

Interacción en la marcha asistida con Caminador Robótico: Evaluación con pacientes en actividades de la vida diaria y la integración de clínicos en el ciclo de control

Estudiante
Natalia del Pilar Silva Suárez

Trabajo Dirigido

Tutor
Prof.Dr.Carlos Andrés Cifuentes García
Cotutor
Prof.Dra.Marcela Cristina Múnera Ramírez



UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2019

Agradecimientos

El trabajo desarrollado y expuesto en el presente documento colabora al avance y alcance de dos estudios de investigación los cuales no habrían sido posible sin el apoyo financiero del departamento de ciencias e innovación COLCIENCIAS (Contrato 801-2017), junto con el aporte en instalaciones y pacientes brindados por la Universidad Tecnológica de Pereira y del mismo modo reitero mi agradecimiento a los profesionales clínicos de la Universidad del Rosario que permitieron la realización de este trabajo.

Además del agregado en formación profesional y personal que me ha entregado la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito y la Universidad del Rosario a lo largo de la totalidad del programa de ingeniería Biomédica.

Los dos estudios liderados por el Prof.Dr.Carlos Andrés Cifuentes García quien de igual manera tomó el papel de tutor y a quien principalmente junto con mi co-tutora la Profa.Dra. Marcela Cristina Múnera Ramírez y MSc(c) Sergio D. Sierra Marín quiero agradecerles por el apoyo y acompañamiento constante durante el desarrollo de este trabajo.

En segunda instancia y a manera personal quiero agradecer a mi familia, principalmente a mi padre Rito Silva, a mi madre, Mary Luz Suárez y mis hermanos, Sebastián Silva y Nicolás Silva, porque sin su apoyo incondicional basado en amor, confianza, paciencia y su formación de buenas enseñanzas conforme los principios de humildad, sencillez y cordialidad no sería la persona que actualmente soy y este logro no habría sido posible.

Finalmente quiero agradecer a Dios por ser el principal cimiento y guía en mi vida puesto que la fe en él no me ha permitido desfallecer.

Resumen

La proporción de la población que sufre problemas de movilidad en miembros inferiores con el paso de los años se ha venido incrementando y sumado con el crecimiento de la población mayor a 60 años que corresponde a la comunidad con mayor discapacidad física y cognitiva, se han desarrollado diferentes dispositivos para asistencia en marcha: en este grupo se encuentran los Caminadores Robóticos, los cuales por medio de la interacción Humano-Robot (HRI), permite al usuario comunicación física y cognitiva.

La interacción HRI es usada en distintos campos como el de la rehabilitación para potenciar la terapia y colaborar al profesional clínico para reducir el esfuerzo físico y enfocar sus capacidades en otras actividades en beneficio del proceso de recuperación del paciente. De forma anexa, el caminador robótico por medio de su funcionalidad a partir de componentes de tecnología robótica y electrónica, y la interacción natural con el paciente, permite ser usado como dispositivo de asistencia para movilización en entornos cotidianos, especialmente enfocado a la asistencia en adultos mayores. De este modo este trabajo presenta el desarrollo de dos estudios experimentales.

El primero enfocado en la simulación de un entorno virtual en donde se desempeña el funcionamiento de un Smart Walker (SW) por una ruta establecida que implementa estrategias de control de operación remota generando una respuesta física y cognitiva sobre el participante, que corresponde a profesionales clínicos del campo de la rehabilitación permitiendo controlar la dirección de movimiento del SW para reducir el error en contraste con la ruta apropiada mediante un dispositivo háptico.

La evaluación de los datos implica el cálculo del error de estimación entre la trayectoria ideal y la desarrollada por el participante, de igual manera se aplica un cuestionario de aceptación, usabilidad y expectativas bajo las escalas de Likert del 1 al 5 para calcular el criterio del profesional con respecto a los modos de realimentación.

Esta evaluación tiene como objetivo evaluar el potencial de integrar a los clínicos en el ciclo de control en el uso de caminadores robóticos. De los resultados de este estudio se encontró que existen diferencias significativas entre los dos grupos de profesionales para los modos de realimentación correspondientes al visual y el que relaciona la respuesta háptica-visual. De modo que son los terapeutas ocupacionales los que tuvieron mejor desempeño en dichas pruebas, con un error de estimación cinemática para el modo visual de 0,21 inferior al de los fisioterapeutas (0,25) y para el háptico- visual de 0,25 inferior al 0,48 de los fisioterapeutas.

El segundo estudio investigación se basa en el funcionamiento del caminador robótico AGoRA Smart Walker para ser probado en la población referente a adultos mayores con el fin de evaluar el modo de marcha bajo diferentes situaciones de la vida diaria en las que se encuentran el cambio de inclinación, curvas y terrenos lineales, recreando los espacios habituales de un lugar de vivienda.

El análisis es basado en la recolección de los datos propuestos por los sensores que adopta el SW y los del sensor inercial inalámbrico (G-Walk), de tal forma que se evalúen los parámetros de odometría y marcha con la asistencia del caminador únicamente para el desplazamiento por rampa en subida y bajada, y en el caso del desplazamiento lineal corto con y en ausencia del robot.

Los resultados para este estudio demostraron que en el desplazamiento en ascenso y descenso de las variables velocidad angular y lineal, no exhibieron diferencias significativas. Respecto a la fuerza inicial ejercida en subida y bajada con valores de 0,86N y 0,56N respectivamente,

esta variable demostró diferencias significativas y es tomada como un criterio de contraste para el uso del caminador robótico en actividades de la vida diaria.

Teniendo en cuenta el error de estación cinemática, la diferencia no es relevante en situación de subida (0,78) con respecto al trayecto en bajada (0,75), de tal modo que aunque el desempeño es mejor en subida no representa una diferencia significativa entre ambas situaciones.

