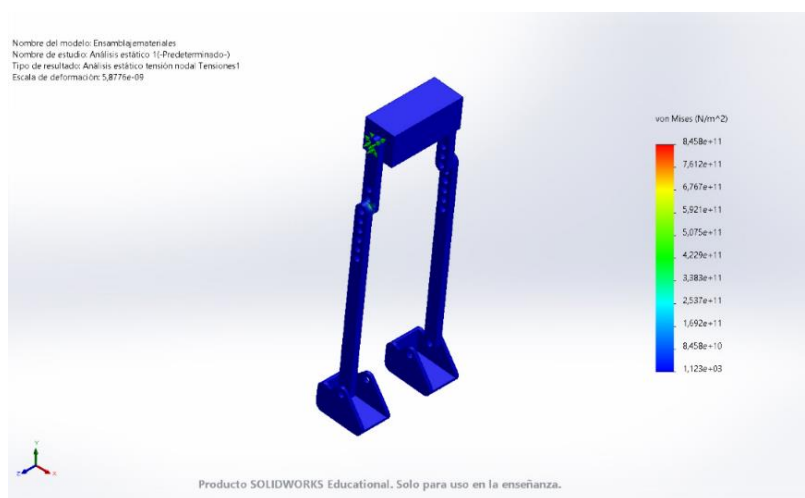


Nota. El estudio se debe ejecutar asegurándose de haber ingresado todos los parámetros mencionados anteriormente, de lo contrario puede generar diversos errores.

4.1.2.4 Resultados obtenidos del análisis estático.

Figura 24.

Análisis 1. Tensiones

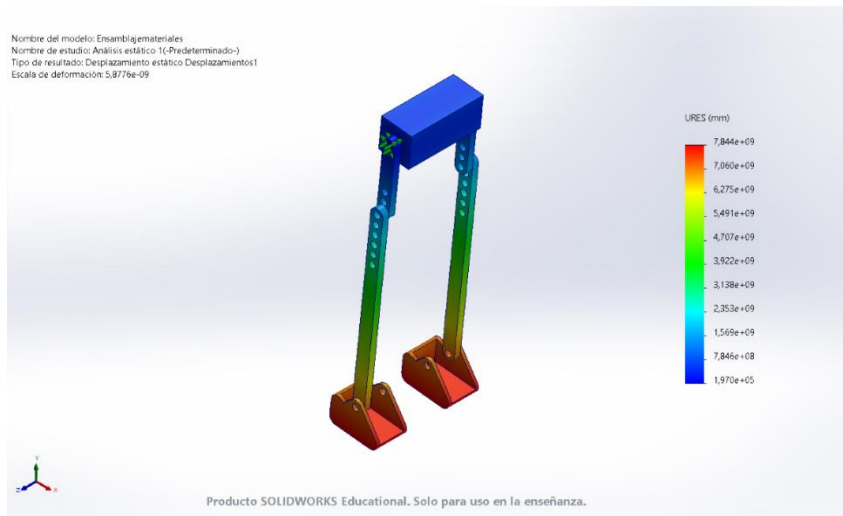


Nota. Una vez realizado el estudio estático, al aplicar las tensiones se obtuvo un valor máx. de $8,458e+11 \text{ N/m}^2$ y un min de $1,123e+03 \text{ N/m}^2$.

Figura 25.

Medidas máximas y mínimas.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	1,123e+03N/m ² Nodo: 22052	8,458e+11N/m ² Nodo: 17577

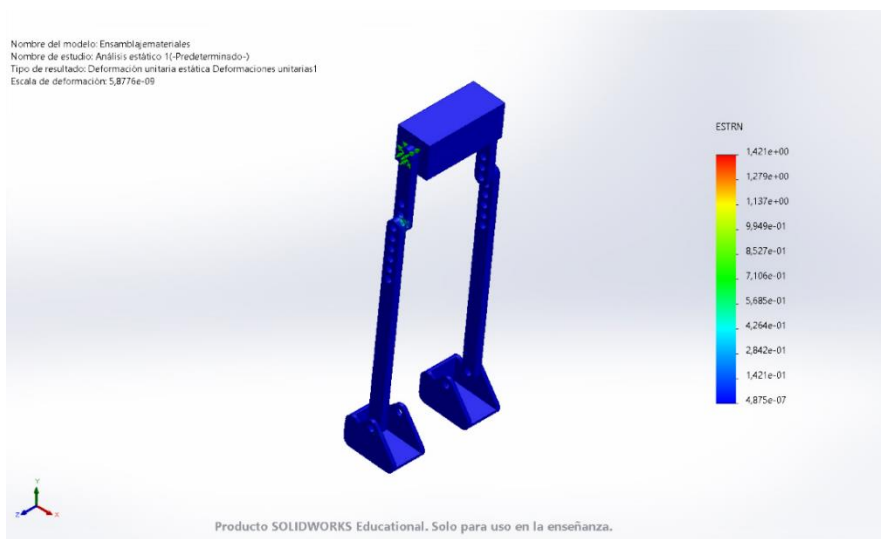
Figura 26.*Análisis 2. Desplazamientos*

Nota. Una vez realizado el estudio estático, al aplicar los desplazamientos se obtuvo un valor máx. de $7,844e+09$ mm y un mínimo de $1,970e+05$ mm.

Figura 27.*Medidas máximas y mínimas.*

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	$1,970e+05$ mm Nodo: 642	$7,844e+09$ mm Nodo: 21180

Figura 28.*Análisis 3: deformaciones unitarias.*



Nota. Una vez realizado el estudio estático, al aplicar las deformaciones se obtuvo un valor máx. de $1,421e+00$ y un min de $4,875e-07$.

Figura 29.

Medidas máximas y mínimas.

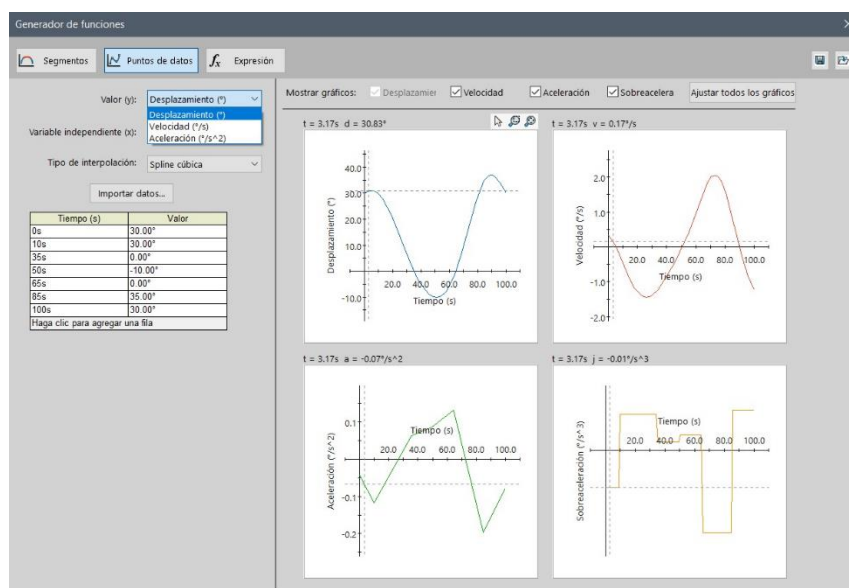
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	$4,875e-07$ Elemento: 12642	$1,421e+00$ Elemento: 7018

4.1.2.5 Renderización. Dentro del ensamblaje, en la parte inferior central, dar clic derecho y buscar la opción "Crear nuevo estudio de movimiento". Una vez abierto el estudio de movimiento, en la parte media, buscar la opción de "motor rotatorio" que permite generar movimientos de rotación en las articulaciones. Esta función solicita dos caras para generar el movimiento, la primera cara pertenece al elemento pivote, mientras que la segunda corresponde al elemento que se mueve. Posteriormente, se selecciona el tipo de movimiento que se quiere en el motor, en ese caso, como es un movimiento controlado (tiene que girar de una manera específica) se utiliza el modo "Puntos de datos".

La función "punto de datos" genera una pestaña interactiva para introducir los valores de movimiento, en este caso, dentro de "valor(y) " se selecciona "Desplazamiento" para que pueda ingresar un grupo de ángulos y tiempos que guiarán el movimiento del modelo. En este caso, esos valores provendrían de las curvas de trayectoria establecidas previamente. El enlace con el render se puede observar en el anexo 5.

Figura 30.

Interfaz para ingresar los datos angulares



Nota. Elaboración propia

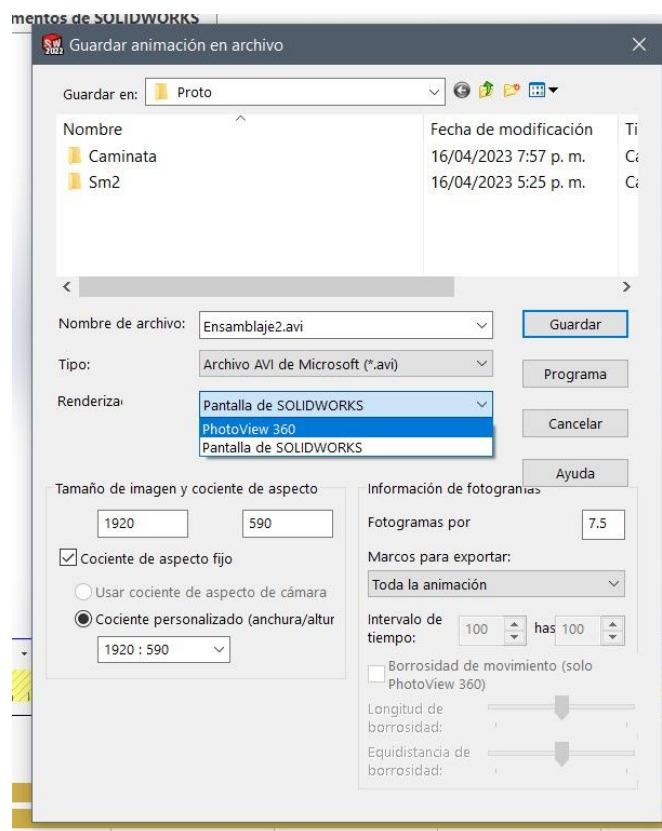
Una vez, agregados todos los datos se presiona "calcular" para que los cambios se puedan simular. Lo siguiente es activar el complemento de "PhotoView 360" para poder guardar el video renderizado. Una vez activo el complemento, se presiona en "guardar animación" para generar el video renderizado y guardarlo. Dentro de la pestaña de guardar animación, se selecciona la opción "Renderiza: PhotoView 360" para que el renderizado se haga con el complemento estilizado de

SolidWorks, los demás valores son generados automáticamente y no es necesario cambiarlos. Una vez finalizado se oprime guardar para que empiece el render.

Renderizar es un proceso lento que puede tomar desde unos minutos hasta múltiples horas, dependiendo de los frames de movimiento, los materiales, el número de piezas, entre otros.

Figura 31.

