



ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MECANISMO PARA AYUDA TÉCNICA EN LA MARCHA DE NIÑOS CON TRASTORNO NEUROMOTOR”

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO

SERRANO BARAHONA GUILLERMO ISRAEL
guillermo.serrano01@epn.edu.ec

VALENCIA CASTRO OSCAR GUILLERMO
oscar.valencia@epn.edu.ec

DIRECTOR:
ING. ZAMBRANO OREJUELA OSCAR IVÁN MSC.
ivan.zambrano@epn.edu.ec

Quito, Abril 2019

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por **Guillermo Israel Serrano Barahona y Oscar Guillermo Valencia Castro**, bajo mi supervisión.

Ing. Zambrano Iván

DIRECTOR DE PROYECTO

DECLARACIÓN

Nosotros, **Guillermo Israel Serrano Barahona y Oscar Guillermo Valencia Castro**, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondiente a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

Guillermo Israel Serrano Barahona

Oscar Guillermo Valencia Castro

DEDICATORIA

A mi madre Lucía, que con cada pequeña acción me remedia el alma y me hace sentir amado y fuerte. Jamás conoceré alguien tan amorosa, mágica y espectacular, y agradezco todo lo que hace por mí.

A mi padre Guillermo, que es sin duda alguna el mejor hombre que he conocido. Quien me deja las mejores enseñanzas; con quien puedo viajar horas sin decir una palabra, enseñándome que las palabras muchas veces sobran si hay amor.

Por encima de bien y del mal, por sobre la felicidad y la tristeza, por sobre todo está Sofi, Dani, Anita y Juan. Las sonrisas más puras que jamás he conocido y que siempre querré. Son quienes me hacen seguir, quienes me hacen feliz, quienes me cuidan y estarán y para quienes estaré allí siempre. Sería nada sin ustedes.

A todos ellos, mi familia, mi hogar. Ese sitio que siempre me harán sentir a salvo.

Guillermo

AGRADECIMIENTO

En primera línea está mi familia a quienes debo todo y el tiempo de vida nunca será suficiente para agradecerse los por tanto y haberles retribuido con tan poco hasta ahora.

Durante el proceso del proyecto existieron muchas personas que nos apoyaron de diferentes maneras: con datos, ideas y consejos, otras solo con apoyo emocional y cariño. Son tantas que no creo recordar a tantas pero les estaré eternamente agradecido.

A Alvarito y su familia, quienes confiaron en nosotros y nos dieron la oportunidad de retribuirle a alguien que necesita de los conocimientos y ganas que los estudiantes tenemos y estamos en obligación de aportar a la sociedad. Con esto quisimos hacer un cambio y creo que lo conseguimos al ver a Alvarito emocionarse con el producto terminado. Esa sonrisa inolvidable lo valió todo.

A los terapeutas de los centros a los que acudimos y nos facilitaron información valiosa y una perspectiva de la situación que se vive a diario y cuánto vale nuestro esfuerzo.

A ingenieros y trabajadores de la FIM, que nos brindaron apoyo siempre que lo buscábamos, ya sea en un nivel teórico o práctico. Entre ellos a nuestro director el Ing. Iván Zambrano y al Ing. Carlos Cevallos, son una gran inspiración, les debemos mucho.

A mi compañero de tesis, Oscar. Sin él, nada de esto tendría pies ni cabeza. De las mejores personas que tuve el privilegio de conocer y el orgullo de llamar mi amigo. Así también agradezco a su familia entera, que me acogió en su hogar como uno más de los suyos y brindó un aporte increíblemente grande a este proyecto

Durante toda esta época universitaria conocí a muchas personas que de alguna manera modificaron mi manera de ver las cosas, mi manera de comportarme, de actuar y sentir. Es imprescindible tener a gente, a amigos que te ayuden a crecer y ser feliz, y yo creo tuve suerte de conocer a un grupo (un gran grupo) de personas. Erick, Edison, "Willy", "Javo", Lenin, "Rocko", "Pupilo", Andrés, "Estradeins", Diego... un montón más que por el espacio no los mencionaré, pero saben que se llevan una parte de mí y les agradezco por tanto Camaradas. Entre este grupo destaco a quienes tuve la oportunidad de conocer primero: Oscar, Santiago, Pablo, Leo y Mauricio, por quienes no me ahogué con mi respiración debido a los nervios y miedo durante el principio de este camino. Sin toda esta gente linda nada sería lo que es hoy, por ustedes es también este proyecto.

Guillermo

DEDICATORIA

A mi padre porque desde niño me enseñó la nobleza de los fierros, porque nunca ha bajado los brazos y porque lo amo y admiro.

A mi madre por su amor, por brillar siempre y por darme fuerza para seguir creyendo.

A Belén porque siempre ha estado cerca de mí, por su carácter y ganas de justicia.

A Emily por ser la luz de mi vida.

A mi abuela Maru por su amor incondicional.

Oscar

AGRADECIMIENTO

A mi familia por su amor y apoyo.

A mis hermanos hijk porque a pesar de la distancia han sabido estar siempre, más que nada en los momentos difíciles.

A Flaco y Chula, por su amistad, apoyo y los múltiples momentos que llevaré para siempre en mi memoria.

A los Camaradas por las experiencias y momentos durante toda mi vida en la poli. Sin ustedes me habría graduado antes.

A Guillo por creer en este proyecto, por su invaluable amistad y paciencia.

A mi tía Victoria por su cariño y aprecio.

A mi amiga Conchus, quien me ayudó con mucho profesionalismo y empatía.

A Joss por su apoyo, su amistad, y por darme esperanza.

A mi prima Martha, Alvarito, Don Fernando y Rosita, quienes han apoyado esta idea con la mejor actitud.

Al Ingeniero Iván Zambrano por creer en este proyecto.

A la EPN y la mejor facultad del mundo por las oportunidades y enseñanzas.

Un agradecimiento profundo a la Fundación Instituto Parálisis Cerebral, al Ministerio de Salud Pública, al LEAEE, al Laboratorio de Soldadura, al Doctor Carlos Cevallos, al Doctor Roberto Rojas, al Doctor Wilson Guachamin, a la Fisioterapeuta Belén Camino y al Fisioterapeuta Freddy Hernández por su desinteresado apoyo técnico y profesional.

A todos quienes han aportado con su granito de arena a este proyecto.

Oscar

ÍNDICE

| | |
|--|-----|
| CERTIFICACIÓN | i |
| DECLARACIÓN | ii |
| DEDICATORIA | iii |
| AGRADECIMIENTO | iv |
| ÍNDICE DE TABLAS | x |
| ÍNDICE DE FIGURAS | xii |
| RESUMEN | xv |
| ABSTRACT | xvi |
| INTRODUCCIÓN | 1 |
| Objetivo general | 2 |
| Objetivos específicos | 2 |
| 1. MARCO TEÓRICO | 4 |
| 1.1. Reseña histórica..... | 4 |
| 1.2. Trastorno neuromotor y Parálisis Cerebral..... | 4 |
| 1.2.1. Tipos de parálisis cerebral | 5 |
| 1.2.2. Diagnóstico clínico de Álvaro..... | 8 |
| 1.3. Rehabilitación fisioterapéutica | 8 |
| 1.3.1. Rehabilitación física infantil en el Ecuador..... | 9 |
| 1.4. La marcha humana..... | 11 |
| 1.5. Antropometría..... | 13 |
| 1.6. Ayudas técnicas para la marcha..... | 17 |
| 1.6.1. Ayudas para la movilidad personal: andadores..... | 18 |
| 1.7. Productos similares | 20 |
| 1.8. Software de análisis de movimiento..... | 22 |
| 1.8.1. SMART Analyzer | 22 |
| 1.8.2. Kinovea | 22 |
| 2. METODOLOGÍA | 23 |
| 2.1. Consideraciones para la determinación de especificaciones | 23 |
| 2.2. La casa de la calidad | 23 |
| 2.2.1. La voz del usuario | 23 |
| 2.2.2. La voz del ingeniero..... | 24 |
| 2.2.3. Resultados de la casa de la calidad..... | 24 |
| 2.3. Especificaciones técnicas | 25 |

| | | |
|---------|--|----|
| 2.4. | Niveles funcionales del mecanismo para ayuda técnica | 26 |
| 2.5. | Módulos funcionales | 28 |
| 2.5.1. | Alternativas para el módulo 1 | 28 |
| 2.5.2. | Alternativas para el módulo 2 | 29 |
| 2.5.3. | Alternativas para el módulo 3 | 30 |
| 2.5.4. | Alternativas para el módulo 4 | 31 |
| 2.5.5. | Alternativas para el módulo 5 | 32 |
| 2.5.6. | Alternativas para el módulo 6 | 33 |
| 2.5.7. | Alternativas para el módulo 7 | 34 |
| 2.6. | Selección de la alternativa más adecuada..... | 35 |
| 2.6.1. | Módulo 1: Inmovilización del mecanismo..... | 35 |
| 2.6.2. | Módulo 2: Posicionamiento de altura del usuario..... | 37 |
| 2.6.3. | Módulo 3: Posicionamiento ergonómico del usuario | 39 |
| 2.6.4. | Módulo 4: Bloqueo del retroceso del mecanismo..... | 41 |
| 2.6.5. | Módulo 5: Bloqueo de movimiento multidireccional en ruedas delanteras .. | 43 |
| 2.6.6. | Módulo 6: Sistema de plegado del mecanismo..... | 44 |
| 2.6.7. | Módulo 7: Sistema de amortiguación del mecanismo | 45 |
| 2.7. | Matriz morfológica | 47 |
| 2.8. | Ayuda técnica para la marcha infantil | 48 |
| 2.9. | Dimensionamiento de elementos del mecanismo | 48 |
| 2.9.1. | Dimensionamiento del mecanismo de 4 barras | 48 |
| 2.9.2. | Análisis estático del mecanismo en la posición de simple apoyo | 50 |
| 2.9.3. | Análisis cinemático del mecanismo de amortiguación | 53 |
| 2.9.4. | Análisis estático del mecanismo en la posición de doble apoyo | 56 |
| 2.9.5. | Análisis dinámico del sistema de amortiguación en la posición de doble apoyo | 59 |
| 2.9.6. | Diseño del resorte del sistema de amortiguación..... | 61 |
| 2.9.7. | Análisis de volcamiento del andador..... | 63 |
| 2.9.8. | Dimensionamiento de pasadores..... | 65 |
| 2.9.9. | Dimensionamiento de orejas del sistema de sujeción..... | 66 |
| 2.9.10. | Análisis de torsión de la barra transversal de la estructura base..... | 67 |
| 2.9.11. | Análisis de flexión de la estructura base | 68 |
| 2.9.12. | Diseño de soldadura de la oreja y sistema de sujeción | 71 |
| 2.9.13. | Diseño de soldadura en estructura base | 74 |
| 2.10. | Costos..... | 78 |
| 2.10.1. | Costo de materiales | 79 |
| 2.10.2. | Costo de insumos | 79 |

| | |
|--|------------|
| 2.10.3. Costo de materiales normalizados | 80 |
| 2.10.4. Costo de mano de obra..... | 80 |
| 2.10.5. Costo total del andador | 81 |
| 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN | 83 |
| 3.1. Resultados | 83 |
| 3.1.1. Inspección del sistema de sujeción..... | 83 |
| 3.1.2. Inspección del sistema de amortiguación | 84 |
| 3.1.3. Inspección del sistema anti retroceso | 87 |
| 3.1.4. Inspección del sistema de freno..... | 89 |
| 3.1.5. Inspección del sistema de bloqueo direccional | 90 |
| 3.1.6. Inspección del sistema de plegado | 92 |
| 3.1.7. Pruebas de marcha | 93 |
| 3.2. Discusión..... | 100 |
| 3.2.1. Inspección del sistema amortiguación | 100 |
| 3.2.2. Inspección del sistema anti retroceso | 100 |
| 3.2.3. Inspección del sistema de freno..... | 100 |
| 3.2.4. Inspección del sistema de bloqueo direccional | 100 |
| 3.2.5. Pruebas de marcha..... | 101 |
| 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES | 102 |
| 4.1 CONCLUSIONES | 102 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 103 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla 1.1. Distribución de población diagnosticada con Parálisis Cerebral. | 9 |
| Tabla 1.2. Clasificación de población con PC según CIE-10. | 10 |
| Tabla 1.3. Medidas de peso y estatura del usuario en los últimos años. | 13 |
| Tabla 1.4. Resultados de proyecciones de estatura y peso de Álvaro (años 2015-2023). 14 | |
| Tabla 1.5. Medidas de la zancada frontal y desfase lateral de cada pie del usuario. | 16 |
| Tabla 1.6. Promedio y desviación estándar de la zancada frontal y desfase lateral de cada pie del usuario. | 16 |
| Tabla 2.1. Especificaciones técnicas. | 25 |
| Tabla 2.2. Alternativas para módulo 1. | 29 |
| Tabla 2.3. Alternativas para el módulo 2. | 30 |
| Tabla 2.4. Alternativas para el módulo 3. | 31 |
| Tabla 2.5. Alternativas para el módulo 4. | 32 |
| Tabla 2.6. Alternativas para el módulo 5. | 33 |
| Tabla 2.7. Alternativas para el módulo 6. | 34 |
| Tabla 2.8. Alternativas para el módulo 7. | 35 |
| Tabla 2.9. Evaluación de cada criterio del módulo 1. | 36 |
| Tabla 2.10. Evaluación del criterio regulable del módulo 1. | 36 |
| Tabla 2.11. Evaluación del criterio manufactura del módulo 1. | 36 |
| Tabla 2.12. Evaluación del criterio fuerza de fricción del módulo 1. | 37 |
| Tabla 2.13. Evaluación del criterio ergonomía del módulo 1. | 37 |
| Tabla 2.14. Tabla de criterios ponderados del módulo 1. | 37 |
| Tabla 2.15. Evaluación de cada criterio del módulo 2. | 38 |
| Tabla 2.16. Evaluación del criterio de rango seleccionable del módulo 2. | 38 |
| Tabla 2.17. Evaluación del criterio de carga máxima soportada del módulo 2. | 38 |
| Tabla 2.18. Evaluación del criterio de costo del módulo 2. | 39 |
| Tabla 2.19. Tabla de criterios ponderados del módulo 2. | 39 |
| Tabla 2.20. Evaluación de cada criterio del módulo 3. | 40 |
| Tabla 2.21. Evaluación del criterio de ergonomía del módulo 3. | 40 |
| Tabla 2.22. Evaluación del criterio de manufactura del módulo 3. | 40 |
| Tabla 2.23. Evaluación del criterio de soporte al usuario del módulo 3. | 41 |
| Tabla 2.24. Tabla de conclusiones del módulo 3. | 41 |
| Tabla 2.25. Tabla de conclusiones del módulo 4. | 41 |
| Tabla 2.26. Evaluación de criterio de costo del módulo 4. | 42 |
| Tabla 2.27. Evaluación de criterio de montaje del módulo 4. | 42 |
| Tabla 2.28. Evaluación de criterio de mantenimiento del módulo 4. | 42 |
| Tabla 2.29. Tabla de criterios ponderados del módulo 4. | 42 |
| Tabla 2.30. Tabla de criterios ponderados del módulo 5. | 43 |
| Tabla 2.31. Evaluación del criterio de montaje del módulo 5. | 43 |
| Tabla 2.32. Evaluación del criterio de Mantenimiento del módulo 5. | 43 |
| Tabla 2.33. Tabla de criterios ponderados del módulo 5. | 44 |
| Tabla 2.34. Tabla de criterios ponderados del módulo 6. | 44 |
| Tabla 2.35. Evaluación del criterio de estabilidad a la estructura del módulo 6. | 44 |
| Tabla 2.36. Evaluación del criterio de manufactura a la estructura del módulo 6. | 44 |
| Tabla 2.37. Evaluación del criterio de bloqueo del plegado del módulo 6. | 45 |
| Tabla 2.38. Tabla de criterios ponderados del módulo 6. | 45 |

| | |
|--|----|
| Tabla 2.39. Tabla de criterios ponderados del módulo 7..... | 46 |
| Tabla 2.40. Evaluación del criterio de manufactura del módulo 7..... | 46 |
| Tabla 2.41. Evaluación del criterio de amortiguación del módulo 7..... | 46 |
| Tabla 2.42. Evaluación del criterio de montaje del módulo 7..... | 46 |
| Tabla 2.43. Tabla de criterios ponderados del módulo 7..... | 47 |
| Tabla 2.44. Análisis estático del soporte inferior del sistema de sujeción..... | 50 |
| Tabla 2.45. Análisis estático del soporte superior del sistema de sujeción..... | 51 |
| Tabla 2.46. Análisis estático de los pernos de la abrazadera del espaldar..... | 52 |
| Tabla 2.47. Síntesis del mecanismo de sistema de amortiguación. | 53 |
| Tabla 2.48. Análisis cinemático mediante números complejos de la velocidad. | 54 |
| Tabla 2.49. Análisis cinemático mediante números complejos de la aceleración. | 55 |
| Tabla 2.50. Análisis del soporte inferior del sistema de amortiguación en posición de doble apoyo. | 56 |
| Tabla 2.51. Análisis del soporte superior del sistema de amortiguación en posición de doble apoyo. | 57 |
| Tabla 2.52. Análisis de reacciones en los agujeros de pasadores de la barra soporte vertical. | 58 |
| Tabla 2.53. Análisis de la reacción del resorte en la barra balancín..... | 59 |
| Tabla 2.54. Datos de entrada para el análisis dinámico de sistema de amortiguación. | 60 |
| Tabla 2.55. Análisis dinámico de sistema de amortiguación. | 61 |
| Tabla 2.56. Cálculos para el diseño del resorte del sistema de amortiguación..... | 61 |
| Tabla 2.57. Análisis de cuerpo libre del andador..... | 63 |
| Tabla 2.58. Análisis de volcamiento en plano sagital y frontal del andador. | 64 |
| Tabla 2.59. Dimensionamiento de pasadores. | 65 |
| Tabla 2.60. Dimensionamiento de orejas de sujeción. | 66 |
| Tabla 2.61. Análisis de torsión de elemento de base estructural..... | 68 |
| Tabla 2.62. Análisis de la flexión de estructura base..... | 70 |
| Tabla 2.63. Diseño de soldadura de orejas al sistema de sujeción | 71 |
| Tabla 2.64. Diseño de soldadura en sistema de sujeción, en el punto A..... | 73 |
| Tabla 2.65. Diseño de soldadura en sistema de sujeción, en el punto B..... | 74 |
| Tabla 2.66. Diseño de soldadura en estructura base y soporte tubo extensor de altura...76 | |
| Tabla 2.67. Diseño de soldadura en estructura base. | 78 |
| Tabla 2.68. Costo de materiales. | 79 |
| Tabla 2.69. Costo de insumos. | 79 |
| Tabla 2.70. Costo de materiales normalizados. | 80 |
| Tabla 2.71. Costo de mano de obra..... | 81 |
| Tabla 2.72. Costo total del andador. | 82 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1.1. Tipos de parálisis cerebral según el trastorno neuromotor..... | 6 |
| Figura 1.2. Tipos de parálisis cerebral según la topología..... | 7 |
| Figura 1.3. Porcentaje de personas con algún diagnóstico de parálisis cerebral..... | 10 |
| Figura 1.4. Porcentaje de población de 0 a 15 años según diagnóstico CIE-10..... | 11 |
| Figura 1.5. Fases de la marcha humana..... | 12 |
| Figura 1.6. Planos anatómicos..... | 12 |
| Figura 1.7. Proyección de crecimiento de estatura del usuario (Álvaro) del 2015 al 2023. | 13 |
| Figura 1.8. Proyección del crecimiento en peso del usuario (Álvaro) del 2015 al 2023. . | 14 |
| Figura 1.9. Marcha de Álvaro. Medidas de zancada frontal y desfase lateral de ambos pies..... | 15 |
| Figura 1.10. Medidas antropométricas de Álvaro. Todas las medidas están en centímetros..... | 17 |
| Figura 1.11. Andador de 4 patas con ayuda para levantarse. | 18 |
| Figura 1.12. Andador de 2 y 4 ruedas respectivamente. | 19 |
| Figura 1.13. Andador posterior. | 19 |
| Figura 1.14. Andador con sujeciones externas. | 20 |
| Figura 1.15. Andador publicitado en OrtopedyKids. | 21 |
| Figura 1.16. Andador posterior marca Grillo. | 21 |
| Figura 2.1. Desarrollo del nivel 0..... | 26 |
| Figura 2.2. Desarrollo del nivel 1..... | 27 |
| Figura 2.3. Freno de estacionamiento desde manillar..... | 29 |
| Figura 2.4. Freno de estacionamiento desde pedal. | 29 |
| Figura 2.5. Barra vertical regulable mediante agujeros y pasador..... | 30 |
| Figura 2.6. Barra vertical regulable mediante pistón neumático. | 30 |
| Figura 2.7. Soporte torácico y pélvico mediante arneses. | 31 |
| Figura 2.8. Soporte torácico y pélvico mediante barras de seguridad. | 31 |
| Figura 2.9. Anti retroceso mediante rueda dentada y tope..... | 32 |
| Figura 2.10. Anti retroceso mediante rodamiento anti retorno..... | 32 |
| Figura 2.11. Sistema unidireccional mediante rodamiento y pasador..... | 33 |
| Figura 2.12. Sistema unidireccional mediante canal. | 33 |
| Figura 2.13. Sistema de plegado tipo acordeón. | 34 |
| Figura 2.14. Sistema de plegado mediante bisagra. | 34 |
| Figura 2.15. Resorte helicoidal. | 35 |
| Figura 2.16. Resorte plano..... | 35 |
| Figura 2.17. Matriz morfológica..... | 47 |
| Figura 2.18. Mecanismo para ayuda técnica para la marcha, tipo andador..... | 48 |
| Figura 2.19. Ángulos descritos en la marcha del usuario. | 49 |
| Figura 2.20. Dimensionamiento del mecanismo de 4 barras mediante geometría. | 49 |
| Figura 2.21. Diagrama de cuerpo libre de viga inferior de sistema de sujeción. | 50 |
| Figura 2.22. Diagrama de cuerpo libre de viga superior de sistema de sujeción. | 51 |
| Figura 2.23. Diagrama de cuerpo libre de abrazadera. | 51 |
| Figura 2.24. Síntesis de mecanismo de sistema de amortiguación. | 53 |
| Figura 2.25. Lazo vectorial de posición de un mecanismo de cuatro barras que muestra vectores de velocidad | 53 |
| Figura 2.26. Lazo vectorial de posición de un mecanismo de cuatro barras que muestra vectores de aceleración. | 54 |

| | |
|---|----|
| Figura 2.27. Diagrama de cuerpo libre de viga inferior de sistema de sujeción en posición de apoyo doble. | 56 |
| Figura 2.28. Diagrama de cuerpo libre de viga superior de sistema de sujeción en posición de apoyo doble. | 57 |
| Figura 2.29. Diagrama de cuerpo libre de Soporte Espaldar. | 57 |
| Figura 2.30. Diagrama de cuerpo libre de barra balancín en posición de doble apoyo. | 58 |
| Figura 2.31. Análisis de fuerzas dinámicas (a) Mecanismo y dimensiones (b) Diagramas de cuerpo libre. | 59 |
| Figura 2.32. Resorte. | 61 |
| Figura 2.33. Diagrama de cuerpo libre del andador en plano. | 63 |
| Figura 2.34. a) Diagrama del cuerpo libre del andador en perspectiva b) Distancias de fuerzas respecto al centro de gravedad del andador. | 64 |
| Figura 2.35. Fuerzas actuantes en pasador entre manivela y soporte espaldar. | 65 |
| Figura 2.36. Fuerzas actuantes sobre las orejas de sujeción. | 66 |
| Figura 2.37. Fuerzas actuantes generadoras de torque en barra transversal de estructura base. | 68 |
| Figura 2.38. Dimensiones de tubo a torsión. | 68 |
| Figura 2.39. Fuerzas actuantes sobre tubo transversal de estructura base. | 69 |
| Figura 2.40. Dimensiones del tubo transversal de estructura base. | 69 |
| Figura 2.41. Diagrama de fuerzas y dimensiones en soldadura de oreja y sistema de sujeción. | 71 |
| Figura 2.42. (a) Punto crítico en soldadura (b) Sección transversal del tubo y dimensiones (c) Elemento de esfuerzos en el punto A. | 72 |
| Figura 2.43. (a) Punto crítico en soldadura (b) Sección transversal del tubo y dimensiones (c) Elemento de esfuerzos en el punto B. | 73 |
| Figura 2.44. Punto crítico en soldadura. | 75 |
| Figura 2.45. (a) Vista transversal del tubo y sus dimensiones (b) Esfuerzos a soportar en el punto crítico C. | 75 |
| Figura 2.46. Punto crítico en soldadura. | 77 |
| Figura 2.47. (a) Vista transversal del tubo y sus dimensiones (b) Esfuerzos a soportar en el punto crítico D. | 77 |
| Figura 3.1. Ajuste de arneses al cuerpo del usuario. | 84 |
| Figura 3.2. Marcadores sobre sistema amortiguación. | 85 |
| Figura 3.3. Esquema de ángulos obtenidos en SMART Analyzer. | 86 |
| Figura 3.4. Ángulo β vs ciclo de paso de pie izquierdo. | 86 |
| Figura 3.5. Ángulo β vs ciclo de paso de pie derecho. | 87 |
| Figura 3.6. Sistema de anti retroceso, compuesto por un free wheel (bronce) y un perno (gris) como traba. | 87 |
| Figura 3.7. Vista superior de usuario en ayuda técnica con 4 marcadores (rosados) en los bordes de la estructura base. | 88 |
| Figura 3.8. Trayectoria x vs y de los marcadores de las llantas delanteras con el sistema de bloqueo direccional y anti retroceso activados. | 89 |
| Figura 3.9. Trayectoria x vs y de los marcadores de las llantas delanteras con el sistema de anti retroceso desactivado. | 89 |
| Figura 3.10. Trayectoria x vs y de los marcadores de las llantas delanteras con el sistema de freno delantero y trasero activado. | 90 |
| Figura 3.11. Sistema de bloqueo direccional en llantas delanteras. | 91 |
| Figura 3.12. Trayectoria x vs y de los marcadores de las llantas delanteras con bloqueo direccional desactivado. | 92 |
| Figura 3.13. Sistema de plegado del andador. | 93 |

| | |
|--|----|
| Figura 3.14. Protocolo para uso de marcadores (a) en la marcha con dos asistentes (b) en la marcha con la ayuda técnica..... | 94 |
| Figura 3.15. Posición de tobillo izquierdo en eje y vs ciclo de paso de pie izquierdo..... | 95 |
| Figura 3.16. Posición de tobillo derecho en eje y vs ciclo de paso de pie derecho..... | 95 |
| Figura 3.17. Posición x vs posición z del tobillo izquierdo. | 97 |
| Figura 3.18. Posición x vs posición z del tobillo derecho..... | 98 |
| Figura 3.19. Ángulo entre el tronco y la vertical vs ciclo de paso de pie izquierdo. | 99 |
| Figura 3.20. Ángulo entre el tronco y la vertical vs ciclo de paso de pie derecho. | 99 |

RESUMEN

El presente documento trata acerca del diseño y construcción de un mecanismo para ayuda técnica en la marcha de niños con trastorno neuromotor. Debido a la diversidad en los síntomas y manifestaciones del trastorno, y dependiendo de su tipo, el diseño se lo ha basado para las necesidades y condiciones de Álvaro; un niño de 11 años con diagnóstico de Parálisis Cerebral Distónica. Se presenta una introducción acerca de los síntomas del usuario y cómo afectan a su desarrollo físico, además del proceso de la marcha humana. Como metodología se empleó el diseño concurrente y diseño adaptativo, a modo de reducir costos de producción y adaptar el diseño al mercado nacional. Se realizó un análisis de la marcha del usuario mediante mediciones antropométricas con fotografías, videos y marcas de pisadas para realizar un adecuado dimensionamiento de la estructura y sus accesorios. En base al estudio de la marcha humana y sugerencias y requerimientos médicos por parte de la terapeuta de Álvaro, se desarrollaron los módulos y se dimensionaron los mecanismos. Se llevó a cabo la construcción en la que se utilizaron diversos procesos de producción, de los que se detallan los costos. Se realizaron las pruebas de funcionamiento con Álvaro utilizando el andador y se comprobaron sus resultados mediante evidencias fotográficas y de video. Estas evidencias se analizaron en los software Smart Tracker (enfocado en la biomecánica y análisis del movimiento) y Kinovea (análisis de video), obteniendo mediciones de trayectorias y ángulos que permitieron comparar la marcha con la ayuda técnica propuesta y sin ella.

Palabras clave: Parálisis cerebral, ayuda técnica, andador.

ABSTRACT

The present document deals with the design and construction of a mechanism for technical assistance in walking of children with neuromotor disorders. Due to the diversity in the symptoms and manifestations of this condition, and depending on its type, the design has been based on the needs and conditions of Álvaro; an 11-year-old boy diagnosed with Dystonic Cerebral Palsy. An introduction is presented about the user's symptoms and how they affect his physical development; also the process of human gait is indicated. As methodology, the concurrent design and adaptive design were used, in order to reduce production costs and adapt the design to the local market. An analysis of the user's walk was made by means of anthropometric measurements with photographs, videos and footprints to make a suitable structural dimensioning and accessories. Based on the study of human walking, and suggestions and medical requirements by Alvaro's therapist, the modules were developed and the mechanisms dimensioned. The construction was carried out, various production processes were used and its costs are detailed. The functional tests were carried out with Álvaro using the walker and their results were verified by photographic and video evidences. These evidences were analyzed in the Smart Tracker software (focused on biomechanics and movement analysis) and Kinovea (video analysis), obtaining trajectory and angle measurements that allowed to compare the march with the proposed technical assistance and without it.

Keywords: Cerebral palsy, technical assistance, walker.

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MECANISMO PARA AYUDA TÉCNICA EN LA MARCHA DE NIÑOS CON TRASTORNO NEUROMOTOR”

INTRODUCCIÓN

Todos los niños, niñas y adolescentes del país se encuentran protegidos por el estado, el mismo que les garantiza salud educación, nutrición y cuidado adecuado. El caso de menores con discapacidad es exactamente igual. El estado debe garantizar a estas personas las “condiciones, ayudas técnicas y eliminación de barreras arquitectónicas para la comunicación y transporte” (Artículo N°26, Código de la niñez y adolescencia) (Congreso Nacional del Ecuador, 2003), además en el artículo N°55 del mismo código, se establece que: “aquellos (niños, niñas y adolescentes) que tengan alguna discapacidad o necesidad especial gozarán de los derechos que sean necesarios para el desarrollo integral de su personalidad(...) y para el disfrute de una vida plena, digna y dotada de la mayor autonomía posible...”.

Aunque en años recientes se ha notado un cambio positivo en aspectos médicos, políticos, educativos y de carácter social e integral, existe todavía una gran brecha que separa a personas con discapacidad de una completa inclusión social. Para poder conseguir esta meta se requiere de adecuadas instalaciones de rehabilitación, un programa acorde a las necesidades del paciente, instructores preparados y equipos que puedan cumplir con las exigencias requeridas. Sin embargo, presentamos un gran conflicto al no tener: un registro detallado de individuos que sufren de padecimientos incapacitantes, aquellos que se encuentran en tratamientos y cómo se los trata; no existen investigaciones nacionales que aporten a un desarrollo adecuado de técnicas, mecanismos y tratamientos que puedan aplicarse en nuestro medio.

En el mercado existen varios dispositivos y mecanismos que realizan las funciones de órtesis, promoviendo o deteniendo la movilidad de una zona del cuerpo de acuerdo al tratamiento necesario. Estos mecanismos apoyan la rehabilitación de pacientes que muestran trastornos motores, como es el caso de la parálisis cerebral. En nuestro ambiente médico y fisioterapéutico, no se pueden conseguir estos aparatos de manera sencilla, ya que, al no ser un país productor de sus propias necesidades requerimos importarlas, aumentando el costo de adquisición y reduciendo las posibilidades de

obtenerlo. Y las empresas que los realizan son muy escasas con una limitada producción dependiente de donativos o con costos elevados.