Los datos para el trayecto lineal demostraron que con una velocidad de 1,34 m/s sin caminador robótico, en comparación con el valor de 0,79 m/s para la prueba con caminador robótico, la variable velocidad es representativa y demuestra diferencias significativas entre usar o no el dispositivo de asistencia. Del mismo modo, el tiempo que tarda el participante en realizar el recorrido es inferior sin el caminador (15,6 s), con respecto al realizado con el caminador robótico (21,9 s) siendo una variable contundente para evaluar el dispositivo en situaciones cotidianas en vivienda.

La variable cadencia de pasos sin caminador fue de 118,9 pasos/min, en contraste con el uso del dispositivo de 101,18 pasos/min, que representa una diferencia significativa. La longitud de zancada de los resultados obtenidos no demuestra diferencias entre el uso del caminador y sin él, con valores de 1,08 m y 1,09 m respectivamente.

Palabras clave: movilidad, miembros inferiores, adultos mayores, asistencia en marcha, rehabilitación, clínico, entornos cotidianos, entorno virtual, estrategias de control, respuesta física, respuesta cognitiva, dispositivo háptico, AGoRA Smart Walker, G-Walk.

Índice general

Agradecimientos	I
Resumen	III
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Motivación	1
1.2. Proyecto relacionado	2
1.3. Objetivos del proyecto	3
1.3.1. General	3
1.3.2. Específicos	3
1.4. Contribuciones	3
1.5. Organización del documento	3
2. ESTADO DEL ARTE	5
2.1. Trastornos de la marcha	5
2.1.1. Afecciones físicas-cognitivas-psicológicas en personas mayores	6
2.1.1.1. Disminución física y funcional	6
2.1.1.2. Deterioro cognitivo	8
2.1.1.3. Problemas psicosociales	8
2.2. Descripción general de los robots de atención médica	9
2.3. Robots de asistencia social	10
2.4. Robots de atención médica para personas mayores	10
2.5. Dispositivos de asistencia a la marcha	11
2.6. Demandas atencionales y neuromotoras de los caminadores	12
2.7. Caminadores robóticos	13
2.7.1. Soporte físico	13
2.7.1.1. Soporte físico pasivo	13
2.7.1.2. Soporte físico activo	13
2.7.2. Asistencia sensorial	14
2.7.3. Asistencia cognitiva	14
2.7.4. Beneficios biomecánicos y neuromotores de caminadores robóticos	14
2.7.5. Interacción humano-robot en locomoción asistida	15
2.7.5.1. Interacción Cognitiva Humano-Robot	16
2.7.5.2. Interacción Física Humano-Robot	16
2.7.5.3. Interfaces Cognitivas Humano-Robot	17
2.7.5.4. Interfaces Físicas Robot-Humano	17
2.7.5.5. Interfaz multimodal	17

2.7.6. Interacción Humano-Robot-Medio Ambiente	17
3. METODOLOGÍA	19
3.1. Evaluación de un Dispositivo Háptico para la Interacción del Terapeuta en la Marcha Asistida por Caminadores.	19
3.1.1. Participantes	20
3.1.2. Materiales y equipos	20
3.1.3. Tipo de estudio y diseño general	21
3.1.4. Variables	21
3.1.4.1. Variables de Interacción Háptica	21
3.1.4.2. Variables del estudio de expectativas	23
3.1.5. Intervención propuesta	26
3.1.6. Procedimiento	28
3.1.6.1. Explicación del estudio y configuración de la prueba	28
3.1.6.2. Interacción con Dispositivo Háptico	28
3.1.6.3. Evaluación de Expectativas y Opiniones	28
3.2. Evaluación biomecánica durante la marcha asistida en actividades de la vida diaria con Smart Walker.	29
3.2.1. Participantes	29
3.2.2. Materiales y Equipos	29
3.2.3. Variables	30
3.2.3.1. Variables de interacción con el caminador robótico	30
3.2.3.2. Variables de interacción con el caminador robótico	31
3.2.4. Tipo de estudio	31
3.2.5. Intervención propuesta	31
3.2.5.1. Trayecto lineal	31
3.2.5.2. Trayecto en ascenso y descenso con giro intermedio	31
3.2.6. Procedimiento	31
3.2.6.1. Desplazamiento lineal con velocidad regular	32
3.2.6.2. Desplazamiento en ascenso con giro intermedio	33
3.2.6.3. Desplazamiento en descenso con giro intermedio.	33
3.3. Limitaciones	33
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	35
4.1. Evaluación de un Dispositivo Háptico para la Interacción del Terapeuta en la Marcha Asistida por Caminadores.	35
4.1.1. Calculo del error de estimación cinemática de los modos de realimentación	37
4.1.2. Análisis descriptivo de los modos de operación a partir del valor de KTE	38
4.1.3. Análisis de hipótesis mediante pruebas de comparación de medias . . .	41
4.1.3.1. Planteamiento de hipótesis para las variables: modos de operación	41
4.1.3.2. Comprobación de hipótesis	42
4.2. Evaluación biomecánica durante la marcha asistida en actividades de la vida diaria con Smart Walker	44
4.2.1. Resultados obtenidos por AGoRA Smart Walker	45
4.2.1.1. Planteamiento de hipótesis para las variables extraídas de SW	46

4.2.1.2. Validación de las variables.	47
4.2.2. Resultados obtenidos por el dispositivo G-Walk en desplazamiento lineal.	49
4.2.2.1. Planteamiento de hipótesis para las variables extraídas del G-Walk.	50
4.2.2.2. Validación de hipótesis	51
5. CONCLUSIONES	54
6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	57
BIBLIOGRAFÍA	58
ANEXO	63