Interfaz para guardar animación



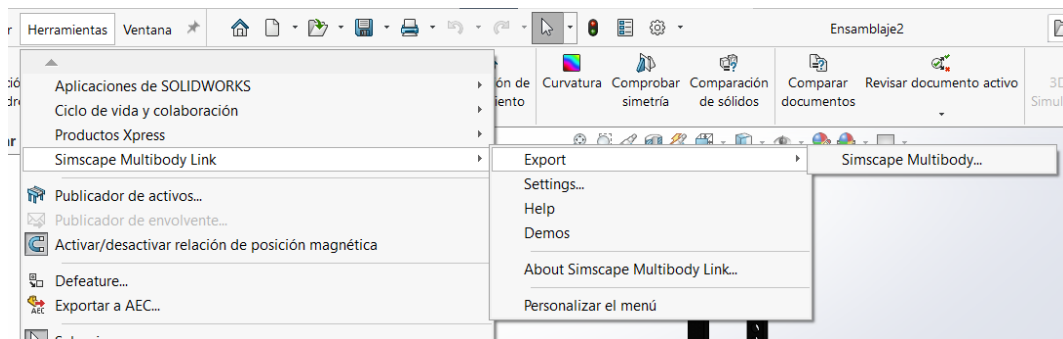
Nota. Elaboración propia

4.1.2.6 Digitalización en Matlab. Cuando la instalación del plugin se haya completado con éxito, en SolidWorks estará disponible la opción de activar el complemento de Simscape. Para activarlo se debe hacer clic en la caja a la parte izquierda, como se muestra a continuación.

Posteriormente, se exporta el modelo para abrirlo en Simulink siguiendo la ruta “Herramientas” >> ”Simscape Multibody link” >> “Export” >> “Simscape Multibody” lo que creará una carpeta con la información de la exportación, esta carpeta debe hacer parte del directorio de Matlab mientras se trabaja la simulación y para evitar errores se recomienda que cada intento o versión que se exporte este en carpetas diferentes y separadas.

Figura 32.

Procedimiento para exportar archivos de SolidWorks a Simulink.

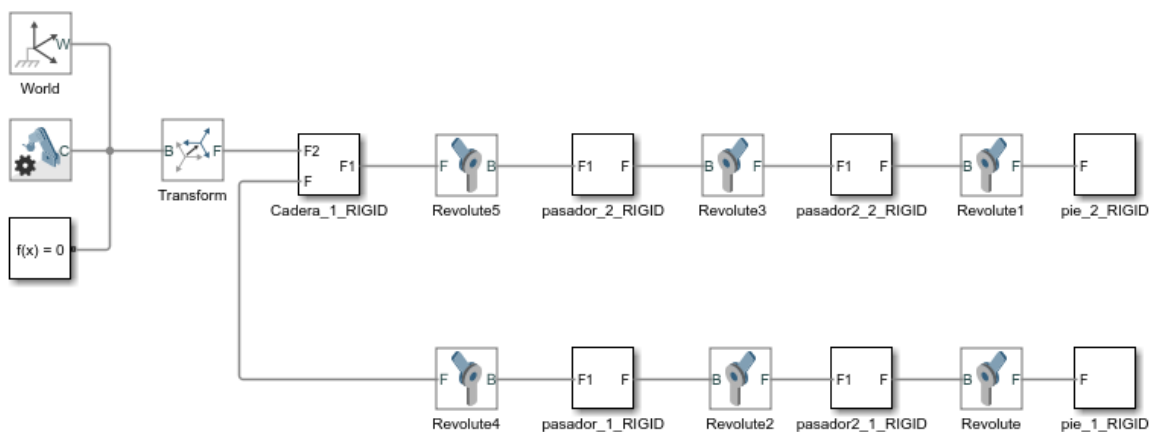


Nota. Elaboración propia.

Este modelo exportado de SolidWorks tiene una extensión especial, para abrirlo, hay que introducir el comando “Smimport” dentro de la command Windows de Matlab. En consecuencia, se activa Simulink mostrando los bloques correspondientes a la estructura exportada de SolidWorks.

Figura 33.

Diagrama de bloques generado por Simscape en Simulink.



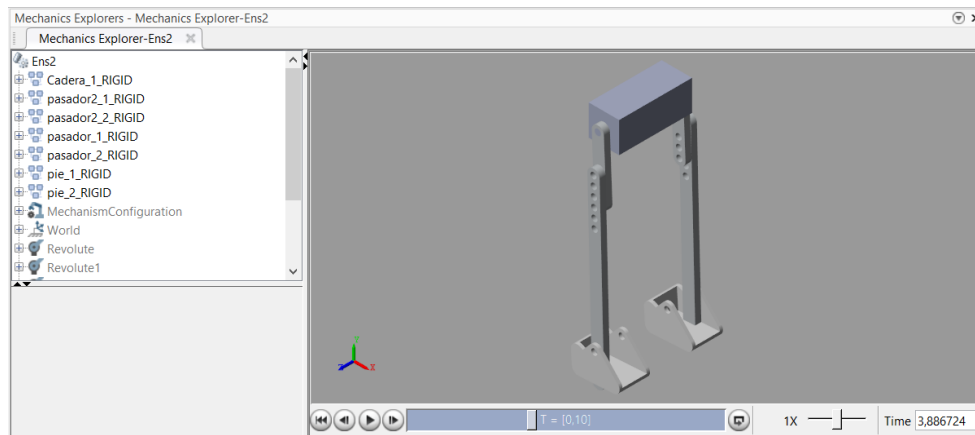
Nota. Elaboración propia.

Al correr la simulación por medio del comando “Run” de Simulink, se visualiza la estructura en el entorno 3D. Es importante señalar que cada vez que se hagan cambios en los bloques y se corra la simulación, se creará un archivo en mismo directorio que se llama “(nombre del ensamblaje)_DataFile.m”. Correr este archivo es de vital importancia para poder trabajar la simulación, esto se muestra en el Workspace de Matlab como un archivo llamado “out” con un valor de “1x1 SimulationOutput”.

Es importante aclarar que, para esta simulación, el bloque en la parte superior no hace referencia a la cadera, simplemente es un punto de pivote que se fijó para permitir que los demás segmentos giren. (Figura 34)

Figura 34.

Modelo 3D de la órtesis en el entorno 3D de Simulink

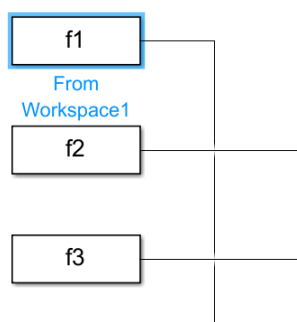


Nota. Elaboración propia.

Quando la estructura esté funcionando, se procede a crear los bloques a cargo del componente matemático. En primera instancia, los bloques “FromWorkspace” permiten importar datos provenientes de Matlab, directamente a Simulink, en este caso, se importan los valores angulares que deben tomar las articulaciones. Esto debido a que las librerías de funciones de Matlab son más robustas que las de Simulink por lo cual responden mejor a algunos valores complejos que se presentan durante los cálculos de la cinemática inversa. (Figura 35)

Figura 35.

Bloques para importación de datos desde Matlab.



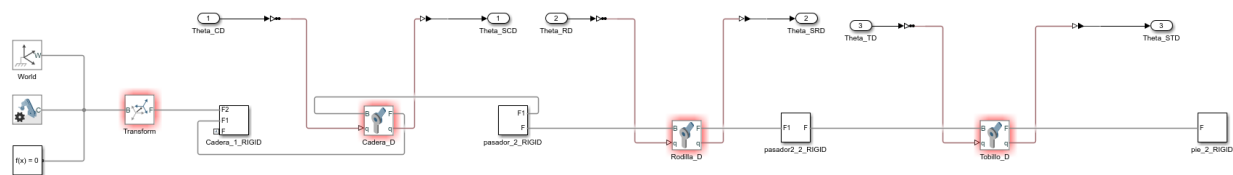
Nota. Elaboración propia.

Es importante destacar que el bloque “FromWorkspace” requiere que los datos que se vayan a importar sean una matriz de al menos dos columnas, donde la primera sean valores temporales que concuerden con los datos que se quieren introducir.

En vista de que los valores angulares ya están calculados, se realiza una conexión directa desde los bloques de importación hacia las articulaciones rotoides, se debe recordar que Simscape es un entorno complementario a Simulink, por lo cual es necesario emplear conversores cuando la señal entra y sale de las articulaciones de Simscape, de otro modo el movimiento de las articulaciones rotoides no será efectivo.

Figura 36.

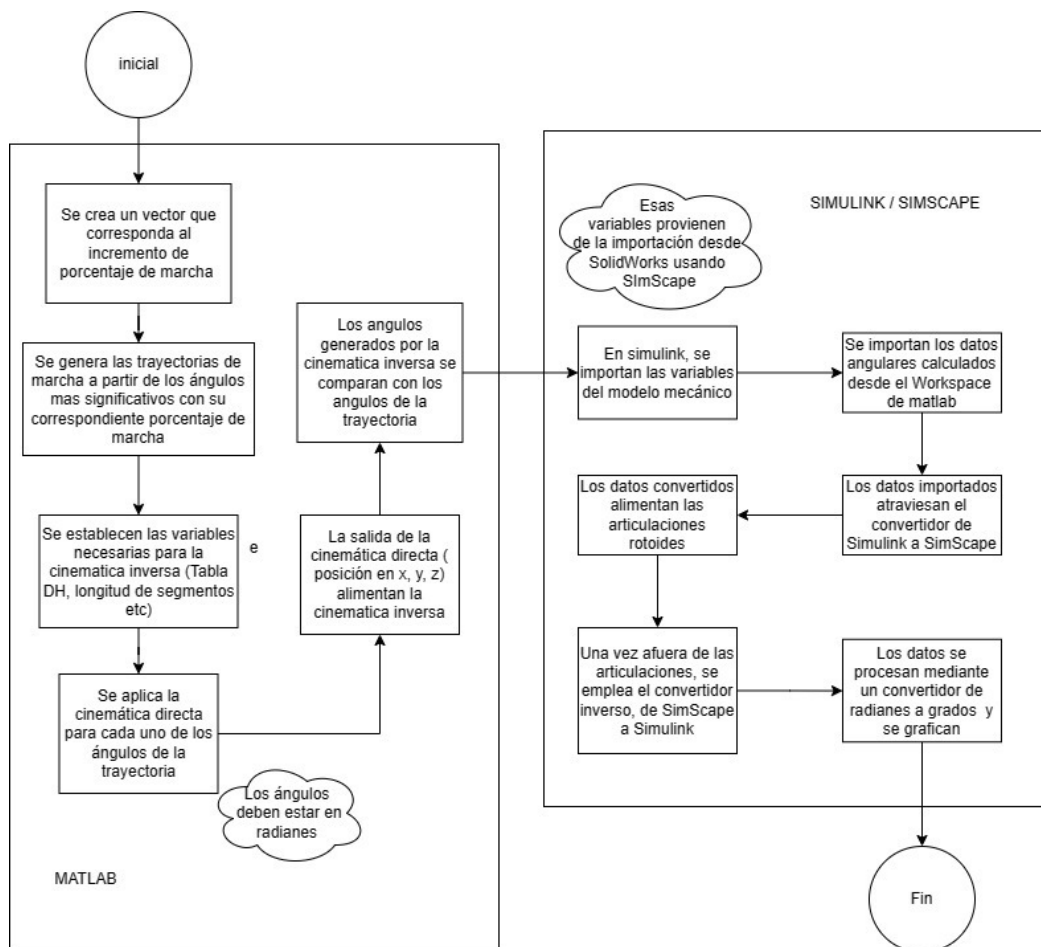
Componente mecánico de la simulación.