La parálisis cerebral (PC) es un trastorno que afecta a los seres humanos desde temprana edad, partiendo inclusive desde la gestación. Por esto, tanto su detección como su tratamiento deben hacerse de manera temprana y especializada con equipos y personal adecuado. Estos tratamientos físicos sin embargo, no contribuyen a eliminar la enfermedad, sino que controlan los efectos de la PC sobre el cuerpo, como la hiperactividad muscular, problemas de postura, alteración del tono muscular, dificultad para el balance y caminata, además de espasticidad muscular que conlleva a una disminución de la actividad muscular y aumento del sedentarismo, entre otros (Carla, y otros, 2014).

De este modo, con la aplicación de una fisioterapia a temprana edad y un seguimiento del desarrollo del paciente, los resultados pueden alcanzar niveles importantes. Esto significa una mejora en las condiciones de vida y autonomía de los pacientes mejorando y adquiriendo nuevas habilidades, es decir, que se consigue una mejora integral de los pacientes utilizando estas ayudas técnicas (Dr. Weitzman, 2005).

El diseño adecuado de las ayudas técnicas o equipos fisioterapéuticos es fundamental para conseguir mejoras en los pacientes. Durante el proceso de diseño concurrente se debe tomar en cuenta aspectos mecánicos y médicos que aseguren un producto de calidad. Entre estos aspectos médicos se consideran las características generales que presentan las personas con PC, como altura, peso, tipo y zonas afectadas por la PC, y especiales cuidados en articulaciones debido a movimientos involuntarios o una tensión muscular.

Objetivo general

Diseñar y construir un mecanismo para ayuda técnica en la marcha de niños con trastorno neuromotor.

Objetivos específicos

- Determinar las variables necesarias para el diseño adecuado del mecanismo para ayuda técnica, considerando aspectos ergonómicos y físicos, en especial, los médicos.
- Definir alternativas de diseño y seleccionar la mejor opción.

- Construir en base al diseño seleccionado un mecanismo que cumpla con exigencias del usuario.
- Realizar pruebas de funcionamiento con la ayuda del usuario.

1. MARCO TEÓRICO

1.1. Reseña histórica

Los andadores han sido contruidos desde hace varios siglos, en épocas en las que se promovía en infantes una caminata muy temprana en lugar del gateo. Estos eran contruidos con madera de sauce o tejido, de formas triangulares y cuadrangulares. Los avances tecnológicos y científicos fueron aumentando y se promovieron estos aparatos como dispositivos de ayuda a la marcha y desarrollo de infantes, contruidos de madera resistente o metal retorcido. En los últimos años, con el campo de polímeros en mayor producción, los andadores fueron mucho más fáciles de diseñar y de variar su funcionalidad a pacientes concretos.

1.2. Trastorno neuromotor y Parálisis Cerebral

El trastorno neuromotor es una circunstancia anormal que perjudica al cuerpo humano atacando a los nervios y músculos. Es una afección de la movilidad y/o postura por malformaciones cerebrales de naturaleza congénita o adquirida. De entre las patologías de trastornos neuromotores, la parálisis cerebral es la más frecuente.

La parálisis cerebral, comúnmente abreviada por sus siglas PC, es un conjunto de trastornos que afectan diferentes áreas del cuerpo humano. Estos trastornos afectan la movilidad y postura de una persona, provocándole una limitada actividad (Moreno, y otros). Cabe mencionar que estas lesiones no son de carácter progresivo, pero sí persistente e irreversible durante toda la vida, y sus manifestaciones pueden llegar a cambiar. Las lesiones cerebrales son provocadas durante la gestación del niño (en pleno desarrollo del sistema nervioso), en el parto o sus primeros años. Las causas de estas lesiones son variadas y pueden ser de manera natural (infecciones intrauterinas, prematuros nacimientos o malformaciones del cerebro) o por errores en la asistencia médica durante el parto (ASPACE).

La PC suele presentarse con diversos desórdenes afligiendo a la persona. Además de un notorio problema en el tono muscular, generando espasticidad o hipotonicidad, puede presentar “alteraciones de la sensación, cognición comunicación, percepción, y/o comportamiento, y/o por un trastorno convulsivo” (Bax, y otros, 2005). Por lo que es

imposible generalizar un caso de PC, ya que dependerán de la localización de esta, su tipo y severidad. Entonces, no todas las personas afectadas por este desorden requieren de ayuda de terceras personas o de ayudas técnicas para tener autonomía.

Al no tener una cura, esta afección puede solo ser tratada mediante mecanismos que promuevan la ambulación y corrijan la postura como órtesis y prótesis. También es necesario en casos adecuados el uso de medicamentos y cirugía, de modo que se consiga una mejor calidad de vida para el paciente.

1.2.1. Tipos de parálisis cerebral

Existen varios tipos de parálisis cerebral, esto según el trastorno neuromotor, la zona del cuerpo afectada y la severidad.

1.2.1.1. Clasificación según el trastorno neuromotor

La parálisis cerebral espástica, misma que es conocida por ser la más común (alrededor del 70% de los casos). En este caso el paciente sufre de gran rigidez debido al aumento del tono muscular, llamado hipertonía. Además pueden padecer de espasmos o contracción involuntaria, las piernas suelen encorvarse y sufrir temblores. Sus movimientos son poco coordinados y muy exagerados. (Moreno, y otros)

La parálisis cerebral atetoide o discinética, en esta el paciente sufre de episodios muy rápidos y repentinos de hipertonía e hipotonía, es decir, de un aumento y disminución del tono muscular. Esta rápida variación del tono muscular genera descoordinación y problemas para caminar y sentarse. Su frecuencia es de entre el 10 al 30% de los casos detectados.

La parálisis cerebral atáxica que se presenta en un 5 a 10% de los casos. Se manifiesta con una falta de equilibrio y mala percepción de la profundidad. Además de una marcha torpe y descoordinada, afecta los movimientos delicados y rápidos. Se producen “temblores intencionados”, al empezar un movimiento normal, la persona sufre un temblor cerca de alcanzar su objetivo y aumenta.

La parálisis cerebral hipotónica es contraria a la parálisis espástica. Existe una gran disminución del tono muscular, lo que conlleva a una flacidez de la persona. Las

personas con este tipo de PC no pueden sentarse solas sino hasta muy tarde y tienen una gran dificultad para la marcha.

La parálisis cerebral mixta es una combinación de las PC antes mencionadas. Este tipo es bastante común, especialmente la combinación espástica-atetoide. En la figura 1.1 se pueden apreciar ejemplos de esta clasificación de la PC. (Moreno, y otros) (ASPACE) (Montesdeoca, 2014)



Figura 1.1. Tipos de parálisis cerebral según el trastorno neuromotor.

(Fuente: Montesdeoca, 2014)

1.2.1.2. Clasificación según la zona afectada o extensión de lesión (clasificación topográfica)

La monoplejía es donde se encuentra afectado solo un miembro, puede ser superior o inferior. Sin embargo, no es un caso totalmente “puro” ya que existirán leves afecciones a otros miembros.

La hemiplejía que presenta afección es en dos miembros del cuerpo, ya sean superiores o inferiores, o también en la mitad izquierda o derecha del cuerpo (cortes transversales y longitudinales del cuerpo).

La triplejía es poco común, ya que al igual que la monoplejía, no se presenta un miembro que no esté perjudicado completamente.

La tetraplejía afecta globalmente el cuerpo del paciente. Tanto las extremidades como el tronco. Esta clasificación se aprecia en la figura 1.2. (Montesdeoca, 2014) (Moreno, y otros)

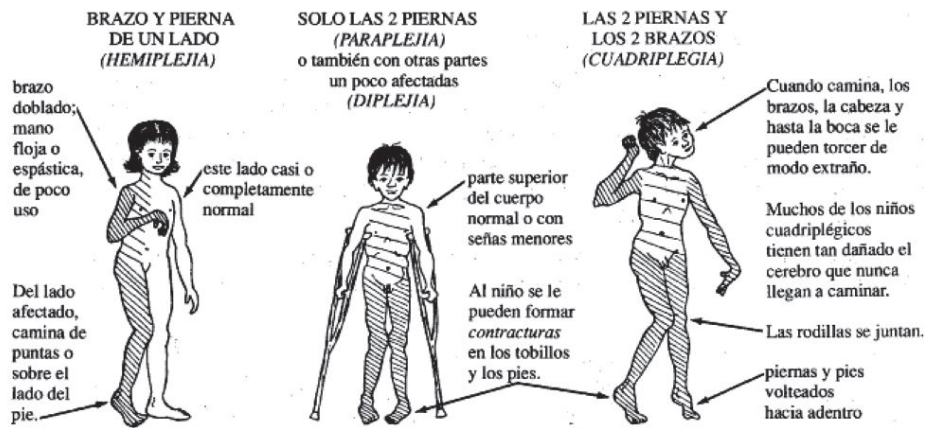


Figura 1.2. Tipos de parálisis cerebral según la topología.

(Fuente: Montesdeoca, 2014)

1.2.1.3. Clasificación según la severidad de la PC

La parálisis cerebral leve es aquella en la que la persona presenta cierta dificultad para realizar las actividades más complejas o que requieren de mayor destreza motora fina. Sin embargo, conservan autonomía y pueden aprender las demás actividades fácilmente.

La parálisis cerebral moderada es aquella en la que la persona presenta una mayor dificultad para la realización de actividades donde se emplea tanto la motricidad fina como la gruesa. Requiere de ciertas ayudas técnicas u ortopédicas para su autonomía.

La parálisis cerebral grave o severa es aquella en la que se requiere de la ayuda de una tercera persona y de ayudas técnicas en todo momento para realizar cualquier actividad. No poseen ninguna autonomía.

(Montesdeoca, 2014) (Moreno, y otros)

Existe otra manera de clasificación en la que se considera el nivel de afectación de personas con PC acorde a su severidad en cinco distintos niveles. Esta clasificación es conocida como GMFCS (Gross Motor Function Classification System), y se encuentra determinado por la edad del paciente; los niveles de esta clasificación son los siguientes:

Nivel 1: muy leve, la persona logra realizar todas las actividades casi sin restricciones a excepción de habilidades motrices muy avanzadas.

Nivel 2: la persona realiza la marcha sin necesidad de ayudas externas como prótesis u órtesis, pero son cierta limitación para moverse fuera de casa.

Nivel 3: la persona necesita de prótesis u órtesis para poder deambular, ocasionando dificultades en su marcha fuera y dentro de casa.

Nivel 4: la persona requiere de ayuda de terceros para sentarse y su marcha es en extremo limitada por si sola.

Nivel 5: la persona es completamente dependiente de un tercero en sus actividades. (Lorente, 2007)

Al existir diferentes variedades de PC, es necesario poder clasificarla de las 3 maneras, con su clasificación clínica, topográfica y de nivel de severidad. Entonces, el tratamiento de rehabilitación debe adaptarse a un determinado tipo de paciente, cumpliendo las exigencias de este.

1.2.2. Diagnóstico clínico de Álvaro

El diseño del mecanismo se basa en las necesidades de un niño con parálisis cerebral por lo que se requiere analizar su diagnóstico clínico.

Álvaro es un niño de 11 años cuyo diagnóstico es parálisis cerebral distónica, grado 4 GMFCS (de 6 a 12 años), cuadriplejía y tono muscular fluctuante con bajo tono en el tronco. El paciente presenta movimientos involuntarios, falta de contracción, presencia de reflejos arcaicos y tiene intención de inicio de marcha.

1.3. Rehabilitación fisioterapéutica

La terapia física y actividades físicas regulares son los cimientos de cualquier programa de rehabilitación (Tilton, 2006).

Para realizar una correcta rehabilitación médica de personas diagnosticadas con PC, sea cual sea la clase, debe iniciarse con un estudio completo por parte de un médico neurólogo, fisioterapeuta, trabajador social, terapeuta ocupacional y demás profesionales. Entre ellos deben realizar un plan de trabajo para poder recuperar una actividad normal, o al menos brindar la mayor autonomía al paciente a tratar. Así, se busca reducir el tono muscular, la sobre actividad o aumentar la fuerza y rigidez normal de los músculos, dependiendo del caso.

Para la rehabilitación de niños y niñas es importante que estos se sientan cómodos con las actividades realizadas, que sean de la manera más natural. El objetivo es mejorar los

aspectos físicos de movilidad, regulando la fuerza de sus músculos y a la vez mejorando su flexibilidad y coordinación. Entre otras mejoras están:

- Mejoramiento del tono muscular y reflejo de postura y equilibrio
- Aumento y desarrollo de patrones de movimiento armónicos
- El promover una independencia motriz y autonomía personal

(ASPACE)

1.3.1. Rehabilitación física infantil en el Ecuador

El campo de la rehabilitación física en el medio local es bastante difundido y existen muchos centros especializados, tanto públicos como privados, en su aplicación y desarrollo.

La fisioterapia pediátrica neurológica es de las más importantes ya que trata con uno de los sectores más vulnerables. Para un correcto tratamiento es fundamental un diagnóstico pronto y correcto del paciente, seguido de un tratamiento con los especialistas adecuados. Es en este punto del tratamiento que se implementan las ayudas técnicas según sea el caso.

El Ministerio de Salud Pública (MSP) es el encargado de tener un registro de las personas afectadas por algún tipo de discapacidad y, en conjunto con un análisis de las necesidades del paciente por parte de un médico, entregar a estas la ayuda técnica requerida. Hasta el momento, 30 de abril del 2018, existen en el registro de la Dirección Nacional de Discapacidades "un total de 8262 personas valoradas con discapacidad bajo el Diagnóstico Predominante de Parálisis Cerebral", y de este número, existen "3464 personas con algún tipo de diagnóstico relacionada a la parálisis cerebral entre las edades comprendidas de 5 a 15 años de edad" (Guevara, 2018).

Tabla 1.1. Distribución de población diagnosticada con Parálisis Cerebral.

| Población | Cantidad |
|----------------------|----------|
| De entre 0 a 5 años | 1045 |
| De entre 5 a 15 años | 3464 |
| Mayor a 15 años | 3753 |

(Fuente: Ministerio de Salud Pública, 2018)

El MSP clasifica a estos casos de parálisis cerebral según el "Clasificador Internacional de Enfermedades de la Organización Panamericana de la Salud CIE- Versión Nro. 10" de la siguiente manera:

Tabla 1.2. Clasificación de población con PC según CIE-10.

| Clasificación CIE-10 | Diagnóstico CIE-10 | Población General | Población (0-15 años) |
|----------------------|---|-------------------|-----------------------|
| G 80.0 | Parálisis Cerebral Espástica Tetraplégica o Cuadriplégica | 2536 | 1318 |
| G 80.1 | Parálisis Cerebral Espástica Dipléjica | 446 | 242 |
| G 80.2 | Parálisis Cerebral Espástica Hemipléjica | 623 | 248 |
| G 80.3 | Parálisis Cerebral Discinética | 227 | 121 |
| G 80.4 | Parálisis Cerebral Atáxica | 303 | 119 |
| G 80.8 | Otros tipos de Parálisis Cerebral | 1089 | 653 |
| G 80.9 | Parálisis Cerebral no específica | 3038 | 1808 |
| | Total | 8262 | 4509 |

(Fuente: Ministerio de Salud Pública, 2018)

En la figura 1.3 se muestran los porcentajes de personas que presentan algún diagnóstico de parálisis cerebral de 0 a 5 años, de 5 a 15 años y mayores de 15 años. Mientras que en la figura 1.4 se presentan los porcentajes de población de 0 a 15 años según diagnóstico CIE-10.

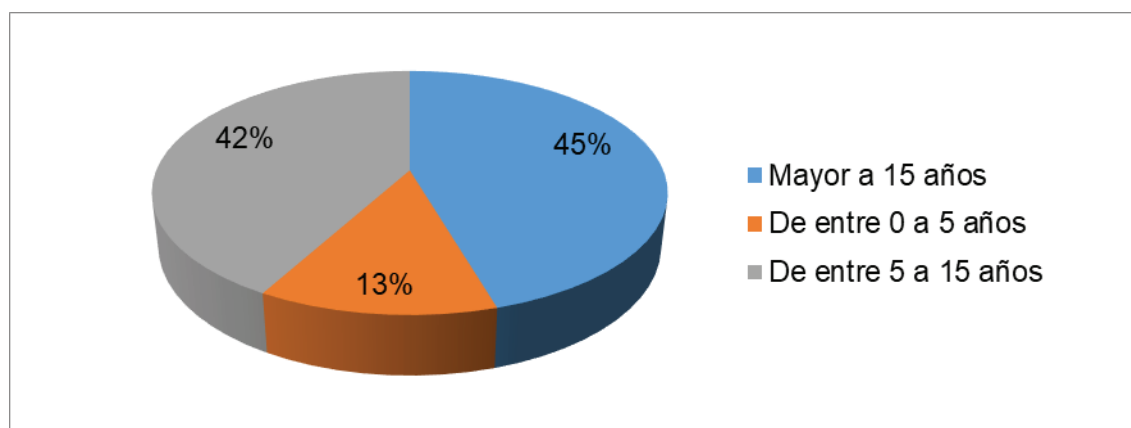


Figura 1.3. Porcentaje de personas con algún diagnóstico de parálisis cerebral.

(Fuente: Ministerio de Salud Pública, 2018)

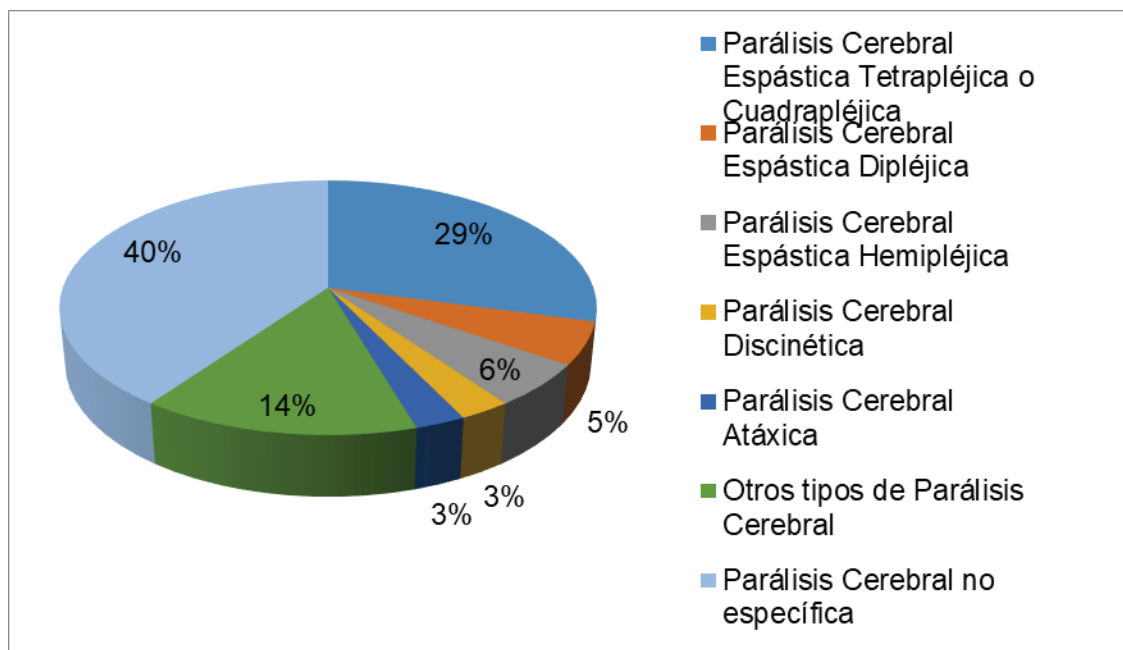


Figura 1.4. Porcentaje de población de 0 a 15 años según diagnóstico CIE-10.

(Fuente: Ministerio de Salud Pública, 2018)

1.4. La marcha humana

La marcha es la característica más antigua de los humanos. Se realiza en una posición perpendicular al suelo, generalmente, alternando el peso de la persona en cada miembro inferior. Es un conjunto de movimientos ejecutados por el tronco y las extremidades que permiten el desplazamiento del centro de gravedad. (Nogueras, Calvo, Orejuela, Barbero, & Sánchez, 1999)

Durante el ciclo de marcha en la pierna se describe en dos fases: Una fase en la que el pie está en contacto con el suelo o de apoyo y la otra fase en la que no hay contacto del pie o de balanceo. En el ciclo también se encuentran la fase de apoyo sencillo y la fase doble apoyo como se muestra en la figura 1.5. La primera en la que el contacto con el suelo es ejecutado por una sola pierna, mientras que la segunda cuando ambas piernas toman contacto. (Sánchez Lacuesta, y otros, 2006) (Nogueras, Calvo, Orejuela, Barbero, & Sánchez, 1999)

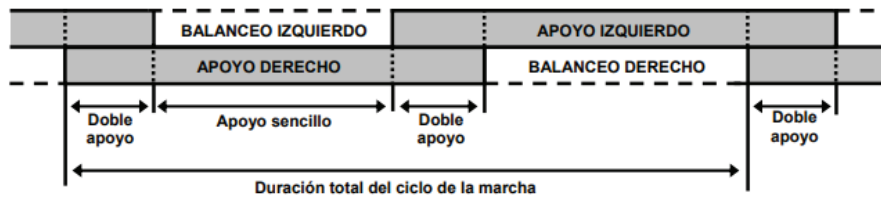


Figura 1.5. Fases de la marcha humana.

(Fuente: Sánchez Lacuesta y otros, 2006)

Durante un ciclo de marcha en el plano frontal, de acuerdo a la figura 1.6, la pelvis realiza un movimiento de oblicuidad en el que la pelvis desciende hacia el lado de la pierna que oscila, esto debido a la absorción de la carga y la estabilidad. De igual forma el tronco se eleva al lado al que la pelvis baja, generando un corto movimiento de rotación en el tronco. (Collado, 2002)

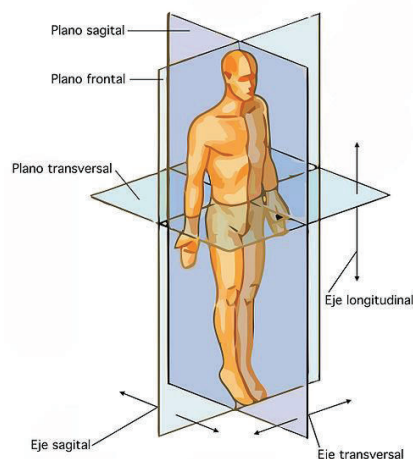


Figura 1.6. Planos anatómicos.

(Fuente: <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>)

En el plano sagital el tronco se reclina y levanta en flexión dorsal de 2° a 10°. La diferencia de altura depende del punto de doble apoyo o punto más bajo y del punto de la fase de oscilación o punto más alto, donde el tronco no realiza inclinación en ninguno de los tres planos. (Lara Romero , Angulo Carrere , & Llanos Alcázar , 1996)

La marcha en personas con alguna discapacidad neuromotora, como parálisis cerebral, es anormal. Por lo que, en ciertos casos como debilidad del tono muscular se tienden a realizar movimientos exagerados del tronco. Estas afecciones a la marcha se deben a alteraciones del tono muscular, control motor, equilibrio, coordinación y otros trastornos sensoriales. (Collado Vázquez, 2005)

1.5. Antropometría

La antropometría es el estudio de características físicas de una persona (de antrop). Está ligada a la ergonomía y seguridad en la producción de maquinaria, equipos y espacios de trabajo para conseguir productos y/o espacios acordes a las dimensiones físicas de las personas, una personalización de aparatos y servicios.

En la tabla 1.3 se presentan las mediciones de la estatura y peso del usuario acorde a cada año de medición. Estos datos han sido proporcionados por la terapeuta que sigue el tratamiento de rehabilitación de Álvaro.

Tabla 1.3. Medidas de peso y estatura del usuario en los últimos años.

| Año | Estatura [cm] | Peso [kg] |
|------|---------------|-----------|
| 2015 | 97 | 11,2 |
| 2016 | 100 | 13,4 |
| 2018 | 105 | 14,4 |

(Fuente: Terapeuta.)

Para realizar un diseño que pueda cubrir las necesidades del usuario en los siguientes 4 años, se realiza una predicción de los datos antes presentados mediante líneas de tendencia representadas con la ecuación de regresión lineal correspondiente mostrada en la figura 1.7 y figura 1.8 respectivamente. Estos datos están resumidos en la tabla 1.4 que proyecta el crecimiento de Álvaro durante los próximos 4 años (2019 al 2023).

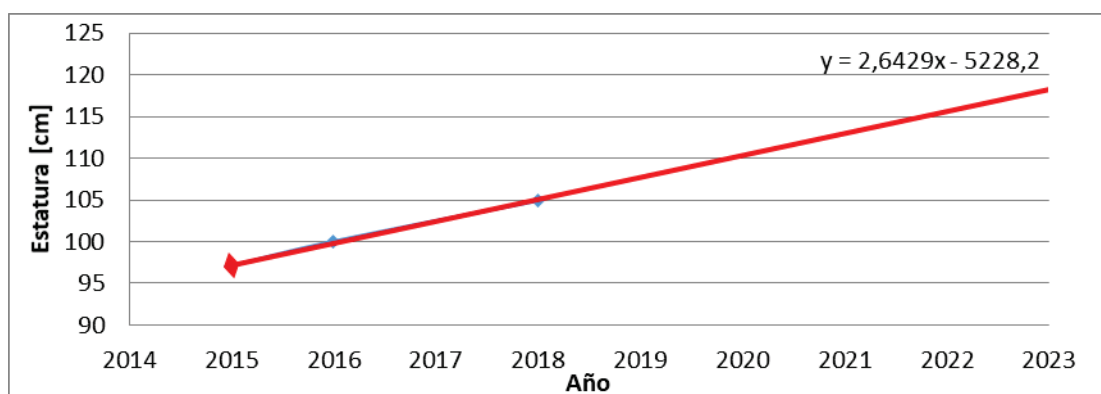


Figura 1.7. Proyección de crecimiento de estatura del usuario (Álvaro) del 2015 al 2023.

(Fuente: Terapeuta y propia)

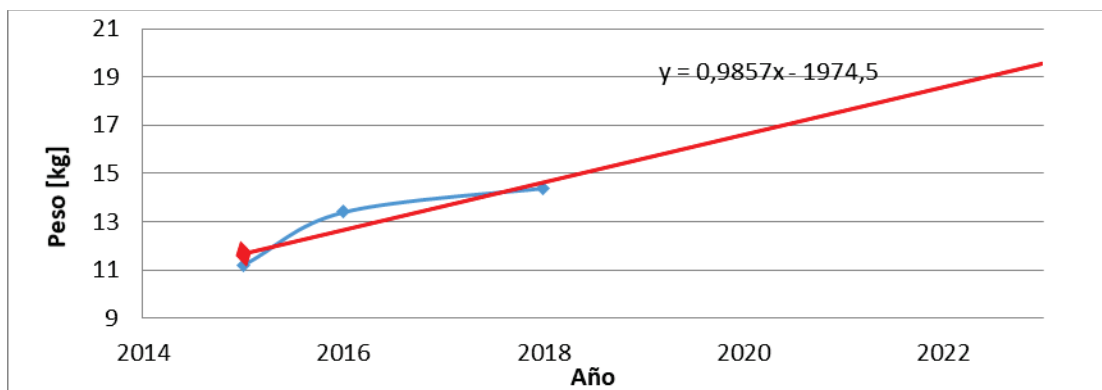


Figura 1.8. Proyección del crecimiento en peso del usuario (Álvaro) del 2015 al 2023.

(Fuente: Terapeuta y propia)

Tabla 1.4. Resultados de proyecciones de estatura y peso de Álvaro (años 2015-2023).

| Año | Estatura [cm] | Peso [kg] |
|------|---------------|-----------|
| 2015 | 97,24 | 11,69 |
| 2016 | 99,89 | 12,67 |
| 2018 | 105,17 | 14,64 |
| 2019 | 107,82 | 15,63 |
| 2020 | 110,46 | 16,61 |
| 2021 | 113,10 | 17,60 |
| 2022 | 115,74 | 18,59 |
| 2023 | 118,39 | 19,57 |

(Fuente: Propia)

Las medidas antropométricas de la longitud de marcha del usuario se midieron mediante la marca de sus pisadas, mostradas en la figura 1.9, que se ven resumidas en la tabla 1.5. En la tabla se observa el largo de la zancada frontal y del desfase lateral que realiza involuntariamente. De estos valores se realizó un promedio y cálculo de la desviación estándar para el dimensionamiento de diversas partes (tabla 1.6).

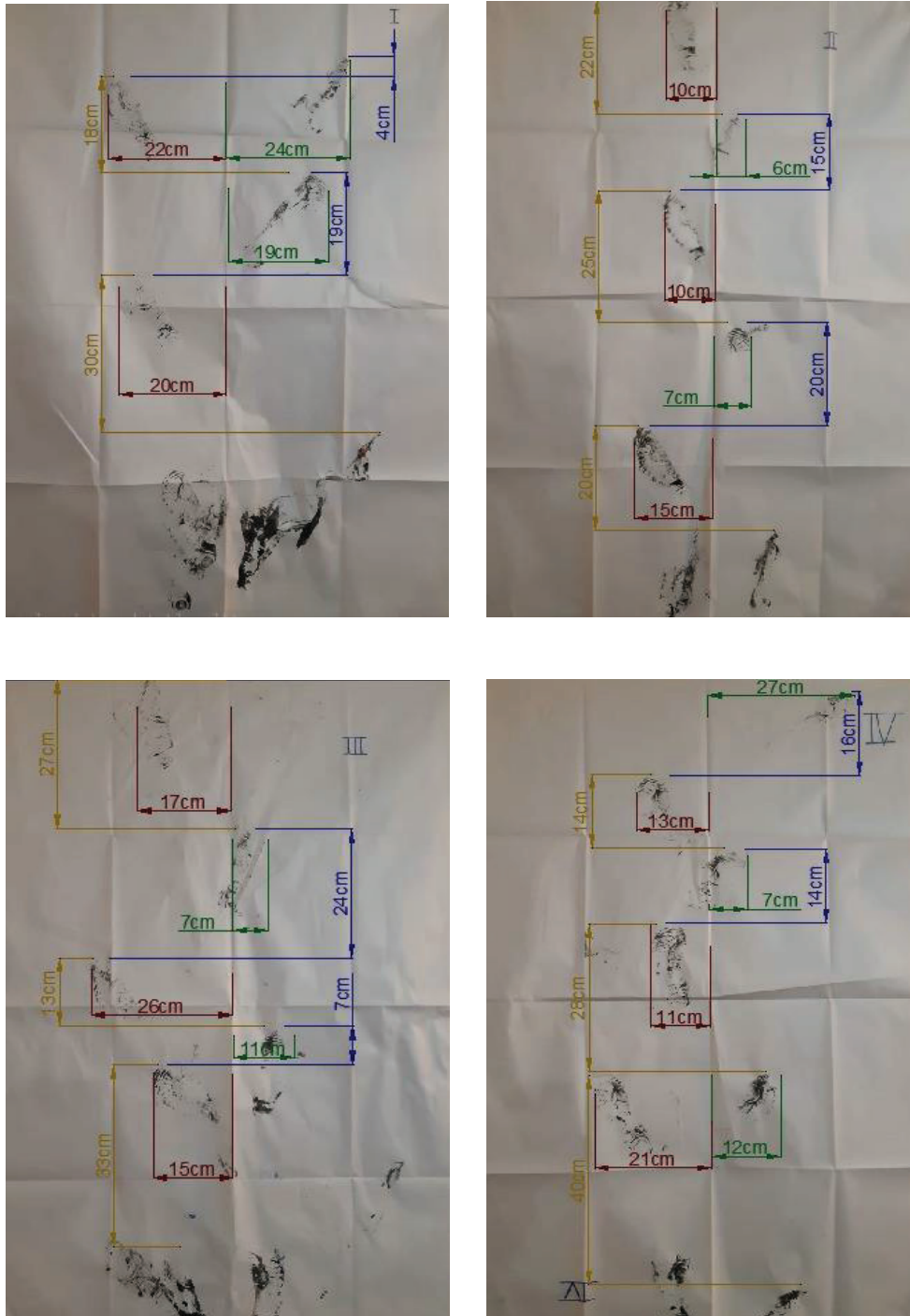


Figura 1.9. Marcha de Álvaro. Medidas de zancada frontal y desfase lateral de ambos pies.