Índice de figuras

3.1. Hapkit: Un grado de libertad háptica: Es el canal de interacción física y cognitiva, cuenta con 3 grados de libertad de traducción (DOF).	21
3.2. Trayecto del SW para el ensayo de evaluación.	27
3.3. Modelo de interfaz de la interacción Humano-Robot: 1) Estimación de las fuerzas de interacción del usuario; (2) reglas de seguridad de bajo nivel; (3) estimación basada en láser del parámetro de observación del usuario; (4) esquema de fusión de cámara láser para la detección de personas; (5) navegación basada en láser [77].	29
3.4. Sensores, actuadores y unidades de procesamiento en Smart Walker AGoRA. [77].	30
3.5. (a) Trayectoria para ascenso y descenso en rampa con inclinación estándar (b) trayectoria lineal sin inclinación.	32
4.1. Representación gráfica del total de una sesión en donde se evidencian las pruebas desarrolladas por uno de los profesionales clínicos.	36
4.2. Representación gráfica de la trayectoria ideal formada en dos dimensiones. . . .	37
4.3. Comparación gráfica de la trayectoria ideal y la recorrida por un terapeuta durante la experimentación.	37
4.4. Representación de KTE sin realimentación en fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales. El * indica el valor atípico de la muestra.	39
4.5. Representación de KTE en el modo visual en fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.	39
4.6. Representación de KTE en el modo háptico en fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales. El * indica el valor atípico de la muestra.	40
4.7. Representación de KTE en el modo háptico-visual en fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales. El * indica el valor atípico de la muestra.	40
4.8. Representación gráfica de las tres pruebas realizadas en un participante durante el desplazamiento en ascenso de una rampa de dos niveles haciendo énfasis en las variables de posición, velocidad lineal, velocidad angular y fuerza, con localización de los máximos característicos de cada variable.	44
4.9. Representación gráfica de las tres pruebas realizadas en un participante durante el desplazamiento en descenso de una rampa de dos niveles haciendo énfasis en las variables de posición, velocidad lineal, velocidad angular y fuerza, con localización de los máximos característicos de cada variable.	45
4.10. Representación de KTE de la trayectoria en rampa subiendo y en rampa bajando. 46	

Índice de tablas

3.1. Cuestionario de aceptación y usabilidad	23
3.2. Cuestionario de estudio de expectativas	26
4.1. Valor ponderado de KTE correspondiente a cada modo de operación en fisio- terapeutas.	37
4.2. Valor ponderado de KTE correspondiente a cada modo de operación en Tera- peutas Ocupacionales.	38
4.3. Resultados descriptivos obtenidos del error de estimación cinemática (KTE) para cada modo de realimentación en cada subgrupo de la muestra de profesio- nales.	38
4.4. Prueba de comprobación de normalidad por el método Shapiro-Wilk con un nivel de confianza del 95 por ciento.	42
4.5. Comprobación de igualdad de varianzas por la Prueba de Levene y comproba- ción de igualdad de medias a partir de la prueba t para ser comparada entre fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.	42
4.6. Comprobación de igualdad de varianzas por la Prueba de Levene y compro- bación de igualdad de medias a partir de la prueba t destinada a la variable: modo de realimentación háptico-visual para ser comparada entre fisioterapeu- tas y terapeutas ocupacionales.	43
4.7. Comprobación de igualdad de medias para variables no normales e independen- tes a partir de la prueba U de Mann-Whitney para las variables modo de realimentación visual y libre realizando comparación entre la muestra de fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.	43
4.8. Variables de interacción con el caminador en desplazamiento de rampa subiendo y rampa bajando.	45
4.9. Prueba de Normalidad para Velocidad Lineal	47
4.10. Prueba de Normalidad para Velocidad Angular	48
4.11. Prueba de Normalidad para Fuerza	48
4.12. Prueba de muestras independientes: Prueba de Levene para igualdad de va- rianzas para las variables Velocidad lineal, Velocidad angular y fuerza respecto al trayecto en subida y bajada de rampa.	48
4.13. Prueba de muestras independientes: Prueba t para la igualdad de medias para las variables Velocidad lineal, Velocidad angular y fuerza respecto al trayecto en subida y bajada de rampa.	49

4.14. Variables promedio obtenidas de la prueba en marcha con dispositivo G-Walk con caminador robótico y en ausencia del mismo.	50
4.15. Valores descriptivos de las variables obtenidas por el sensor inercial inalámbrico para el desplazamiento lineal de 10 metros con SW y sin asistencia de SW. . .	51
4.16. Resultados obtenidos al aplicar la prueba de normalidad Shapiro-Wilk para variables independientes a las variables obtenidas del G-Walk.	52
4.17. Comprobación de igualdad de varianzas a partir de la prueba de Levene y prueba T para igualdad de medias en velocidad para marcha con SW y sin SW. 52	
4.18. Prueba U de Mann-Whitney para variables independientes (duración, cadencia de paso y longitud de zancada).	53

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

1.1 Motivación

La proporción de la población mayor de 60 años era del 8 por ciento en 1950, del 10 por ciento en 2000, y se estima que alcanzará el 21 por ciento en 2050 [1]. La afectación parcial o total de la movilidad, es un precedente importante para el decremento de la calidad de vida de las personas, porque no solo afecta la capacidad de caminar, sino dificulta el desarrollo de las tareas cotidianas, generando dependencia a los demás para el desarrollo de tareas simples y personales [2].

Los adultos mayores son la comunidad principal con discapacidades físicas y cognitivas que afectan la movilidad [2]. Además, la locomoción independiente puede verse afectada por lesiones, enfermedades neurológicas o intervenciones quirúrgicas. Las enfermedades son la causa más frecuente de alteración de la locomoción en personas de 65 a 84 años [1]. El accidente cerebrovascular, la enfermedad de Parkinson, la demencia de Alzheimer, la enfermedad degenerativa de las articulaciones, las deformidades musculoesqueléticas adquiridas, la claudicación intermitente y los trastornos después de una cirugía ortopédica también pueden causar problemas de locomoción [3].

La afectación de la movilidad impide el desarrollo de actividades de la vida al desarrollar tecnologías para ayudar a las personas mayores a mantener su independencia, estos pueden llegar a ser más felices y saludables en su vejez. En la actualidad existen muchas tecnologías, incluidas las robóticas, diseñadas específicamente para ayudar a esta población [4].

Los caminadores convencionales de la misma forma que muchos dispositivos de asistencia proporcionan mejor balance y estabilidad al usuario, lo anterior debido a que se adiciona mayor apoyo para el soporte del peso de la persona. Sin embargo, aunque generan una mejor estabilidad la marcha se torna más lenta, controlada y generando un mayor esfuerzo físico por parte del usuario [5] debido a que debe alzar el dispositivo por completo para poder adelantar un paso.