Nota. Elaboración propia.

Figura 37.

Diagrama de flujo Código.



Nota. Elaboración propia.

4.1.3 Etapa III: Evaluación

4.1.3.1 Almacenamiento de datos. En la siguiente figura se puede observar los resultados obtenidos después de aplicar la metodología expuesta anteriormente para el almacenamiento de datos. Para introducir los datos del archivo .txt al WorkSpace de Matlab se utiliza la función “load” que permite convertir los datos de ASCII (texto) a double (numero) y poder así generar las gráficas usando la función “plot” de Matlab, un ejemplo de esto se puede observar en la figura 39.

Figura 38.*Datos exportados de Matlab.*

```

datos: Bloc de notas
Archivo Edición Formato Ver Ayuda
0.000000e+00
1.3575189e-14
4.8870659e-13
1.3045722e-11
3.3036120e-10
8.2797546e-09
2.0704163e-07
5.1692923e-06
1.2832799e-04
3.0966426e-03
6.4585410e-02
2.6913268e-01
5.0758702e-01
6.9044534e-01
7.6698969e-01
7.7584952e-01
7.6210884e-01
7.4860306e-01
7.4450335e-01
7.4595360e-01
7.4710261e-01
7.4805396e-01
7.4874187e-01
7.4941542e-01
7.5031375e-01
7.5146056e-01
7.5237210e-01
7.5293559e-01
7.5346443e-01
7.5401677e-01
Línea 3, columna 11 100% Windows (CRLF) UTF-8

```

Nota. (Elaboración propia).

Las características de la señal generada por el modelo matemático son establecidas por el mismo código, es decir, no hubo necesidad de establecer algún análisis. Para este proyecto la frecuencia de muestreo se estableció como un 1Hz debido a que los datos se generaron en un vector con datos equidistantes de 1 a 200 y dado que el código es atemporal, en otras palabras, no depende del tiempo sino del porcentaje de marcha, el valor de la frecuencia de muestreo estuvo a disposición del equipo. Por otro lado, se escogieron 200 datos para hacer alusión a dos ciclos de marcha completos (de 0 a 100 de porcentaje de marcha cada uno). (Tabla 14)

Tabla 14.

Parámetros técnicos del registro y almacenamiento de datos.

Parámetros técnicos del registro y almacenamiento de datos	
Parámetro	Valor
Frecuencia de muestreo	1 Hz
Tiempo de muestreo	1 segundo
Cantidad de datos	200 datos

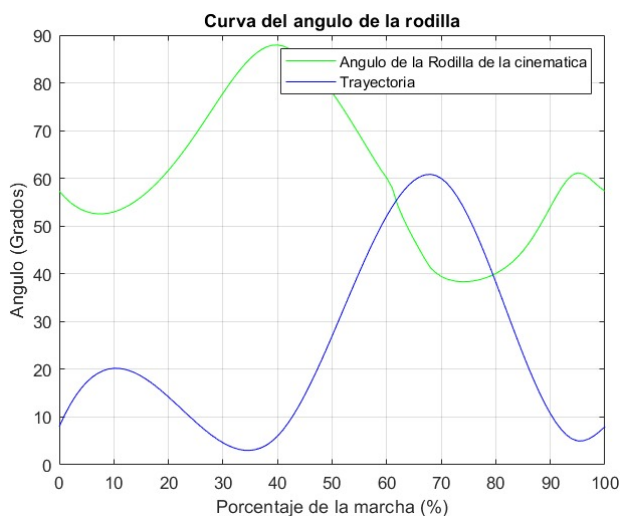
Nota. (Elaboración propia)

4.1.3.2 Resultados simulación Segmentos articulares en marcha normal.

La grafica expuesta en la figura 39, representa los ángulos generados por la simulación durante un ciclo de marcha, en donde se relaciona el valor angular de la articulación de la rodilla con su correspondiente porcentaje de marcha.

Figura 39.

Angulo de la rodilla de la cinemática.



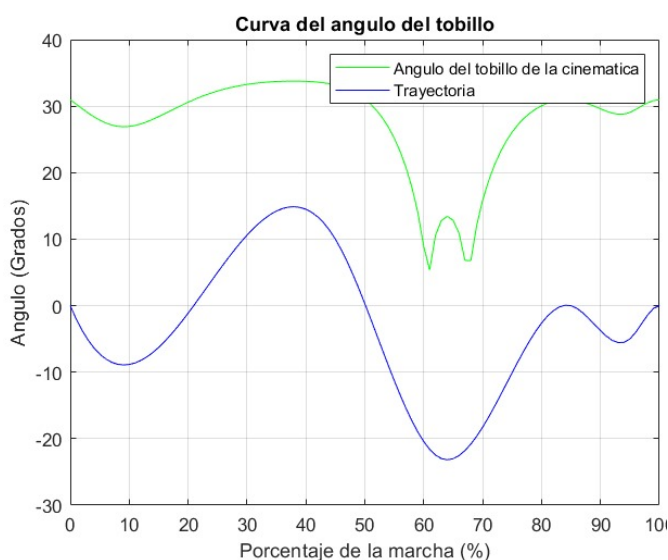
Nota. La curva azul hace referencia a la trayectoria y la curva verde al ángulo de la rodilla.

(Elaboración propia)

De igual manera, en la figura 40, se exponen los ángulos generados por la simulación durante un ciclo de marcha, en donde se relaciona el valor angular de la articulación del tobillo con su correspondiente porcentaje de marcha.

Figura 40.

Angulo del tobillo de la cinemática.



Nota. La curva azul hace referencia a la trayectoria y la curva verde al ángulo del tobillo.

(Elaboración propia)

Entre las curvas de ambas articulaciones se evidencia un desfase, en las gráficas de la articulación de la rodilla, existe un desplazamiento horizontal de aproximadamente 30% del porcentaje de marcha y un offset vertical cercano a los 25 grados mientras que, en las gráficas del tobillo, existe principalmente un offset vertical de aproximadamente 30 grados.

Estos ángulos son calculados a partir de modelo matemático, este modelo está limitado a las características geométricas de los segmentos del miembro inferior, en nuestro caso, se empleó una fracción de la longitud del muslo, en concordancia a las órtesis tipo KAFO que se estudian en

este trabajo, la aproximación de esta longitud genera alteraciones dentro de los ángulos, ya que es un valor que se usa para realizar los cálculos, adicionalmente, al ser un proceso de censado/medición, es necesario realizar un proceso de verificación por medio de un sistema de lazo de control, el cual consiste en un conjunto de parámetros que permiten linealizar una variable, en este caso la medición angular, para que sea lo más exacta y precisa posible, esto solamente es ejecutable cuando se materializa el modelado, debido a que cada sensor, componente y entorno tienen sus propios parámetros de linealización, que deben ser medidos de manera local.

Con el fin de hacer un análisis más profundo, se calcula el error porcentual entre los valores angulares de cada curva y los puntos porcentajes más significativos obteniendo las siguientes tablas.

Tabla 15.

Porcentaje de error de la articulación de la rodilla.

% de la marcha	Rodilla		
	Angulo		
	Trayectoria	Simulado	% De error
0	8	57,33	617
12	20	53,88	169
40	6	87,94	1.366
70	60	39,44	-34
95	5	61,15	1.123
100	8	57	617

Nota. La tabla presenta el porcentaje de error en los puntos más significativos de la trayectoria de marcha en la articulación de la rodilla. (Elaboración propia)

Tabla 16. *Porcentaje de error de la articulación del tobillo.*

% de la marcha	Tobillo		
	Angulo		
	Trayectoria	Simulado	% De error
0	1	30,96	2.996
6	-8	27,47	-443
25	5	32,27	545
45	10	33,17	232
63	-23	12,8	-156
85	1	31	2.996
100	1	30,96	2.996

Nota. La tabla presenta el porcentaje de error en los puntos más significativos de la trayectoria de marcha en la articulación del tobillo. (Elaboración propia)

Los porcentajes de error observados son relativamente altos, sin embargo, esto no es alarmante, debido a que, a simple vista, se nota que las curvas tienen una forma similar, pero están desfasadas entre sí, este desfase es responsable de la mayoría del porcentaje de error encontrado.

4.1.3.3 Resultados simulación Segmentos articulares patológicas.

En primera instancia, por trayectoria se entiende el vector que contiene los ángulos objetivos que debería seguir la simulación y que ingresaran al modelo matemático, por modelo matemático, se entienden las ecuaciones de la cinemática inversa y directa, que toma como entrada los ángulos de la trayectoria y generan como salida un conjunto de ángulos que generaran el movimiento en la órtesis.

Posteriormente se encuentran las figuras donde se comparan las trayectorias de la rodilla y tobillo antes de aplicar el modelo matemático, estas graficas sirven para visualizar el desfase existente entre la trayectoria alterada y la normal. Las siguientes graficas muestran los resultados de la trayectoria alterada y normal después de aplicar el modelo matemático y permiten representar el efecto del desfase en el movimiento del sistema. Los desfases elegidos son números

pseudoaleatorios generados por la función “randi()” de Matlab, se generaron 3 números aleatorios haciendo alusión a 3 patologías diferentes.

Para comenzar el proceso de análisis, se debe señalar que el resultado del modelo matemático brinda una noción de que tan posible es con el uso de la órtesis alcanzar los ángulos establecidos por la trayectoria, entonces, si se observa por ejemplo las gráficas con mayor desfase ($+44^\circ$) se puede presenciar que los ángulos generados después del modelo matemático, especialmente en el tobillo, se alejan significativamente de los generados por la trayectoria normal, lo que quiere decir es poco probable que la órtesis permitiera a los ángulos de esa trayectoria anormal por su geometría, lo cual es positivo porque evidencia que la órtesis si tendría un efecto correctivo al colocarse sobre un paciente que estuviera presentado una disfunción motora.

Por otro lado, las gráficas generadas por el desfase de -13° produjeron curvas abruptas después del modelo matemático, particularmente en el tobillo, esa distorsión es mayor que la generada en el desfase de $+44^\circ$ lo que podría indicar que el sistema es más sensible a desfases negativos incluso cuando la magnitud absoluta del desfase sea menor.

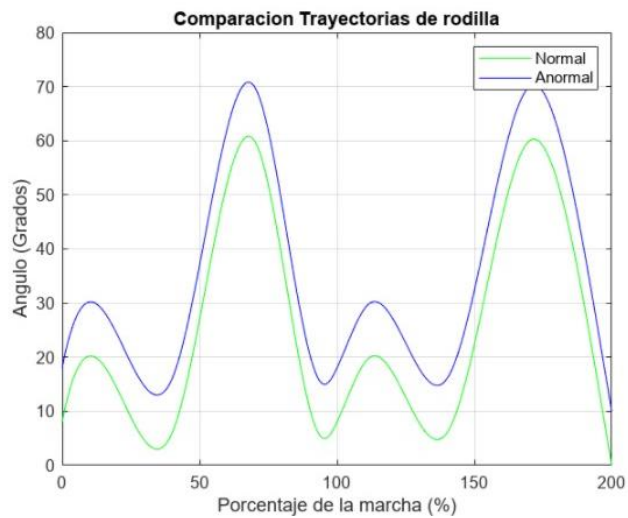
Finalmente, en las gráficas generadas por el desfase de $+10^\circ$ se observa una similitud con la forma de la trayectoria normal, sin embargo, entre ellas existe una diferencia de amplitud significativa lo que quiere decir que la órtesis todavía sigue teniendo efecto, aunque sea ligeramente menor que cuando hay desfases mayores.