(Fuente: Propia)

Tabla 1.5. Medidas de la zancada frontal y desfase lateral de cada pie del usuario.

| Número de cartel | Número de pasos | Longitud de paso (entras puntas del pie) (cm) | | Desfase lateral (cm) | |
|------------------|-----------------|---|---------|----------------------|---------|
| | | Izquierda | Derecha | Izquierda | Derecha |
| I | 1 | 30 | 19 | 20 | 19 |
| | 2 | 18 | 4 | 22 | 24 |
| II | 3 | 20 | 20 | 15 | 7 |
| | 4 | 25 | 15 | 10 | 6 |
| | 5 | 22 | - | 10 | - |
| III | 6 | 33 | 7 | 15 | 11 |
| | 7 | 13 | 24 | 26 | 7 |
| | 8 | 27 | - | 17 | - |
| IV | 9 | 40 | 0 | 21 | 12 |
| | 10 | 28 | 14 | 11 | 7 |
| | 11 | 14 | 16 | 13 | 27 |

(Fuente: Propia)

Tabla 1.6. Promedio y desviación estándar de la zancada frontal y desfase lateral de cada pie del usuario.

| | Zancada frontal | | Desfase lateral | |
|----------------------------|-----------------|---------|-----------------|---------|
| | Izquierda | Derecha | Izquierda | Derecha |
| Media (cm) | 24,55 | 13,22 | 16,36 | 12 |
| Desviación estándar | 8,20 | 7,95 | 5,33 | 8,02 |

(Fuente: Propia)

Se tomaron medidas del largo de sus extremidades, así como también del tronco, cuello, cabeza, entre otros. Estas medidas, que se pueden ver en la figura 1.10, sirven para poder establecer unas adecuadas dimensiones en los arneses de sujeción, estructura base del mecanismo y estructura de sujeción de los arneses.

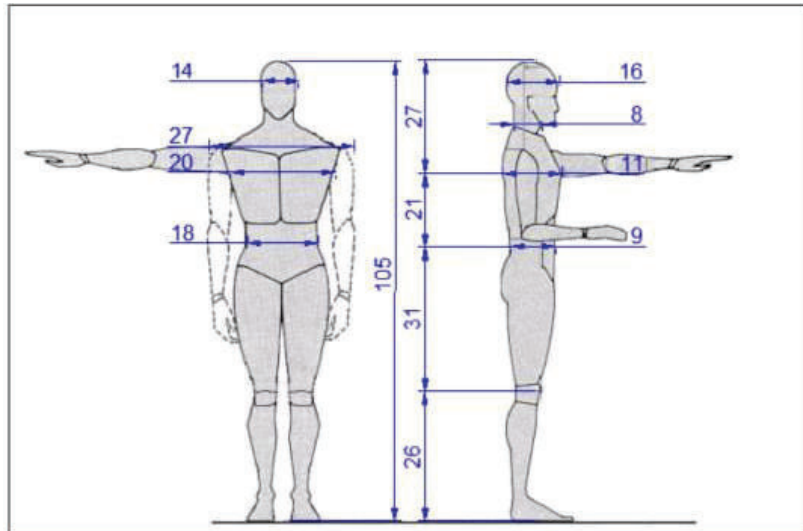


Figura 1.10. Medidas antropométricas de Álvaro. Todas las medidas están en centímetros.

(Fuente: Propia)

1.6. Ayudas técnicas para la marcha

“Las ayudas técnicas son productos, instrumentos, equipos o sistemas técnicos utilizados por una persona con discapacidad, fabricados especialmente o disponible en el mercado, para prevenir, compensar, mitigar o neutralizar una deficiencia, discapacidad o minusvalía” (Organización Internacional de Normalización ISO, 2016).

Entonces las ayudas técnicas, como andadores, prótesis, sillas de ruedas, etc., promueven una mejora en su calidad de vida del usuario al poder brindarle autonomía e independencia, lastimosamente en la mayoría de casos, limitada.

Según la Norma UNE-EN ISO 9999 se clasifican las ayudas técnicas de la siguiente manera:

- Ayudas para el tratamiento y el entrenamiento
- Órtesis y exoprótesis
- Ayudas para la movilidad personal
- Ayudas para las tareas domésticas
- Mobiliario y adaptaciones del hogar y otros edificios
- Ayudas para la comunicación, información y señalización
- Ayudas para la manipulación de productos y mercancías
- Ayudas y equipamientos para la mejora del entorno. Herramientas y máquinas
- Ayudas para el ocio y tiempo libre

1.6.1. Ayudas para la movilidad personal: andadores

Estos equipos se utilizan como forma de apoyo para la marcha debido a una disfunción en miembros inferiores y/o sus sistemas involucrados, provocando poca coordinación y falta de equilibrio. Además, pueden ayudar en la disminución del dolor generado en articulaciones y músculos al redistribuir el peso del usuario y corregir el patrón de marcha. En este grupo se encuentran además de los andadores otros aparatos, como los bastones y las muletas.

1.6.1.1. Tipos de andadores

Los distintos tipos de andadores se clasifican según su estructura. Sin embargo, se presentará a continuación una clasificación que abarque el mayor tipo de andadores.

Los andadores con patas permiten la acción de avanzar y levantar el andador para su siguiente paso es necesario que el usuario tenga una suficiente estabilidad en bipedestación, se muestra un ejemplo en la figura 1.11. (Sebastián, Valle, & Vígara, 2011)



Figura 1.11. Andador de 4 patas con ayuda para levantarse.

(Fuente: (Solofisio, 2013))

Los andadores con ruedas pueden tener 2 o 4 ruedas, dependiendo de la necesidad. Aquellos que tienen 2 ruedas en las patas delanteras y conteras en las traseras son más difíciles de emplear en terreno irregular. Los de 4 ruedas son mejores para terrenos irregulares, pero requieren de una mayor destreza y fuerza del usuario para maniobrar los frenos. Estos tipos están representados en la figura 1.12. (Sebastián, Valle, & Vígara, 2011)



Figura 1.12. Andador de 2 y 4 ruedas respectivamente.

(Fuente: (Solofisio, 2013))

Los andadores posteriores se encuentran posicionados en la parte trasera del usuario. Como puede observarse en la figura 1.13, el usuario requiere cierta habilidad y fuerza en la parte superior del cuerpo. (Sebastián, Valle, & Vigara, 2011)



Figura 1.13. Andador posterior.

(Fuente: (Solofisio, 2013))

Los andadores con sujeción, que pueden ser posteriores o frontales, se les ha incorporado sistemas de amarras para sujetar extremidades superiores y/o inferiores o distintas partes del cuerpo según necesidad del usuario. Un ejemplo se aprecia en la figura 1.14. (Sebastián, Valle, & Vigara, 2011)



Figura 1.14. Andador con sujeciones externas.

(Fuente: (Medicalrental, 2018))

1.7. Productos similares

Si bien estas ayudas deben tener un alto grado de personalización, el mercado cuenta con varios modelos que se adaptan al diagnóstico del usuario. El mercado internacional presenta una oferta muy variada del producto, no así el mercado nacional.

En el mercado ecuatoriano existen varios productos como ayudas técnicas, entre ellos están bastones, andadores de cuatro patas e inclusive sillas pediátricas posturales. Sin embargo, no existe un sector productor a gran escala que realice este tipo de productos.

En la ciudad de Guayaquil se encuentra la empresa Ortopedykids, dedicada a investigación, diseño y manufactura de ayudas técnicas. No tiene un reconocimiento a nivel nacional por lo que el alcance de su mercado se limita al sector local y un número pequeño de centros y especialistas lo recomiendan. Además, al ser un centro de diseño personalizado la producción resulta muy limitada, sin llegar a cubrir la necesidad a nivel nacional. En su oferta presenta un producto “Andador pediátrico bipedestador para PCI o EMC”, figura 1.15.



Figura 1.15. Andador publicitado en OrtopedyKids.

(Fuente: <https://www.facebook.com/ortopedyKids.ec/>)

Así también existe en la ciudad de Quito centros y organizaciones en los que se realizan este tipo de ayuda técnica de manera personalizada, pero de forma artesanal o muy poco industrializada. Este es el caso de la organización Promovilidad, dedicados a dar soluciones para la movilidad y desenvolvimiento de personas con algún tipo de discapacidad física.

En el mercado internacional, europeo en especial, los productos de ayuda técnica tipo andadores son bastante conocidos y demandados, de modo que la cantidad de empresas que las suministran al público es basta. Existen de distintos tamaños y tipos que cumplen con distintas funciones según se requiera. En la figura 1.16 se presenta el andador marca “Grillo” que es uno de los más cotizados y con mayores adelantos tecnológicos.



Figura 1.16. Andador posterior marca Grillo.

(Fuente: (Sillas de ruedas, 2018))

1.8. Software de análisis de movimiento

Los software de análisis de movimiento a usarse son el software SMART Analyzer y Kinovea.

1.8.1. SMART Analyzer

El software SMART-Analyzer está especialmente diseñado para realizar un análisis de la biomecánica del movimiento. En esencia se realiza un diseño computarizado capaz de entregar toda la información para un estudio del rasgo motor. Los datos cinemáticos para analizar son tridimensionales y son captados por cámaras de video. El software permite el procesamiento de datos geométricos, cinemáticos y dinámicos. (BTS Bioengineering)

El proceso para obtener los datos es definiendo un protocolo para colocar los marcadores con cinta adhesiva sobre las articulaciones. La información es recogida en un computador mediante cámaras.

1.8.2. Kinovea

Kinovea es un software de análisis de imágenes y videos dedicados al área deportiva. El software permite obtener distancias, tiempos, trayectorias de movimiento y velocidades. Se puede analizar el movimiento en cada fotograma o usar herramientas como cámara lenta. El software genera diagramas y tablas de datos. (Kinovea)

2. METODOLOGÍA

2.1. Consideraciones para la determinación de especificaciones

El diseño del andador propuesto tiene la finalidad de satisfacer las necesidades de movilización y rehabilitación de Álvaro, residente de Huachi Chico, provincia de Tungurahua, y de quien ya se mencionó su diagnóstico con anterioridad.

Actualmente Álvaro no cuenta con un mecanismo de fácil movilización en su entorno cotidiano o uno que se enfoque en una rehabilitación independiente en el centro médico. Él permanece mucho tiempo acostado, estado que no le permite desarrollar sus capacidades motoras ni tener un crecimiento físico óptimo. Necesita ser cargado por un tercero para moverse. En ocasiones camina con ayuda, pero el proceso no es nada ergonómico para la persona que le asiste. Por esto la necesidad de contar con un apoyo que pueda ayudar a su independencia y funcionalidad.

2.2. La casa de la calidad

Para traducir las necesidades del usuario acerca de un producto a información de carácter técnico para su diseño y producción se utiliza el sistema QFD (Quality Function Deployment), mediante la matriz casa de la calidad (Riba, 2002). En el Anexo 1 se muestra la casa de la calidad en su totalidad, a continuación se mostrarán los resultados de esta.

2.2.1. La voz del usuario

Se toman en cuenta los siguientes requerimientos proporcionados por los padres de Álvaro y de su terapeuta, que debe cumplir el producto:

- Barato
- Liviano
- Resistente
- Movimiento en una o varias direcciones
- Regulable con el crecimiento de Álvaro
- Llamativo
- Cómodo
- Pequeño

- Estable
- Freno
- Fácil de transportar

2.2.2. La voz del ingeniero

La traducción de estas necesidades por parte de los padres de Álvaro y su terapeuta a un lenguaje técnico resultan:

- Económico
- Peso
- Adecuada selección de materiales
- Grados de libertad variables
- Dimensiones variables
- Estética
- Ergonomía
- Volumen
- Geometría
- Velocidad
- Capacidad de almacenamiento

2.2.3. Resultados de la casa de la calidad

Los resultados arrojados son:

- Demandas básicas:
 - Liviano
 - Resistente
 - Estable
- Demandas unidimensionales:
 - Barato
 - Regulable al crecimiento
 - Pequeño
 - Freno
- Demandas estimulantes:
 - Movimiento en una o varias direcciones
 - Llamativo
 - Fácil de transportar

Los criterios con un mayor puntaje acorde a necesidades del usuario son:

- Barato (10,52 %)
- Liviano (8,42 %)
- Resistente (10,52 %)
- Movimiento en una o varias direcciones (10,52 %)
- Cómodo (10,52 %)

- Pequeño (11,22 %)
- Estable (8,42 %)
- Con freno (10,52 %)

2.3. Especificaciones técnicas

En la tabla 2.1 se muestran las especificaciones técnicas a cumplir por el mecanismo.

Tabla 2.1. Especificaciones técnicas.

| | | | | |
|-----------------------|---|-----------------|------------|---|
| Diseñadores: | Guillermo Israel Serrano | Fecha inicial: | | |
| | Oscar Guillermo Valencia | Fecha revisión: | | |
| Producto: | MECANISMO PARA AYUDA TÉCNICA EN LA MARCHA DE NIÑOS CON TRASTORNO NEUROMOTOR | | | |
| ESPEFICACIONES | | | | |
| Concepto | Fecha | Propone | R/D | Descripción |
| Función | 11 de junio de 2018 | C+I | R | Brindar soporte en la marcha del usuario mediante ayudas externas |
| | 11 de junio de 2018 | C+I | R | Ayudar en la corrección de la postura bípeda del usuario |
| Movimiento | 11 de junio de 2018 | C+I | R | Debe tener 3 grados de libertad para la movilización en el plano y un grado más para el movimiento vertical ajustable a las necesidades del usuario |
| | 11 de junio de 2018 | C | R | Debe poder bloquear el retroceso |
| | 11 de junio de 2018 | I | R | Debe permitir el avance unidireccional o en todas las direcciones |
| Fuerza | 11 de junio de 2018 | C+I | R | Capacidad de soportar el peso del usuario durante su desarrollo (al presente momento 16 kg) |
| Seguridad y ergonomía | 11 de junio de 2018 | C+I | R | Evitar caída del usuario |
| | 11 de junio de 2018 | C+I | R | Apoyo externo mediante soporte y sistema de sujeción torácico y pélvico |
| | 11 de junio de 2018 | I | R | Sistema de freno |

Propone: C: cliente I: Ingeniería D: Diseñador N: Norma
R/D: R: Requerimiento D: Deseo MR: Modificación del requerimiento

(Fuente: Propia)

2.4. Niveles funcionales del mecanismo para ayuda técnica

En las figuras 2.1 y 2.2 se muestra el desarrollo del nivel 0 y nivel 1 de las funciones del mecanismo de ayuda técnica tipo andador.

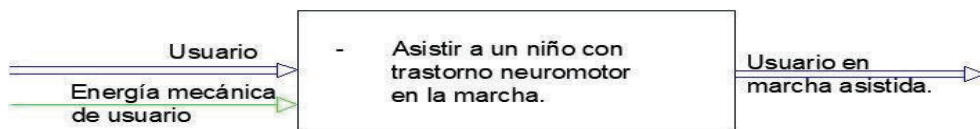


Figura 2.1. Desarrollo del nivel 0.

(Fuente: Propia)

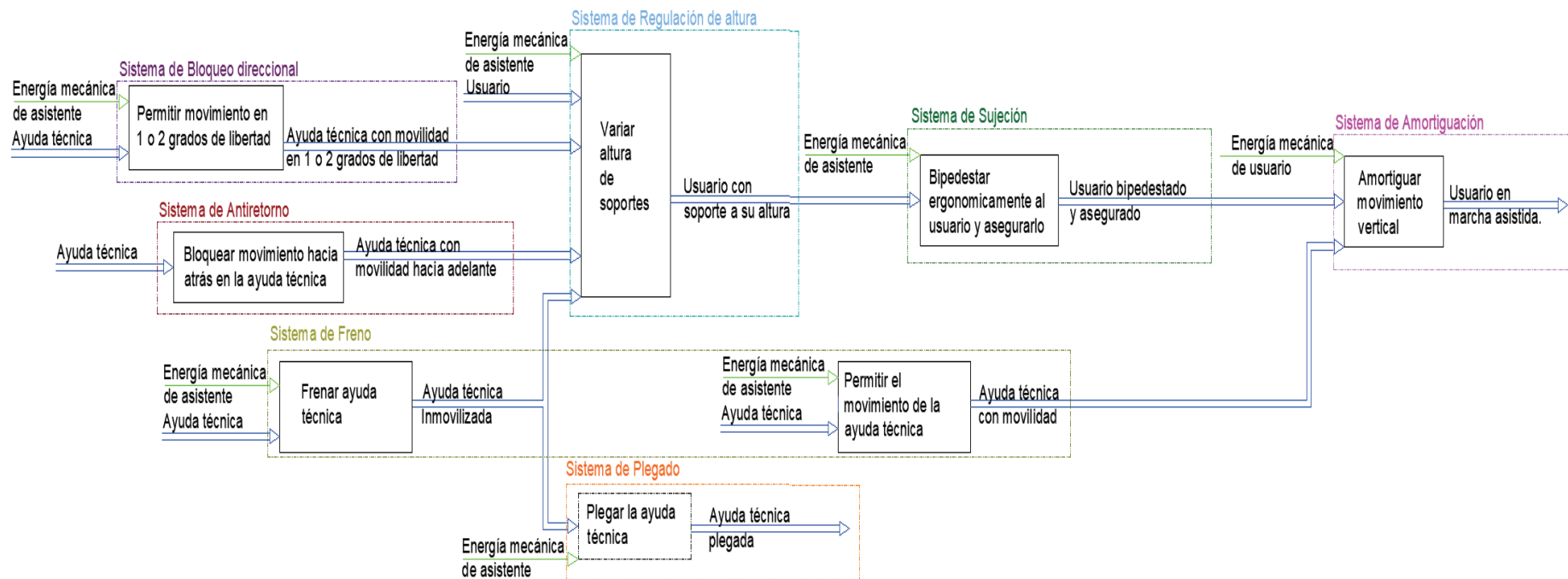


Figura 2.2. Desarrollo del nivel 1.

(Fuente: Propia)

2.5. Módulos funcionales

MÓDULO 1: Inmovilización del mecanismo

Función del módulo: Bloquear el movimiento del mecanismo

MÓDULO 2: Posicionamiento de altura del usuario

Función del módulo: Posicionar a una adecuada altura respecto al suelo al usuario

MÓDULO 3: Posicionamiento ergonómico del usuario

Función del módulo: Asegurar y estabilizar, adecuadamente al usuario con un sistema de sujeción

MÓDULO 4: Bloqueo del retroceso del mecanismo

Función del módulo: Permite un movimiento único de avance, impidiendo el retroceso

MÓDULO 5: Bloqueo de movimiento multidireccional en ruedas delanteras

Función del módulo: Permite seleccionar un movimiento unidireccional o multidireccional (1 o 2 grados de libertad) en las ruedas delanteras

MÓDULO 6: Sistema de plegado del mecanismo

Función del módulo: Permite plegar al mecanismo, reduciendo sus dimensiones y cambiando su geometría para su transporte y almacenamiento.

MÓDULO 7: Sistema de amortiguamiento



Función del módulo: Emula el movimiento del tronco en la marcha humana normal en el plano sagital y transmite con elasticidad y suavidad el peso del usuario hacia la estructura.

2.5.1. Alternativas para el módulo 1

Alternativas de solución para bloquear el movimiento del mecanismo:

- Freno de estacionamiento de fricción desde un manillar
- Freno de estacionamiento de fricción desde un pedal

Tabla 2.2. Alternativas para módulo 1.

| ALTERNATIVA 1: Freno de estacionamiento de fricción desde un manillar (figura 2.3) | | |
|---|--|---|
|  <p>Figura 2.3. Freno de estacionamiento desde manillar.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Freno regulable durante la marcha. • Puede controlarse más ergonómicamente por un tercero. • Buena fricción con la superficie de la rueda. | <ul style="list-style-type: none"> • Se requieren conexiones de cables a través de la estructura del andador • Estructura debe contener un manillar o puntos donde se sujeten las palancas de freno |
| ALTERNATIVA 2: Freno de estacionamiento de fricción desde un pedal (figura 2.4) | | |
|  <p>Figura 2.4. Freno de estacionamiento desde pedal.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Buena fricción con la superficie de la rueda • No requiere adiciones o modificaciones a la estructura del andador | <ul style="list-style-type: none"> • No puede regularse el freno durante la marcha. • Montaje complicado |

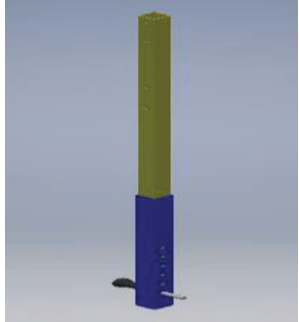

(Fuente: Propia)

2.5.2. Alternativas para el módulo 2

Alternativa de solución para posicionar a una adecuada altura respecto al suelo al usuario:

- Barra vertical regulable mediante abrazadera y tornillo
- Barra vertical regulable mediante agujeros y pasador
- Barra vertical regulable mediante pistón neumático

Tabla 2.3. Alternativas para el módulo 2.

| ALTERNATIVA 1: Barra vertical regulable mediante agujeros y pasador (figura 2.5) | | |
|---|--|--|
|  <p>Figura 2.5. Barra vertical regulable mediante agujeros y pasador. (Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Soporta cargas elevadas • Fácil fabricación y montaje | <ul style="list-style-type: none"> • La elevación está determinada por la distancia entre agujeros del eje |
| ALTERNATIVA 2: Barra vertical regulable mediante pistón neumático (figura 2.6) | | |
|  <p>Figura 2.6. Barra vertical regulable mediante pistón neumático. (Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Puede regularse la altura de elevación con mayor libertad • Soporta cargas altas • Funciona a la vez como sistema de amortiguación | <ul style="list-style-type: none"> • Fabricación de base y montaje más complicado • Rango de elevación |


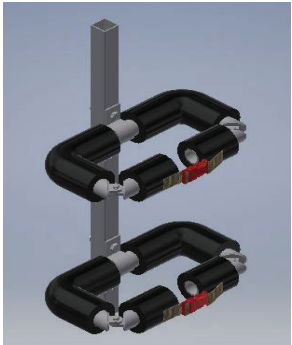
(Fuente: Propia)

2.5.3. Alternativas para el módulo 3

Alternativa de solución para asegurar y estabilizar, adecuadamente al usuario con un sistema de sujeción:

- Soporte torásico y pélvico mediante arneses
- Soporte torásico y pélvico mediante barras de seguridad

Tabla 2.4. Alternativas para el módulo 3.

| ALTERNATIVA 1: Soporte torácico y pélvico mediante arneses (figura 2.7) | | |
|---|--|---|
|  <p>Figura 2.7. Soporte torácico y pélvico mediante arneses. (Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Buen soporte y ajuste al usuario • Ergonómico • Manufactura relativamente fácil | <ul style="list-style-type: none"> • Riesgo de impacto con soporte laterales y verticales |
| ALTERNATIVA 2: Soporte torácico y pélvico mediante barras de seguridad (figura 2.8) | | |
|  <p>Figura 2.8. Soporte torácico y pélvico mediante barras de seguridad. (Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Alta confiabilidad • Bajo mantenimiento • Ergonómica durante un tiempo determinado | <ul style="list-style-type: none"> • Costo elevado • Riesgo de impacto con soportes horizontales verticales |

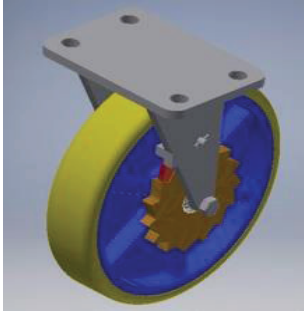
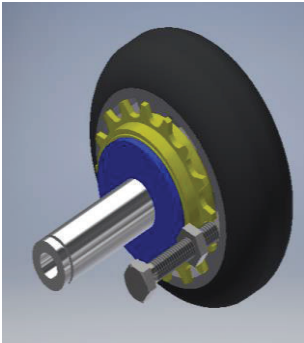
(Fuente: Propia)

2.5.4. Alternativas para el módulo 4

Alternativa de solución para permitir un movimiento de avance, impidiendo el retroceso:

- Anti retroceso mediante sistema de rueda dentada y cuña
- Anti retroceso mediante rodamiento anti retorno

Tabla 2.5. Alternativas para el módulo 4.

| ALTERNATIVA 1: Anti retroceso mediante rueda dentada y tope (figura 2.9) | | |
|--|---|--|
| | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
|  <p>Figura 2.9. Anti retroceso mediante rueda dentada y tope.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Mínimo desgaste • Alta confiabilidad • Fácil montaje | <ul style="list-style-type: none"> • Medidas para adaptar limitan tamaño de la rueda. • Complicada fabricación |
| ALTERNATIVA 2: Anti retroceso mediante rodamiento anti retorno y tope (figura 2.10) | | |
| | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
|  <p>Figura 2.10. Anti retroceso mediante rodamiento anti retorno.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Movimiento más uniforme • Alta confiabilidad • Ensamblaje relativamente fácil | <ul style="list-style-type: none"> • Dimensiones específicas que se deberan analizar en la selección de ruedas. |



(Fuente: Propia)

2.5.5. Alternativas para el módulo 5

Alternativa de solución para permitir seleccionar un movimiento unidireccional o multidireccional (1 o 2 grados de libertad) en las ruedas delanteras:

- Sistema de rodamiento y pasador
- Sistema de canal en rueda

Tabla 2.6. Alternativas para el módulo 5.

| ALTERNATIVA 1: Sistema de rodamiento y pasador (figura 2.11) | | |
|---|--|---|
|  <p>Figura 2.11. Sistema unidireccional mediante rodamiento y pasador.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Bajo desgaste del mecanismo. • Fácil de maniobrar. • Alta confiabilidad. | <ul style="list-style-type: none"> • El pasador puede soltarse del mecanismo y perderse • Fabricación más compleja. |
| ALTERNATIVA 2: Sistema de canal en rueda (figura 2.12) | | |
|  <p>Figura 2.12. Sistema unidireccional mediante canal.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Fácil de maniobrar • Alta confiabilidad • Fácil fabricación | <ul style="list-style-type: none"> • Desgaste del perno y perforación. |

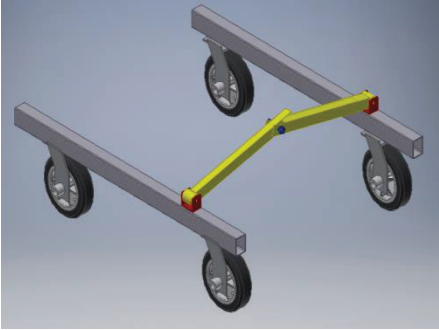
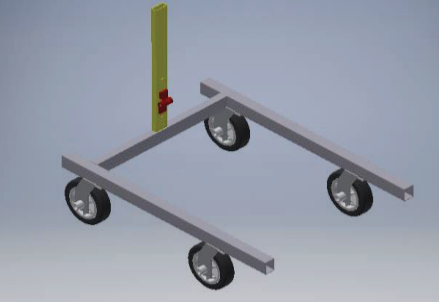
(Fuente: Propia)

2.5.6. Alternativas para el módulo 6

Alternativa de solución para permitir plegar al mecanismo, reduciendo sus dimensiones para su transporte:

- Plegado tipo acordeón con seguro mediante pestaña y perilla
- Plegado tipo acordeón con seguro tipo tijera
- Plegado tipo bisagra

Tabla 2.7. Alternativas para el módulo 6.

| ALTERNATIVA 1: Plegado tipo acordeón con seguro mediante pestaña y perill (figura 2.13) | | |
|---|--|---|
|  <p>Figura 2.13. Sistema de plegado tipo acordeón.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Sujeción mediante rosca • Fácil montaje y fabricación | <ul style="list-style-type: none"> • El aseguramiento depende de la fuerza con la que se cierre. |
| ALTERNATIVA 2: Plegado tipo bisagra (figura 2.14) | | |
|  <p>Figura 2.14. Sistema de plegado mediante bisagra.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <ul style="list-style-type: none"> • Sistema ligero • Funciona conjuntamente con el sistema posicionador de altura • Sistema de seguro sencillo | <ul style="list-style-type: none"> • Debe considerarse la carga del usuario por el sistema posicionador de altura. |

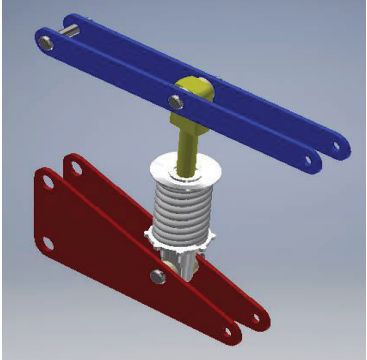
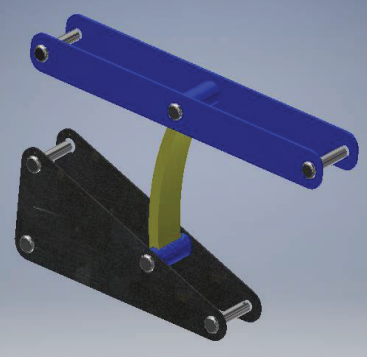
(Fuente: Propia)

2.5.7. Alternativas para el módulo 7

Alternativa de solución para permitir una marcha del usuario regulada, reduciendo el impacto de del movimiento vertical brusco:

- Resorte helicoidal
- Resorte plano

Tabla 2.8. Alternativas para el módulo 7.

| ALTERNATIVA 1: Resorte helicoidal (figura 2.15). | | |
|--|---|--|
|  | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <p>Figura 2.15. Resorte helicoidal.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Manufactura fácil y con cierta variabilidad de materia prima. • La altura puede regularse mediante la tuerca y rosca. |
| ALTERNATIVA 2: Resorte plano (figura 2.16). | | |
|  | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| | <p>Figura 2.16. Resorte plano.</p> <p>(Fuente: Propia)</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Mucho más ligero por no requerir un gran sistema de soporte. |

(Fuente: Propia)

2.6. Selección de la alternativa más adecuada

Esta selección se realiza considerando el método ordinal de criterios ponderados.

2.6.1. Módulo 1: Inmovilización del mecanismo

Se presenta en la tabla 2.9 un análisis de los criterios calificados para la inmovilización del mecanismo. En las tablas siguientes, tabla 2.10, 2.11, 2.12 y 2.13, se presentan las evaluaciones según cada criterio (presentado en la tabla 2.9) respecto a cada alternativa.

Por último, la tabla 2.14 es la matriz de criterios ponderados donde se muestra la prioridad de cada alternativa considerada.

Tabla 2.9. Evaluación de cada criterio del módulo 1.

| Fuerza de fricción = Ergonomía > Regulable > Manufactura | | | | | | |
|---|------------------|--------------------|---------------------------|------------------|-------------|------------------|
| Criterio | Regulable | Manufactura | Fuerza de fricción | Ergonomía | Σ +1 | Ponderado |
| Regulable | | 1 | 0 | 0 | 2 | 0,2 |
| Manufactura | 0 | | 0 | 0 | 1 | 0,1 |
| Fuerza de fricción | 1 | 1 | | 0,5 | 3,5 | 0,35 |
| Ergonomía | 1 | 1 | 0,5 | | 3,5 | 0,35 |
| Total | | | | | 10 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.10. Evaluación del criterio regulable del módulo 1.

| Freno desde manillar > Freno desde pedal | | | | |
|--|-----------------------------|--------------------------|-------------|------------------|
| Regulable | Freno desde manillar | Freno desde pedal | Σ +1 | Ponderado |
| Freno desde manillar | | 1 | 2 | 0,667 |
| Freno desde pedal | 0 | | 1 | 0,333 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.11. Evaluación del criterio manufactura del módulo 1.

| Freno desde pedal < Freno desde manillar | | | | |
|--|-----------------------------|--------------------------|-------------|------------------|
| Manufactura | Freno desde manillar | Freno desde pedal | Σ +1 | Ponderado |
| Freno desde manillar | | 0,5 | 1,5 | 0,500 |
| Freno desde pedal | 0,5 | | 1,5 | 0,500 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.12. Evaluación del criterio fuerza de fricción del módulo 1.

| Freno desde pedal = Freno desde manillar | | | | |
|---|-----------------------------|--------------------------|-------------------------------|------------------|
| Fuerza de fricción | Freno desde manillar | Freno desde pedal | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Freno desde manillar | | 0,5 | 1,5 | 0,5 |
| Freno desde pedal | 0,5 | | 1,5 | 0,5 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.13. Evaluación del criterio ergonomía del módulo 1.

| Freno desde pedal < Freno desde manillar | | | | |
|--|-----------------------------|--------------------------|-------------------------------|------------------|
| Ergonomía | Freno desde manillar | Freno desde pedal | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Freno desde manillar | | 1 | 2 | 0,667 |
| Freno desde pedal | 0 | | 1 | 0,333 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.14. Tabla de criterios ponderados del módulo 1.

| | Regulable | Manufactura | Fuerza de fricción | Ergonomía | Σ | Prioridad |
|-----------------------------|------------------|--------------------|---------------------------|------------------|----------------------------|------------------|
| Freno desde manillar | 0,133 | 0,050 | 0,175 | 0,233 | 0,592 | 1 |
| Freno desde pedal | 0,067 | 0,050 | 0,175 | 0,117 | 0,408 | 2 |

(Fuente: Propia)

2.6.2. Módulo 2: Posicionamiento de altura del usuario

En la tabla 2.15 se muestra el análisis de los criterios considerados para un posicionamiento adecuado del usuario respecto al suelo. Mientras que en las tablas 2.16, 2.17 y 2.18, se presentan las evaluaciones según el rango posible a seleccionar, la carga máxima soportada y el bajo costo de las alternativas. Por último, la tabla 2.19 presenta los resultados de la ponderación de las alternativas según cada criterio.