Existen diferentes disposiciones en las que se presentan los caminadores convencionales según el requerimiento de la persona. Los caminadores de llantas delanteras, por ejemplo, se adaptan mejor para aquellos que tienen patrones de marcha más rápidos o que por su condición no logran levantar el caminador para avanzar, las llantas mejoran el desplazamiento de la persona, pero de la misma forma incrementan la probabilidad del riesgo de caída.

Los caminadores de 4 ruedas, son de uso especial para personas que requieran apoyo en términos de estabilidad más no de soporte, ya que una intensión de movimiento con apoyo erróneo puede generar aceleración en el dispositivo que junto con una reacción lenta puede conducir a una caída [6]. Los caminadores son una gran opción si se espera que el dispositivo brinde estabilidad pero estos a su vez reducen el balanceo normal de las extremidades superiores y una incorrecta postura de la espalda [4].

Los avances tecnológicos han permitido la incorporación de actuadores y sensores en los caminadores, brindando asistencia en la marcha para personas con discapacidades, que generalmente presentan problemas en su movimiento y equilibrio. Los sensores pueden proporcionar navegación asistida, localización [7] y detección y evitación de obstáculos [8].

Estos caminadores se denominan Smart Walker (SW) y permiten también la identificación de la intención del movimiento del usuario [8], que se puede utilizar en estrategias de control para la asistencia de movilidad, proporcionando comodidad, seguridad y facilidad de maniobra para el caminante [9]. Además son capaces de proporcionar apoyo físico, asistencia sensorial, asistencia cognitiva, monitoreo de la salud y una avanzada interfaz hombre-máquina [9].

1.2 Proyecto relacionado

El grupo de investigación GiBiome de la Escuela Colombiana de Ingeniería (ECI) y la Universidad del Rosario, trabaja en conjunto con investigadores del área de la salud y la ingeniería resolviendo problemáticas médicas que sugieren soluciones de ingeniería para el campo de la rehabilitación, de esta forma se determinan y delimitan los sistemas médicos que se van a abordar, para desarrollar dispositivos médicos que colaboren bajo el marco de un ámbito clínico.

Adicionalmente, en este grupo proponen soluciones para el procesamiento de señales e imágenes médicas con el objetivo de generar una vista más clara a los especialistas de salud, generar así un diagnóstico y promover el tratamiento correcto, además también enfoca sus esfuerzos a promover la calidad de vida de las personas generando soluciones de apoyo en asistencia social. El grupo de investigación se encuentra clasificado A en Colciencias.

El presente estudio se desarrolla en el marco del proyecto Colciencias bajo el título "Desarrollo de una plataforma robotica adaptable para rehabilitacion y asistencia de la marcha" Grant 801-201, liderado por el Prof.Dr.Carlos Andrés Cifuentes y la Profa.Dra.Marcela Múnera, con el apoyo de la Clínica Universidad de la Sabana, específicamente con el área de trauma y rehabilitación permitiendo análisis clínico de los dispositivos.

El proyecto de investigación AGoRa tiene como objetivo desarrollar y estudiar en el ámbito médico la implementación de una plataforma robótica ajustada para ser usada en procesos de rehabilitación y apoyo en marcha. Esta plataforma se soporta en dos dispositivos: un exoesqueleto activo y un caminador inteligente.

La plataforma enfoca su funcionamiento a la interacción entre la persona y el dispositivo robótico de asistencia por medio de varios canales de comunicación. Esta relación resulta ser de gran importancia puesto que agrupa la interacción cognitiva y física del paciente, extrayendo a su vez información del ambiente en donde este se desarrolla con el objetivo de interactuar de manera natural con el robot, permitiendo una navegación más segura en el ambiente de

rehabilitación, brindando soporte y estabilidad durante la marcha controlada.

Con el desarrollo de este proyecto se espera apoyar a los dispositivos de asistencia robótica en trastornos asociados a la marcha. De este modo la plataforma pretende mejorar y también innovar sobre la terapia convencional para ser implementada en los procesos clínicos de rehabilitación manejados por las entidades prestadoras de servicios de salud.

1.3 Objetivos del proyecto

1.3.1. General

Evaluar la interacción en la marcha asistida con Caminador Robótico enfocándose en la ejecución de estudios que permitan entender el potencial de esta herramienta desde la interacción con pacientes y clínicos.

1.3.2. Específicos

1. Identificar la relación Humano-Robot priorizando el vínculo Terapeuta-Paciente, al estudiar estrategias de realimentación que favorezcan la interacción física y cognitiva con el dispositivo, comparando de igual modo el desempeño entre profesionales clínicos.
2. Analizar el efecto del uso del caminador robótico como dispositivo de asistencia en entornos cotidianos que involucren trayectos con cambio de dirección, inclinación y longitud, en adultos mayores.
3. Procesar los datos recolectados en cada estudio priorizando aquellas variables que denotan relevancia en los procesos de marcha y la interacción con el caminador robótico virtual y físico.

1.4 Contribuciones

Con el desarrollo de este proyecto se espera evaluar el comportamiento y funcionamiento del AGoRA Smart Walker con el propósito de brindar otra opción de movilización segura y estable a los adultos mayores especialmente en espacios cotidianos como lo son los lugares de vivienda, evaluando el potencial del dispositivo en situaciones donde se vean implicado el cambio de dirección inclinación y longitud de trayecto.

Del mismo modo se espera con este proyecto aportar en los procesos de rehabilitación y asistencia robótica en marcha evaluando el potencial de integrar a los clínicos en el control de los caminadores robóticos, mejorando e innovando sobre la terapia convencional y sobre el desempeño de los diferentes tipos de profesionales de la salud que involucren en su labor la rehabilitación.

1.5 Organización del documento

- Capitulo 2: Este capítulo se encuentra estructurado por la compilación de diferentes estudios de investigación, sobre los diferentes dispositivos de asistencia en marcha, haciendo énfasis en el caminador robótico y las funciones propias del mismo para interacción física y cognitiva del usuario con el caminador, su funcionamiento tanto en rehabilitación como en asistencia en marcha.