A continuación, se exponen los desfases expuestos anteriormente.

- Desfase a $+10$ grados.

Figura 41.

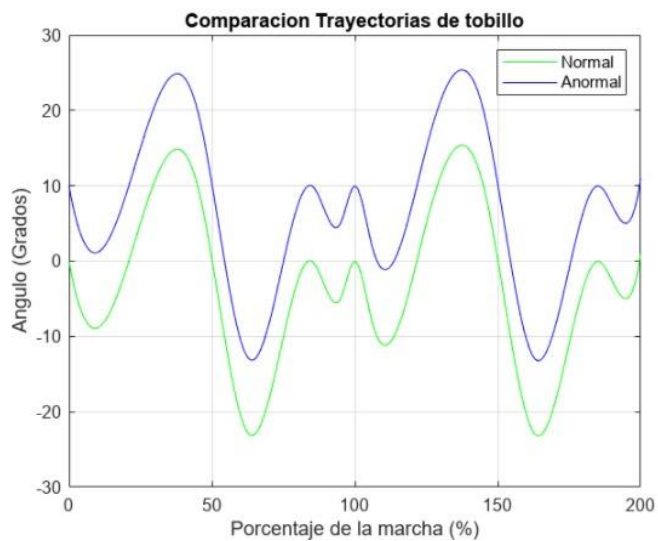
Comparación trayectoria rodilla antes del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 42.

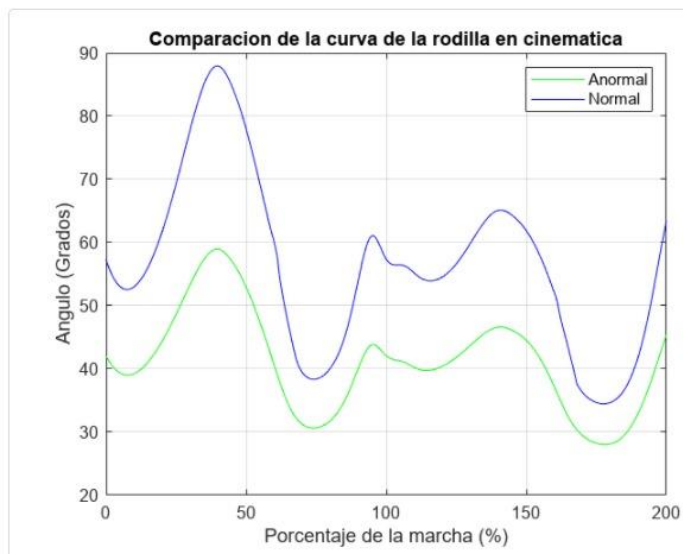
Comparación trayectoria tobillo antes del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 43.

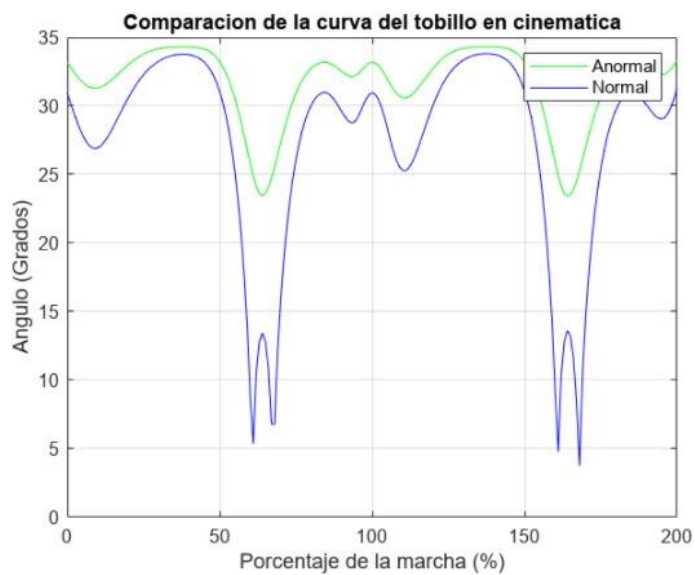
Comparación trayectoria rodilla después del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 44.

Comparación trayectoria tobillo después del modelo matemático.

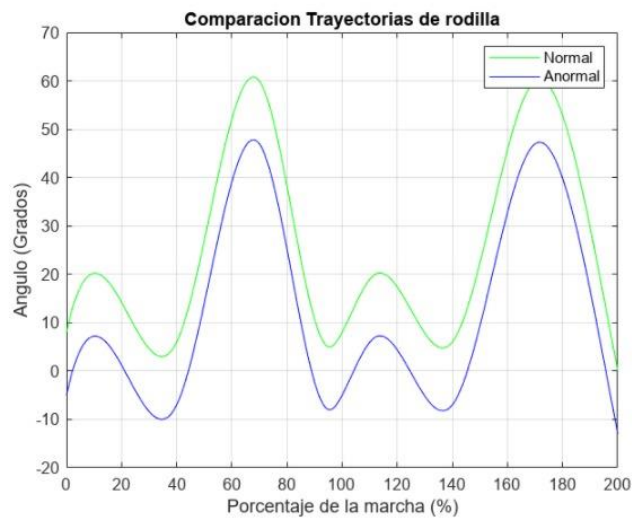


Nota. Elaboración propia.

- Desfase a -13 grados.

Figura 45.

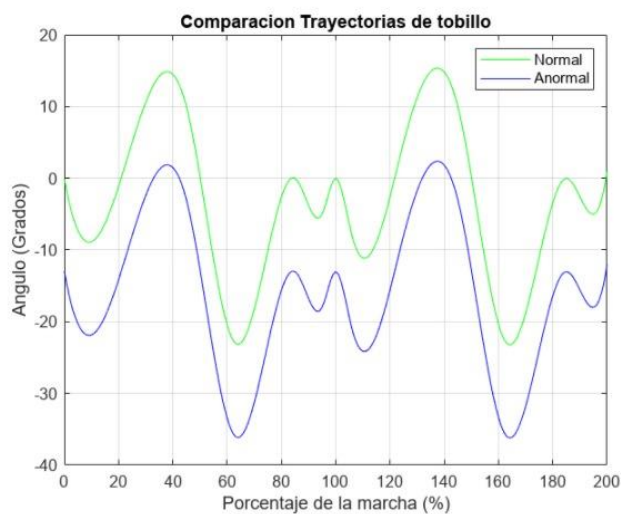
Comparación trayectoria rodilla antes del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 46.

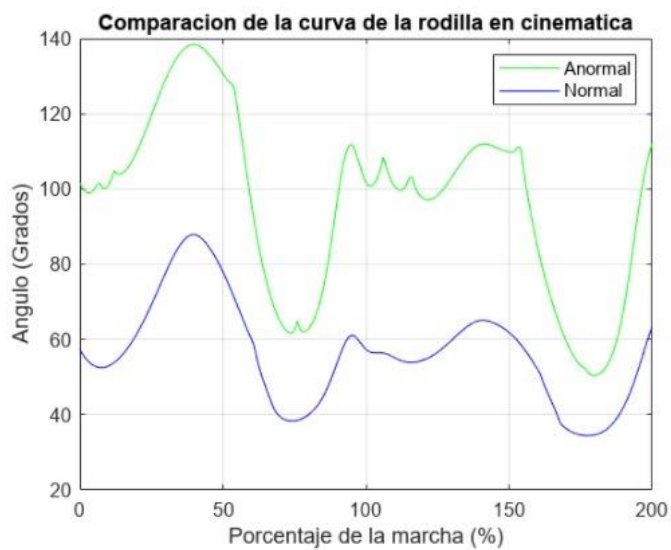
Comparación trayectoria tobillo antes del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 47.

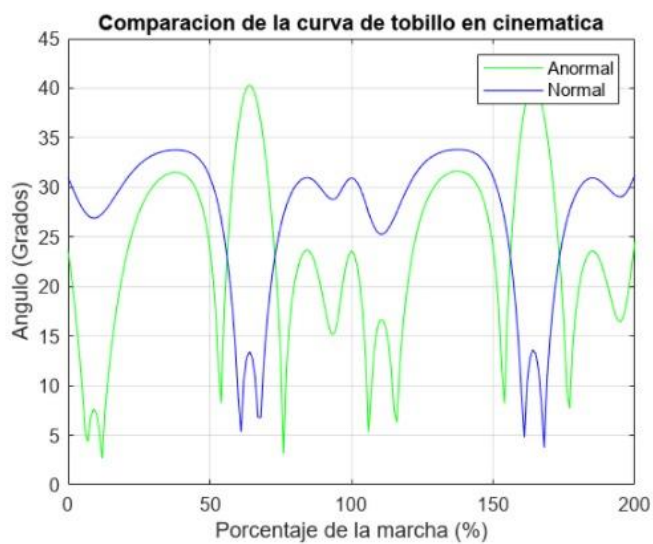
Comparación trayectoria rodilla después del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 48.

Comparación trayectoria tobillo después del modelo matemático.

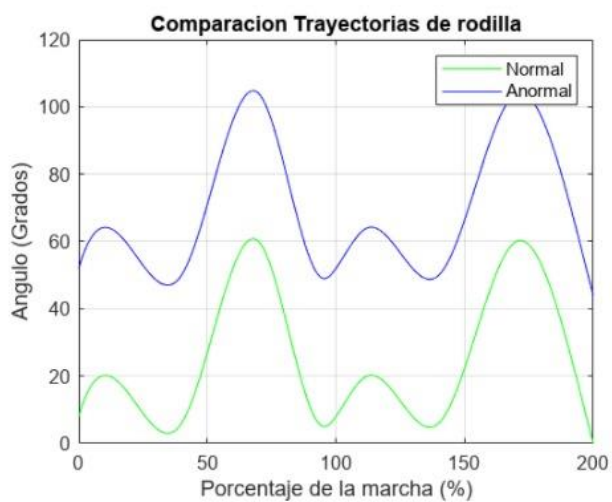


Nota. Elaboración propia.

- Desfase a + 44 grados.

Figura 49.