Tabla 2.15. Evaluación de cada criterio del módulo 2.

| Carga máxima soportada > Rango seleccionable > Bajo costo | | | | | |
|--|---------------------|------------------------|-------|-------------|-----------|
| Criterio | Rango seleccionable | Carga máxima soportada | Costo | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Rango seleccionable | | 0 | 1 | 2 | 0,333 |
| Carga máxima soportada | 1 | | 1 | 3 | 0,500 |
| Costo | 0 | 0 | | 1 | 0,167 |
| Total | | | | 6 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.16. Evaluación del criterio de rango seleccionable del módulo 2.

| Regulación con agujeros y pasador > Regulación con pistón neumático | | | | |
|---|---------------------------------|-----------------------------------|-------------|-----------|
| Rango seleccionable | Regulación con pistón neumático | Regulación con agujeros y pasador | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Regulación con pistón neumático | | 0 | 1 | 0,333 |
| Regulación con agujeros y pasador | 1 | | 2 | 0,667 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.17. Evaluación del criterio de carga máxima soportada del módulo 2.

| Regulación con pistón neumático = Regulación con agujeros y pasador | | | | |
|--|---------------------------------|-----------------------------------|-------------|-----------|
| Carga máxima soportada | Regulación con pistón neumático | Regulación con agujeros y pasador | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Regulación con pistón neumático | | 0,5 | 1,5 | 0,500 |
| Regulación con agujeros y pasador | 0,5 | | 1,5 | 0,500 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.18. Evaluación del criterio de costo del módulo 2.

| Regulación con agujeros y pasador > regulación con pistón neumático | | | | |
|---|--|--|-------------------------------|------------------|
| Costo | Regulación con pistón neumático | Regulación con agujeros y pasador | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Regulación con pistón neumático | | 0 | 1 | 0,333 |
| Regulación con agujeros y pasador | 1 | | 2 | 0,667 |
| | | Total | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.19. Tabla de criterios ponderados del módulo 2.

| | Rango seleccionable | Carga máxima soportada | Costo | Σ | Prioridad |
|---|----------------------------|-------------------------------|--------------|----------------------------|------------------|
| Regulación mediante pistón neumático | 0,111 | 0,250 | 0,056 | 0,417 | 2 |
| Regulación mediante agujeros y pasador | 0,222 | 0,250 | 0,111 | 0,583 | 1 |

(Fuente: Propia)

2.6.3. Módulo 3: Posicionamiento ergonómico del usuario

En la tabla 2.20 se muestra el análisis de los criterios considerados para un posicionamiento ergonómico del usuario. Mientras que en las tablas 2.21, 2.22 y 2.23, se presentan las evaluaciones según la ergonomía, manufactura y el soporte al usuario de las alternativas. Por último, la tabla 2.24 presenta los resultados de la ponderación de las alternativas según cada criterio.

Tabla 2.20. Evaluación de cada criterio del módulo 3.

| Ergonomía = Soporte al usuario > Manufactura | | | | | |
|--|------------------|--------------------|---------------------------|-------------|------------------|
| Criterio | Ergonomía | Manufactura | Soporte al usuario | Σ +1 | Ponderado |
| Ergonomía | | 1 | 0,5 | 2,5 | 0,417 |
| Manufactura | 0 | | 0 | 1 | 0,167 |
| Soporte al usuario | 0,5 | 1 | | 2,5 | 0,417 |
| Total | | | | 6 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.21. Evaluación del criterio de ergonomía del módulo 3.

| Soporte mediante arneses > Soporte mediante barras de seguridad | | | | |
|---|----------------------------|--|-------------|------------------|
| Ergonomía | Soporte con arneses | Soporte con barras de seguridad | Σ +1 | Ponderado |
| Soporte con arneses | | 1 | 2 | 0,667 |
| Soporte con barras de seguridad | 0 | | 1 | 0,333 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.22. Evaluación del criterio de manufactura del módulo 3.

| Soporte mediante arneses > Soporte mediante barras de seguridad | | | | |
|---|----------------------------|--|-------------|------------------|
| Manufactura | Soporte con arneses | Soporte con barras de seguridad | Σ +1 | Ponderado |
| Soporte con arneses | | 1 | 2 | 0,667 |
| Soporte con barras de seguridad | 0 | | 1 | 0,333 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.23. Evaluación del criterio de soporte al usuario del módulo 3.

| Soporte mediante arneses = Soporte mediante barras de seguridad | | | | |
|---|---------------------|---------------------------------|-------------|-----------|
| Soporte al usuario | Soporte con arneses | Soporte con barras de seguridad | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Soporte con arneses | | 0,5 | 1,5 | 0,5 |
| Soporte con barras de seguridad | 0,5 | | 1,5 | 0,5 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.24. Tabla de conclusiones del módulo 3.

| | Ergonomía | Manufactura | Soporte al usuario | Σ | Prioridad |
|---------------------------------|-----------|-------------|--------------------|----------|-----------|
| Soporte con arneses | 0,278 | 0,111 | 0,208 | 0,597 | 1 |
| Soporte con barras de seguridad | 0,139 | 0,056 | 0,208 | 0,403 | 2 |

(Fuente: Propia)

2.6.4. Módulo 4: Bloqueo del retroceso del mecanismo

En la tabla 2.25 se muestra el análisis de los criterios considerados para un posicionamiento ergonómico del usuario. Mientras que en las tablas 2.26, 2.27 y 2.28, se presentan las evaluaciones según el rango posible a seleccionar, la carga máxima soportada y el bajo costo de las alternativas. Por último, la tabla 2.29 presenta los resultados de la ponderación de las alternativas según cada criterio.

Tabla 2.25. Tabla de conclusiones del módulo 4.

| Costo > Montaje > Mantenimiento | | | | | |
|---------------------------------|-------|---------|---------------|-------------|-----------|
| Criterio | Costo | Montaje | Mantenimiento | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Costo | | 1 | 1 | 3 | 0,500 |
| Montaje | 0 | | 1 | 2 | 0,333 |
| Mantenimiento | 0 | 0 | | 1 | 0,167 |
| Total | | | | 6 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.26. Evaluación de criterio de costo del módulo 4.

| Rueda dentada < Rodamiento anti retorno | | | | |
|---|---------------|-------------------------|-------------|-----------|
| Costo | Rueda dentada | Rodamiento anti retorno | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Rueda dentada | | 0 | 1 | 0,333 |
| Rodamiento anti retorno | 1 | | 2 | 0,667 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.27. Evaluación de criterio de montaje del módulo 4.

| Rueda dentada < Rodamiento anti retorno | | | | |
|---|---------------|-------------------------|-------------|-----------|
| Montaje | Rueda dentada | Rodamiento anti retorno | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Rueda dentada | | 0 | 1 | 0,333 |
| Rodamiento anti retorno | 1 | | 2 | 0,667 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.28. Evaluación de criterio de mantenimiento del módulo 4.

| Rueda dentada = Rodamiento anti retorno | | | | |
|--|---------------|-------------------------|-------------|-----------|
| Mantenimiento | Rueda dentada | Rodamiento anti retorno | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Rueda dentada | | 0,5 | 1,5 | 0,500 |
| Rodamiento anti retorno | 0,5 | | 1,5 | 0,500 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.29. Tabla de criterios ponderados del módulo 4.

| | Costo | Montaje | Mantenimiento | Σ | Prioridad |
|-------------------------|-------|---------|---------------|----------|-----------|
| Rueda dentada | 0,167 | 0,111 | 0,083 | 0,361 | 2 |
| Rodamiento anti retorno | 0,333 | 0,222 | 0,083 | 0,639 | 1 |

(Fuente: Propia)

2.6.5. Módulo 5: Bloqueo de movimiento multidireccional en ruedas delanteras

La tabla 2.30 muestra el análisis de los criterios considerados para un movimiento multidireccional de ruedas. Mientras en las tablas 2.31 y 2.32, se presentan las evaluaciones según el montaje y mantenimiento de las alternativas. Por último, la tabla 2.33 presenta los resultados de la ponderación de las alternativas según cada criterio.

Tabla 2.30. Tabla de criterios ponderados del módulo 5.

| Montaje > Mantenimiento | | | | |
|-----------------------------------|---------|---------------|-------------|-----------|
| Criterio | Montaje | Mantenimiento | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Montaje | | 1 | 2 | 0,667 |
| Mantenimiento | 0 | | 1 | 0,333 |
| | | Total | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.31. Evaluación del criterio de montaje del módulo 5.

| Bloque por canal y seguro > Bloqueo por rodamiento y pasador | | | | |
|--|----------------------|----------------|-------------|-----------|
| Montaje | Rodamiento y pasador | Canal y seguro | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Bloqueo por rodamiento y pasador | | 0 | 1 | 0,333 |
| Bloque por canal y seguro | 1 | | 2 | 0,667 |
| | | Total | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.32. Evaluación del criterio de Mantenimiento del módulo 5.

| Bloque por canal y seguro > Bloqueo por rodamiento y pasador | | | | |
|--|----------------------|----------------|-------------|-----------|
| Mantenimiento | Rodamiento y pasador | Canal y seguro | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Bloqueo por rodamiento y pasador | | 0 | 1 | 0,333 |
| Bloque por canal y seguro | 1 | | 2 | 0,667 |
| | | Total | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.33. Tabla de criterios ponderados del módulo 5.

| | Costo | Mantenimiento | Σ | Prioridad |
|----------------------------------|-------|---------------|----------|-----------|
| Bloqueo por rodamiento y pasador | 0,222 | 0,111 | 0,5 | 2 |
| Bloque por canal y seguro | 0,444 | 0,222 | 0,5 | 1 |

(Fuente: Propia)

2.6.6. Módulo 6: Sistema de plegado del mecanismo

En la tabla 2.34 se muestra el análisis de los criterios considerados para un posicionamiento ergonómico del usuario. Mientras que en las tablas 2.35, 2.36 y 2.37, se presentan las evaluaciones según la estabilidad que brinda a la estructura, la complejidad de la manufactura y el bloqueo del plegado de las alternativas. Por último, la tabla 2.38 presenta los resultados de la ponderación de las alternativas según cada criterio.

Tabla 2.34. Tabla de criterios ponderados del módulo 6.

| Estabilidad a la estructura = Bloqueo del plegado > Manufactura | | | | | |
|---|-----------------------------|-------------|---------------------|-------------|-----------|
| Criterio | Estabilidad a la estructura | Manufactura | Bloqueo del plegado | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Estabilidad a la estructura | | 1 | 1 | 3 | 0,429 |
| Manufactura | 0 | | 0 | 1 | 0,143 |
| Bloqueo del plegado | 1 | 1 | | 3 | 0,429 |
| | | | Total | 7 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.35. Evaluación del criterio de estabilidad a la estructura del módulo 6.

| Plegado mediante bisagra > Plegado mediante pestaña y tornillo | | | | |
|--|--------------------------------|---------------------|--------------|-----------|
| Estabilidad a la estructura | Plegado con pestaña y tornillo | Plegado con bisagra | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Plegado con pestaña y tornillo | | 0 | 1 | 0,333 |
| Plegado con bisagra | 1 | | 2 | 0,667 |
| | | | Total | 3 |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.36. Evaluación del criterio de manufactura a la estructura del módulo 6.

| Plegado mediante bisagra > Plegado mediante pestaña y tornillo | | | | |
|--|--------------------------------|---------------------|-------------|-----------|
| Manufactura | Plegado con pestaña y tornillo | Plegado con bisagra | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Plegado con pestaña y tornillo | | 0 | 1 | 0,333 |
| Plegado con bisagra | 1 | | 2 | 0,667 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.37. Evaluación del criterio de bloqueo del plegado del módulo 6.

| Plegado mediante bisagra = Plegado mediante pestaña y tornillo | | | | |
|--|--------------------------------|---------------------|-------------|-----------|
| Bloqueo del plegado | Plegado con pestaña y tornillo | Plegado con bisagra | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Plegado con pestaña y tornillo | | 0,5 | 1,5 | 0,500 |
| Plegado con bisagra | 0,5 | | 1,5 | 0,500 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.38. Tabla de criterios ponderados del módulo 6.

| | Estabilidad a la estructura | Manufactura | Bloqueo del plegado | Σ | Prioridad |
|--------------------------------|-----------------------------|-------------|---------------------|----------|-----------|
| Plegado con pestaña y tornillo | 0,139 | 0,056 | 0,208 | 0,403 | 2 |
| Plegado con bisagra | 0,278 | 0,111 | 0,208 | 0,597 | 1 |

(Fuente: Propia)

2.6.7. Módulo 7: Sistema de amortiguación del mecanismo

En la tabla 2.39 se muestra el análisis de los criterios considerados para un sistema de amortiguamiento del mecanismo. Mientras que en las tablas 2.40, 2.41 y 2.42, se presentan las evaluaciones según la estabilidad que brinda a la estructura, la complejidad de la manufactura y el bloqueo del plegado de las alternativas. Por último, la tabla 2.43 presenta los resultados de la ponderación de las alternativas según cada criterio.

Tabla 2.39. Tabla de criterios ponderados del módulo 7.

| Manufactura = Amortiguación > Montaje | | | | | |
|---|--------------------|----------------------|----------------|-------------------------------|------------------|
| Criterio | Manufactura | Amortiguación | Montaje | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Manufactura | | 0,5 | 1 | 2,5 | 0,42 |
| Amortiguación | 0,5 | | 1 | 2,5 | 0,42 |
| Montaje | 0 | 0 | | 1 | 0,17 |
| Total | | | | 6 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.40. Evaluación del criterio de manufactura del módulo 7.

| Resorte helicoidal > Resorte plano | | | | |
|--|---------------------------|----------------------|-------------------------------|------------------|
| Manufactura | Resorte helicoidal | Resorte plano | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Resorte helicoidal | | 1 | 2 | 0,667 |
| Resorte plano | 0 | | 1 | 0,333 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.41. Evaluación del criterio de amortiguación del módulo 7.

| Resorte helicoidal = Resorte plano | | | | |
|---|---------------------------|----------------------|-------------------------------|------------------|
| Amortiguación | Resorte helicoidal | Resorte plano | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Resorte helicoidal | | 0,5 | 1,5 | 0,500 |
| Resorte plano | 0,5 | | 1,5 | 0,500 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.42. Evaluación del criterio de montaje del módulo 7.

| Resorte helicoidal > Resorte plano | | | | |
|--|---------------------------|----------------------|-------------------------------|------------------|
| Montaje | Resorte helicoidal | Resorte plano | $\Sigma +1$ | Ponderado |
| Resorte helicoidal | | 1 | 2 | 0,667 |
| Resorte plano | 0 | | 1 | 0,333 |
| Total | | | 3 | |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.43. Tabla de criterios ponderados del módulo 7.

| | Manufactura | Amortiguación | Montaje | Σ | Prioridad |
|--------------------|-------------|---------------|---------|----------|-----------|
| Resorte helicoidal | 0,278 | 0,208 | 0,111 | 0,486 | 1 |
| Resorte plano | 0,139 | 0,208 | 0,056 | 0,347 | 2 |

(Fuente: Propia)

2.7. Matriz morfológica

En la matriz morfológica se unen las alternativas evaluadas y mejor puntuadas de modo que se obtenga un diseño adecuado, mostrado en la figura 2.17.

| Función | Alternativas | |
|---|---|---|
| Módulo 1 | | |
| Bloquear el movimiento del mecanismo | Freno de estacionamiento de fricción desde un manillar | Freno de estacionamiento de fricción desde un pedal |
| Módulo 2 | | |
| Posicionar al usuario a una adecuada altura respecto al suelo | Barra vertical regulable mediante abrazadera y tornillo | Barra vertical regulable mediante agujeros y pasador |
| | Barra vertical regulable mediante pistón neumático | |
| Módulo 3 | | |
| Asegurar y estabilizar, adecuadamente al usuario con un sistema de sujeción | Soporte torácico y pélvico mediante arneses | Soporte torácico y pélvico mediante barras de seguridad |
| Módulo 4 | | |
| Permitir un movimiento de avance, impidiendo el retroceso | Anti retroceso mediante sistema de rueda dentada y tope | Anti retroceso mediante rodamiento anti retorno |
| Módulo 5 | | |
| Permitir seleccionar un movimiento unidireccional o multidireccional (1 o 2 grados de libertad, GDL) en ruedas delanteras | Sistema de rodamiento y pasador | Sistema de canal en rueda |
| Módulo 6 | | |
| Permitir plegar el mecanismo, reduciendo dimensiones para su transporte | Plegado tipo acordeón con seguro mediante pestaña y perilla | Plegado tipo acordeón con seguro tipo tijera |
| | Plegado tipo bisagra | |
| Módulo 7 | | |
| Permitir una marcha del usuario regulada, reduciendo el impacto de del movimiento vertical brusco | Resorte helicoidal | Resorte plano |

Figura 2.17. Matriz morfológica.

(Fuente: Propia)

2.8. Ayuda técnica para la marcha infantil

Con la selección de una alternativa de cada módulo se obtiene un diseño solución del mecanismo como ayuda técnica para la marcha infantil, mostrada en la figura 2.18.

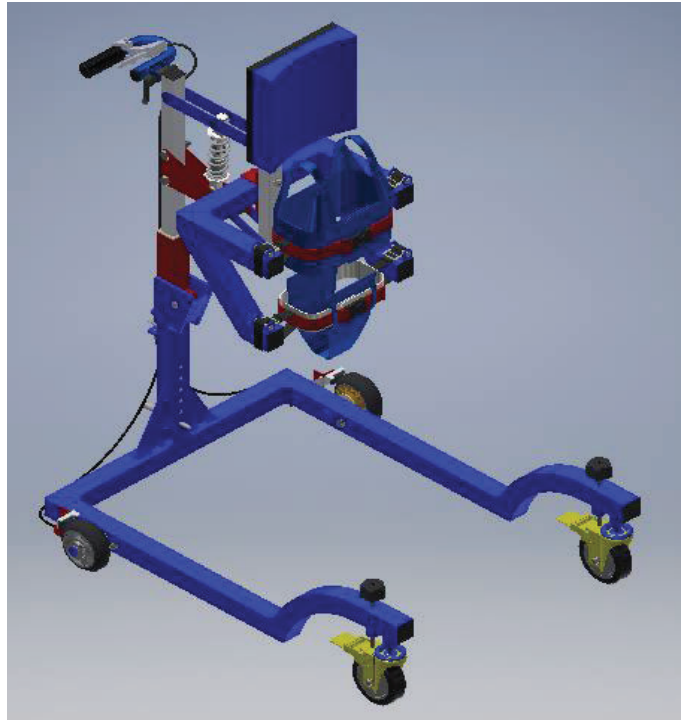


Figura 2.18. Mecanismo para ayuda técnica para la marcha, tipo andador.

(Fuente: Propia).

2.9. Dimensionamiento de elementos del mecanismo

2.9.1. Dimensionamiento del mecanismo de 4 barras

El movimiento de inclinación en el plano sagital (figura 1.6) se lo diseña mediante un mecanismo que llevará acabo la cinemática del tronco durante la marcha. En el apartado 1.4 “*La marcha humana*” se ve que existe un rango de inclinación del tronco y una diferencia de altura durante la marcha. Como recomendación de la terapeuta el valor máximo de la inclinación será de 4°.

La diferencia de altura durante el ciclo se la encuentra gráficamente usando medidas antropométricas del paciente y los ángulos en las articulaciones presentes en el análisis

de la marcha, descritos en el libro *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Las medidas se pueden apreciar gráficamente en la figura 2.19.

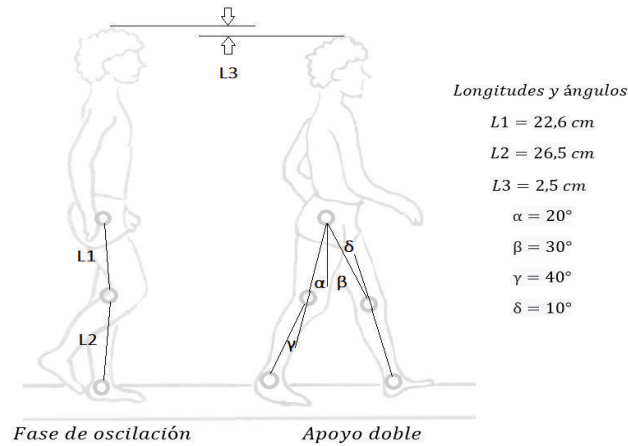


Figura 2.19. Ángulos descritos en la marcha del usuario.

(Fuente: Propia)

Mediante la técnica de síntesis manual, gráfica y dimensional se obtiene el mecanismo de 4 barras, a partir de la posición inicial y final. Además, se incorpora un resorte que facilite al paciente alcanzar la altura necesaria para la fase de oscilación, mostrado en la figura 2.20.

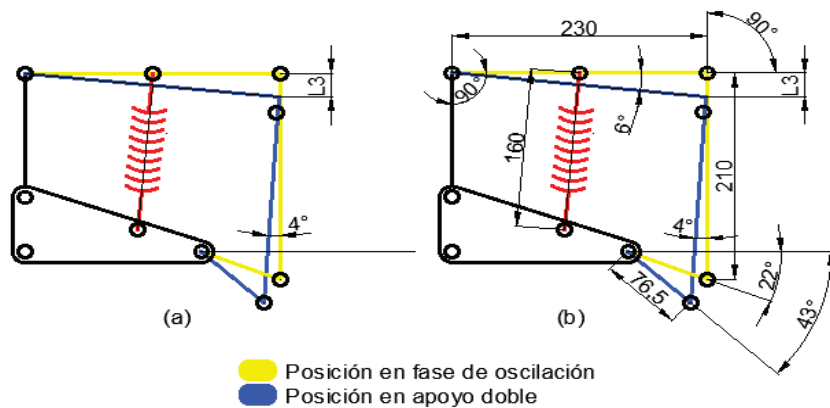


Figura 2.20. Dimensionamiento del mecanismo de 4 barras mediante geometría.

(Fuente: Propia)

Nota: Como recomendación del fisioterapeuta, el movimiento de rotación en el plano transversal se omitirá como medida de seguridad debido a que el paciente carece de control y ese grado de libertad podría generar inestabilidad.

2.9.2. Análisis estático del mecanismo en la posición de simple apoyo

Para iniciar el análisis estático del andador se estudia el sistema de sujeción, donde recae el peso del usuario.

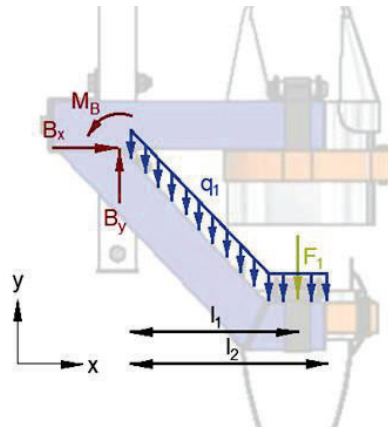


Figura 2.21. Diagrama de cuerpo libre de viga inferior de sistema de sujeción.

(Fuente: Propia)

En la tabla 2.44 se presentan los datos de entrada considerando el peso del usuario dentro de 4 años (tabla 1.4) en F_1 y el peso propio del tubo como carga distribuida q_1 según datos del fabricante, mostrados en el diagrama de cuerpo libre de la figura 2.21.

Tabla 2.44. Análisis estático del soporte inferior del sistema de sujeción.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|---|------------------|-----------------------------|
| $F_1 = 218 \text{ [N]}$ | $\Sigma F_x = 0$ | $B_x = 0$ |
| $q_1 = 6,945 \frac{\text{[N]}}{\text{[m]}}$ | $\Sigma F_y = 0$ | $B_y = 219,14 \text{ [N]}$ |
| | $\Sigma M_B = 0$ | $M_B = 30,83 \text{ [N.m]}$ |

(Fuente: Propia)

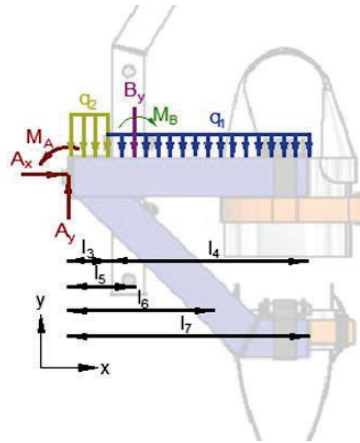


Figura 2.22. Diagrama de cuerpo libre de viga superior de sistema de sujeción.

(Fuente: Propia)

En la tabla 2.45 se resume el estudio estático del soporte superior del sistema de sujeción, donde los datos de entrada son: el peso propio del tubo como carga distribuida según fabricante, y resultados de la tabla 2.44, mostrados en el diagrama de cuerpo libre de la figura 2.22.

Tabla 2.45. Análisis estático del soporte superior del sistema de sujeción.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|------------------|----------------------------|
| $B_y = 219,14 \text{ [N]}$ | $\Sigma F_x = 0$ | $A_x = 0$ |
| $q_1 = 6,945 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}} \right]$ | $\Sigma F_y = 0$ | $A_y = 222,52 \text{ [N]}$ |
| $q_2 = 55,62 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}} \right]$ | $\Sigma M_B = 0$ | $M_A = 43,3 \text{ [N.m]}$ |
| $M_B = 30,83 \text{ [N.m]}$ | | |

(Fuente: Propia)

El tercer paso es el estudio de la reacción en los pernos de la abrazadera espaldar (figura 2.23).

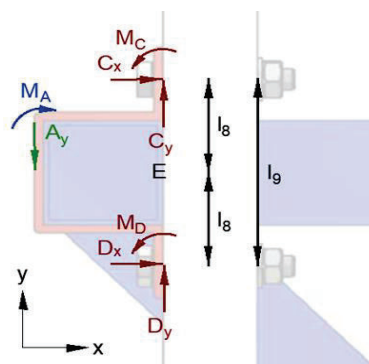


Figura 2.23. Diagrama de cuerpo libre de abrazadera.

(Fuente: Propia)

En la tabla 2.46 se encuentra el resumen del estudio para hallar las reacciones en los pernos de la abrazadera del espaldar, que se muestran en el diagrama de cuerpo libre de la figura 2.23. Los datos de entrada resultan de la tabla 2.45.

Tabla 2.46. Análisis estático de los pernos de la abrazadera del espaldar.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--------------------|---|---|
| $A_y = 222,52 [N]$ | $(1) \Sigma F_y = 0$ $(2) \delta_{CD} = \delta_{CE} + \delta_{ED} = \frac{C_y * L_8}{E * A} + \left(-\frac{D_y * L_8}{E * A} \right) = 0$ $(1) \text{ en } (2) C_y = \frac{A_y * L_8}{L_9}$ $(1) \text{ en } (2) D_y = \frac{A_y * L_8}{L_9}$ | $C_y = 111,26 [N]$ $D_y = 111,26 [N]$ |
| $M_A = 43,3 [N.m]$ | $\Sigma F_x = 0$ $\Sigma M_0 = 0$ $\delta_C = 0$ <p><i>Ec. diferencial del punto C hasta E</i></p> $EIv'' = M = C_x * x - M_c$ $EIv' = V = C_x * \frac{x^2}{2} - M_c * x + c_1$ $EIv = C_x * \frac{x^3}{6} - M_c * \frac{x^2}{2} + c_1 * x + c_2$ $v'(0) = C_x = 0 \therefore c_1 = 0$ $v(0) = 0 \therefore c_2 = 0$ $v\left(\frac{1}{2}\right) = 0$ $\Sigma M_B = 0$ $C_x = -D_x = \frac{3M_A}{2L_9}$ $M_C = -M_D = \frac{M_A}{4}$ | $C_x = 953,74 [N]$ $D_x = -953,74 [N]$ $M_C = 10,83 [Nm]$ $M_D = -10,83 [Nm]$ |

(Fuente: Propia)

Por último, se analiza el mecanismo de amortiguación en la posición inicial. Este análisis está resumido en la tabla 2.47 e ilustrado en la figura 2.24.

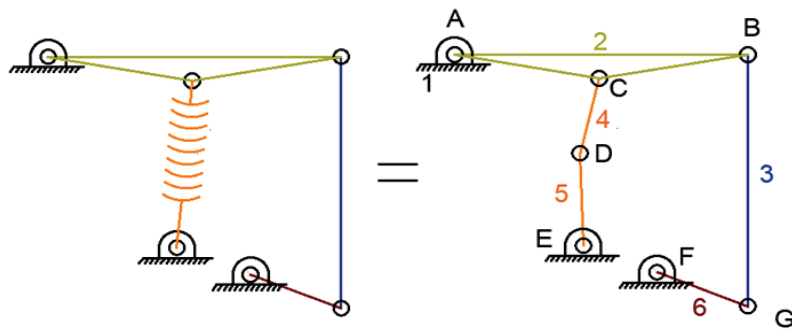


Figura 2.24. Síntesis de mecanismo de sistema de amortiguación.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.47. Síntesis del mecanismo de sistema de amortiguación.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---------------------|------------|
| $n = 6$ $P = A, B, C, D, E, F, G = 7$ | $F = 3(n - 1) - 2P$ | $F = 1$ |

(Fuente: Propia)

2.9.3. Análisis cinemático del mecanismo de amortiguación

Este análisis será realizado mediante números complejos, empezando por la posición, luego la velocidad y para finalizar la aceleración.

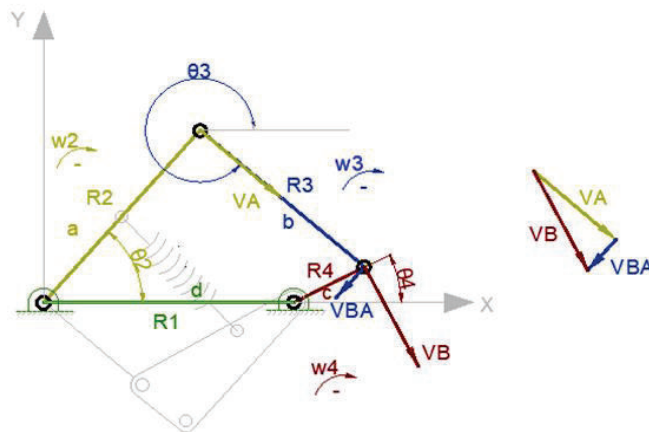


Figura 2.25. Lazo vectorial de posición de un mecanismo de cuatro barras que muestra vectores de velocidad

(Fuente: Propia)

Como se observa en la figura 2.25, se considera el punto de simple apoyo el punto más alto por lo que la velocidad es igual a cero.