- Capitulo 3: En este capítulo se evidencia la metodología optada para la realización de los dos estudios, de tal forma que sustenten la base para estructurar la información necesaria y efectuar la totalidad de los protocolos de los dos estudios, en donde se especifican los criterios de inclusión para escogencia de la muestra, los materiales y dispositivos que tendrán lugar en la recolección de datos, el tipo de estudio y diseño general, las variables que se tendrán en cuenta para ser calculadas y evaluadas, y finalmente el procedimiento que tendrá lugar en cada sesión práctica.
- Capitulo 4: Dentro de este capítulo se registra la información procesada y organizada de los datos junto con las diferentes pruebas estadísticas que validan o descartan las hipótesis establecidas, de igual manera el respectivo análisis de resultados.
- Capitulo 5: En este capítulo se encuentran las conclusiones extraídas de los resultados obtenidos.
- Capitulo 6: El capítulo 6 trata básicamente de los estudios que se prevén para un futuro basándose en los resultados obtenidos del presente estudio.

Capítulo 2

ESTADO DEL ARTE

2.1 Trastornos de la marcha

En gran parte de los casos, los problemas en locomoción en adultos mayores se debe a la integración de diferentes problemáticas médicas, así que el estudio de este trastorno en miembros inferiores debe encaminarse bajo las delimitaciones de los problemas de salud que tiene el individuo y el grado de alteración tanto sensorial como motora. [10]. Según cifras un 20 por ciento de las personas mayores establecieron tener dificultad para movilizarse o requieren de ayuda externa para caminar [11].

En casos específicos en donde la muestra hace referencia a personas mayores de 85 años, se evidenció que la dificultad para caminar es igual o mayor al 54 por ciento [12]. Los problemas en la marcha vienen dados por la edad, y se denota con mayor relevancia en personas mayores a los 75 años, Dichos problemas encuentran su origen en muchos casos con la presencia de afecciones en salud, y crece proporcionalmente junto con el avance de la enfermedad.

Un ejemplo de lo anterior es el encontrado en [13], donde concluyen que para una persona mayor de 85 años, con la presencia de tres o más enfermedades crónicas, el evento de un accidente cerebrovascular, fractura de cadera o cáncer advierten de forma explícita la pérdida total de la posibilidad de caminar.

En cuanto a adultos mayores el término de marcha desordenada es incierto, ya que aún no se establecen parámetros claros y estandarizados para determinar una marcha normal o no patológica en esta población [11]. Se tiene la ambigüedad de considerar como patológica el desplazamiento lento, o antiestético (declinación en la simetría y sincronía de las fases de la marcha). Pero dados diversos estudios, la marcha con características anteriormente mencionadas en muchos casos le proporcionan al paciente seguridad y confianza para seguir realizando sus actividades de forma independiente [10].

Como se mencionó, los problemas de locomoción no son solamente asociados a una patología, puesto que por lo general su causa puede ser multivariable y progresiva, lo que conlleva y potencia la anormalidad en marcha. [14].

La marcha desordenada, atribuida ya sea al desplazamiento lento, estéticamente diferente, o los dos, no es únicamente referida al envejecimiento, sino desde un punto de vista más objetivo, es asociada a las enfermedades y la gravedad de estas que incrementa con el paso de los años. En el caso de los adultos mayores cuyas patologías son de carácter múltiple el trastorno en marcha de igual manera se ve favorecido. [15].

Según la opinión de los adultos mayores cuando se refieren al dolor para movilizarse siempre

mencionan el hecho de sentir rigidez, mareo, adormecimiento y la percepción de movimiento extraño. Según lo informado en el centro de atención primario, las patologías que se atribuyen a la marcha anormal son enfermedad articular degenerativa, deformidades musculoesqueléticas, problemas posteriores a una intervención ortopédica y accidentes cerebrovasculares [11].

Existen también patologías con menor frecuencia de padecimiento pero que se asocian a los problemas en marcha entre los que se encuentran las enfermedades del hígado y riñón, tumores en el sistema nervioso central (SNC), depresión y la administración de medicamentos psicotrópicos [12]. También hay informes que demostraron que en algunos casos el hipotiroidismo, hipertiroidismo, insuficiencia de vitamina B12 y ácido fólico son influyentes del acontecimiento y progresión del trastorno en marcha [14].

2.1.1. Afecciones físicas-cognitivas-psicológicas en personas mayores

Las principales causas a las que se le atribuye el deterioro del ciclo de la marcha son patologías neurológicas o por consecuencia de la edad. Entre las patologías se encuentran por mencionar algunas, la apoplejía, lemnisco medial (LM), pedúnculo cerebral (PC), accidente cerebrovascular (ACV), artritis, ataxia cerebral, miopías, neuropatías, hemiplejía [16].

Según el tipo de afección sus efectos sobre la persona y la movilidad cambian. Aquellas que afectan el sistema sensorial periférico atacan directamente la estabilidad y coordinación de la locomoción, y en el caso de patologías que afectan el sistema motor periférico se ve comprometida la simetría del soporte de peso en la marcha [17].

A causa de la edad y el daño inevitable y paulatino a nivel neurológico, muscular y osteoarticular la capacidad de movilidad se ve deteriorada también, evidenciándose en el ciclo de la marcha, disminuyendo la velocidad y la longitud de zancada, ya que el cuerpo busca optimizar el gasto energético durante la marcha preservando la estabilidad y seguridad [18].

2.1.1.1 Disminución física y funcional

Estos dos aspectos por lo general generan la brecha que impide la independencia en las personas mayores [19]. Por su parte la afección física afecta directamente la movilidad, lo que conduce a incrementar el riesgo de caídas y afecta la capacidad para realizar tareas cotidianas del hogar. Dichas tareas se dividen en dos grupos:

- Actividades de la vida diaria (ADL): Tareas como vestirse, comer, tareas de carácter sanitario, caminar, entre otras.
- Actividades instrumentales de la vida diaria (IADL): Estas se diferencian de las anteriores porque a pesar de no ser actividades cotidianas, se deben llevar a cabo para que una persona viva de forma independiente: tareas como transporte, administración del hogar y su economía, compras generales, entre otras [20].