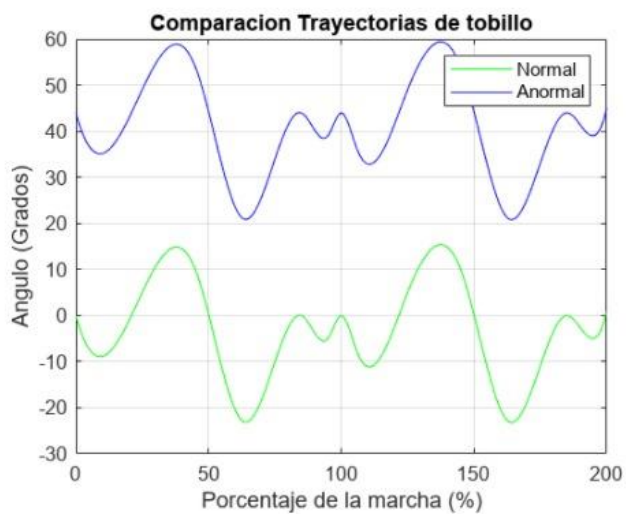
Comparación trayectoria rodilla antes del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 50.

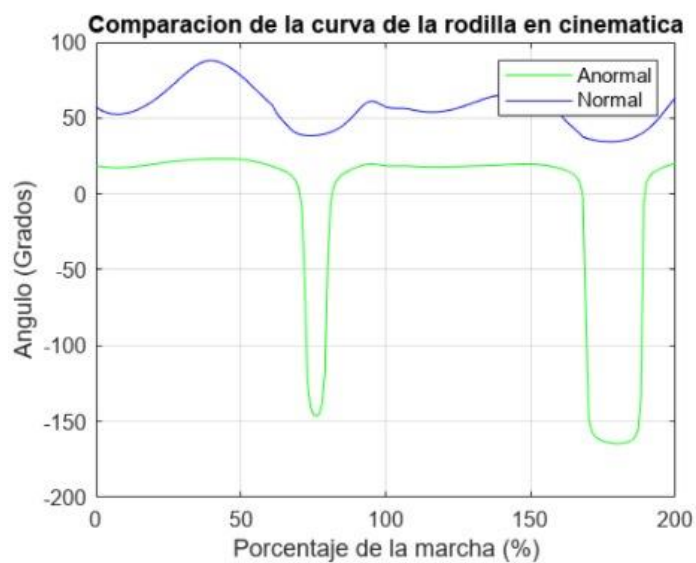
Comparación trayectoria tobillo antes del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 51.

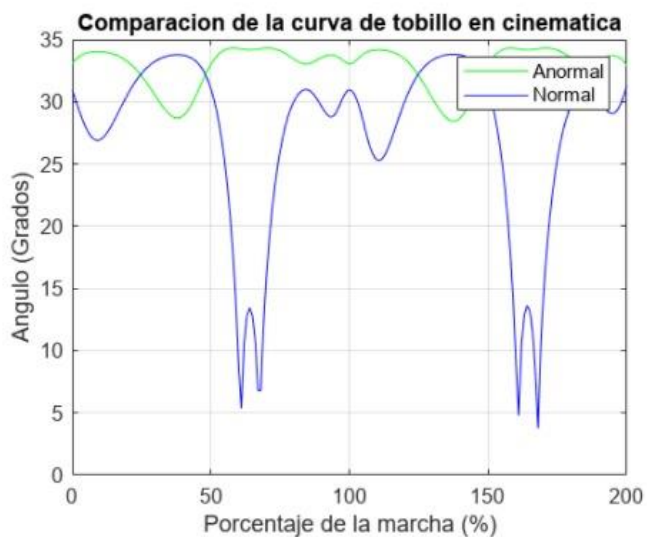
Comparación trayectoria rodilla después del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Figura 52.

Comparación trayectoria rodilla después del modelo matemático.



Nota. Elaboración propia.

Los resultados obtenidos en este capítulo se muestran en forma de graficas que comparan el ángulo de la articulación contra el porcentaje de marcha, las gráficas fueron analizadas por medio de porcentajes de error y análisis cualitativos, los cuales demostraron que la órtesis es viable ya que restringía la movilidad en las condiciones anormales sin interferir en condiciones normales.

5. CAPITULO V

En el presente capítulo se encuentra las conclusiones obtenidas a partir del desarrollo del modelado para la rehabilitación de la marcha mediante un sistema electrónico, así como las recomendaciones a tener en cuenta para las mejoras que se pueden implementar en trabajos futuros.

5.1 Conclusiones

Se desarrolló un modelado de órtesis para la obtención de los segmentos articulares de la rodilla y el tobillo, inicialmente se realizó el proceso de diseño por medio del software SolidWorks, donde se obtuvo un estudio de análisis estático que permitió conocer la máxima fuerza que puede soportar la órtesis, dando como resultado que esta cumple con los parámetros establecidos, debido a que se corroboró que el diseño logra tolerar un peso más alto que el del rango de población establecido.

Las órtesis son dispositivos cuyos diseños han sido altamente optimizados, por ende, el próximo desafío que enfrentan es encontrar la manera de adaptarse mejor a los pacientes. Disciplinas como la biomecánica clínica, permiten implementar modelos que posibilitan la identificación de alteraciones que son comunes a un grupo de pacientes, así como las características singulares de cada uno, con el fin de generar un producto que se oriente a la medicina personalizada. Desde la ingeniería biomédica, es posible generar soluciones aplicando diferentes herramientas digitales para obtener dispositivos más eficientes y precisos en entornos reales, como en este proyecto que se implementó un sistema de almacenamiento de datos, el cual resultó viable en la simulación, debido a que se comprobó su capacidad de registrar y guardar los

datos angulares, contribuyendo así al proceso de rehabilitación de la marcha permitiendo el seguimiento en la evolución del paciente por parte del personal médico.

El desfase es significativo en todas las gráficas, tanto a nivel horizontal (en porcentaje de marcha) como vertical (en ángulo) principalmente por tres causas. En primer lugar, el sistema generado por el modelo matemático no discrimina de forma automática las redundancias halladas en los puntos, las cuales provienen de las funciones empleadas como la raíz cuadrada que genera dos respuestas, una real y una imaginaria, por otra parte, en las trayectorias de marcha patológica, la geometría de la órtesis no permite que se alcancen los ángulos anormales. Otro de los motivos se debe a que el sistema no cuenta con un proceso de linealización. Y la última causa se asocia al hecho de emplear solo una porción del muslo (órtesis tipo KAFO), dado que el modelo matemático depende de la longitud de los segmentos, esta disonancia entre la longitud total del muslo y la longitud empleada generan una limitación. Adicionalmente, se encontró que la articulación de la cadera es indispensable para la simulación, ya que hace parte de las ecuaciones de las demás articulaciones y participa activamente de la marcha, por lo cual, aunque no está involucrado directamente en el diseño de órtesis, sí debe contemplarse en el proceso de simulación.

Finalmente, se logró evidenciar la necesidad de modelar por medio de un software asistido por computador la funcionalidad de las órtesis antes de ser implementadas en un paciente, dado que su efectividad llega a variar según el tipo de la afectación del miembro inferior, con esto se lograría mejores resultados en un menor tiempo.

5.2 Recomendaciones

Es importante recalcar que se debe establecer que el sistema vaya a un lazo de control que corrija las trayectorias, buscando una mejor sincronía de la dinámica de la marcha, la cual va a depender del sistema físico. Sin embargo, dentro de los alcances de este proyecto no se contempla el lazo de control dado que se requiere de un entorno real, el cual puede variar dependiendo del microcontrolador que se emplee, es decir el lazo de control será diferente porque el sistema cambia.

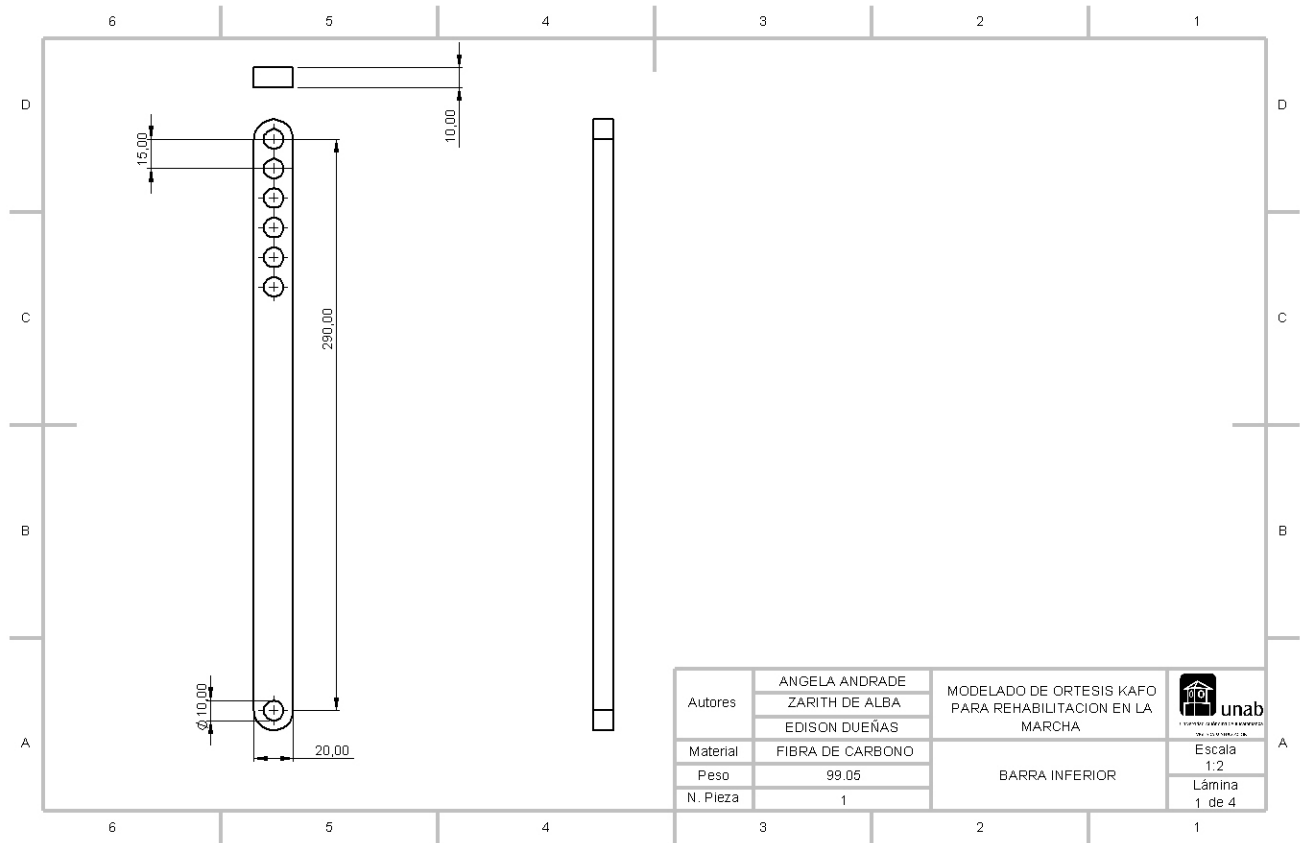
Por lo cual, se sugiere la implementación del diseño de órtesis de forma física llevando a cabo el uso del material expuesto en el presente documento especialmente por su bajo peso, lo que permite crear estructuras resistentes y ligeras.

De acuerdo con lo anterior, se sugiere continuar con el seguimiento al aval del comité de ética, para que sea posible realizar pruebas con los dos grupos de pacientes, los sanos y los que padecen un tipo de patología específica. Con dichas pruebas se podrá establecer un análisis más completo, permitiendo una comparación de ambos grupos y estimar rangos de valores normales en cada una de las variables analizadas para la respectiva asistencia y seguimiento en procesos de rehabilitación del patrón de la marcha en población pediátrica.