Tabla 2.48. Análisis cinemático mediante números complejos de la velocidad.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---|--|
| $\theta_1 = 0^\circ$ $\theta_2 = 49^\circ$ $\theta_3 = 319^\circ$ $\theta_4 = 27^\circ$ $ \vec{R}_1 = d = 241,5 \text{ mm}$ $ \vec{R}_2 = a = 230 \text{ mm}$ $ \vec{R}_3 = b = 210 \text{ mm}$ $ \vec{R}_4 = c = 76,47 \text{ mm}$ $\omega_2 = 0$ | $\vec{R}_2 + \vec{R}_3 - \vec{R}_4 - \vec{R}_1 = 0$ <i>Ec. de posición:</i> $ae^{j\theta_2} + be^{j\theta_3} - ce^{j\theta_4} - de^{j\theta_1} = 0$ <i>Ec. de velocidad:</i> $ja\omega_2e^{j\theta_2} + jb\omega_3e^{j\theta_3} - jc\omega_4e^{j\theta_4} = 0$ $\vec{V}_A + \vec{V}_{BA} - \vec{V}_B = 0$ $\vec{V}_A = ja\omega_2e^{j\theta_2} = a\omega_2(-\text{sen}\theta_2 + j\text{cos}\theta_2)$ $\vec{V}_B = jc\omega_4e^{j\theta_4} = c\omega_4(-\text{sen}\theta_4 + j\text{cos}\theta_4)$ $\vec{V}_{BA} = jb\omega_3e^{j\theta_3} = b\omega_3(-\text{sen}\theta_3 + j\text{cos}\theta_3)$ $\omega_3 = \frac{a\omega_2\text{sen}(\theta_4 - \theta_2)}{b\text{sen}(\theta_3 - \theta_4)}$ $\omega_4 = \frac{a\omega_2\text{sen}(\theta_2 - \theta_3)}{c\text{sen}(\theta_4 - \theta_3)}$ | $\omega_3 = 0$ $\omega_4 = 0$ $\vec{V}_A = 0$ $\vec{V}_B = 0$ $\vec{V}_{BA} = 0$ |

(Fuente: Propia)

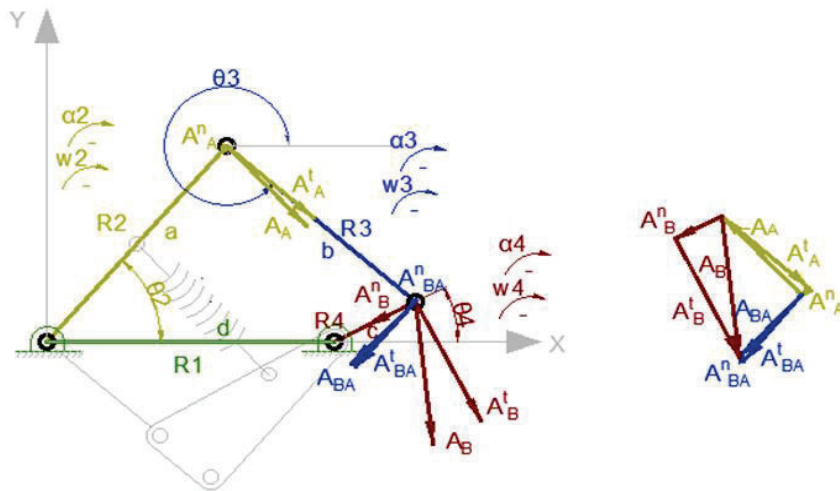


Figura 2.26. Lazo vectorial de posición de un mecanismo de cuatro barras que muestra vectores de aceleración.

(Fuente: Propia)

Para la Aceleración tangencial entre R2 y R3 se considera la aceleración de la gravedad que actúa sobre el cuerpo del usuario, en la figura 2.26 se muestran los vectores de aceleración.

$$\therefore |A^t| = 9,81 \frac{m}{s^2} = |\vec{R}_2| * \alpha_2 \quad (\text{Ec. 2.1})$$

$$\alpha_2 = -42,65 \left[\frac{rad}{s^2} \right] \quad (\text{Ec. 2.2})$$

Tabla 2.49. Análisis cinemático mediante números complejos de la aceleración.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|--|--|
| $\theta_1 = 0^\circ$ $\theta_2 = 49^\circ$ $\theta_3 = 319^\circ$ $\theta_4 = 27^\circ$ $ \vec{R}_1 = d = 241,5 \text{ [mm]}$ $ \vec{R}_2 = a = 230 \text{ [mm]}$ $ \vec{R}_3 = b = 210 \text{ [mm]}$ $ \vec{R}_4 = c = 76,47 \text{ [mm]}$ $\omega_2 = 0$ $\omega_3 = 0$ $\omega_4 = 0$ $\vec{V}_A = 0$ $\vec{V}_B = 0$ $\vec{V}_{BA} = 0$ $\alpha_2 = -42,65 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \right]$ | <p><i>Derivando y simplificando la Ec. de velocidad</i></p> $\vec{A}_A + \vec{A}_{BA} - \vec{A}_B = 0$ $\vec{A}_A = (A_A^t + A_A^n) = (a\alpha_2 j e^{j\theta_2} - a\omega_2^2 e^{j\theta_2})$ $\vec{A}_{BA} = (A_{BA}^t + A_{BA}^n) = (b\alpha_3 j e^{j\theta_3} - b\omega_3^2 e^{j\theta_3})$ $\vec{A}_B = (A_B^t + A_B^n) = (c\alpha_4 j e^{j\theta_4} - c\omega_4^2 e^{j\theta_4})$ $\vec{A}_A = a\alpha_2(-\text{sen}\theta_2 + j\text{cos}\theta_2) - a\omega_2^2(\text{cos}\theta_2 + j\text{sen}\theta_2)$ $\vec{A}_{BA} = b\alpha_3(-\text{sen}\theta_3 + j\text{cos}\theta_3) - b\omega_3^2(\text{cos}\theta_3 + j\text{sen}\theta_3)$ $\vec{A}_B = c\alpha_4(-\text{sen}\theta_4 + j\text{cos}\theta_4) - c\omega_4^2(\text{cos}\theta_4 + j\text{sen}\theta_4)$ $\alpha_3 = \frac{CD - AF}{AE - BD}$ $\alpha_4 = \frac{CE - BF}{AE - BD}$ $A = c\text{sen}\theta_4$ $B = b\text{sen}\theta_3$ $C = a\alpha_2\text{sen}\theta_2 + a\omega_2^2\text{cos}\theta_2 + b\omega_3^2\text{cos}\theta_3 - c\omega_4^2\text{cos}\theta_4$ $D = c\text{cos}\theta_4$ $E = b\text{cos}\theta_3$ $F = a\alpha_2\text{cos}\theta_2 - a\omega_2^2\text{sen}\theta_2 - b\omega_3^2\text{sen}\theta_3 - c\omega_4^2\text{sen}\theta_4$ $A_{Ax} = -a\alpha_2\text{sen}\theta_2 - a\omega_2^2\text{cos}\theta_2$ $A_{Ay} = a\alpha_2\text{cos}\theta_2 - a\omega_2^2\text{sen}\theta_2$ $A_{BAx} = -b\alpha_3\text{sen}\theta_3 - b\omega_3^2\text{cos}\theta_3$ $A_{BAy} = b\alpha_3\text{cos}\theta_3 - b\omega_3^2\text{sen}\theta_3$ $A_{Bx} = -c\alpha_4\text{sen}\theta_4 - c\omega_4^2\text{cos}\theta_4$ $A_{By} = c\alpha_4\text{cos}\theta_4 - c\omega_4^2\text{sen}\theta_4$ | $\alpha_3 = -18,87 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \right]$ $\alpha_4 = -138,36 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \right]$ $\vec{A}_A = 7,4 - j6,44 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$ $ \vec{A}_A = 9,8 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$ $\vec{A}_{BA} = -2,6 - j3 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$ $ \vec{A}_{BA} = 3,96 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$ $\vec{A}_B = 4,8 - j9,43 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$ $ \vec{A}_B = 10,58 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$ |

(Fuente: Propia)

2.9.4. Análisis estático del mecanismo en la posición de doble apoyo

La fase de doble apoyo se considera el punto más bajo del mecanismo de amortiguación, con una inclinación de 6° del balancín respecto a la horizontal, mostrado en la figura 2.20. En la figura 2.27 se muestra al sistema de sujeción en esta fase.

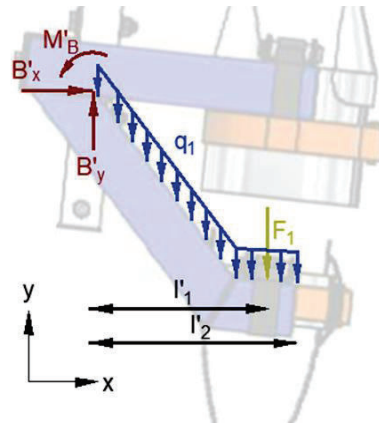


Figura 2.27. Diagrama de cuerpo libre de viga inferior de sistema de sujeción en posición de apoyo doble.

(Fuente: Propia)

El resumen de los cálculos de este análisis se muestra en la tabla 2.50. Siendo los valores de entrada el peso del usuario acorde a la tabla 2.4 dentro de 4 años y datos del material estructural del fabricante.

Tabla 2.50. Análisis del soporte inferior del sistema de amortiguación en posición de doble apoyo.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|------------------|-----------------------------|
| $F_1 = 218 \text{ [N]}$ | $\Sigma F_x = 0$ | $B_x = 0$ |
| $q_1 = 6,945 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}} \right]$ | $\Sigma F_y = 0$ | $B_y = 219,07 \text{ [N]}$ |
| | $\Sigma M_B = 0$ | $M_B = 29,05 \text{ [N.m]}$ |

(Fuente: Propia)

A continuación, se analiza el soporte superior del sistema de sujeción, cuyo diagrama de cuerpo libre se muestra en la figura 2.28. Los datos de entrada se obtienen de la tabla 2.50 y datos del fabricante. Ese análisis se muestra en la tabla 2.51.

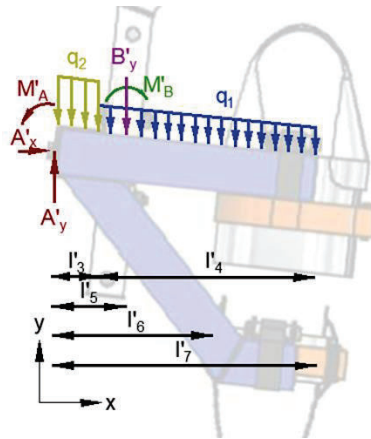


Figura 2.28. Diagrama de cuerpo libre de viga superior de sistema de sujeción en posición de apoyo doble.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.51. Análisis del soporte superior del sistema de amortiguación en posición de doble apoyo.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|------------------|-----------------------------|
| $B'_y = 219,07 \text{ [N]}$ | $\Sigma F_x = 0$ | $A_x = 0$ |
| $q_1 = 6,945 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}} \right]$ | $\Sigma F_y = 0$ | $A_y = 222,44 \text{ [N]}$ |
| $q_2 = 55,62 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}} \right]$ | $\Sigma M_B = 0$ | $M_A = 40,97 \text{ [N.m]}$ |
| $M_B = 29,05 \text{ [N.m]}$ | | |

(Fuente: Propia)

En la figura 2.29 se muestra el diagrama de cuerpo libre del soporte del espaldar del andador. En este elemento se realiza el análisis de reacciones en los pasadores que lo conectan a las barras balancín y manivela. Los cálculos están en la tabla 2.52.

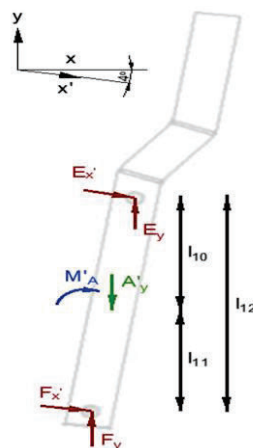


Figura 2.29. Diagrama de cuerpo libre de Soporte Espaldar.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.52. Análisis de reacciones en los agujeros de pasadores de la barra soporte vertical.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|-----------------------------|--|--|
| $A'_y = 222,52 \text{ [N]}$ | $(1) \Sigma F_y = 0$ $(2) \delta_{CD} = \delta_{EA} + \delta_{AF} = \frac{E_y * L_{10}}{E * A} + \left(-\frac{F_y * L_{11}}{E * A} \right) = 0$ $(1) \text{ en } (2) E_y = \frac{A'_y * L_{11}}{L_{12}}$ $(1) \text{ en } (2) F_y = \frac{A'_y * L_{10}}{L_{12}}$ | $E_y = 114,15 \text{ [N]}$ $F_y = 118,3 \text{ [N]}$ |
| $M_A = 43,3 \text{ [N.m]}$ | $\Sigma F_{x'} = 0$ $\Sigma M_A = 0$ | $E_{x'} = -195,1 \text{ [N]}$ $F_{x'} = 195,1 \text{ [N]}$ |
| Total | | $E_x = 194,62 \text{ [N]}$ $E_y = -127,76 \text{ [N]}$ $F_x = -194,62 \text{ [N]}$ $F_y = -94,69 \text{ [N]}$ |

(Fuente: Propia)

El siguiente elemento para analizar es la barra balancín, mostrada en la figura 2.30. En esta figura se utiliza un nuevo plano de coordenadas (i, j) en el que se proyectarán las resultantes de la tabla 2.52 (E_x y E_y). El valor de la proyección de estas dos se calcula a continuación. En la tabla 2.53 se obtiene la reacción Fr generada por el resorte sobre el balancín.

$$E'_y{}^2 = E_x{}^2 + E_y{}^2 \quad (\text{Ec. 2.3})$$

$$E'_y = 232,8 \text{ [N]} \quad (\text{Ec. 2.4})$$

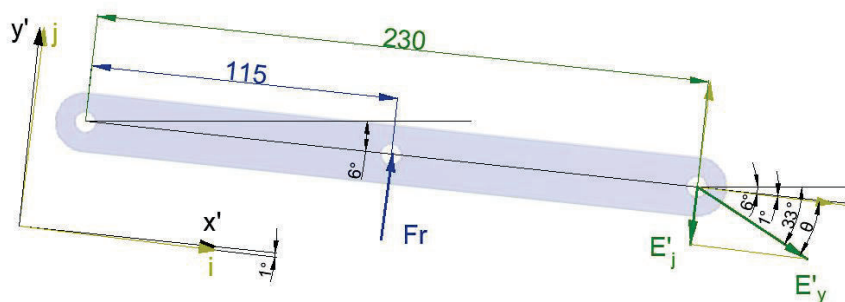


Figura 2.30. Diagrama de cuerpo libre de barra balancín en posición de doble apoyo

(Fuente: Propia)

Tabla 2.53. Análisis de la reacción del resorte en la barra balancín.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---|---------------------|
| $E'_y = 232,8 [N]$ $\theta = 26,28^\circ$ | $E'_j = E'_y * \text{sen}\theta$ | $E'_j = 103,09 [N]$ |
| $E'_j = 103,09 [N]$ | $\Sigma M_A = 0$ $Fr * 115 = E'_j * 230$ | $Fr = 206,18 [N]$ |

(Fuente: Propia)

2.9.5. Análisis dinámico del sistema de amortiguación en la posición de doble apoyo

En el presente punto se analiza dinámicamente el sistema de amortiguación para conocer las reacciones en los agujeros para pasadores. El resumen del análisis está en la tabla 2.54 y 2.55, y en la figura 2.31 se encuentran los diagramas de cuerpo libre de los componentes y las dimensiones del mecanismo del sistema de amortiguación.

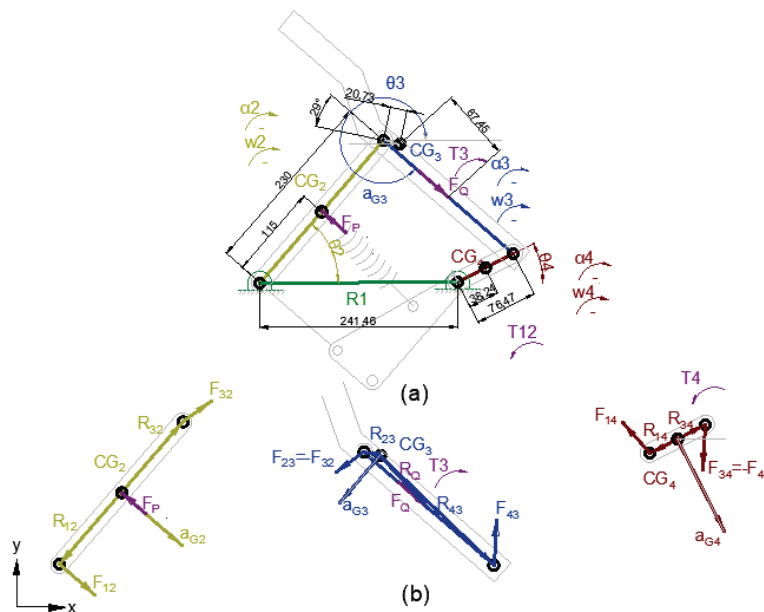


Figura 2.31. Análisis de fuerzas dinámicas (a) Mecanismo y dimensiones (b) Diagramas de cuerpo libre.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.54. Datos de entrada para el análisis dinámico de sistema de amortiguación.

| Datos de entrada | | |
|---|---|--|
| <p><i>Para CG₂</i> $l_2 = 0,23 [m]$ $m_2 = 0,283 [Kg]$ $I_{ZZ2} = 1,48 * 10^{-3} [Kgm^2]$ $CG_2 a 0,115 [m] @$ 0° en la línea de centros $\theta_2 = 49^\circ$ $\omega_2 = 0$ $\alpha_2 = -42,65 \left[\frac{rad}{s^2} \right]$ $a_{G2} = 9,8 \left[\frac{m}{s^2} \right] @ 318,97^\circ$ $F_P = 206,18 [N] @ 134^\circ$ en P a 0 mm @ 0° de su CG</p> | <p><i>Para CG₃</i> $l_3 = 0,21 [m]$ $m_2 = 0,52 [Kg]$ $I_{ZZ2} = 7,6 * 10^{-3} [Kgm^2]$ $CG_3 a 0,0207 m @ 29^\circ$ fuera de la línea de centros $\theta_3 = 319^\circ$ $\omega_3 = 0$ $\alpha_3 = -18,87 \left[\frac{rad}{s^2} \right]$ $a_{G2} = 3,96 \left[\frac{m}{s^2} \right] @ 229,09^\circ$ $F_Q = 550,92 N @ 319^\circ$ en Q a 87,43 mm @ 312° de su CG $T_3 = -43,3 [N.m]$</p> | <p><i>Para CG₄</i> $l_4 = 0,076 [m]$ $m_2 = 0,09 [Kg]$ $I_{ZZ2} = 7,35 * 10^{-5} Kgm^2$ $CG_2 a 0,038 [m] @$ 0° en la línea de centros $\theta_4 = 27^\circ$ $\omega_4 = 0$ $\alpha_4 = -138,36 \left[\frac{rad}{s^2} \right]$ $a_{G4} = 10,58 \left[\frac{m}{s^2} \right] @ 296,98^\circ$</p> |

(Fuente: Propia)

Tabla 2.55. Análisis dinámico de sistema de amortiguación.

| Ecuaciones | Resultados |
|--|--|
| $F_{12x} + F_{32x} = m_2 a_{G2x} - F_{Px}$ $F_{12y} + F_{32y} = m_2 a_{G2y} - F_{Py}$ $R_{12x}F_{12y} - R_{12y}F_{12x} + R_{32x}F_{32y} - R_{32y}F_{32x} + R_{Px}F_{Py}$ $F_{43x} - F_{32x} = m_3 a_{G3x} - F_{Qx}$ $F_{43y} - F_{32y} = m_3 a_{G3y} - F_{Qy}$ $R_{43x}F_{43y} - R_{43y}F_{43x} - R_{23x}F_{32y} + R_{23y}F_{32x} + R_{Qx}F_{Qy}$ $F_{14x} - F_{43x} = m_4 a_{G4x}$ $F_{14y} - F_{43y} = m_4 a_{G4y}$ $R_{14x}F_{14y} - R_{14y}F_{14x} - R_{34x}F_{43y} + R_{34y}F_{43x} + T_4 = I_4 \alpha_4$ | $F_{12} = 294,37 [N] @249,64^\circ$ $F_{32} = 277,34 [N] @26,98^\circ$ $F_{43} = 475,87 [N] @106,53^\circ$ $F_{14} = 474,93 [N] @106,51^\circ$ $T_4 = 35,58 [N.m]$ |

(Fuente: Propia)

2.9.6. Diseño del resorte del sistema de amortiguación

En la figura 2.32 se muestra una representación del resorte del sistema de amortiguación. Los cálculos para obtener sus características dimensionales se presentan en la tabla 2.56, eligiendo de ante mano un resorte de material ASTM A 229 por su resistencia y disponibilidad en el mercado. Otros valores de entrada son tomados de resultados de la tabla 2.53, la figura 2.27 y condiciones físicas del soporte del resorte (diámetro del eje y longitud entre sus bases. El análisis se basa en el criterio de Goodman y se juega con el valor del diámetro del alambre.

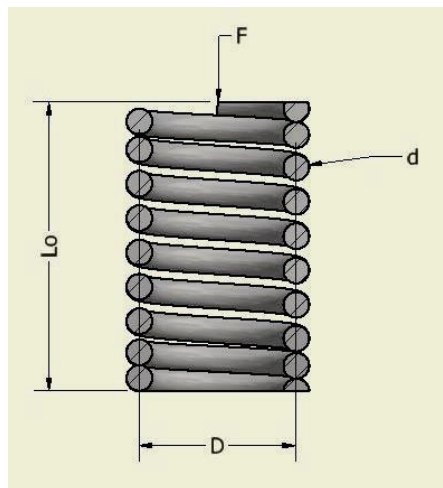


Figura 2.32. Resorte.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.56. Cálculos para el diseño del resorte del sistema de amortiguación.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|--|---|
| Material ASTM A229 $A = 2011$ [MPa.mm^m] $m = 0,187$ [M] $G = 77,2$ [GPa] $Y = 76930$ [$\frac{N}{m^3}$] Extremos a escuadra y esmerilados $\xi = 0,15$ $F_{max} = 206,18$ [N] $F_{min} = 51,55$ [N] $y_{max} = 0,016$ [m] $y_{min} = 0,004$ [m] $d = 0,005$ [m] $D = 0,033$ [m] Sin martillar $S_{sa} = 241$ [MPa] $S_{sm} = 379$ [MPa] | $F_a = \frac{F_{max} - F_{min}}{2}$ $F_m = \frac{F_{max} + F_{min}}{2}$ $k = \frac{F_{max}}{y_{max}}$ $S_{ut} = \frac{A}{d^m}$ $S_{su} = 0,67 * S_{ut}$ $S_{sy} = 0,45 * S_{ut}$ $C = \frac{D}{d}$ $F_s = (1 + \xi) * F_{max}$ $N_a = \frac{d^4 * G}{8 * D^3 k}$ $N_t = N_a + 2$ $L_s = d * N_t$ $L_o = L_s + \frac{F_s}{k}$ $K_B = \frac{4C + 2}{4C - 3}$ $W = \frac{\pi^2 d^2 D N_a Y}{4}$ $f_n = 0,5 * \sqrt{\frac{9,81k}{W}}$ $\tau_a = K_B \frac{8F_a D}{\pi d^3}$ $\tau_m = \tau_a \frac{F_m}{F_a}$ $\tau_s = \tau_a \frac{F_s}{F_a}$ $r = \frac{F_m}{F_a}$ $S_{se} = \frac{S_{sa}}{1 - \frac{S_{sm}}{S_{su}}}$ $S_{sa Goodman} = \frac{r S_{se} S_{su}}{r S_{su} + S_{se}}$ $n_f = \frac{S_{sa}}{\tau_a}$ $n_s = \frac{S_{sy}}{\tau_s}$ | $F_a = 77,32$ [N] $F_m = 128,86$ [N] $k = 12886,25$ [$\frac{N}{m}$] $S_{ut} = 1636,37$ [MPa] $S_{su} = 1096,37$ [MPa] $S_{sy} = 736,37$ [MPa] $C = 6,6$ $F_s = 237,11$ [N] $N_a = 13,03$ vueltas $N_t = 15,03$ vueltas $L_s = 0,075$ [m] $L_o = 0,093$ [m] $K_B = 1,21$ $W = 2,04$ [N] $f_n = 124$ [Hz] $\tau_a = 63,08$ [MPa] $\tau_m = 105,14$ [MPa] $\tau_s = 193,46$ [MPa] $r = 0,6$ $S_{se} = 368,33$ [MPa] $S_{sa G} = 236,11$ [MPa] $n_f = 3,74$ $n_s = 3,8$ |

(Fuente: Propia)

2.9.7. Análisis de volcamiento del andador

Se requiere analizar estáticamente el andador, para hallar sus reacciones normales en las ruedas delanteras y traseras

En la figura 2.33 se muestran las distancias necesarias para un análisis de cuerpo libre del andador junto con las reacciones y fuerza externa actuante cuando el usuario, con un peso de 21 kg, lo usa. En la tabla 2.57 se indica un resumen de los cálculos necesarios.

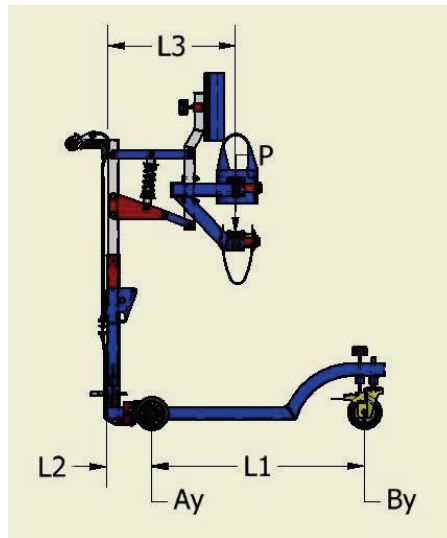


Figura 2.33. Diagrama de cuerpo libre del andador en plano

(Fuente: Propia)

Tabla 2.57. Análisis de cuerpo libre del andador.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---|---|
| $P_{\text{usuario}} = 218 \text{ [N]}$ $P_{\text{andador}} = 118 \text{ [N]}$ $L_1 = 667,8 \text{ [mm]}$ $L_2 = 138 \text{ [mm]}$ $L_3 = 395,413 \text{ [mm]}$ | $\Sigma F_y = 0$ $P_{\text{usuario}} + P_{\text{andador}} = 2B_y + 2A_y$ $\Sigma M_A = 0$ $2B_y L_1 = P_{\text{usuario}} (L_3 - L_2) + P_{\text{andador}} (X - L_2)$ | $B_y = 52,92 \text{ [N]}$ $A_y = 115,08 \text{ [N]}$ |

(Fuente: propia)

Para el estudio del volcamiento se requieren 3 fuerzas principales:

- Peso del andador que actúa sobre su centro de gravedad (P)
- Una fuerza de empuje realizada por el usuario sobre un soporte lateral y frontal de la pechera (F)

- Y una fuerza de rozamiento dependiente de la fuerza normal y el coeficiente de resistencia al desplazamiento ($R = f \times N$)

El análisis se realiza en 3 planos. Sin embargo, solo se producirá un volcamiento en el plano sagital o en el frontal (figura 1.16), ya que en el transversal el andador solo girará.

Para que se produzca el vuelco del andador se concluye que el momento de las fuerzas desestabilizadoras (fuerza generada por el usuario hacia un costado del andador) deberá ser mayor al de las fuerzas estabilizadoras (fuerza de rozamiento de las llantas).

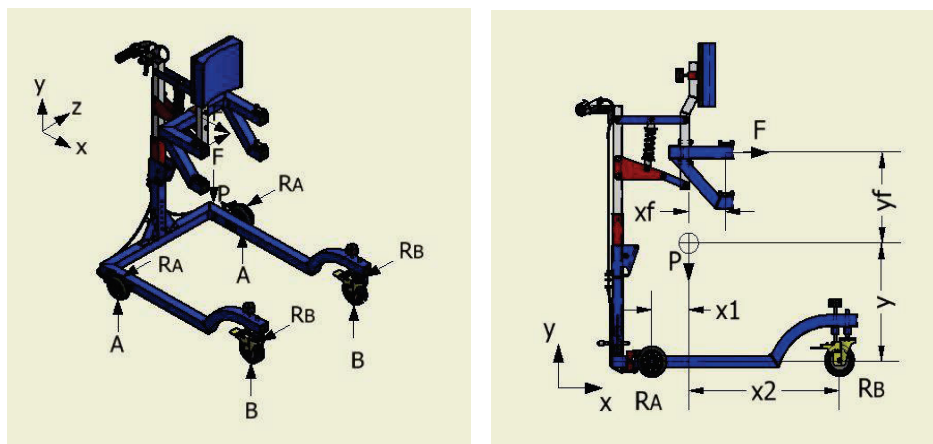


Figura 2.34. a) Diagrama del cuerpo libre del andador en perspectiva b) Distancias de fuerzas respecto al centro de gravedad del andador

(Fuente: Propia)

En la figura 2.34 se indican las dimensiones del andador en perspectiva para realizar el análisis de volcamiento. En la tabla 2.58 se indican los cálculos realizados para hallar las fuerzas necesarias que vuelquen el andador.

Tabla 2.58. Análisis de volcamiento en plano sagital y frontal del andador.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---|--|
| $A_y = 73,63 [N]$ $B_y = 35,37 [N]$ $P_{usuario} = 218 [N]$ $X_1 = 123,455 [mm]$ $X_2 = 544,345 [mm]$ $Y = 412,101 [mm]$ $Y_f = 385,99 [mm]$ Coef. rugosidad cauch $f = 0,7$ Centro de gravedad $x = 261,455 [mm]$ $y = 0,228 [mm]$ $z = 431,151 [mm]$ | $\Sigma M_{GZ} = 0$ $P_{usuario}(L_3 - L_2 - X_1) - 2A_y(X_1) + 2B_y(X_2) = 0$ $\Sigma M_{GX} = 0$ $-2R_A(Y) - 2R_B(Y) - F(Y_f) = 0$ $R_A = f \times A_y$ $R_B = f \times B_y$ | <i>En el plano sagital</i> $F = 99,81 [N]$ $(Y) - 2R_B(Y) = 0$ <i>En el plano frontal</i> $F = 251,11 [N]$ |

(Fuente: Propia)

2.9.8. Dimensionamiento de pasadores

En este caso se analiza el pasador que soporta mayor fuerza a cortante. El pasador seleccionado es aquel que une la manivela con el soporte del espaldar, representado en la figura 2.35. En este caso se emplea la teoría de falla por ECM (Esfuerzo Cortante Máximo) por ser naturalmente conservativa, muy simple y especialmente aplicable en materiales dúctiles, además de que el valor de resistencia a fluencia en los materiales es $S_{yc} = S_{yt} = S_y$.

Los cálculos necesarios se presentan en la tabla 2.59. Donde los datos de entrada serán las fuerzas que actúan en este punto, de acuerdo con la tabla 2.55, el tipo de material y un factor de seguridad. Las fuerzas que actúan sobre el pasador se muestran la figura 2.35.

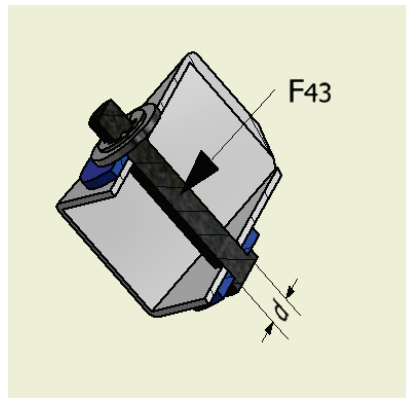


Figura 2.35. Fuerzas actuantes en pasador entre manivela y soporte espaldar.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.59. Dimensionamiento de pasadores.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|---|--|----------------|
| $F_{43} = 475,87 [N]$ $n = 2$ Acero ASTM A36 $S_y = 250 [MPa]$ | $\tau_{max} \leq \tau_{adm}$ $\tau_{adm} = \frac{S_y}{2\eta}$ para sección rectangular $\tau_{max} = \frac{4F_{43}}{3A}$ $A = \frac{\pi}{4} d^2$ Entonces | $d = 3,6 [mm]$ |

| | | |
|--|---|--|
| | $d = \sqrt{\frac{16 F_{43} 2\eta}{3\pi S_y}}$ | |
|--|---|--|

(Fuente: Propia)

Como se escogió un valor de espesor $d = 8 [mm]$, el factor de seguridad η resulta:

$$\eta = \frac{S_y 3\pi d^2}{32F} \quad (\text{Ec. 2.5})$$

$$\eta = \frac{250 \times 3 \times \pi \times 8^2}{32 \times 475,87} = 9,9 \quad (\text{Ec. 2.6})$$

2.9.9. Dimensionamiento de orejas del sistema de sujeción

Al igual que en los pasadores, las orejas son analizadas tomando en cuenta la teoría de falla por EMC. En la figura 2.36 se muestra la distribución de fuerzas que soportarán las orejas en el arnés pélvico, ya que es quien soporta más peso. Y un resumen del cálculo se muestra en la tabla 2.60.