La disminución de la capacidad física y de movilidad repercute en una mayor probabilidad de sufrir una caída, aspecto relevante a la hora de evaluar el ingreso a un hogar para ancianos. Según estadísticas una tercera parte de la población mayor a 65 años que viven de forma independiente, y sufren una caída en promedio una vez al año [21].

En muchos casos, la caída no implica fractura, pero las fracturas generadas por caídas son una de las razones más relevantes de morbilidad y mortalidad [22], y aunque la caída no

refiera en una lesión importante, se ve afectada la confianza puesto que se incrementa el temor a caer, deteriorando la calidad de vida ya que la persona se siente discapacitada para realizar sus actividades diarias.

Con el avance tecnológico, las personas mayores tienen a su disposición más opciones de asistencia para vida diaria, las cuales se concentran en mantener la independencia y brindar apoyo en tareas básicas del hogar. Con el incremento de la población adulto mayor, estos recursos tecnológicos colaboran en reducir la carga de los servicios de salud [20].

Se puede organizar la variedad de dispositivos de atención en cuidado médicos desde lo más sencillo como audífonos o anteojos que restablecen el deterioro físico, pasando por aquellos que ayudan con la movilidad como es el caso de los bastones y sillas de ruedas, o dispositivos que le permiten a la persona realizar sus actividades diarias de forma más fácil y segura, como barandas en el baño, tapetes con adherente, asientos de inodoros mecánicos. De igual forma una computadora con acceso a internet o dispositivos de telecomunicación convencionales como el teléfono le permiten a una persona mayor llevar a cabo diferentes tareas cuando salir de casa no es una opción [4].

También existen tecnologías más avanzadas para apoyar el sostenimiento de adultos mayores, tal es el caso de los hogares inteligentes que ofrecen diversas soluciones, en monitoreo de seguridad, monitoreo en el hogar cuando se trata del cuidado de personas con discapacidades físicas o cognitivas[19].

La tecnología de hogar se desarrolló con el propósito de preservar la independencia y promover la seguridad de la persona [23]. Dicha tecnología cuenta con una serie de dispositivos para la detección de movimiento, el control de iluminación, manejo motorizado de persianas, sistemas de apertura de puertas y ventanas, detección de humo, gas y control de temperatura, entre otros [24]. Sin embargo dada su complejidad, esta tecnología se muestra amenazante y es descartada por gran parte de la población adulto mayor. [25].

Las tecnologías robóticas para los pacientes adultos han enfocado una parte de sus esfuerzos a la atención médica y la asistencia en actividades del día a día promoviendo la independencia y permitiendo que puedan permanecer en sus hogares habituales [26]. Dispositivos como cucharas robóticas, aspiradoras, cafeteras, que son de uso normal en una vivienda habitual, hasta robots que colaboran en tareas domésticas como lavar, clasificar ropa o calentar.

Uno de los aspectos más importantes en asistencia en adultos mayores es la movilidad en donde la robótica ha desarrollado dispositivos como sillas de ruedas, extremidades artificiales, y exoesqueletos [2]. Junto con caminadores inteligentes y robots que permiten levantar al paciente y desplazarlo. El anterior es el caso de [59] que es un caminador inteligente para movilidad personal, que brinda asistencia a personas con discapacidad visual, dándoles la posibilidad de transportarse proporcionándoles una constante información del entorno y los limitantes del trayecto.

La tecnología robótica ya desarrollada y puesta en práctica genera una buena base para trabajos futuros, Estos dispositivos dan frente a diversas necesidades tanto fisiológicas como funcionales de los pacientes de edad avanzada apoyándolos en tareas cotidianas, movilidad y seguridad. Sin embargo muchas de estas tecnologías se enfocan solamente en suplir un deterioro, cuando también deberían centrar sus esfuerzos a la prevención y el mantenimiento de la salud [4].

Según lo desarrollado, existe una carencia en investigación que demuestre el aporte de los

robots sanitarios actuales en el entorno del hogar de un adulto mayor. Las investigaciones por lo general se desarrollan en el ámbito de los hogares para el cuidado de ancianos. Pero las condiciones de un hogar convencional cambian y por consiguiente se deben tener en cuenta diferentes factores, como el tamaño del robot, el espacio del entorno donde se desempeñará y el mantenimiento [20]. Por tal motivo se deben potenciar estos aspectos ya que los robots tienen el compromiso de demostrar que pueden cambiar positivamente la situación actual del paciente, evitando problemas como por ejemplo técnicos o espaciales que promueven el rechazo [4].

2.1.1.2 Deterioro cognitivo

No solo las afecciones de tipo físico son motivo de ingreso a lugares de atención continua, el deterioro cognitivo y especialmente la demencia son razones para ingresar a un paciente de edad avanzada a un hogar geriátrico. Además, según estadísticas las enfermedades asociadas a demencia, en las que se encuentra el Alzheimer aumentan de forma proporcional al incremento de la población [27].

Las enfermedades que afectan la capacidad cognitiva de forma progresiva he implícita van afectando la capacidad funcional. El deterioro cognitivo trae consecuencias progresivas en problemas asociados a la memoria y la orientación espacial, dos aspectos relevantes para generar preocupación respecto a seguridad, he independencia para valerse por sí mismo. Entonces aquellas personas con déficits cognitivos requieren atención de amigos, familiares, o una ayuda externa paga [28].

Este nivel de dependencia en muchos pacientes recae principalmente en la persona que está a cargo del adulto mayor, generando problemas psicológicos, sociales y físicos [29]. Esta carga conlleva a que las personas a su cargo tomen la decisión de enviarla a un lugar de atención para adultos mayores, ya que sus necesidades no logran ser satisfechas por ellos solos [30].