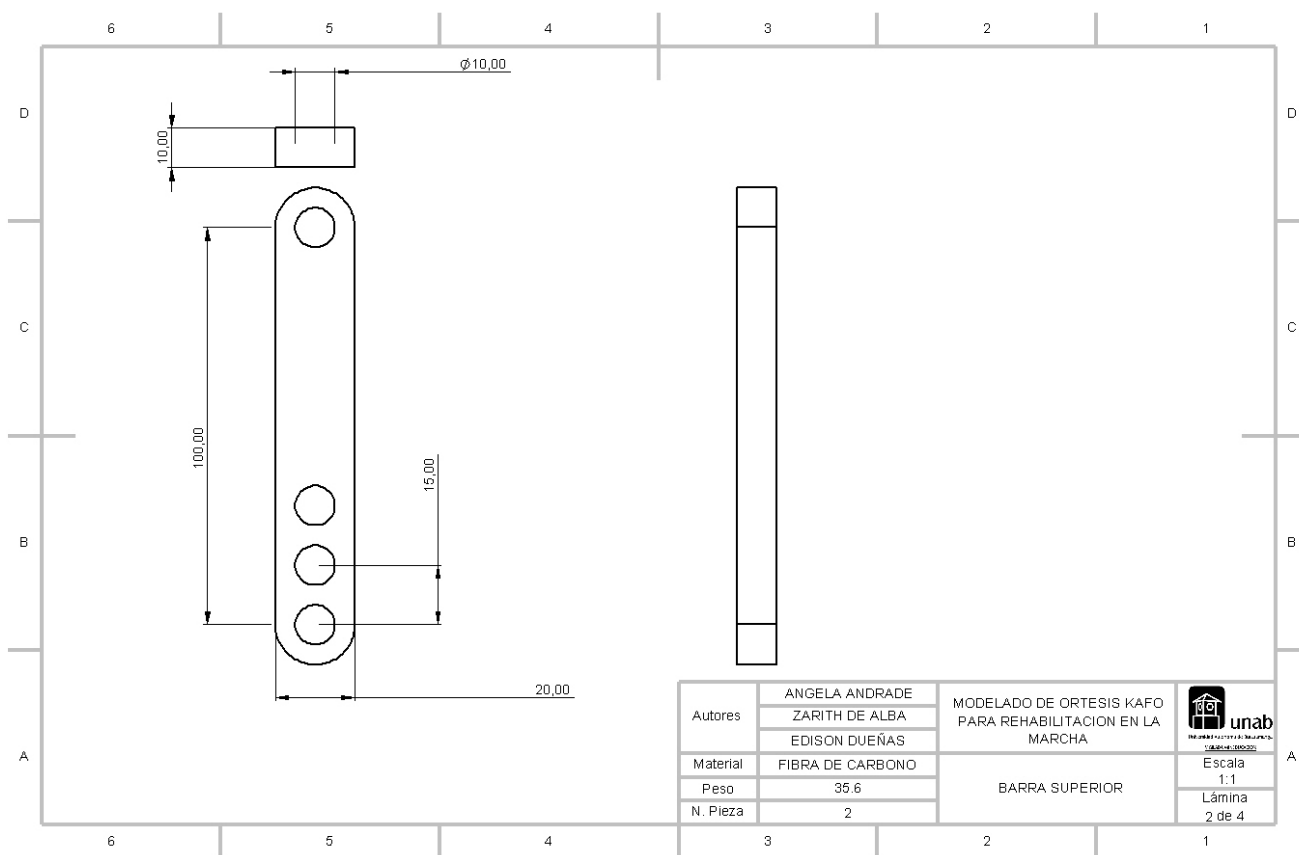
Asimismo, para versiones futuras, se recomienda incluir el cuerpo completo, debido a que el tronco y los miembros superiores tienen un efecto en la marcha que debería ser considerado, sin embargo, no estaba contemplado dentro de las especificaciones dadas al inicio del proyecto.

6. ANEXOS

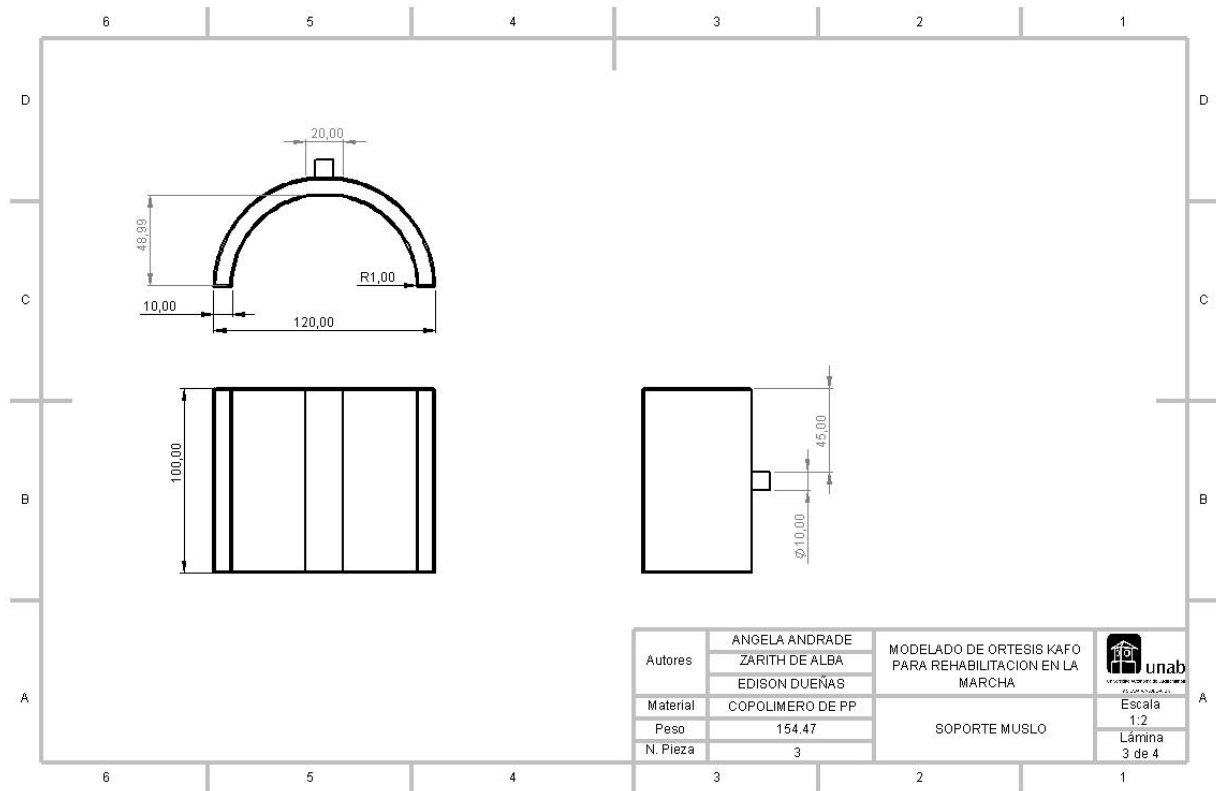
Anexo 1. Plano barra inferior.



Anexo 2. Plano barra superior.

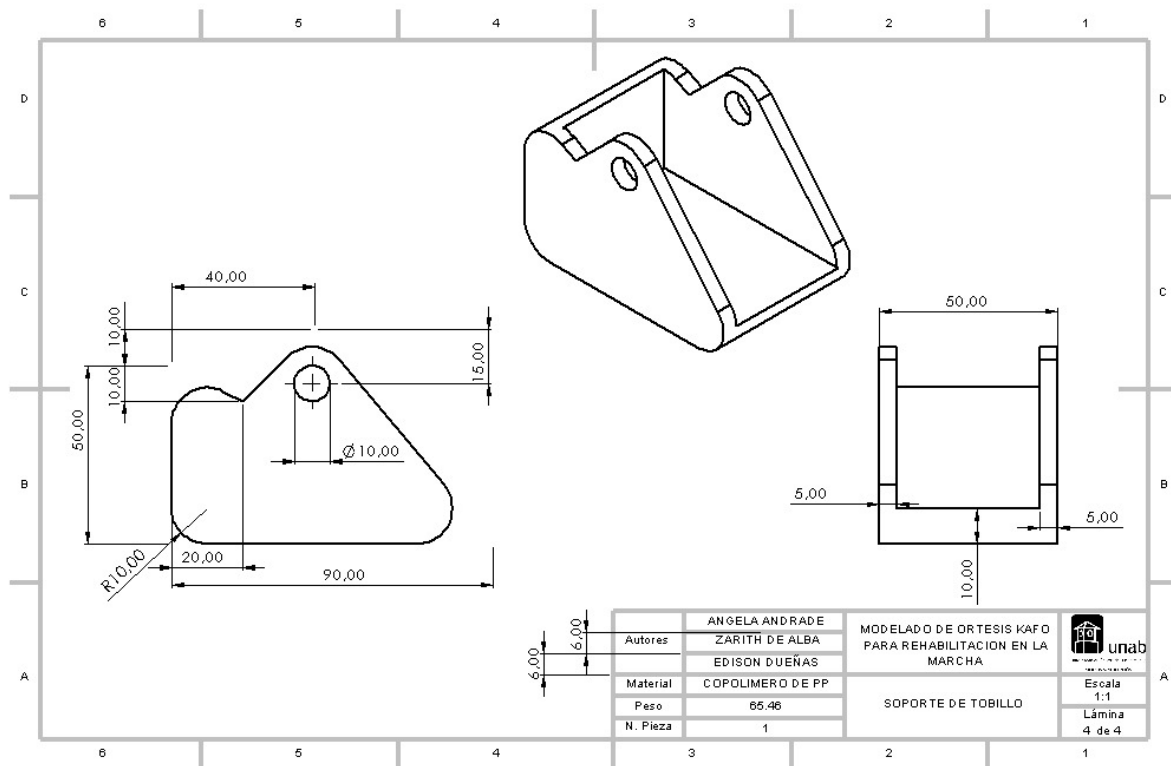


Anexo 3. Plano soporte del muslo.