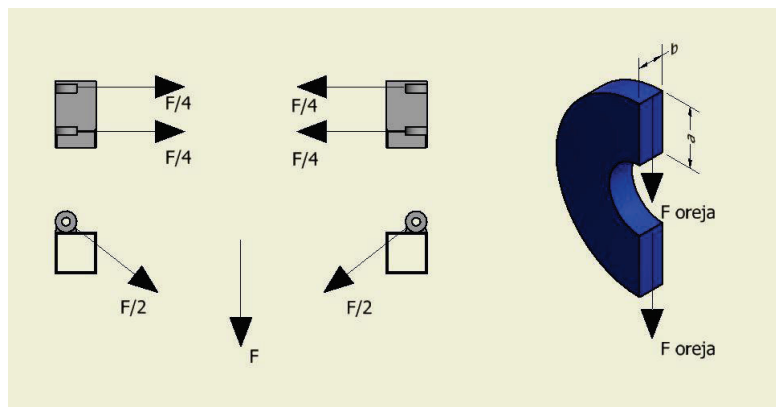


Figura 2.36. Fuerzas actuantes sobre las orejas de sujeción.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.60. Dimensionamiento de orejas de sujeción.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|---|--|--|
| $F = 218 [N]$ $n = 2$ $a = 6 [mm]$ Acero ASTM A36 $S_y = 250 [MPa]$ | $F_{oreja} = \frac{F}{4}$ $\tau_{max} \leq \tau_{adm}$ $\tau_{adm} = \frac{S_y}{2\eta}$ para sección rectangular | $F_{oreja} = 54,5 [N]$ $b = 0,216 [mm]$ |

| | | |
|--|---|--|
| | $\tau_{max} = \frac{3F}{2A}$ $A = a b$ <p>Entonces</p> $b = \frac{3 \eta F}{a S_y}$ | |
|--|---|--|

(Fuente: Propia)

Como se escogió un valor de espesor de 3 mm para las platinas, el factor de seguridad η resulta:

$$\eta = \frac{ab S_y}{3F} \quad (\text{Ec. 2.7})$$

$$\eta = \frac{3 \times 8 \times 250}{3 \times 54,5} = 36,7 \quad (\text{Ec. 2.8})$$

2.9.10. Análisis de torsión de la barra transversal de la estructura base

La torsión será estudiada en el elemento que soporta más este efecto: la barra transversal de la estructura base que soporta al tubo extensor de altura y resto del mecanismo de sujeción y amortiguación. En la tabla 2.61 se resumen los cálculos necesarios para hallar el ángulo de torsión ejercido y el esfuerzo cortante máximo asociado. En la figura 2.37 se presenta una gráfica de las fuerzas actuantes en este elemento. Los datos de entrada a tomar en cuenta son las dimensiones del elemento, mostradas en la figura 2.38 y las fuerzas que realizan un momento. La longitud del elemento sujeto a torsión es de 500 [mm].

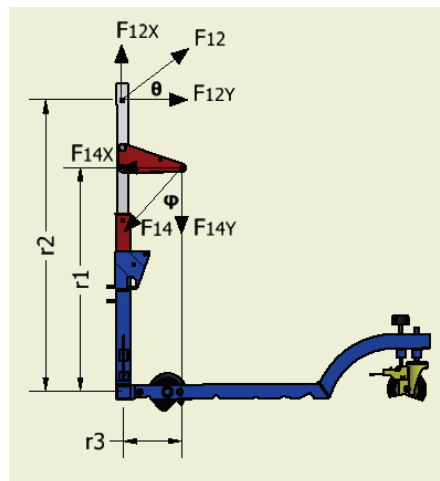


Figura 2.37. Fuerzas actuantes generadoras de torque en barra transversal de estructura base.

(Fuente: Propia)

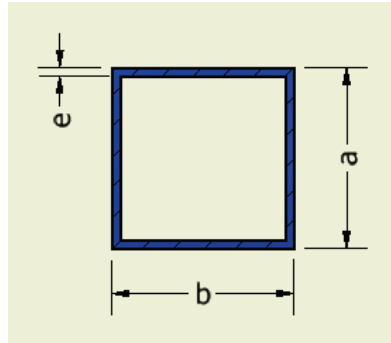


Figura 2.38. Dimensiones de tubo a torsión.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.61. Análisis de torsión de elemento de base estructural.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---|---|
| $e = 1,8 [mm]$ perfil cuadrado $a = b = 38,1 [mm]$ Aluminio 6063 $G = 26,2 [GPa]$ $r_1 = 598 [mm]$ $r_2 = 779 [mm]$ $r_3 = 156 [mm]$ $\theta = 21^\circ$ $\varphi = 32^\circ$ $l = 500 [mm]$ $F_{12} = 294,37 [N]$ $F_{14} = 474,93 [N]$ | $T_1 = F_{12} \cos(21) \times r_2$ $T_2 = F_{14} \cos(32) \times r_3$ $T_3 = F_{14} \sin(32) \times r_1$ $T_{max} = T_1 + T_2 - T_3$ $A_m = (a - e)(b - e)$ $L_m = 2[(a - e) + (b - e)]$ $\tau_{max} = \frac{T_{max}}{2A_m e}$ $\theta_1 = \frac{T L_m}{4 G e A_m^2} * l$ $n = \frac{S_y}{2\tau_{max}}$ | $T_1 = 214083,28 [N \cdot mm]$ $T_2 = 62831,1 [N \cdot mm]$ $T_3 = 150501,38 [N \cdot mm]$ $T_{max} = 126413 [N \cdot mm]$ $A_m = 1317,69 [mm^2]$ $L_m = 145,2 [mm]$ $\tau_{max} = 47,97 [MPa]$ $\theta_1 = 0,028 [rad]$ $\theta_1 = 1,605^\circ$ $n = 1,51$ |

(Fuente: Propia)

2.9.11. Análisis de flexión de la estructura base

En el análisis de flexión se escoge al elemento soporte del tubo extensor de altura ya que es quien soporta mayor cantidad de fuerza. Se estudia este comportamiento mediante la ecuación de la elástica y las diferentes diferenciales de carga, corte, momento y deflexión. En la tabla 2.62 se presenta un resumen de los cálculos realizados para hallar el esfuerzo máximo de flexión y la deflexión máxima. Los datos de entrada son características dimensionales del elemento, mostrados en la figura 2.40, así como

también esfuerzos a los que está sometido y condiciones de borde para conocer el valor de las diferentes constantes C. En la figura 2.39 se representan las reacciones a las que está sometido el elemento.

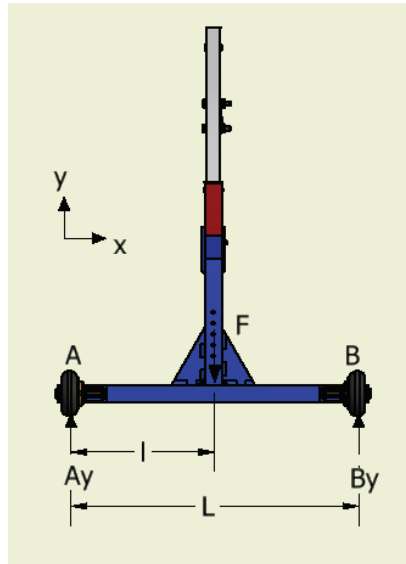


Figura 2.39. Fuerzas actuantes sobre tubo transversal de estructura base.

(Fuente: Propia)

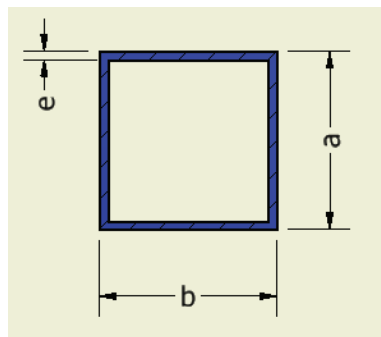


Figura 2.40. Dimensiones del tubo transversal de estructura base.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.62. Análisis de la flexión de estructura base.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|--|---|
| <p>$F_{14} = 474,93 [N] @ 238^\circ$ $L = 500 [mm]$ <i>perfil cuadrado</i> $a = b = 38,1 [mm]$ $e = 1,8 [mm]$ $l = 250 [mm]$ $A_y = 201,38 [N]$ $c = 19,05 [mm]$</p> <p><i>Cond. de borde:</i> $V_A = V_0 = 0$ $M_A = M_0 = 0$</p> <p><i>Cond. en $y = 0$:</i> $x = 0; x = L$</p> | <p>$F = F_{14y}$ $\sum M_B = 0$ $\sum F_y = 0$ $I = \frac{1}{12} (a^4 - (a - e)^4)$ $M_{max} = A_y * l$ $\sigma = \pm \frac{M c}{I}$ $q = -A_y(x - 0)^{-1} + F(x - a)^{-1} - B_y(x - L)^{-1}$ $v = -A_y(x - 0)^0 + F(x - a)^0 - B_y(x - L)^0 + C_1$ $M = -A_y(x - 0)^1 + F(x - a)^1 - B_y(x - L)^1 + C_1x + C_2$ $\theta = \frac{1}{EI} \left[-\frac{A_y}{2} (x - 0)^2 + \frac{F}{2} (x - a)^2 - \frac{B_y}{2} (x - L)^2 + \frac{C_1}{2} x^2 + C_2x + C_3 \right]$ $y = \frac{1}{EI} \left[-\frac{A_y}{6} (x - 0)^3 + \frac{F}{6} (x - a)^3 - \frac{B_y}{6} (x - L)^3 + \frac{C_1}{6} x^3 + \frac{C_2}{2} x^2 + C_3x + C_4 \right]$</p> | <p>$F = 402,76 [N]$ $A_y = 201,38 [N]$ $B_y = 201,38 [N]$ $I = 57539,71 [mm^4]$ $M_{max} = 50345 [N \cdot mm]$ $\sigma = 16,67 [MPa]$ $C_1 = 0$ $C_2 = 0$ $C_4 = 0$ $C_3 = 6293125$ $y = 0,385 [mm]$</p> |

(Fuente: Propia)

2.9.12. Diseño de soldadura de la oreja y sistema de sujeción

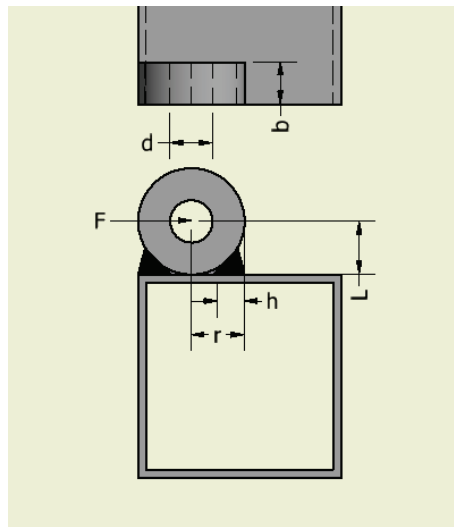


Figura 2.41. Diagrama de fuerzas y dimensiones en soldadura de oreja y sistema de sujeción.

(Fuente: Propia)

El diseño de soldadura se centra en la zona donde se sujetará directamente el usuario al andador, es decir, el sistema de sujeción. El primer elemento de soporte del usuario son las orejas, soldadas al tubo de aluminio como se ve en la figura 2.41. Los correspondientes cálculos se muestran resumidos en la tabla 2.63, considerando las características mecánicas del material base, el de aporte, dimensiones de la oreja y la fuerza que está soportará debido al usuario.

Tabla 2.63. Diseño de soldadura de orejas al sistema de sujeción

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|---|---|---|
| <p>$F = 109 \text{ N}$ $h = 7 \text{ [mm]}$ $L = r = 10 \text{ [mm]}$ $b = 8 \text{ [mm]}$ $d = 12 \text{ [mm]}$ Aluminio 6063 T5 $S_{ut} = 185 \text{ [MPa]}$ $S_y = 145 \text{ [MPa]}$ Varilla de aporte 4043 $S_{ut} = 170 \text{ [MPa]}$ $S_y = 165 \text{ [MPa]}$</p> | <p>$\tau' = \frac{F}{A} = \frac{F}{1,414 * h \cos 45^\circ * d}$ $I_U = \frac{b * d^2}{2}$ $\tau'' = \frac{Mr}{I} = \frac{F * r * L}{0,707 * h \cos 45^\circ * I_U}$ $\tau = \sqrt{(\tau')^2 + (\tau'')^2}$ Resistencia mínima y criterio de energía de distorsión $n_{m.aporte} = \frac{S_{sy}}{\tau} = \frac{0,577 * S_{y4043}}{\tau}$ $\sigma = \frac{Mc}{I} = \frac{M * 6}{b * d^2}$ $n_{m.base} = \frac{S_{y6063}}{\sigma}$</p> | <p>$\tau' = 1,285 \text{ [MPa]}$ $\tau'' = 5,353 \text{ [MPa]}$ $\tau = 5,51 \text{ [MPa]}$ $n_{m.aporte} = 17,27$ $\sigma = 5,677 \text{ [MPa]}$ $n_{m.base} = 25,54$</p> |

(Fuente: Propia)

En las figuras 2.42 y 2.43 se indican las soldaduras del sistema de sujeción en dos puntos distintos, donde se ejerce una mayor fuerza transmitida por el usuario desde los arneses. En las figuras se indican las dimensiones del punto crítico de soldadura, la sección transversal del tubo y el esfuerzo ejercido en el punto analizado. Así mismo, en las tablas 2.64 y 2.65 se encuentran los cálculos resumidos de los puntos críticos, para esto se necesita de los datos que se muestran en las figuras 2.42 y 2.43 respectivamente y de características mecánicas del tubo.

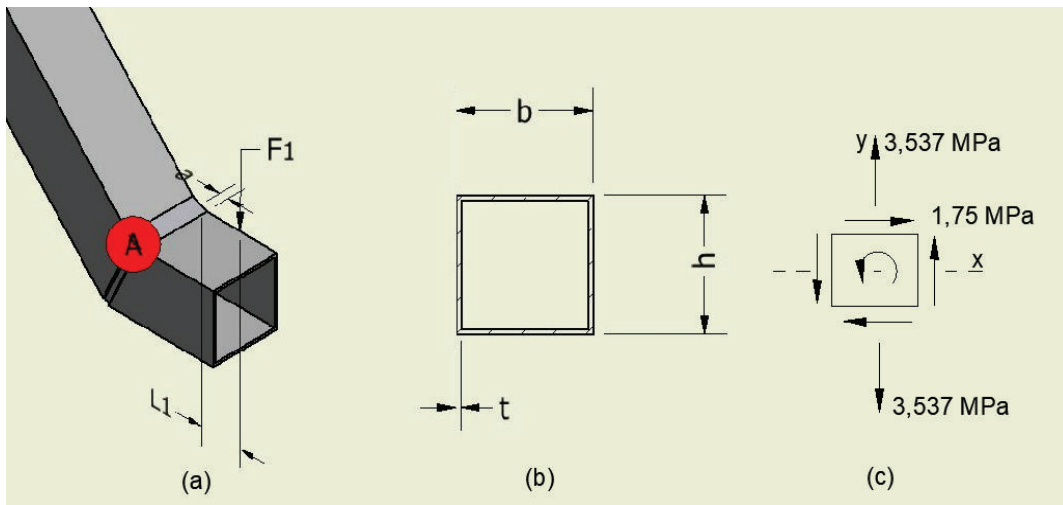


Figura 2.42. (a) Punto crítico en soldadura (b) Sección transversal del tubo y dimensiones (c) Elemento de esfuerzos en el punto A.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.64. Diseño de soldadura en sistema de sujeción, en el punto A.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|---|---|--|
| $F_1 = 218 \text{ N}$ $L_1 = 24,5 \text{ [mm]}$ $h = b = 38,1 \text{ [mm]}$ $t = 1,8 \text{ [mm]}$ $a = 7 \text{ [mm]}$ Aluminio 6063 T5 $S_{ut} = 185 \text{ [MPa]}$ $S_y = 145 \text{ [MPa]}$ Varilla de aporte 4043 $S_{ut} = 170 \text{ [MPa]}$ $S_y = 165 \text{ [MPa]}$ | $V = F_1$ $M = F_1 * L_1$ $T = F_1 * b$ $I = \frac{b^4}{12} - \frac{(b - 2t)^4}{12}$ $A_m = (b - t) * (h - t)$ $\tau = \frac{T}{2 * t * A_m}$ $\sigma = \frac{M * b}{I}$ $x(\sigma_{xx}, -\tau_{xy})$ $y(\sigma_{yy}, \tau_{xy})$ $\tau_{max} = \sqrt{\frac{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2}{2} + \tau_{xy}^2}$ $\sigma_{prom} = \frac{\sigma_{xx} + \sigma_{yy}}{2}$ $\sigma_{max} = \sigma_{prom} + \tau_{max}$ $n_{m.aporte} = \frac{S_{sy}}{\tau_{max}} = \frac{0,577 * S_{y4043}}{\tau_{max}}$ $g = 0,707 * a$ $n_{m.base} = \frac{S_{y6063}}{\sigma_{max}}$ | $V = 218 \text{ [N]}$ $M = 5,341 \text{ [N.m]}$ $T = 8,306 \text{ [N.m]}$ $I = 5,745 * 10^{-8} \text{ [m}^4\text{]}$ $A_m = 4,74 * 10^{-6} \text{ [m}^4\text{]}$ $\tau = 1,75 \text{ [MPa]}$ $\sigma = 3,537 \text{ [MPa]}$ $\sigma_{xx} = 0$ $\sigma_{yy} = 3,537 \text{ [MPa]}$ $\tau_{xy} = -1,75 \text{ [MPa]}$ $\tau_{max} = 3,052 \text{ [MPa]}$ $\sigma_{prom} = 1,769 \text{ [MPa]}$ $\sigma_{max} = 4,8205 \text{ [MPa]}$ $n_{m.aporte} = 31,2$ $g = 4,94 \text{ [mm]}$ $n_{m.base} = 30,07$ |

(Fuente: Propia)

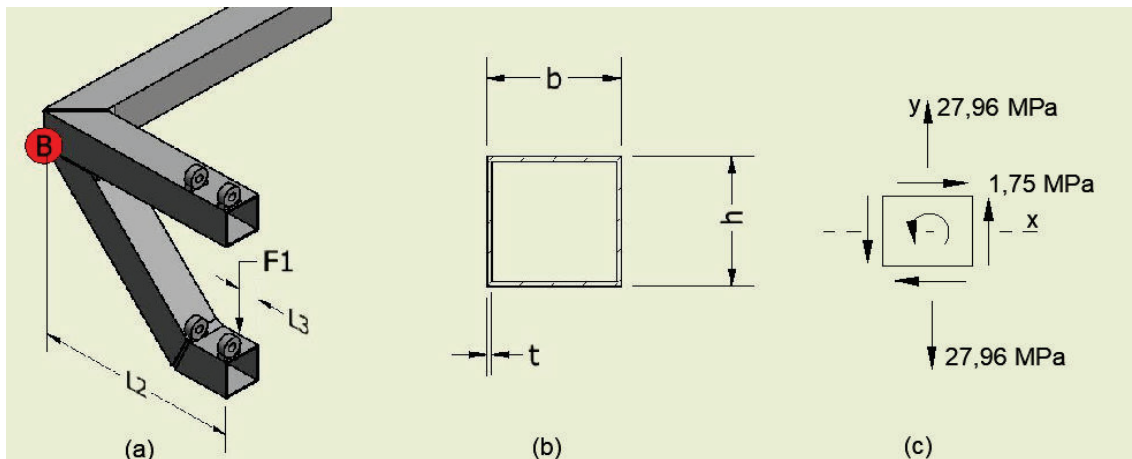


Figura 2.43. (a) Punto crítico en soldadura (b) Sección transversal del tubo y dimensiones (c) Elemento de esfuerzos en el punto B.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.65. Diseño de soldadura en sistema de sujeción, en el punto B.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---|---|
| $F_1 = 218 \text{ N}$ $L_2 = 214,23 \text{ [mm]}$ $L_3 = 20,5 \text{ [mm]}$ $h = b = 38,1 \text{ [mm]}$ $t = 1,8 \text{ [mm]}$ $a = 7 \text{ [mm]}$ Aluminio 6063 T5 $S_{ut} = 185 \text{ [MPa]}$ $S_y = 145 \text{ [MPa]}$ Varilla de aporte 4043 $S_{ut} = 170 \text{ [MPa]}$ $S_y = 165 \text{ [MPa]}$ | $V = F_1$ $M = F_1 * (L_2 - L_3)$ $T = F_1 * b$ $I = \frac{b^4}{12} - \frac{(b - 2t)^4}{12}$ $A_m = (b - t) * (h - t)$ $\tau = \frac{T}{2 * t * A_m}$ $\sigma = \frac{M * b}{I}$ $x(\sigma_{xx}, -\tau_{xy})$ $y(\sigma_{yy}, \tau_{xy})$ $\tau_{max} = \sqrt{\frac{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2}{2} + \tau_{xy}^2}$ $\sigma_{prom} = \frac{\sigma_{xx} + \sigma_{yy}}{2}$ $\sigma_{max} = \sigma_{prom} + \tau_{max}$ $n_{m.aporte} = \frac{S_{sy}}{\tau_{max}} = \frac{0,577 * S_{y4043}}{\tau_{max}}$ $g = 0,707 * a$ $n_{m.base} = \frac{S_{y6063}}{\sigma_{max}}$ | $V = 218 \text{ [N]}$ $M = 42,233 \text{ [N.m]}$ $T = 8,306 \text{ [N.m]}$ $I = 5,745 * 10^{-8} \text{ [m}^4\text{]}$ $A_m = 4,74 * 10^{-6} \text{ [m}^4\text{]}$ $\tau = 1,75 \text{ [MPa]}$ $\sigma = 27,96 \text{ [MPa]}$ $\sigma_{xx} = 0$ $\sigma_{yy} = 27,96 \text{ [MPa]}$ $\tau_{xy} = -1,75 \text{ [MPa]}$ $\tau_{max} = 19,85 \text{ [MPa]}$ $\sigma_{prom} = 13,98 \text{ [MPa]}$ $\sigma_{max} = 33,83 \text{ [MPa]}$ $n_{m.aporte} = 4,79$ $g = 4,94 \text{ [mm]}$ $n_{m.base} = 4,28$ |

(Fuente: Propia)

2.9.13. Diseño de soldadura en estructura base

El cálculo de la soldadura en la estructura base se realiza en la carcasa inferior, que cumple la función de soporte de toda la estructura superior y selección de una mayor altura. En la figura 2.44 se observan las dimensiones y fuerzas que actúan sobre la estructura base, además del punto crítico C de soldadura a analizar (punto rojo). Mientras que en la figura 2.45 se indican las dimensiones (a) y los esfuerzos sobre el elemento en el punto C (b). En la tabla 2.66 se muestran los cálculos necesarios para hallar el factor de seguridad asociado a las condiciones de soldadura.

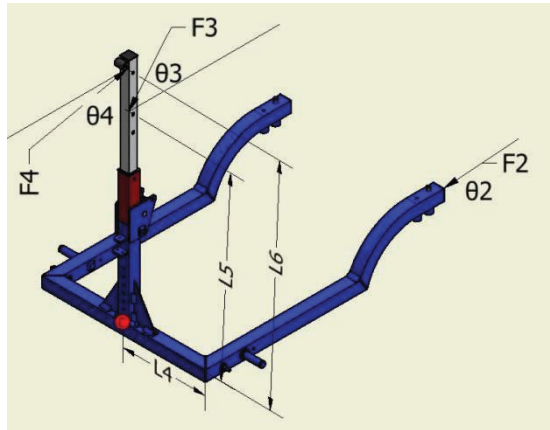


Figura 2.44. Punto crítico en soldadura.

(Fuente: Propia)

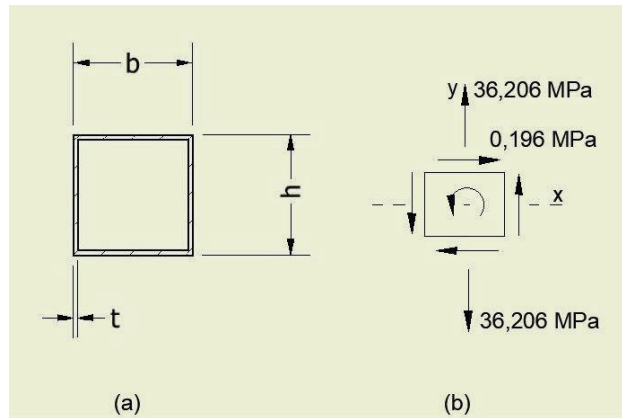


Figura 2.45. (a) Vista transversal del tubo y sus dimensiones (b) Esfuerzos a soportar en el punto crítico C.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.66. Diseño de soldadura en estructura base y soporte tubo extensor de altura.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---|--|
| $F_2 = 2,2 [N]$ $\theta_2 = 0^\circ$ $F_3 = 474,93 [N]$ $\theta_3 = 58^\circ$ $F_4 = 294,37 [N]$ $\theta_4 = 69^\circ$ $L_4 = 288,1 [mm]$ $L_5 = 634 [mm]$ $L_6 = 760 [mm]$ $h = b = 38,1 [mm]$ $t = 1,8 [mm]$ $a = 7 [mm]$ Aluminio 6063 T5 $S_{ut} = 185 [MPa]$ $S_y = 145 [MPa]$ Varilla de aporte 4043 $S_{ut} = 170 [MPa]$ $S_y = 165 [MPa]$ | $I_{xx} = \frac{b^4}{12} - \frac{(b-2t)^4}{12} = I_{yy}$ $J = I_{xx} + I_{yy}$ $\Sigma M_x = 0$ $\Sigma M_y = F_2 * \left(L_4 - \frac{b}{2} \right)$ $\Sigma M_z = -F_3 * \cos\theta_3 * L_5 + F_4 * \sin\theta_4 * L_6$ $\sigma_y = \frac{M_z * b}{I}$ $\tau_{xy} = \frac{M_y * b}{J}$ $x(\sigma_{xx}, -\tau_{xy})$ $y(\sigma_{yy}, \tau_{xy})$ $\tau_{max} = \sqrt{\frac{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2}{2} + \tau_{xy}^2}$ $\sigma_{prom} = \frac{\sigma_{xx} + \sigma_{yy}}{2}$ $\sigma_{max} = \sigma_{prom} + \tau_{max}$ $n_{m.aporte} = \frac{S_{sy}}{\tau_{max}} = \frac{0,577 * S_{y4043}}{\tau_{max}}$ $g = 0,707 * a$ $n_{m.base} = \frac{S_{y6063}}{\sigma_{max}}$ | $I_{xx} = 5,745 * 10^{-8} [m^4]$ $J = 1,1508 * 10^{-7} [m^4]$ $\Sigma M_x = 0$ $\Sigma M_y = 0,5919 [N.m]$ $\Sigma M_z = 54,68 [N.m]$ $\sigma_y = 36,206 [MPa]$ $\tau_{xy} = 0,196 [MPa]$ $\tau_{max} = 25,6 [MPa]$ $\sigma_{prom} = 18,103 [MPa]$ $\sigma_{max} = 43,705 [MPa]$ $n_{m.aporte} = 3,72$ $g = 4,94 [mm]$ $n_{m.base} = 3,32$ |

(Fuente: Propia)

En la figura 2.46 se muestran las fuerzas que actúan sobre el punto de diseño D de color rojo. Además de las dimensiones necesarias. En la figura 2.47 están las dimensiones del tubo en una vista transversal (a) y los esfuerzos sobre el elemento en el punto D (b). Los cálculos se resumen en la tabla 2.67 para hallar el valor del factor de seguridad.

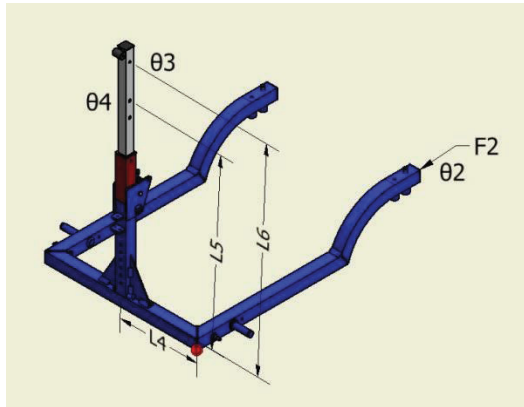


Figura 2.46. Punto crítico en soldadura.

(Fuente: Propia)

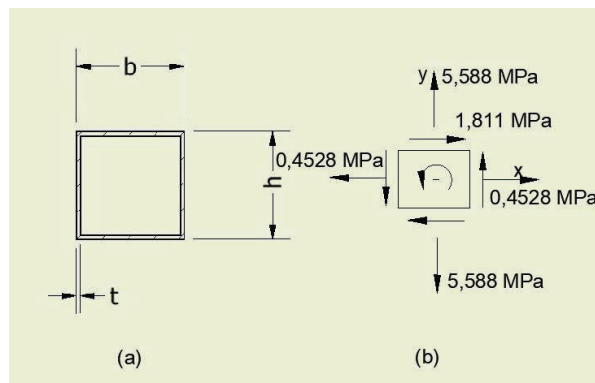


Figura 2.47. (a) Vista transversal del tubo y sus dimensiones (b) Esfuerzos a soportar en el punto crítico D.

(Fuente: Propia)

Tabla 2.67. Diseño de soldadura en estructura base.

| Datos de entrada | Ecuaciones | Resultados |
|--|---|--|
| $F_2 = 2,2 [N]$ $\theta_2 = 0^\circ$ $F_3 = 474,93 [N]$ $\theta_3 = 58^\circ$ $F_4 = 294,37 [N]$ $\theta_4 = 69^\circ$ $L_4 = 288,1 [mm]$ $L_5 = 634 [mm]$ $L_6 = 760 [mm]$ $h = b = 38,1 [mm]$ $t = 1,8 [mm]$ $a = 7 [mm]$ Aluminio 6063 T5 $S_{ut} = 185 [MPa]$ $S_y = 145 [MPa]$ Varilla de aporte 4043 $S_{ut} = 170 [MPa]$ $S_y = 165 [MPa]$ | $I_{xx} = \frac{b^4}{12} - \frac{(b-2t)^4}{12} = I_{yy}$ $J = I_{xx} + I_{yy}$ $\Sigma M_y = F_3 * \cos\theta_3 * L_4 - F_4 * \text{sen}\theta_4 * L_4 +$ $\Sigma M_x = -F_3 * \text{sen}\theta_3 * L_4 + F_4 * \cos\theta_4 * L_4$ $\Sigma M_z = -F_3 * \cos\theta_3 * (L_5 + b) - F_4 * \text{sen}\theta_4 * \left(\frac{b}{2}\right) - F_3 * \text{sen}\theta_3 * \left(\frac{b}{2}\right)$ $\sigma_y = \frac{M_x * b}{I}$ $\sigma_x = \frac{M_y * b}{I}$ $\tau_{xy} = \frac{M_x * b}{J}$ $x(\sigma_{xx}, -\tau_{xy})$ $y(\sigma_{yy}, \tau_{xy})$ $\tau_{max} = \sqrt{\frac{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2}{2} + \tau_{xy}^2}$ $\sigma_{prom} = \frac{\sigma_{xx} + \sigma_{yy}}{2}$ $\sigma_{max} = \sigma_{prom} + \tau_{max}$ $n_{m.aporte} = \frac{S_{sy}}{\tau_{max}} = \frac{0,577 * S_{y4043}}{\tau_{max}}$ $g = 0,707 * a$ $n_{m.base} = \frac{S_{y6063}}{\sigma_{max}}$ | $I_{xx} = 5,745 * 10^{-8} m^4$ $J = 1,1508 * 10^{-7} m^4$ $\Sigma M_y = -6,516 [N.m]$ $\Sigma M_x = -85,694 [N.m]$ $\Sigma M_z = -55,549 [N.m]$ $\sigma_y = 5,588 [MPa]$ $\sigma_x = 0,4528 [MPa]$ $\tau_{xy} = 1,811 [MPa]$ $\tau_{max} = 4,0577 [MPa]$ $\sigma_{prom} = 3,0204 [MPa]$ $\sigma_{max} = 7,0781 [MPa]$ $n_{m.aporte} = 23,46$ $g = 4,94 [mm]$ $n_{m.base} = 20,49$ |

(Fuente: Propia)

2.10. Costos

Aquí se mencionan los costos relacionados a la materia prima, insumos, mano de obra y elementos normalizados. Los mismos se presentan a continuación.