Teniendo en cuenta lo anterior, la tecnología dispuesta para solucionar esta problemática en pacientes con deterioro cognitivo no solo debe centrarse en mantener la independencia, sino debe tener en cuenta tanto al individuo, evitando la progresión de su afección y a la persona al cargo de su cuidado.

Algunos robots se han desarrollado con software para ayudar a estimular a las personas con ejercicios de entrenamiento cerebral para ayudar con el deterioro cognitivo. Sin embargo, la información de robots para el apoyo de pacientes con problemas cognitivo no es significativa, de tal forma que no es posible establecer si este tipo de tecnología se podría usar en entrenamiento cognitivo o se dejaría de lado.

La investigación encontrada y realizada en [4], evidencia que un criterio a considerar para optar por usar un robot y tomarlo en serio en terapia o asistencia es su personalidad. En [31], las personas mayores se encuentran menos dispuestas a trabajar con un dispositivo que no refleja seriedad y se asimila a un juguete.

2.1.1.3 Problemas psicosociales

Cuando se aborda la problemática que envuelve a las personas mayores, se habla de salud, atención médica y asistencia en actividades cotidianas, pero estos no son los únicos focos de atención. Los adultos mayores que viven con algún tipo de afección médica por general también tienen problemas de carácter social, impidiéndolos mantener relaciones estrechas, y contacto social, lo que conduce a la soledad [6].

Mantener un equilibrio social implica sostener relaciones sociales y participar reiterativamente en actividades sociales. La incomunicación y la soledad son factores tan importantes como el mismo estado funcional y cognitivo para que la persona sea admitido en un hogar de atención permanente [32]. Según [33], los adultos mayores que mantienen relaciones sociales y participan de la interacción con otras personas tienen menor probabilidad de ser llevados a un hogar geriátrico, y su mortalidad se ve disminuida. Adicionalmente esta carencia social también es relacionada con repercusiones en la salud como la presión arterial alta, falta de sueño, mayor probabilidad de sufrir trastornos de demencia [34] y es un estado inicial que si se prolonga conduce a la depresión [35].

La salud física y mental puede verse gravemente afectada por la depresión a causa de la soledad o la que otorga la edad, perjudicando la interacción de las personas con los demás para la formación de lazos más cercanos [36]. Esta problemática social conduce a la generación de un ciclo autosostenible que consiste en que la depresión causada por la edad lleva a que la persona decida aislarse lo que conlleva al incremento en la depresión. Según estudios solo entre el 1 y 2 por ciento de los adultos mayores que viven de forma independiente presentan depresión en un estado alto, sin embargo el 10 por ciento presenta síntomas asociados a esta enfermedad producto de limitantes o afecciones. [37].

El problema de soledad en personas mayores logra potenciarse por los mismos portadores, ya que el individuo asocia la depresión como una consecuencia natural del envejecimiento, además se ve incrementada por el hecho de que esta población no suele comunicar sus afecciones ya que de cierta forma se convencieron de aceptar el hecho de que el mismo paso de los años conduce a un deterioro de su salud, lo que repercute en estrés psicológico [4].

De igual manera que para la asistencia física y cognitiva, la tecnología genera su aporte a las personas mayores en términos de bienestar psicológico, especialmente para aquellas que se encuentran en un alto riesgo de aislamiento social. El apoyo se basa principalmente en la posibilidad de compartir a diferentes robots sociales deficiencias en su salud que no compartirían con un humano por vergüenza [38]. Además, preferir usar el robot puesto que su criterio no incomoda o le hacen perder el tiempo a una persona o médico [39]. El uso de estas tecnologías abre la brecha de comunicación y proporciona información relevante del estado de salud de paciente [4].

2.2 Descripción general de los robots de atención médica

Esta clase de robots enfocan su funcionamiento a mantener, mejorar y monitorear el estado de salud de las personas, contribuyendo en el apoyo para realizar labores que se le dificulten por sus condiciones físicas o mentales, evitando de igual modo que estas evolucionen [40].

Los problemas que abordan estas tecnologías envuelven aspectos físicos, mentales, emocionales y psicosociales, por tal motivo se encuentran variedad de robots sociales clasificados según su funcionalidad en robots destinados a rehabilitación o de carácter social [41].

Esta tecnología aplicada al campo médico fue diseñada principalmente para apoyar a las personas para mantener su independencia, asistiendo en locomoción, tareas del hogar, controlando la salud y preservando la seguridad del paciente. Un robot de atención médica para el ámbito social genera una relación de interacción más cercana con el usuario, y mediante esta comunicación el robot logra encaminar su actuar [41].

En el caso de los robots complementarios, su enfoque no es precisamente el de realizar

tareas, sino le permiten a la persona mejorar sus condiciones de vida actuando como un acompañante. Logrando encontrar un equilibrio entre ambas tecnologías lo que quiere decir que existen robots que ofrecen al tiempo asistencia y compañía. Teniendo en cuenta que todo gira en torno a la independencia, los robots de atención médica abarcan labores de monitoreo funcional, psicológico y médico [41].

2.3 Robots de asistencia social

El avance tecnológico de robots de asistencia médica disminuye el número de personal destinado a estas labores, esto hace que se deba debatir y considerar el gran potencial de estas tecnologías en el mantenimiento y la mejora de las condiciones, atención y calidad de vida de los adultos mayores. Entendiendo de este modo que los robots de atención en salud, aportan desde su capacidad y calidad la realización de tareas específicas con gran precisión, asistiendo o de hecho asumiendo como tal, labores de profesionales [41].

La robótica socialmente interactiva (SIR) al principio se fundamentó bajo la base del desarrollo de dispositivos que generaran de algún modo interacción con el usuario. Posteriormente se fue enfocando y diferenciándose de los demás robots que permiten relación con el humano, desde panoramas como la teleoperación.

También se determinó la robótica de asistencia social (SAR) como el conjunto entre la robótica de asistencia (AR) y la SIR [42]. AR se puede definir como el apoyo que brinda un robot a un humano, entre estos están los robots de rehabilitación, como los de asistencia en movilidad, robots complementarios y de educación. En cuanto a SIR, se enfoca en la relación y los lazos más cercanos y fraternos con el usuario. De manera opuesta SAR, brinda apoyo por medio de la relación social para el desarrollo en rehabilitación y aprendizaje y discapacidad, por consiguiente SAR es una derivación de SIR [41].