Autores	ANGELA ANDRADE	MODELADO DE ORTESIS KAFO PARA REHABILITACION EN LA MARCHA	 unab UNIVERSIDAD NACIONAL DE ALBA (VENEZUELA)
	ZARITH DE ALBA		
	EDISON DUEÑAS		
Material	COPOLIMERO DE PP	SOPORTE MUSLO	Escala
Peso	154.47		1:2
N. Pieza	3		Lámina
			3 de 4

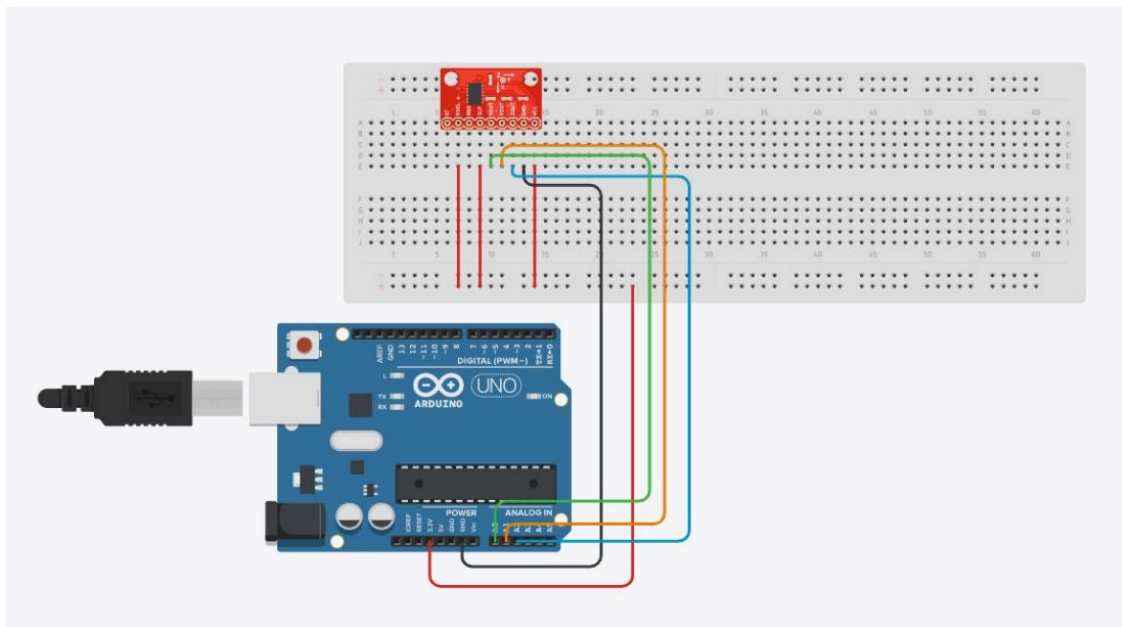
Anexo 4. Plano soporte del tobillo.



Anexo 5. Enlace del video de la simulación.

https://www.youtube.com/watch?v=_NpN3qDOIS8

Anexo 6. Figura Sensor inercial.



Anexo 7. Código evaluación sensor.

```
const int x = A0;
const int y = A1;
const int z = A2;
```

```
const float sensibilidad = 0.206;
```

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}
```

```
void loop() {
```

```
  float roll;
  float pitch;
  float yaw;
```

```
  roll = map((analogRead(x)),0,1023,0,3.3);
  pitch = map((analogRead(y)),0,1023,0,3.3);
```

```

yaw = map((analogRead(z)),0,1023,0,3.3);

roll = roll*(sensibilidad);
pitch = pitch*(sensibilidad);
yaw = yaw*(sensibilidad);

Serial.print(" Roll (x): ");
Serial.print(roll);
Serial.print(" Pitch (y): ");
Serial.print(pitch);
Serial.print(" Yaw (z): ");
Serial.print(yaw);
Serial.println(" ");

delay(100);
}

```

Anexo 8. Código Simulación modelado en Matlab para marcha normal

```

% Vector de los porcentajes de marcha
porcentajes_marcha = linspace(0,200,201);

% Generación de curvas

% Cadera
porcentajes_cadera = [0, 10, 50, 85, 100, 110, 150, 185, 200];
angulos_cadera = [30, 30, -10, 35, 30, 30, 10, 35, 30];
curva_cadera = interp1(porcentajes_cadera, angulos_cadera, porcentajes_marcha, 'spline');

% Rodilla
porcentajes_rodilla = [0, 12, 40, 70, 95, 100, 112, 140, 170, 195, 200];
angulos_rodilla = [8, 20, 6, 60, 5, 8, 20, 6, 60, 15, 0];
curva_rodilla = interp1(porcentajes_rodilla, angulos_rodilla, porcentajes_marcha, 'spline');

% Tobillo
porcentajes_tobillo = [0, 6, 25, 45, 63, 85, 95, 100, 106, 125, 145, 163, 185, 195, 200];
angulos_tobillo = [0, -8, 5, 10, -23, 0, -5, 0, -8, 5, 10, -23, 0, -5, 1];
curva_tobillo = interp1(porcentajes_tobillo, angulos_tobillo, porcentajes_marcha, 'spline');

% Graficos

```

```

figure()
plot(porcentajes_marcha, curva_rodilla, 'g')
title('Curva del angulo de rodilla')
xlabel('Porcentaje de la marcha (%)')
ylabel('Angulo (Grados)')
grid on

```

```

figure()
plot(porcentajes_marcha, curva_tobillo, 'r')
title('Curva del angulo de tobillo')
xlabel('Porcentaje de la marcha (%)')
ylabel('Angulo (Grados)')
grid on

```

```
% Establecer Parametros para matriz DH
```

```

longitud_muslo = 0.2;
longitud_pierna = 0.4;
longitud_tobillo = 0.2;

```

```

sz = size(curva_rodilla);
xd = zeros(sz(1,2),1);
yd = zeros(sz(1,2),1);
zd = zeros(sz(1,2),1);
angulo1 = zeros(sz(1,2),1);
angulo2 = zeros(sz(1,2),1);
angulo3 = zeros(sz(1,2),1);

```

```
for j = 1:sz(1,2)
```

```
    % Convertir las curvas a radianes
```

```

    theta_cadera = deg2rad(curva_cadera(1,j));
    theta_rodilla = deg2rad(curva_rodilla(1,j));
    theta_tobillo = deg2rad(curva_tobillo(1,j));

```

```

    d = [0,          0,          0,          longitud_tobillo];
    a = [0,          longitud_muslo, longitud_pierna, 0];
    alpha = [0,      0,          pi/2,      pi/2];
    theta = [theta_cadera, theta_rodilla, theta_tobillo, 0];

```

```
% Matriz DH para cada iteración
```

```

    A1 = [cos(theta(1,1)), -sin(theta(1,1))*cos(alpha(1,1)), sin(theta(1,1))*sin(alpha(1,1)),
a(1,1)*cos(theta(1,1));
        sin(theta(1,1)), cos(theta(1,1))*cos(alpha(1,1)), -cos(theta(1,1))*sin(alpha(1,1)),
a(1,1)*sin(theta(1,1));
        0, sin(alpha(1,1)), cos(alpha(1,1)), d(1,1);
        0, 0, 0, 1];
    A2 = [cos(theta(1,2)), -sin(theta(1,2))*cos(alpha(1,2)), sin(theta(1,2))*sin(alpha(1,2)),
a(1,2)*cos(theta(1,2));
        sin(theta(1,2)), cos(theta(1,2))*cos(alpha(1,2)), -cos(theta(1,2))*sin(alpha(1,2)),
a(1,2)*sin(theta(1,2));
        0, sin(alpha(1,2)), cos(alpha(1,2)), d(1,2);
        0, 0, 0, 1];
    A3 = [cos(theta(1,3)), -sin(theta(1,3))*cos(alpha(1,3)), sin(theta(1,3))*sin(alpha(1,3)),
a(1,3)*cos(theta(1,3));
        sin(theta(1,3)), cos(theta(1,3))*cos(alpha(1,3)), -cos(theta(1,3))*sin(alpha(1,3)),
a(1,3)*sin(theta(1,3));
        0, sin(alpha(1,3)), cos(alpha(1,3)), d(1,3);
        0, 0, 0, 1];
    A4 = [cos(theta(1,4)), -sin(theta(1,4))*cos(alpha(1,4)), sin(theta(1,4))*sin(alpha(1,4)),
a(1,4)*cos(theta(1,4));
        sin(theta(1,4)), cos(theta(1,4))*cos(alpha(1,4)), -cos(theta(1,4))*sin(alpha(1,4)),
a(1,4)*sin(theta(1,4));
        0, sin(alpha(1,4)), cos(alpha(1,4)), d(1,4);
        0, 0, 0, 1];

```

```

% Calcular la matriz resultante para cada iteración

```

```

FK = A1*A2*A3*A4;

```

```

xd(j,1) = FK(1,4);

```

```

yd(j,1) = FK(2,4);

```

```

zd(j,1) = FK(3,4);

```

```

% Cinematica inversa

```

```

d1 = 0;

```

```

angulo1(j,1) = atan2((yd(j,1)), (xd(j,1))) - atan2(d1, sqrt((xd(j,1))^2 + (yd(j,1))^2 - d1^2));

```

```

D = ((xd(j,1))^2 + (yd(j,1))^2 - longitud_pierna^2 - longitud_tobillo^2)/(2*longitud_pierna*longitud_tobillo);

```

```

angulo3(j,1) = atan2(abs(sqrt(1-D^2)),abs(D));

```

```

angulo3(j,1) = angulo3(j,1);

```

```

angulo2(j,1) = atan2(longitud_muslo+longitud_pierna*cos(angulo1(j,1))-
longitud_tobillo*cos(angulo1(j,1)+angulo3(j,1)),

```

```

longitud_pierna*sin(angulo1(j,1))+longitud_tobillo*sin(angulo1(j,1)+angulo3(j,1)));

```

```

end

```

```
% Convertir los resultados del modelo matematico a hexadecimales (grados)
angulo1 = rad2deg(angulo1);
angulo2 = rad2deg(angulo2);
angulo3 = rad2deg(angulo3);

% Graficos

figure()

plot(porcentajes_marcha, angulo2, 'g')
title('Curva del angulo de la rodilla')
xlabel('Porcentaje de la marcha (%)')
ylabel('Angulo (Grados)')
grid on

hold on

plot(porcentajes_marcha, curva_rodilla, 'b')
xlabel('Porcentaje de la marcha (%)')
ylabel('Angulo (Grados)')
legend('Angulo de la Rodilla de la cinematica','Trayectoria')

figure()

plot(porcentajes_marcha, angulo3, 'g')
title('Curva del angulo del tobillo')
xlabel('Porcentaje de la marcha (%)')
ylabel('Angulo (Grados)')
grid on

hold on

plot(porcentajes_marcha, curva_tobillo, 'b')
xlabel('Porcentaje de la marcha (%)')
ylabel('Angulo (Grados)')
legend('Angulo del tobillo de la cinematica','Trayectoria')

% Error

error_angulo2 = curva_rodilla;
error_angulo3 = curva_tobillo;
```

```

% error = (experimental - teorico)/teorico *100

for i=1 :sz(1,2)-1

    error_angulo2(1,i) = ((angulo2(i,1)-curva_rodilla(1,i)) /curva_rodilla(1,i));
    error_angulo3(1,i) = ((angulo3(i,1)-curva_tobillo(1,i))/curva_tobillo(1,i));

end

figure()
plot(error_angulo2)
title('Porcentaje de error vs numero de muestra')

% Vectors for simulink

angulo_cadera_cinematica = deg2rad(angulo1(:));
angulo_rodilla_cinematica = deg2rad(angulo2(:));
angulo_tobillo_cinematica = deg2rad(angulo3(:));

angulo_cadera_simulink = [transpose(gait_percentages) (angulo_cadera_cinematica)];

angulo_rodilla_simulink = [transpose(gait_percentages) (angulo_rodilla_cinematica)];

angulo_tobillo_simulink = [transpose(gait_percentages) (angulo_tobillo_cinematica)];

```

Anexo 9. Código Simulación modelado en Matlab para marchas anormales

Al código anterior se le agregó unas líneas que permitan generar un desfase aleatorio entre -45° y $+45^\circ$ grados hexadecimales