2.10.1. Costo de materiales

Tabla 2.68. Costo de materiales.

| Parte | Especificación | Unidad | Cantidad usada | Costo unit. (\$) | Total (\$) |
|--|--|--------|----------------|------------------|------------|
| Tubo espaldar | Tubo cuadrado acero A36 30 mm X 1,5 mm X 6 m | u | 0,205 | 9 | 1,85 |
| Tubo extensor de altura | | | | | |
| Estructura base | Tubo cuadrado aluminio 6063 T6 1 1/2 pulg X 1,8 mm X 6,4 m | u | 0,665 | 30 | 19,95 |
| Carcaza superior | | | | | |
| Soporte sujeción usuario | | | | | |
| Sistema de plegado | | | | | |
| Ménsulas | Placa de aluminio 6061 150 mm X 200 mm X 6 mm | u | 1,2 | 13 | 15,6 |
| Soporte sist. de amortiguación | Placa acero A36 3 mm espesor | kg | 0,958 | 3,32 | 3,18 |
| Barras manivela y balancín | | | | | |
| Abrazadera apoya cabezas | | | | | |
| Abrazadera sist. de sujeción | | | | | |
| Placas móvil y fija de freno trasero | Placa acero A36 2 mm espesor | kg | 0,253 | 3,32 | 0,84 |
| Pasadores hebilla | Eje acero AISI 1018 ø 25,4 mm | kg | 1 | 5 | 5 |
| Pasadores | | | | | |
| Pasador sistema plegado/selector altura | | | | | |
| Guía hembra y macho extensor de altura | Eje de nylon ø 60 mm | kg | 0,04 | 36,2 | 1,45 |
| Orejas sujetadoras | Eje aluminio 7015 (duraluminio) ø 25,4 mm | kg | 0,75 | 21,14 | 15,86 |
| Eje ruedas traseras | | | | | |
| Eje sist. freno trasero | | | | | |
| Alzas ruedas delanteras | | | | | |
| Tubo de manillar | Tubo acero AISI 1018 ø25,4 mm X 1,5 mm X 250 mm | u | 1 | 0,38 | 0,38 |
| Pechera y arnés pélvico | Lona, varios | | | 50 | 50 |
| | | | | Total | 114,1 |

(Fuente: Propia)

2.10.2. Costo de insumos

Tabla 2.69. Costo de insumos.

| Insumo | Unidad | Costo unitario (\$) | Cantidad empleada | Total (\$) |
|----------------------------------|----------------|---------------------|-------------------|--------------|
| Material de aporte varillas 4043 | lb | 11,45 | 0,3 | 3,435 |
| Material de aporte, rollo cobre | kg | 2,47 | 0,075 | 0,185 |
| Tanque de CO2 | kg | 0,89 | 0,345 | 0,307 |
| Tanque de argón | m ³ | 13,39 | 0,535 | 7,164 |
| | | | Total (\$) | 11,09 |

(Fuente: Propia)

2.10.3. Costo de materiales normalizados

Tabla 2.70. Costo de materiales normalizados.

| Especificación | Cantidad | Costo unitario (\$) | Total (\$) | |
|---|----------|---------------------|-------------------|--------------|
| DIN 931 ø 10 mm X 60 mm | 2 | 0,2 | 0,4 | |
| DIN 931 ø 8 mm X 50 mm | 4 | 0,2 | 0,8 | |
| DIN 931 ø 6 mm X 50 mm | 1 | 0,2 | 0,2 | |
| DIN 125 ø 10 mm | 2 | 0,1 | 0,2 | |
| DIN 125 ø 8 mm | 16 | 0,1 | 1,6 | |
| DIN 934 ø 10 mm | 2 | 0,1 | 0,2 | |
| DIN 934 ø 8 mm | 4 | 0,1 | 0,4 | |
| DIN 934 ø 6 mm | 3 | 0,1 | 0,3 | |
| DIN 471 19 mm | 2 | 0,15 | 0,3 | |
| Rod 4 PG 23 E 1/2 Freno Colson Código IMSA: 7018510 | 2 | 9,095 | 18,19 | |
| Rod 4X1 5/16 -PB/BN -3/4 -RE - NE Código IMSA: 6011380 | 2 | 4,04 | 8,08 | |
| Freewheel M 30X1ACS Crossfire | 2 | 3,5 | 7 | |
| Manigueta de aluminio | 1 | 1,5 | 1,5 | |
| Hebillas metálicas 25 mm X 35 mm | 4 | 0,25 | 1 | |
| Resorte de acero A229 ø int: 28 mm , øext: 34 mm | 1 | 4,48 | 4,48 | |
| | | | Total (\$) | 44,65 |

(Fuente: Propia)

2.10.4. Costo de mano de obra

En la tabla 2.71 se muestran el listado de piezas manufacturadas para conformar el andador. Junto a cada pieza de muestra la cantidad requerida y el costo total para su fabricación. En la parte final se indica el costo tal de mano de obra de todas las piezas. En el anexo 2 se muestra la tabla de costo de mano de obra más detallada.

Tabla 2.71. Costo de mano de obra.

| Pieza | Cantidad | Total (\$) |
|--|-----------|---------------|
| Tubo espaldar | 1 | 1,34 |
| Tubo extensor de altura | 1 | 0,84 |
| Tubos estructura base | 1 | 6,74 |
| Aros estructurales | 2 | 3,77 |
| Carcaza superior | 1 | 1,09 |
| Tubos soporte de sujeción | 1 | 8,80 |
| Sistema de plegado | 2 | 37,50 |
| Ménsulas | 2 | 25,00 |
| Soporte sistema de amortiguación | 2 | 1,42 |
| Barras manivela | 2 | 1,36 |
| Barras balancín | 2 | 1,36 |
| Eje ruedas traseras | 2 | 10,40 |
| Eje sistema freno trasero | 2 | 10,40 |
| Pasador sistema plegado/selecto altura | 1 | 7,90 |
| Alzas ruedas delanteras | 2 | 5,40 |
| Pechera y arnés pélvico | 1 | 0,00 |
| Pasadores | 6 | 20,50 |
| Abrazadera apoya cabezas | 1 | 0,55 |
| Abrazadera sistema de sujeción | 1 | 0,55 |
| Placa de freno trasero móvil | 2 | 1,58 |
| Placas de freno trasero fijo | 2 | 1,58 |
| Orejas sujetadoras | 8 | 6,00 |
| Guía hembra extensor altura | 1 | 12,50 |
| Guía macho extensor de altura | 1 | 12,50 |
| Total | 47 | 252,75 |

(Fuente: Propia)

2.10.5. Costo total del andador

En la tabla 2.72 se resumen el resultado de los costos anteriores, añadiendo valores de utilidad y de diseño, y dando como resultado un total de 606,36 USD.

Tabla 2.72. Costo total del andador.

| | |
|--|--------|
| Costo de materiales (\$) | 114,10 |
| Costo de insumos (\$) | 11,09 |
| Costo de soldadura (\$) | 62,50 |
| Costo de elementos normalizados (\$) | 44,65 |
| Costo de mano de obra (\$) | 252,75 |
| SUBTOTAL (\$) | 485,09 |
| Costo de diseño (10%) | 48,51 |
| Utilidad (15%) | 72,76 |
| Costo total del mecanismo para ayuda técnica tipo andador (\$) | 606,36 |

(Fuente: Propia)

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1. Resultados

Luego de finalizar con la construcción de la ayuda técnica se procede a realizar un protocolo de pruebas, donde se verifica el correcto cumplimiento de los requerimientos y la funcionalidad del producto final.

Los aspectos que van a comprobarse son:

- Inspección del sistema de sujeción
- Inspección del sistema de amortiguación
- Inspección del sistema de anti retroceso
- Inspección del sistema de freno
- Inspección del sistema de bloqueo direccional
- Inspección del sistema de plegado
- Pruebas de marcha

3.1.1. Inspección del sistema de sujeción

El objetivo de esta inspección es comprobar la comodidad y sujeción efectiva que los arneses y cintas de sujeción le brindan al usuario.

Las personas involucradas en el proceso son el usuario y su terapeuta, se realizarán las siguientes actividades:

1. Inspeccionar la superficie interna y externa de los arneses por posibles hilos y retazos de tela y/o lona suelta.
2. Verificar que las cintas que sujetan los arneses a la estructura del andador tengan una holgura adecuada y no estén rasgadas o comprometidas de algún modo.
3. Verificar que el arnés torácico y pélvico no estén ajustados, y los bucles desabrochados.
4. Asegurarse que el andador está inmovilizado para colocar al usuario en ambos arneses y ajustar las cintas y bucles para tener un apriete firme y cómodo.

5. Verificar la holgura en zonas que pueden estar comprometidas al movimiento brusco, como axilas, entre pierna e ingle.
6. Incentivar al usuario a la marcha y detectar alguna incomodidad o molestia.

Los resultados obtenidos fueron corroborados por María Belén Camino, Fisioterapeuta de Álvaro, posterior a la prueba manifiesta que el usuario no presenta incomodidad alguna. Además, comenta que sujeción es clave en la ayuda técnica pero debe estar en constante regulación y ajuste pues podría generar que el usuario esté demasiado inclinado y generar inestabilidad.

En la figura 3.1 se pueden evidenciar fotografías de la prueba.

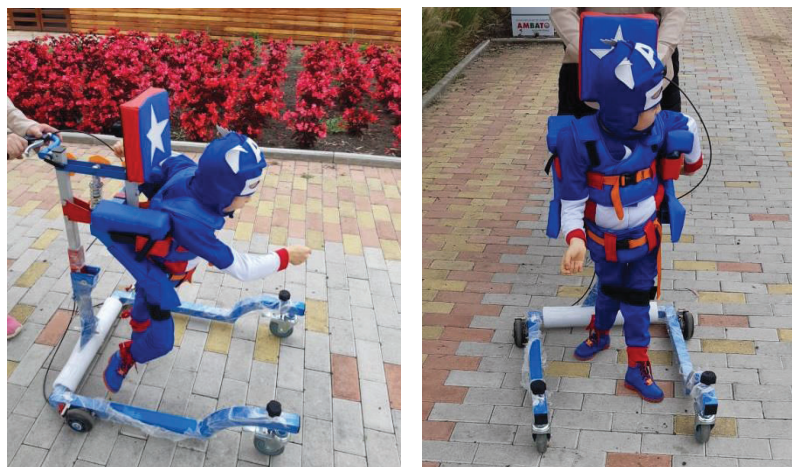


Figura 3.1. Ajuste de arneses al cuerpo del usuario.

(Fuente: Propia.)

3.1.2. Inspección del sistema de amortiguación

El objetivo de la inspección es comprobar el funcionamiento del sistema de amortiguación en función de la marcha del usuario.

Las personas involucradas en el proceso son el usuario y su terapeuta, se realizarán las siguientes actividades:

1. Sujetar al usuario dentro del andador y asegurar su ergonomía y seguridad.
2. Colocar los marcadores reflectantes con cinta adhesiva sobre el mecanismo a analizar.
3. Realizar la marcha con el usuario 4 o 5 veces, de modo que se recojan la mayor cantidad de datos de la marcha del usuario.

4. Mediante el software SMART Tracker depurar los datos de las trayectorias de los marcadores.
5. Mediante el software SMART Analyzer obtener las curvas de los ángulos de una barra del mecanismo durante el ciclo de marcha de cada pie.

Los resultados obtenidos son los siguientes:

Se colocaron 9 marcadores en el sistema de amortiguación: 2 en el pasador entre el balancín y el eje del resorte, 2 en el pasador entre el balancín y tubo posterior, 2 en el pasador entre el eje del resorte y la base y 2 en el pasador de la base con el tubo extensor de altura y uno en la parte superior del tubo extensor de altura, como se muestra en la figura 3.2



Figura 3.2. Marcadores sobre sistema amortiguación.

(Fuente: Propia.)

Para obtener los ángulos se crearon dos vectores en SMART Analyzer de donde se obtuvo el ángulo α de la figura 3.3, con el que se obtiene el ángulo entre el balancín y el tubo extensor de altura (ángulo β).

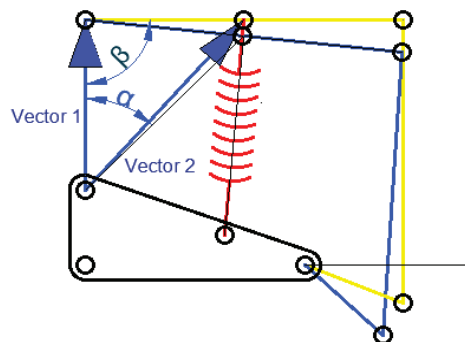


Figura 3.3. Esquema de ángulos obtenidos en SMART Analyzer.

(Fuente: Propia.)

Para el ciclo de marcha (desde el despegue del talón hasta el choque del talón) del pie izquierdo y derecho se analizaron 6 pasos en cada caso. De los que se obtuvieron las curvas medias, máximas y mínimas del ángulo β mostradas en la figura 3.4 para el ciclo de paso de pie izquierdo y en la figura 3.5 para el ciclo de paso de pie derecho.

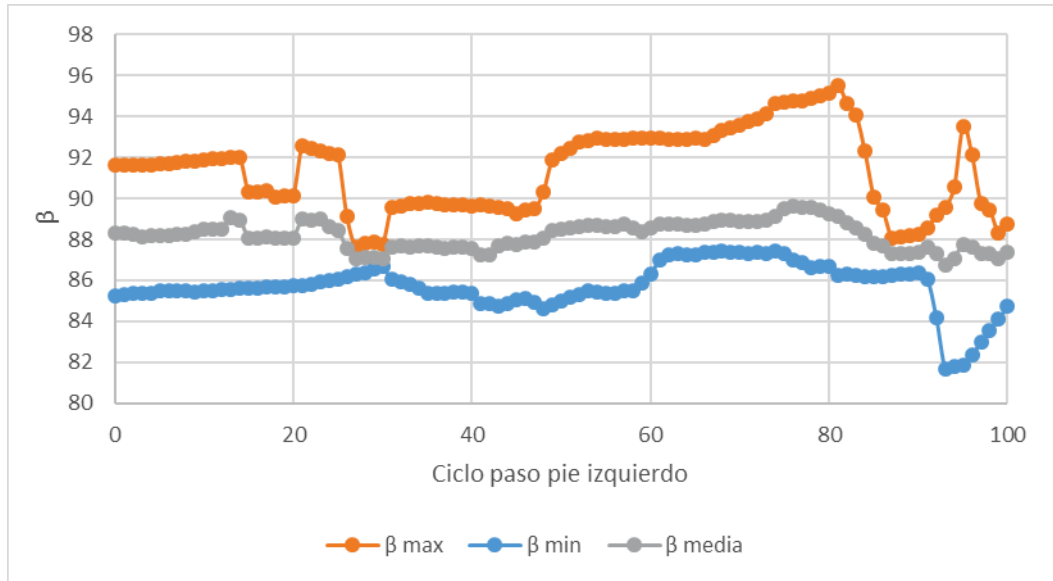


Figura 3.4. Ángulo β vs ciclo de paso de pie izquierdo.

(Fuente: Propia.)

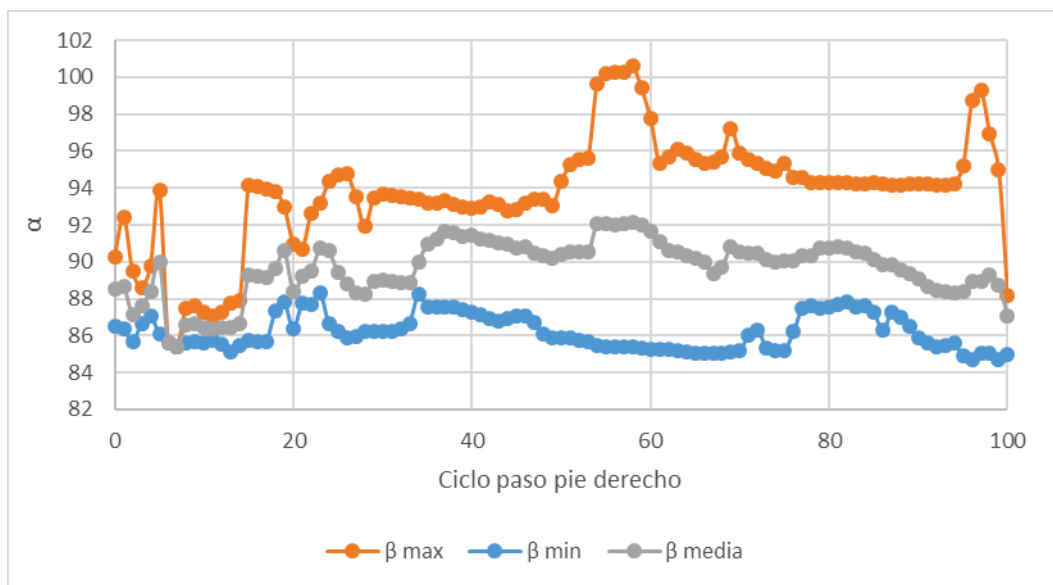


Figura 3.5. Ángulo β vs ciclo de paso de pie derecho.

(Fuente: Propia.)

3.1.3. Inspección del sistema anti retroceso

El objetivo de esta inspección es comprobar que el mecanismo de anti retroceso funcione con normalidad, impidiendo el movimiento en reversa del usuario.

Las personas involucradas en el proceso son el usuario y su terapeuta, se realizarán las siguientes actividades:

1. Sujetar al usuario dentro del andador y asegurar su ergonomía y seguridad.
2. Colocar marcadores de colores contrastantes con cinta adhesiva sobre la estructura base del andador.
3. Desactivar el sistema de anti retroceso (retirar el perno y tuerca laterales de las ruedas traseras mostradas en la figura 3.6).
4. Incentivar al usuario a realizar la marcha, mientras se graba desde una vista superior con una cámara fija.
5. Realizar la marcha con el usuario 4 o 5 veces, de modo que se recojan la mayor cantidad de datos de las trayectorias.
6. Activar el sistema de anti retroceso (ajustar el perno y tuerca laterales de las ruedas traseras mostradas en la figura 3.6).
7. Repetir puntos 4 y 5.
8. Mediante el software Kinovea depurar los datos de los marcadores y obtener las trayectorias de movimiento bidimensional en ambos casos.



Figura 3.6. Sistema de anti retroceso, compuesto por un free wheel (bronce) y un perno (gris) como traba.

(Fuente: Propia)

Los resultados obtenidos son los siguientes:

Se estableció un protocolo para el uso de los marcadores, los que fueron colocados en los bordes de la estructura base de la ayuda técnica como se muestra en la figura 3.7.

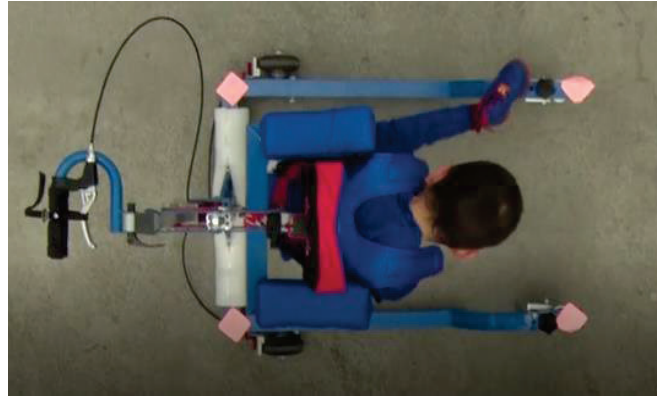


Figura 3.7. Vista superior de usuario en ayuda técnica con 4 marcadores (rosados) en los bordes de la estructura base.

(Fuente: Propia)

En la figura 3.8 se muestra la trayectoria bidimensional de los marcadores colocados sobre las llantas delanteras del andador cuando el andador tiene activado el bloqueo direccional y el sistema anti retorno. Por otro lado, en la figura 3.9 se muestra la trayectoria bidimensional de las llantas delanteras del andador cuando el andador tiene activado el bloqueo direccional y desactivado el sistema anti retorno. En ambos caso el avance fue en sentido de x negativo.

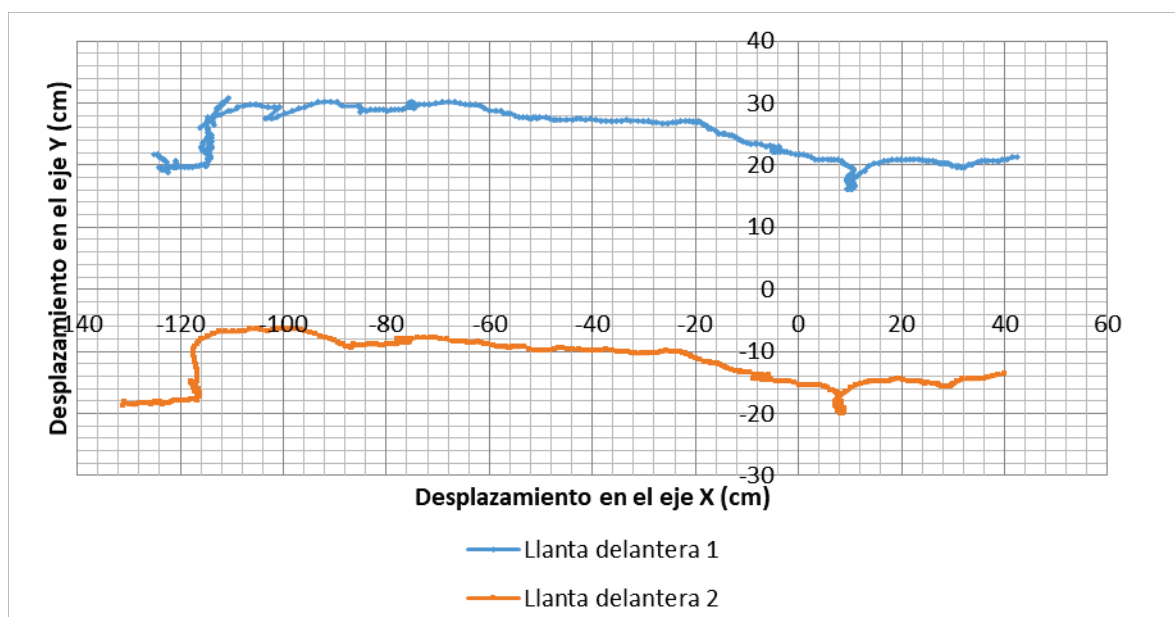


Figura 3.8. Trayectoria x vs y de los marcadores de las llantas delanteras con el sistema de bloqueo direccional y anti retroceso activados.

Fuente: Propia.

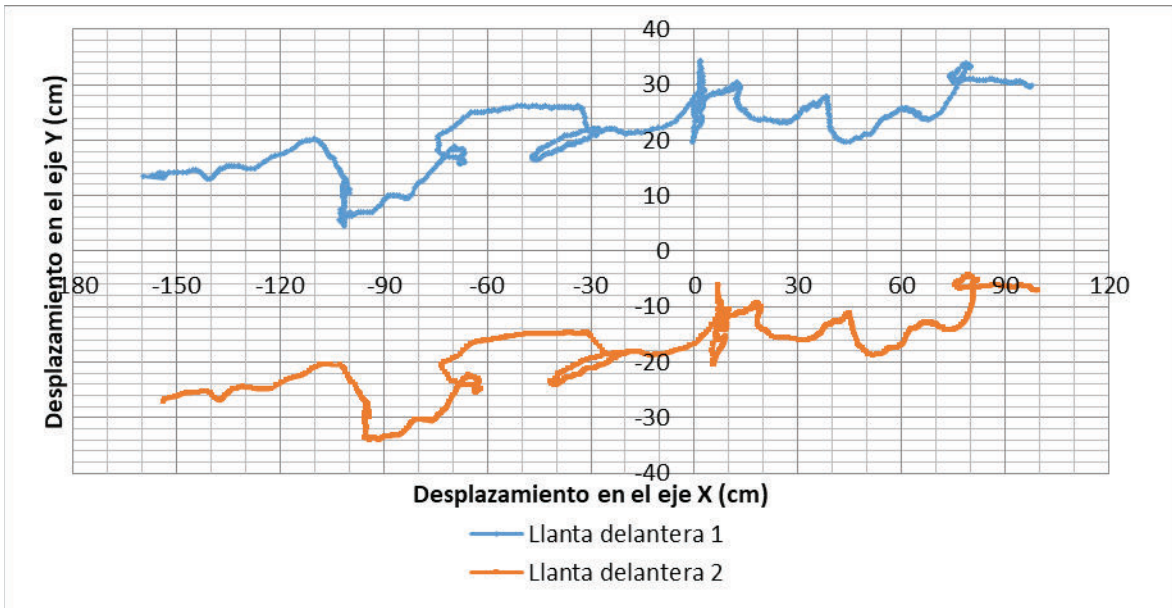


Figura 3.9. Trayectoria x vs y de los marcadores de las llantas delanteras con el sistema de anti retroceso desactivado.

Fuente: Propia.

3.1.4. Inspección del sistema de freno

El objetivo de esta inspección es comprobar que el sistema de freno de pedal en las llantas delanteras y de manillar en las traseras funciona con normalidad.

Las personas involucradas en el proceso son el usuario y su terapeuta, se realizarán las siguientes actividades:

1. Sujetar al usuario dentro del andador y asegurar su ergonomía y seguridad.
2. Colocar marcadores de colores contrastantes con cinta adhesiva sobre la estructura base del andador.
3. Bloquear el andador mediante el sistema de freno trasero y delantero, mediante el manillar y pedal respectivamente.
4. Incentivar al usuario a la marcha, mientras se graba desde una vista superior con una cámara fija.
5. Retirar al usuario del andador.

- Mediante el software Kinovea depurar los datos de los marcadores y obtener las trayectorias de movimiento bidimensional, si es que existieron.

El resultado obtenido es el siguiente:

Para el procedimiento se usó el mismo protocolo de marcadores mostrado en la figura 3.7. En la figura 3.10 se indica la posición inicial del usuario en el andador donde el sistema de freno está activado y se promueve la marcha de este.

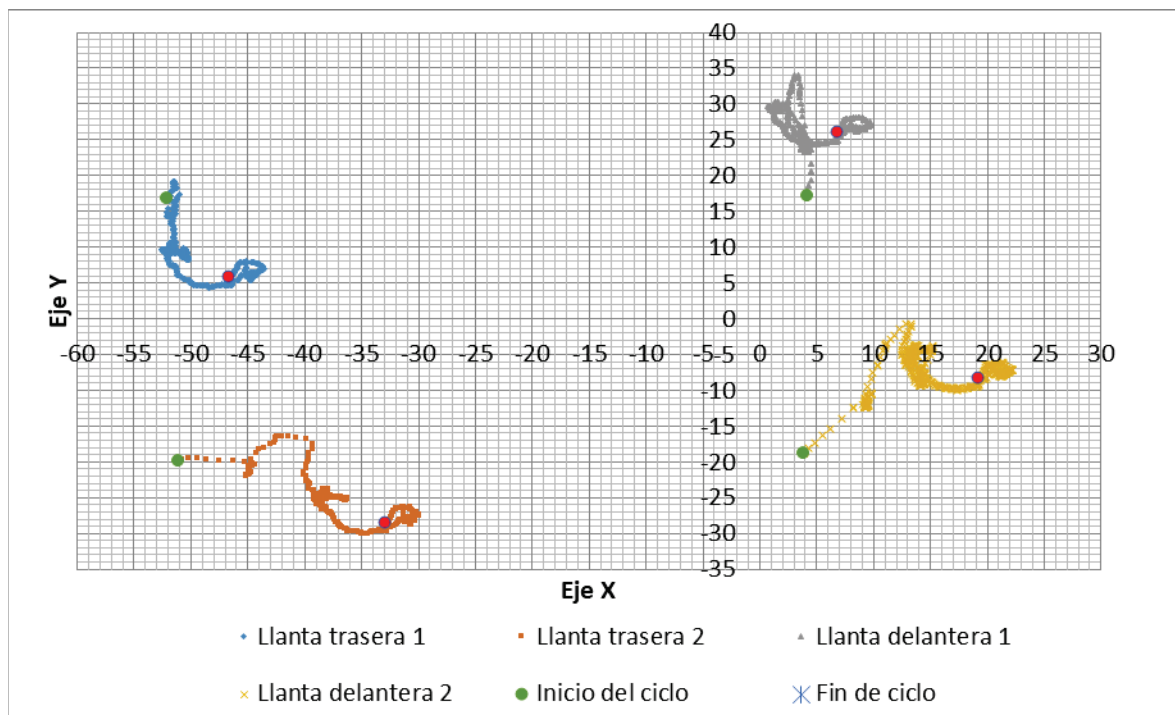


Figura 3.10. Trayectoria x vs y de los marcadores de las llantas delanteras con el sistema de freno delantero y trasero activado.

(Fuente: Propia.)

3.1.5. Inspección del sistema de bloqueo direccional

El objetivo de esta inspección es comprobar que el sistema de bloqueo direccional permite un movimiento unidireccional o multidireccional dependiendo de lo requerido.

Las personas involucradas en el proceso son el usuario y su terapeuta, se realizarán las siguientes actividades:

- Sujetar al usuario dentro del andador y asegurar su ergonomía y seguridad.

2. Colocar marcadores de colores contrastantes con cinta adhesiva sobre la estructura base del andador.
3. Revisar que el movimiento multidireccional esté activado (el perno asegurador no debe estar dentro del canal de la rueda delantera como muestra la Figura 3.10).
4. Incentivar al usuario a realizar la marcha, mientras se graba desde una vista superior con una cámara fija.
5. Realizar la marcha con el usuario 4 o 5 veces, de modo que se recojan la mayor cantidad de datos de las trayectorias.
6. Detener la marcha del usuario y activar el bloqueo direccional en cada rueda delantera (Figura 3.11).
7. Repetir puntos 4 y 5.
8. Mediante el software Kinovea depurar los datos de los marcadores y obtener las trayectorias de movimiento bidimensional en ambos casos.



Figura 3.11. Sistema de bloqueo direccional en llantas delanteras.

(Fuente: Propia.)

El resultado obtenido es el siguiente:

Para el procedimiento se usó el mismo protocolo de marcadores mostrado en la figura 3.7. En la figura 3.12 se aprecia la trayectoria bidimensional de los marcadores sobre las llantas delanteras del andador cuando el sistema de bloqueo direccional está desactivado.

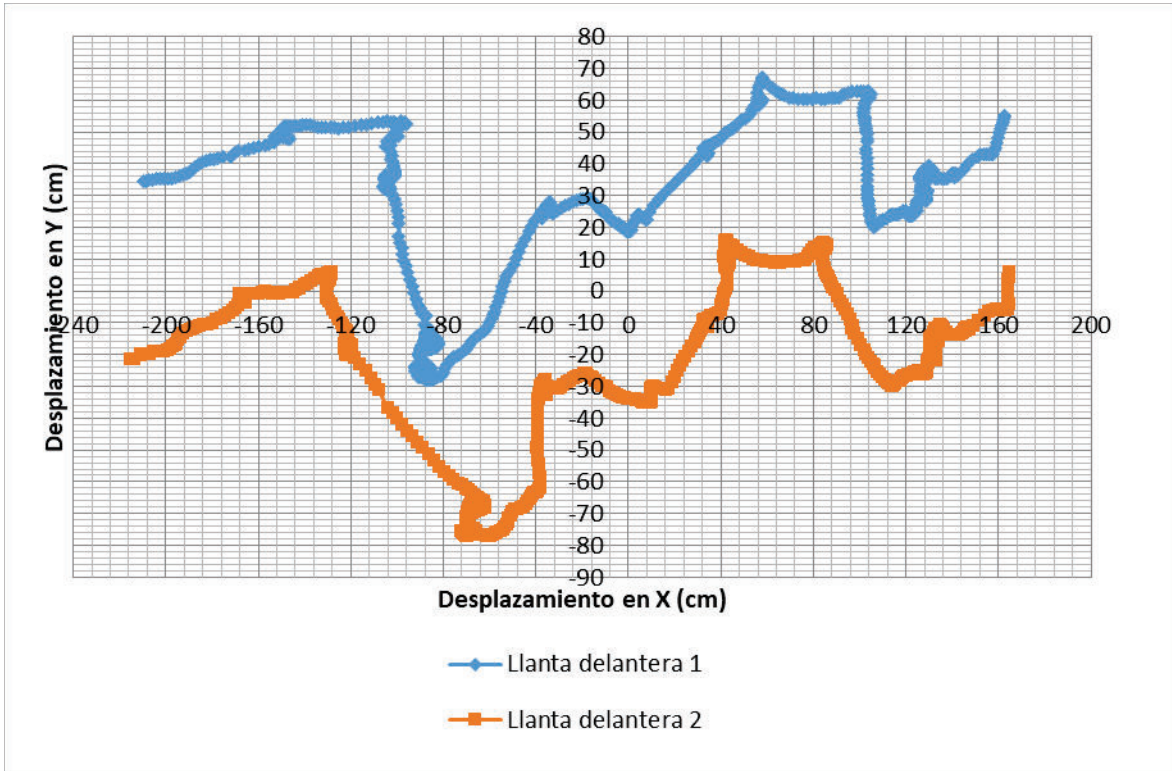


Figura 3.12. Trayectoria x vs y de los marcadores de las llantas delanteras con bloqueo direccional desactivado.