```

% Magnitud del Desfase (°)
signo = randi(2)
Desf = randi(45)
if signo == 1

    Desf = -1*Desf
end

```

REFERENCIAS

- Acevedo, E. (2012). *Optimización del mecanismo de una órtesis para miembro inferior*.
- Aranda, J., & Hincapie, G. (2020). *Propuesta de un Exoesqueleto para Reproducción de Marcha de Miembro Inferior en Infantes*.
<http://repository.unipiloto.edu.co/bitstream/handle/20.500.12277/8976/Propuesta%20de%20un%20Exoesqueleto%20para%20Reproducci%3%b3n%20de%20Marcha%20de%20Miembro%20Inferior%20en%20Infantes.%20%286%29.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Arango, L., Lugo, E., Arias, M., Espinoza, F., & Tapia, R. (2020). DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA MIEMBRO INFERIOR DE INFANTES DESIGN OF A PROTOTYPE EXOSKELETON FOR LOWER LIMBS OF INFANTS. En *Tecnológico Nacional de México en Celaya Pistas Educativas* (Vol. 2020, Número 137). <http://itcelaya.edu.mx/ojs/index.php/pistas>
- Armand, S., Decoulon, G., & Bonnefoy-Mazure, A. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*, 1(12), 448–460. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000052>
- Autodesk. (2023). *3D Enviroment Model*. <https://www.autodesk.com/solutions/3d-environment-modeling-workflow#:~:text=What%20is%203D%20environment%20modeling,advertising%20using%20specialized%20computer%20software.>
- Bosch. (2018). *BMI160 Datasheet*. <https://www.mouser.com/datasheet/2/783/BST-BMI160-DS000-1509569.pdf>
- Britannica Dictionary. (2022a). *Computer Simulation*.

- Britannica Dictionary. (2022b). *Mathematical Model*.
<https://www.britannica.com/science/mathematical-model>
- Brizuela, J., & Soto, J. (2010). *Diseño de un Equipo Auxiliar en Terapias de Rehabilitación de Extremidades de Miembro Superior a Nivel de Dedos*. Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico.
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Chiu, H.-C., Ada, L., & Bania, T. A. (2020). Mechanically assisted walking training for walking, participation, and quality of life in children with cerebral palsy. *The Cochrane database of systematic reviews*, 11, CD013114. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD013114.pub2>
- Collado, susana. (2005). Desarrollo de la marcha. *Reviste de la Facultad de Ciencias de la Salud*, 1–13.
- Congreso de la Republica. (2018). *Ley 1915 de 2018: Disposiciones adicionales de derechos de autor y derechos conexos*.
<https://www.funcionpublica.gov.co/eva/gestornormativo/norma.php?i=87419>
- Congreso de la República de Colombia. (1982). *Ley 23 de 1982*. Gestor Normativo.
- Congreso de la República de Colombia. (1993). *Ley 44 de 1993*. Gestor Normativo.
- Corke, P. (2020). *ROBOTICS TOOLBOX*.
- Cruz, D. (2020). *DISEÑO DE ÓRTESIS DE MIEMBRO INFERIOR PARA PERSONAS CON PROBLEMAS DE DORSIFLEXIÓN*. 1–68.
- DANE. (2020). *Observatorio de Discapacidad*. Boletín de personas con discapacidad.

- Dipasquale, V., Gottrand, F., Sullivan, P. B., & Romano, C. (2020). Top-ten tips for managing nutritional issues and gastrointestinal symptoms in children with neurological impairment. *Italian Journal of Pediatrics*, 46(1), 35. <https://doi.org/10.1186/s13052-020-0800-1>
- Ensinger. (2019). *PP - Polipropileno*. Plásticos TECAFINE/TECAPRO de Ensinger.
- Fisioonline. (2016). *Articulacion Femorotibial*. <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/articulacion-femorotibial-o-articulacion-de-la-rodilla>
- Font-Llagunes, J. M., Pàmies-Vilà, R., Alonso, J., & Lugrís, U. (2011). Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject. *Procedia IUTAM*, 2, 68–81. <https://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.007>
- Fredriks, A. (2005). Nationwide age references for sitting height, leg length, and sitting height/height ratio, and their diagnostic value for disproportionate growth disorders. *Archives of Disease in Childhood*, 90(8), 807–812. <https://doi.org/10.1136/adc.2004.050799>
- Galli, K., & Pelozo, S. (2017). *Órtesis y prótesis*.
- Gentiletti, G. (2009). *Diseño y Simulación de una Órtesis Robótica para Rehabilitación de la Marcha*. <https://www.researchgate.net/publication/242363654>
- Ghirimoldi, L. (2016). *Prototipo de Ortesis Inflable para la Rehabilitación de Personas con EMOC*.
- HexTow. (2010, marzo). *AS4C Product Data*.
- Invensense. (2013). *Product Specification MPU 6000 and MPU 6050*. <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>

- Invensense. (2016). *Product Specification MPU 9259 Datasheet*.
<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf>
- Josep Bras Marquillas, Josep Emili De la Flor Brú, María José Torregrosa Bertet, & Itziar Martín Ibáñez. (2013). *Pediatría en atención primaria* (3a ed., Vol. 3rd).
- Juang, H.-S., & Lum, K.-Y. (2013). *Design and Control of a Two-Wheel Self-Balancing Robot using the Arduino Microcontroller Board*.
- Kenhub. (2022a, septiembre 21). *Ankle Joint*. Ankle Joint: Anatomy, bones, ligaments and movements.
- Kenhub. (2022b, septiembre 21). *Hip Joint*. Hip Joint: Bone, movement and muscles.
<https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/hip-joint>
- Kenhub. (2022c, septiembre 21). *Knee Joint*. Knee Joint: Anatomy, ligaments and movements.
- Kenhub. (2023, febrero). *Articulacion Coxofemoral*.
- Krasowicz, K. (2019). The Influence of Orthotics on Lower Limbs Biomechanics in CP. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, 21(5), 389–398.
<https://doi.org/10.5604/01.3001.0013.5791>
- Lemus, E. (2021). *¿Qué son las Ortesis de Pierna y cómo funcionan?*
- Martinez, T. B. (2019). *Escalada terapéutica como intervención en rehabilitación de marcha en niños y niñas con parálisis cerebral*.
- Mathworks. (2022). *Simulacion y diseño basado en modelos con simulink*.
<https://la.mathworks.com/products/simulink.html>
- Navarro, I. S. (2018). *PRÓTESIS BIÓNICAS, BIOLOGÍA Y TECNOLOGÍA*.
<https://botplusweb.farmaceuticos.com/documentos/2018/5/9/122596.pdf>

- Ortopedia Online. (2018). *Ortopedia Lopez - Protesis, ortesis y silla de ruedas*.
- Palacios, C. (2022). Desarrollo de un exoesqueleto destinado a la rehabilitación complementada con realidad virtual. *Universidad Politecnica de Catalunya*, 1–77.
- Passaro, V., Cuccovillo, A., Vaiani, L., De Carlo, M., & Campanella, C. E. (2017). *Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective*.
- Pava, N., Beltran, J., Hernandez, L., Gonzalez, A., Pava, J., Raya, O., & Mcnaught, C. (2018). Metodología para la evaluación de la marcha normal y patológica con correlación digital de imágenes Methodology for Assessing of normal and pathological gait with digital image correlation. *Journal de Ciencia e Ingeniería*, 10(1), 39–46.
- Presidencia de la República de Colombia. (1989). *Decreto 1360 de1989*. Gestor Normativo.
- Prosser, L., Lauer, R., VanSant, A., Barbe, M., & Lee, S. (2010). Variability and symmetry of gait in early walkers with and without bilateral cerebral palsy. *Gait & Posture*, 31(4), 522–526. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.001>
- Ramírez, J., & Rubiano, A. (2012). Modelamiento matemático de la cinemática directa e inversa de un robot manipulador de tres grados de libertad. *ingeniería Solidaria*, 8(15), 1–7.
- Reeve, C. (2019). *Sistemas para caminar y ortesis*.
- Romero, M. (2012). *Diseño y construccion de una ortesis de rodilla destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior*.
- Sánchez, S., Navarro, N., García, N., Ojeda, B., & Caballero, R. (2011). *Bases Anatómicas del Tobillo*.

- Sangeux, M., & Armand, S. (2015). *Kinematic deviations in children with cerebral palsy* (pp. 241–256).
- Sarmiento, J., & Salazar, R. (2022). Selección de materiales para el diseño de ortesis aplicando Métodos Multicriterios, Simulación y Optimización Topológica. *Revista Científica y Tecnológica InGenio revista de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería*.
- Shrivastava, S. (2012). *MATLAB GUIDE FOR FORWARD KINEMATIC CALCULATION OF 3 TO 6 DOF SCARA ROBOTS*.
- SIEMENS. (s/f). *Diseño asistido por ordenador (CAD)*. Siemens software.
- Solidworks. (2018). *Análisis estático lineal*. Solidworks Help Center. https://help.solidworks.com/2018/spanish/solidworks/cworks/c_Linear_Static_Analysis.htm#:~:text=El%20an%C3%A1lisis%20est%C3%A1tico%20lineal%20calcula,e%20efecto%20de%20cargas%20aplicadas.&text=Todas%20las%20cargas%20se%20aplican,que%20alcanzan%20sus%20magnitudes%20completas.
- Solidworks. (2021). *Materials*. Solidworks Help Center.
- Tamplain, P. (2014). Movement Difficulties Affect Childrens Learning: An Overview of Developmental Coordination Disorder (DCD). *Learning Disabilities: A Multidisciplinary Journal*, 20(2). <https://doi.org/10.18666/LDMJ-2014-V20-I2-5279>
- Torres, B., Pacheco, C., & Bahena, E. (2013). Análisis de la espasticidad, el arco de movimiento y el control de cadera y rodilla en niños con parálisis cerebral después del uso de ortesis robótica. En *Rev Mex Med Fis Rehab* (Vol. 25, Número 2). www.medigraphic.com/medicinafisica
- Tugui, R. D., & Antonescu, D. (2013). Cerebral palsy gait, clinical importance. *Maedica*, 8(4), 388–393.

Ubaldo, R., & Padilla, L. (2016). *CLASIFICACIÓN DE LA MARCHA HEMIPLÉJICA UTILIZANDO LAS CARACTERÍSTICAS DIFUSAS DE LOS INDICADORES CINEMÁTICOS EN TOBILLO, RODILLA Y CADERA* (Vol. 41, Número 9).

Universidad Don Bosco. (2020). *Fundamentos de Robótica. Guía 4*.

Ursei, M., Thevenin-Lemoine, C., & Lebarbier, P. (2016). Patología del pie en la parálisis cerebral infantil. *EMC - Podología*, 18(3), 1–12.

[https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(16\)79222-4](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1762-827X(16)79222-4)

Zhang, L., Liu, G., Han, B., Wang, Z., Yan, Y., Ma, J., & Wei, P. (2020). Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2020, 1–22.

<https://doi.org/10.1155/2020/7451683>