(Fuente: Propia.)

3.1.6. Inspección del sistema de plegado

El objetivo de esta inspección es comprobar que el sistema de plegado permite una reducción adecuada de las dimensiones totales del andador para transportarlo o guardarlo.

Las personas involucradas en el proceso son el usuario y su terapeuta, se realizarán las siguientes actividades:

1. Verificar la inmovilización del andador, caso contrario bloquearlo mediante la activación de los frenos traseros y delanteros.
2. Retirar el pasador regulador de altura / plegado.
3. Desajustar el ajuste excéntrico y plegar el manillar hacia el suelo.
4. Tomar el tubo regulador de altura y alzarlo hasta cuando su base alcance la carcasa.
5. Inclinar el tubo extensor hacia el frente del andador hasta hacerlo descansar en la placa de soporte de plegado.

6. Bloquear el posible movimiento insertando el pasador de altura / plegado por el agujero de bloqueo.
7. Comprobar que las dimensiones finales del andador en estado de plegado sean adecuadas y tomar evidencias fotográficas.

El resultado obtenido es que el andador cumple con tal característica donde se reduce de 110 cm a 44 cm como se aprecia en la figura 3.13.

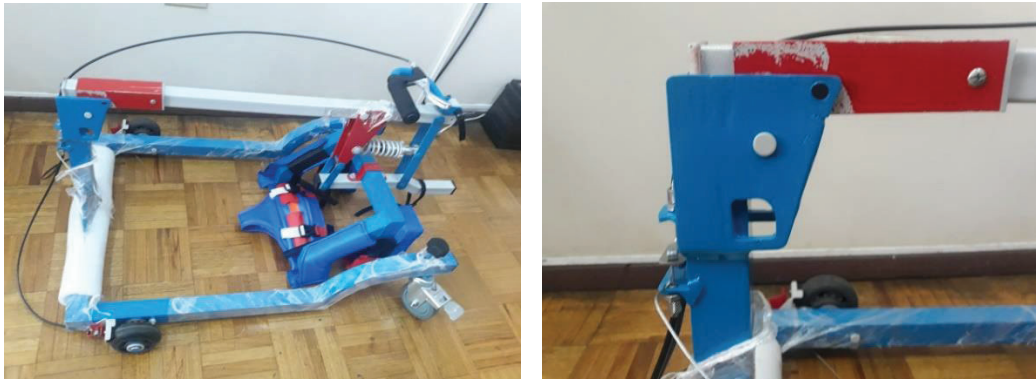


Figura 3.13. Sistema de plegado del andador.

Fuente: Propia.

3.1.7. Pruebas de marcha

El objetivo de esta prueba es comprobar el funcionamiento de la ayuda técnica en la marcha del usuario y comparar el ciclo de marcha, la longitud de los pasos y la inclinación de tronco con y sin la ayuda técnica.

Las personas involucradas en el proceso son el usuario, 2 asistentes y su terapeuta, se realizarán las siguientes actividades:

1. Realizar prueba de marcha con 2 asistentes.
 - a. Colocar los marcadores reflectantes con cinta adhesiva en las articulaciones a analizar (con la menor cantidad de ropa posible).
 - b. Sostener al usuario de cada brazo (un asistente a cada lado).
 - c. Realizar la marcha con el usuario 4 o 5 veces, de modo que se recojan la mayor cantidad de datos de la marcha.
2. Realizar prueba de marcha con ayuda técnica propuesta.
 - a. Sujetar al usuario dentro del andador y asegurar su ergonomía y seguridad.

- b. Colocar los marcadores reflectantes con cinta adhesiva en las articulaciones (con la menor cantidad de ropa posible) y en las partes de mecanismo a analizar.
 - c. Incentivar al usuario a realizar la marcha.
 - d. Realizar la marcha con el usuario 4 o 5 veces, de modo que se recojan la mayor cantidad de datos de la marcha.
3. Mediante el software SMART Tracker depurar los datos de las trayectorias de los marcadores.
 4. Mediante el software SMART Analyzer obtener las curvas de trayectorias tridimensionales de tobillos y hombros para analizar como difiere el ciclo de marcha, la longitud de los pasos y la inclinación de tronco con y sin la ayuda técnica.

Los resultados obtenidos son los siguientes:

Se establecieron dos protocolos para el uso de los marcadores: el primero un protocolo de marcha que cuenta con 15 marcadores como se muestra en la Figura 3.14(a) y el segundo un protocolo de marcha con ayuda técnica que cuenta con 19 marcadores como se muestra en la Figura 3.14(b).

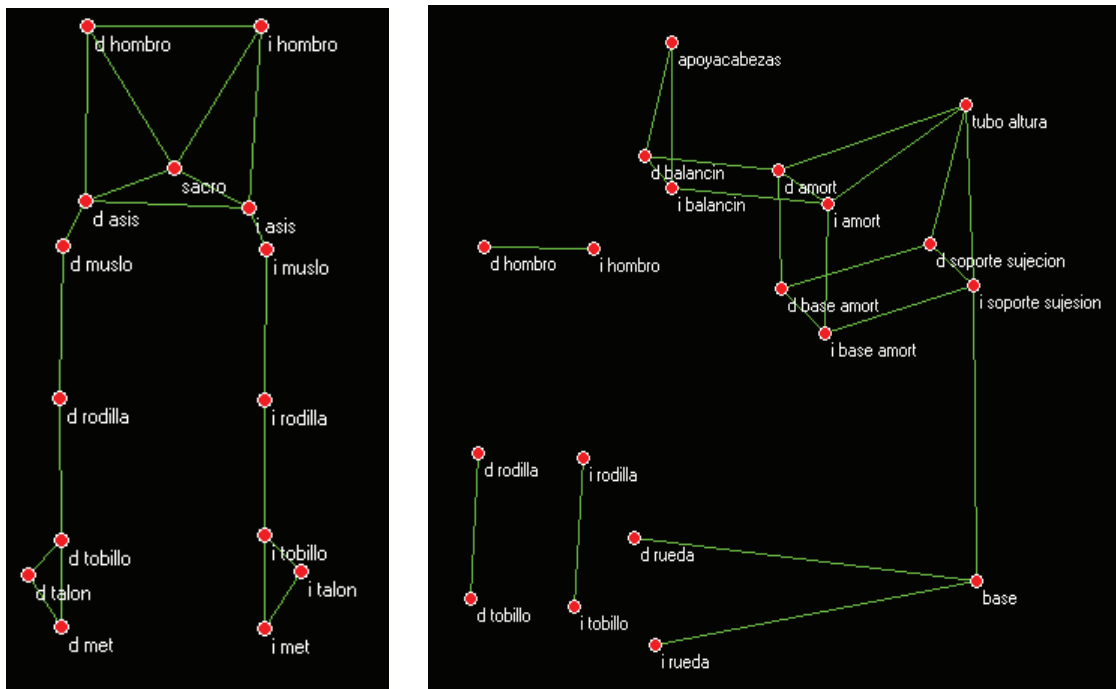


Figura 3.14. Protocolo para uso de marcadores (a) en la marcha con dos asistentes (b) en la marcha con la ayuda técnica.

(Fuente: Propia.)

A partir del Software SMART Analyzer se obtuvieron los datos tridimensionales de cada tobillo en el ciclo de marcha determinado por el despegue de talón y choque de talón de cada pie.

En la Figura 3.15 se ve la posición media del tobillo izquierdo en el eje y durante un ciclo de marcha de pie izquierdo con y sin ayuda técnica, mientras que la Figura 3.16 muestra la posición media del tobillo derecho en el eje y durante un ciclo de marcha de pie derecho con y sin ayuda técnica.

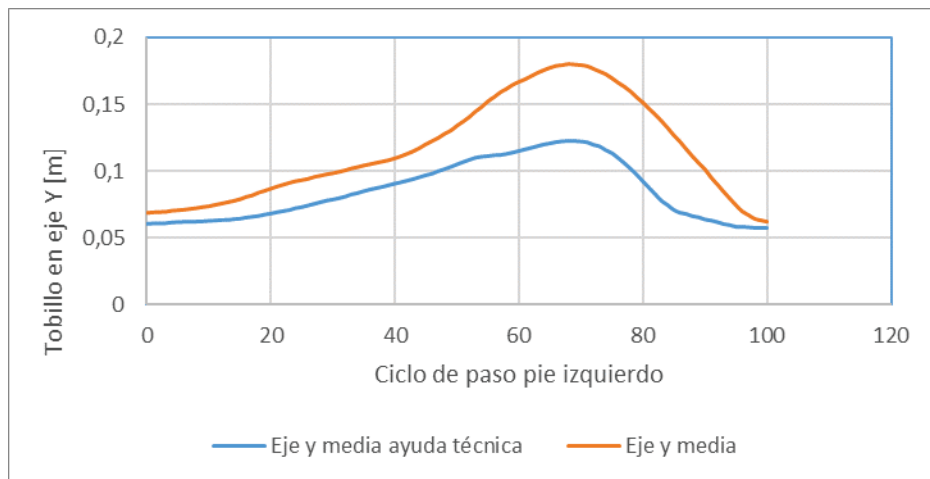


Figura 3.15. Posición de tobillo izquierdo en eje y vs ciclo de paso de pie izquierdo.

(Fuente: Propia.)

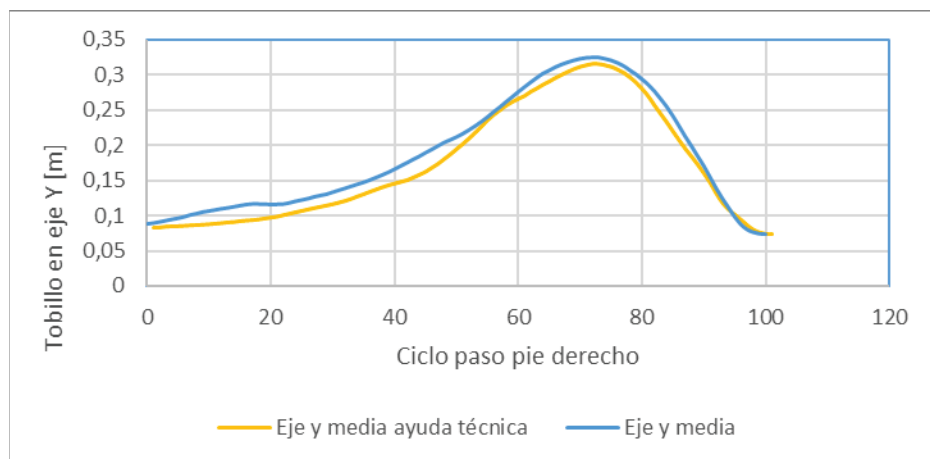


Figura 3.16. Posición de tobillo derecho en eje y vs ciclo de paso de pie derecho.

(Fuente: Propia.)

En la Figura 3.17 se puede apreciar la trayectoria formada por el tobillo izquierdo durante varios ciclos de marcha, en color celeste con la ayuda técnica y en naranja con los dos

asistentes. Además, se puede ver la posición de despegue y choque de talón de cada paso en ambos casos.

En la Figura 3.18 se puede apreciar la trayectoria formada por el tobillo derecho durante varios ciclos de marcha en celeste con la ayuda técnica y en verde con los dos asistentes. Además, se puede ver la posición de despegue y choque de talón de cada paso en ambos casos.

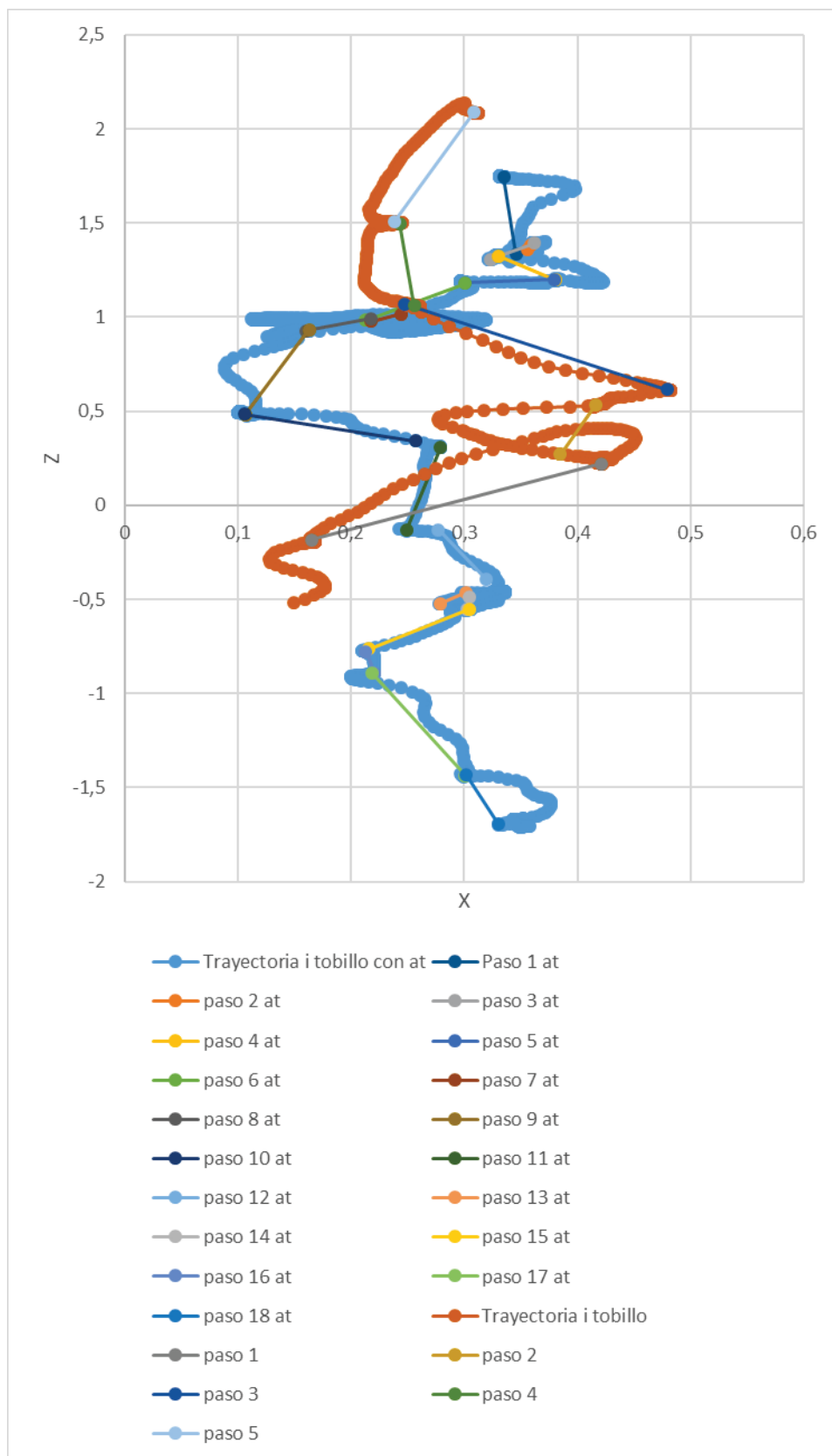


Figura 3.17. Posición x vs posición z del tobillo izquierdo.

(Fuente: Propia.)

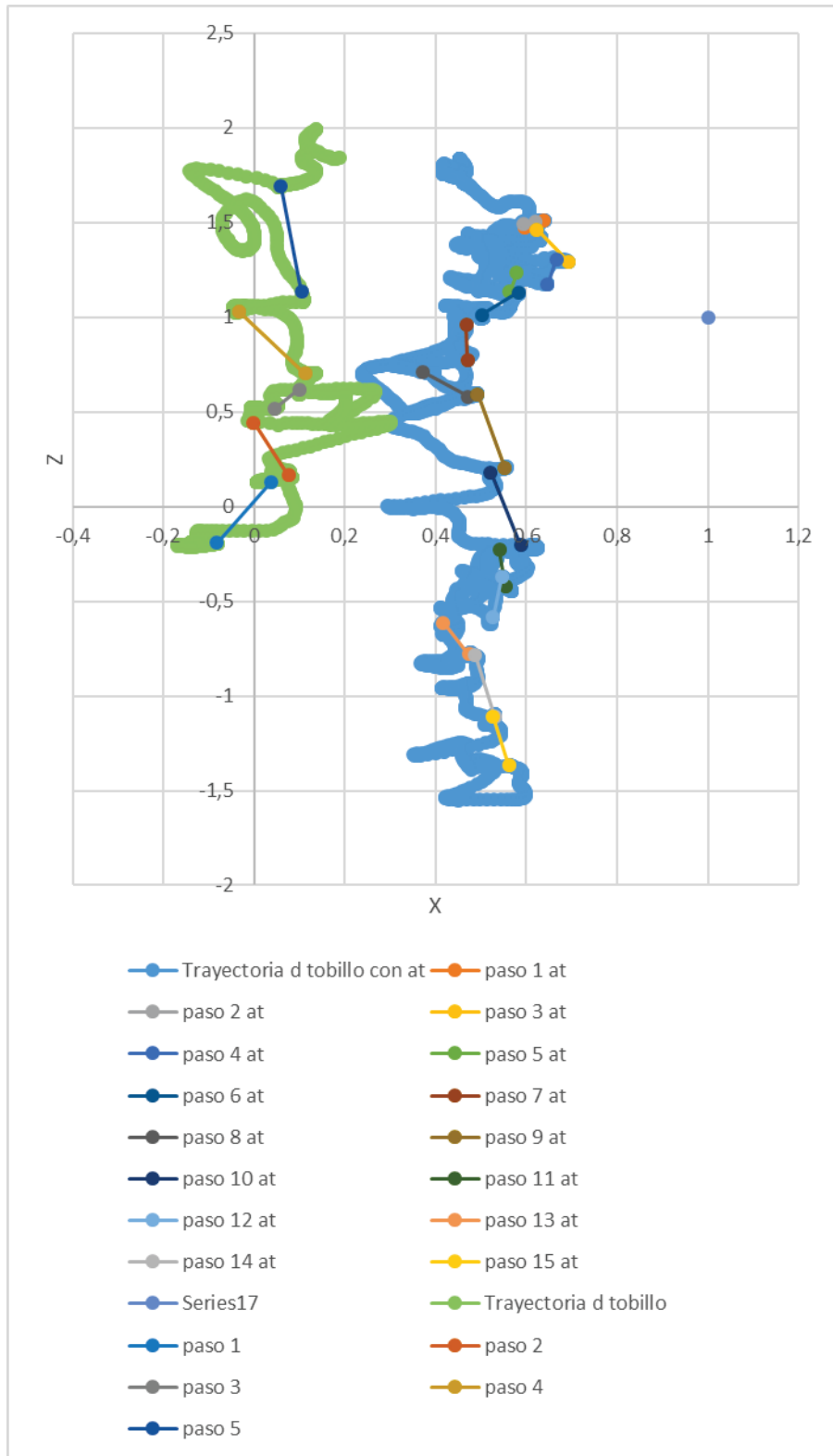


Figura 3.18. Posición x vs posición z del tobillo derecho.

(Fuente: Propia.)

En el Software SMART Analyzer se obtuvieron los datos tridimensionales de cada hombro y del punto sacro. En base a estos puntos se definió la inclinación del tronco con respecto a la vertical en el plano sagital para ciclos de marcha en ambos tobillos.

En la Figura 3.19 se muestra el ángulo medio que forma el tronco de usuario con la vertical para un ciclo de paso de pie izquierdo. Por otro lado, la Figura 3.20 muestra el ángulo medio que forma el tronco de usuario con la vertical para un ciclo de paso de pie derecho.

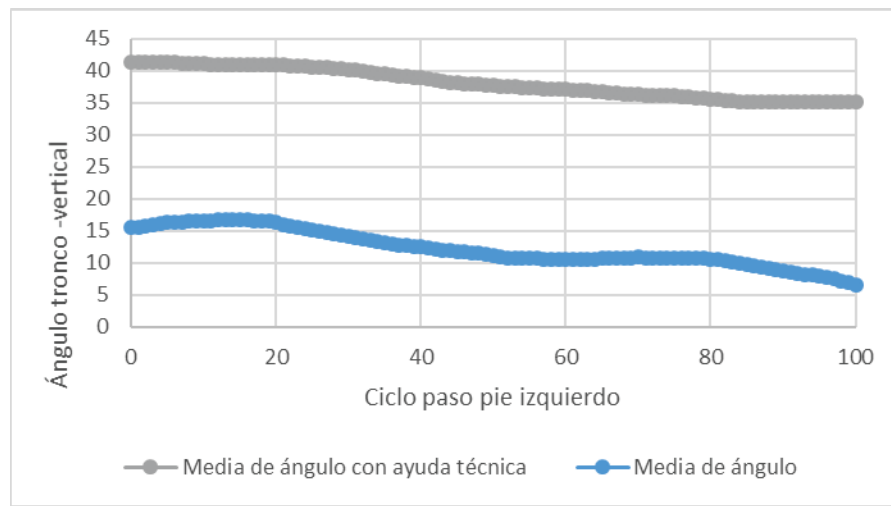


Figura 3.19. Ángulo entre el tronco y la vertical vs ciclo de paso de pie izquierdo.
(Fuente: Propia.)

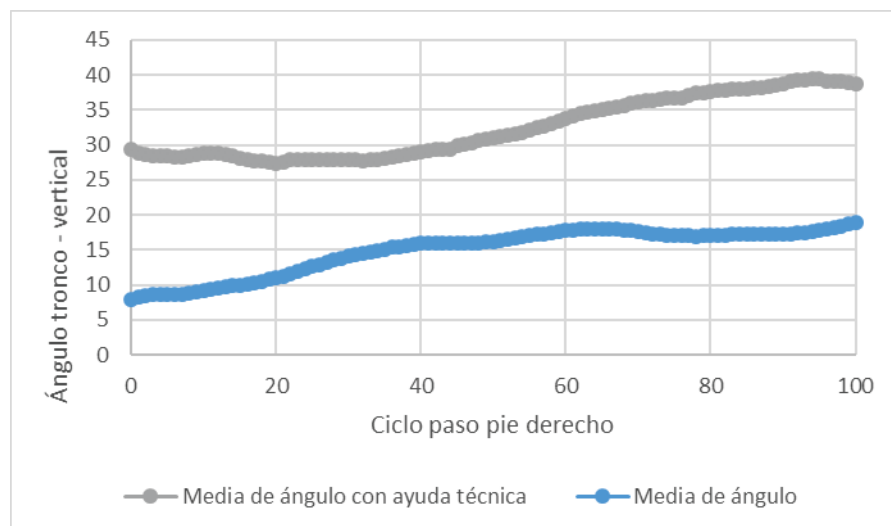


Figura 3.20. Ángulo entre el tronco y la vertical vs ciclo de paso de pie derecho.
(Fuente: Propia.)

3.2. Discusión

3.2.1. Inspección del sistema amortiguación

Si bien el diseño del sistema de amortiguación estaba establecido para que el balancín oscile formando un ángulo entre los 90° y los 84° con el tubo extensor altura, la media de los casos muestra que se cumple con el movimiento para los pasos ejecutados en el ciclo de marcha del pie izquierdo, no así para el pie derecho que en la media de casos se alcanza hasta los 92° .

Para el ciclo de paso de pie izquierdo se obtuvo un máximo de $95,498^\circ$ y un mínimo de $81,696^\circ$. Para el ciclo de paso con pie derecho se obtuvo un máximo de $100,588^\circ$ y un mínimo de $84,674^\circ$.

3.2.2. Inspección del sistema anti retroceso

De acuerdo con la figura 3.8 con el sistema de anti retroceso activado el usuario no presenta ningún retroceso durante la marcha. Mientras que, en la figura 3.9 con el sistema de anti retroceso desactivado el usuario en el andador muestra varios retrocesos durante la marcha. Entre estos los más destacables fueron de casi 20 cm y varios picos que indican un alto al movimiento para recobrar el impulso hacia adelante.

3.2.3. Inspección del sistema de freno

El movimiento del usuario en el andador es bastante reducido. Se muestran leves trayectorias de movimiento producidos por el usuario intentando romper la inercia del andador, sin conseguirlo. El único cambio de posición se debe a un giro que realiza el usuario utilizando a la llanta trasera 1 como pivote, donde se efectúa un desplazamiento de 18 cm en esta rueda. Mientras en la segunda rueda trasera recorrió una distancia de 22,8 cm, en la llanta delantera 1 se desplazó 11,6 cm y en la llanta delantera 2 se desplazó 20,8 cm. Es decir, un desplazamiento no mayor a 23 cm.

3.2.4. Inspección del sistema de bloqueo direccional

Cuando no se utiliza el bloqueo direccional se aprecia que el movimiento, aunque con intención de ser rectilíneo, es muy variable en el eje y. Se presentan desplazamientos

laterales de hasta 46 cm en un paso en la figura 3.12. En cambio, en la figura 3.8, con bloqueo direccional activado, se puede ver como el desplazamiento lateral es de 14 cm.

3.2.5. Pruebas de marcha

En el ciclo de marcha en el pie derecho se aprecia que es muy similar el comportamiento del tobillo con y sin ayuda técnica alcanzando una altura de 31,5 cm con ayuda técnica y de 32,4 cm sin ayuda técnica. El caso del pie izquierdo se presenta una altura de 12,2 cm con ayuda técnica y una altura de 18 cm sin ella.

A partir de la figura 3.17, en lo que respecta al pie izquierdo la media de la zancada frontal sin ayuda técnica es de 42,8 cm y la media del desfase lateral es de 12,06 cm, mientras que con la ayuda técnica la media de la zancada frontal es de 19,71 cm y la media del desfase lateral es de 5,12 cm. Para el pie derecho la media de la zancada frontal sin ayuda técnica es de 31,62 cm y la media del desfase lateral es de 8,8 cm, mientras que con ayuda técnica la media de la zancada frontal es de 18,76 cm y la media del desfase lateral es de 2,78 cm.

El ángulo medio que forma el tronco con la vertical presenta una tendencia decreciente en el ciclo de paso del pie izquierdo con y sin ayuda técnica. Aunque sin la ayuda técnica presenta un máximo de 15,45° y un mínimo de 6,45° y con ayuda técnica presenta un máximo de 41,3° y un mínimo de 35,16°. En el caso del ciclo de paso del pie derecho con y sin ayuda técnica se presenta una tendencia creciente. Aunque sin la ayuda técnica presenta un mínimo de 7,96° y un máximo de 19° y con ayuda técnica presenta un mínimo de 28,2° y un máximo de 38,72°.

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- El sistema de amortiguación se comporta de acuerdo con el rango establecido como lo muestra la media de los datos del ángulo de inclinación de la barra balancín (tomada como base de medición). Existen ciertas variaciones que se presentan debido a los movimientos involuntarios del usuario como levantarse sobre la punta de su pie o descansar con todo su peso sobre los arneses.
- Los sistemas de anti retroceso y bloqueo direccional permiten ejecutar una marcha únicamente hacia adelante y con mínimos desfases laterales. A su vez, ambos sistemas se pueden desactivar con facilidad brindando versatilidad a la hora de realizar los diversos procedimientos terapéuticos.
- Los sistemas de arneses pélvico y torácico (pechera) brindan un ajuste necesario y suficientemente cómodo para el usuario, permitiendo un movimiento libre y con la posibilidad de ajustarse a su crecimiento sin producir incomodidad durante la marcha, si no corrigiendo postura y movimientos, y un relativamente rápido ajuste por parte de un tercero.
- Durante la marcha con la ayuda técnica el usuario es capaz de llevar a cabo una zancada frontal más homogénea con longitudes medias de entre los 18 y los 19 cm. Además, los desfases laterales son menores con lo que ejecuta una marcha más direccionada y en línea recta. A su vez la inclinación del tronco aumenta entre 19° a 28° en el plano sagital en comparación con la marcha asistida por dos personas, esto porque cuando mantiene una posición más erguida es incapaz de impulsarse a sí mismo y al andador.
- Las alternativas seleccionadas para los distintos módulos generaron un diseño que puede cumplir con las necesidades médicas del usuario suministradas por la terapeuta. Así, se consiguió cubrir múltiples áreas de funcionamiento sin dejar de lado la personalización de la ayuda técnica.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ASPACE. (s.f.). *Descubriendo la parálisis cerebral*. Madrid: Confederación ASPACE.
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., . . . Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571-576.
- BTS Bioengineering. (s.f.). *BTS SMART-Analyzer*. Obtenido de enraf.es: http://www.enraf.es/descargas/biomecanica/folletos/BTS/BTS_SMART-Analyzer_1112ES.pdf
- Carla, N., Slaman, J., Stam, H., Roenroeck, M., Van den Berg-Emons, R., & Group, L. R. (2014). Inactive and sedentary lifestyles amongst ambulatory adolescents and young adults with cerebral palsy. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*.
- Collado Vázquez, S. (2005). Desarrollo de la marcha. *Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud*.
- Collado, S. (2002). Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga. . Madrid.
- Congreso Nacional del Ecuador. (3 de Julio de 2003). Código de la Niñez y Adolescencia. *Código de la Niñez y Adolescencia*. Quito, Pichincha, Ecuador.
- Dr. Weitzman, M. (2005). Terapias de rehabilitación en niños con o en riesgo de parálisis cerebral. *Revista pediátrica electrónica* , 2(1), 47-51.
- Guevara, F. (08 de Junio de 2018). *Respuesta a la solicitud de información sobre Parálisis Cerebral*. Ministerio de Salud Pública, Dirección Nacional de Discapacidades. Quito: Ministerio de Salud Pública.
- Kinovea. (s.f.). *Kinovea.org*. Obtenido de <https://www.kinovea.org/features.html>
- Lara Romero , M. F., Angulo Carrere , M. T., & Llanos Alcázar , L. F. (1996). Actividad electromiográfica normal en la marcha humana. *Conceptos básicos de Biomecánica* , 110-116.
- Lorente, H. (2007). La parálisis cerebral. Actualización del concepto, diagnóstico y tratamiento. *Pediatría Integral*, XI(8), 687-698.
- Medicalrental. (30 de Marzo de 2018). *Medicalrental*. (Medicalrental) Recuperado el 11 de Junio de 2018, de <https://medicalrental.com.mx/producto/andador-nimbo-para-rehabilitacion-ligero/>
- Montesdeoca, A. (2014). Equipamiento para desarrollar actividades escolares para niños con parálisis cerebral espástica leve y moderada de 5 a 11 años. Quito.
- Moreno, G., Naranjo, M., Ochoa, A., Ortega, C., Ortiz, E., Paredes, L., . . . Villafañe, E. (s.f.). *Información sobre parálisis cerebral. Abordaje y manejo de la parálisis cerebral*. Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira.

- Nogueras, M., Calvo, J., Orejuela, J., Barbero, F., & Sánchez, C. (1999). Fases de la marcha humana. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 2(1), 1-68. Obtenido de <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714>
- Organización Internacional de Normalización ISO. (2016). Productos de apoyo para personas con discapacidad. Clasificación y terminología. (ISO 9999:2016). UNE-EN ISO 9999.
- Riba, C. (2002). *Diseño concurrente*. Barcelona: Edicions UPC.
- Sánchez Lacuesta, J. J., Hoyos Fuentes, J. V., Viosca Herrero, E., Soler Gracia, C., Comín Clavijo, M., Lafuente Jorge, R., . . . Vera Luna, P. M. (2006). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia : IBV .
- Sebastián, M., Valle, I., & Vígara, Á. (2011). *Guía de orientación en la práctica profesional de valoración reglamentaria de la situación de dependencia: Productos de Apoyo para la Autonomía Personal*. Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad. Gobierno de España.
- Sillas de ruedas. (01 de Julio de 2018). *Sillas de ruedas*. Recuperado el 2 de Julio de 2018, de <http://www.sillasderuedas.es/ANDADOR-INFANTIL-GRILLO>
- Solofisio. (25 de Junio de 2013). *¿Qué es un andador?* (Solofisio) Recuperado el 11 de Junio de 2018, de <http://www.solofisio.com/especialidades/articulo/que-es-un-andador-163>
- Tilton, A. (2006). Therapeutic Interventions for Tone Abnormalities in Cerebral Palsy. *NeuroRx: The Journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics*, 3, 217-224.