2.4 Robots de atención médica para personas mayores

Al implementar un dispositivo de asistencia y control en atención médica la principal barrera se da en términos de aceptación. Por lo tanto se han desarrollado variedad de modelos teóricos para cuantificar y determinar los factores que pueden influir en este aspecto, como la utilidad, el disfrute, la afinidad, y la facilidad de uso que podrían generar un aproximado de la intención de uso [43].

Diferente a la aceptación existen otros parámetros como la complejidad del dispositivo y el escepticismo frente a la tecnología, estos y demás puntos deben ser considerados a la hora desarrollar nueva tecnología especialmente para pacientes de la tercera edad, por consiguiente es importante no solo tener en cuenta la funcionalidad del robot, sino el punto de vista del adulto mayor y si lo aceptará para ser implementado a su cotidianidad [34]. Entonces el robot deberá ser diseñado especialmente para adaptarse al paciente y predisponerse a una reacción contraria y escéptica [16].

Lo anterior únicamente puede ser logrado al incluir al adulto mayor en el proceso de desarrollo del dispositivo e igualmente viéndolo como el principal usuario del robot de atención médica para delimitar dudas y necesidades [18].

Para incrementar la aceptabilidad teniendo en cuenta que es el principal puente con el paciente, se sabe que su relación es directamente proporcional con la funcionabilidad, es por

ello que actualmente se trabaja en tareas específicas asociadas a preservar la independencia y la dignidad [4].

La independencia es generalmente deteriorada por un incremento en la atención, lo que para el paciente se traduce en que ya no puede ser autosuficiente y su vida será completamente controlada y con muy poca privacidad. Sin embargo se debe manejar un equilibrio al intentar añadir un dispositivo de asistencia, porque puede ser tomado como degradante al insistir que por medio de este pueda mantener su independencia [20].

Según lo informado, las personas mayores logran reconocer el valor y aporte de un robot en su hogar, pero se predisponen debido a la desconfianza en aspectos de afinidad, privacidad y funcionamiento como tal en el entorno del hogar. Los robots de asistencia son muy valorados principalmente por la competencia con la que logran mejorar la comunicación entre el paciente y el profesional de la salud brindando apoyo a sus cuidadores directos [18].

Teniendo en cuenta la reacción positiva que con el tiempo se ha logrado demostrar por parte de los pacientes de la tercera edad, la investigación futura según [4] debe especializarse en puntos como el diseño estético, la programación y las funciones, de igual forma se debe tener especial atención en identificar las necesidades de los adultos mayores para que el robot pueda ser aceptado por esta población y se logre un aporte en la atención médica.

2.5 Dispositivos de asistencia a la marcha

La dificultad en movilidad en un individuo puede clasificarse en dos grupos: aquellos con pérdida total de la capacidad para movilizarse y las personas con pérdida parcial [44]. Para aquellas personas con pérdida parcial de la movilidad existen dispositivos de asistencia de tipo aumentativo los cuales se clasifican en vestibles y externos [44].

En el primer grupo se encuentran las órtesis y prótesis que contribuyen a reestablecer una extremidad por completo o parcialmente. Finalmente, los dispositivos externos involucran a los bastones, muletas y caminadores [6]. Inicialmente los bastones son usados para aportar balance y estabilidad, puesto que amplían la base de apoyo en la que se sostiene la persona para desplazarse [41].

En segunda instancia, las muletas actúan soportando la totalidad del peso corporal de la persona, y brindando estabilidad lateral. Las muletas se dividen en auxiliares y de apoyo de antebrazo, las primeras están diseñadas para personas con movilidad restringida temporal, y las segundas para individuos que requieren apoyo bilateral junto con soporte de peso eventual[45].

Por último se encuentran los caminadores que de la misma forma que los anteriores su funcionamiento promueve y potencia la estabilidad y balance del usuario, lo anterior gracias a que se amplía la base de apoyo, y brinda soporte del peso.

Teniendo en cuenta los dispositivos anteriores, el caminador es el que proporciona mayor estabilidad, pero decrementa la velocidad de la marcha y requiere un mayor esfuerzo físico [4]. Para el caso de los adultos mayores este último criterio es de gran relevancia puesto que la capacidad aeróbica en esta población en específico es más pequeña [10-14].

Se encuentran tres tipos generales de caminadores: 4-ruedas (4W), 2-ruedas (2w) y 4-patas (4F). Los caminadores con ruedas son más sencillos de utilizar que los 4F, pero en términos de estabilidad estos últimos son los preferidos, pero de igual manera disminuyen la velocidad de desplazamiento, denotan una marcha anormal y requieren de un mayor costo energético para caminar puesto que se debe levantar el caminador con cada paso [46].

Según los estudios presentados en [5] evidencian que incluso en personas jóvenes y saludables, el proceso de marcha con un caminador de 4-patas incrementa el costo de oxígeno a un 200 por ciento por unidad de distancia caminada (ml/kg/m) que si se realizara sin asistencia. Teniendo en cuenta los tipos de caminadores mencionados, los que disponen de ruedas inciden en aumentos de consumo de oxígeno más pequeños en comparación a los de estabilidad fija [41].

2.6 Demandas atencionales y neuromotoras de los caminadores

El uso seguro y efectivo de un caminador durante la marcha requiere la capacidad de coordinación y sincronía con el dispositivo y el movimiento corporal, evitando el contacto con obstáculos animados o inanimados del medio. También existe la necesidad de controlar con destreza las fuerzas y los momentos aplicados al dispositivo durante la locomoción o en situaciones que arriesguen la estabilidad. Estos requisitos demandan gran esfuerzo de los actuadores del SNC [6].

Es de vital importancia la influencia del aporte cognitivo a la asistencia en movilidad ya que permite un mejor manejo del equilibrio y la estabilidad [47]. En el caso de los adultos mayores la capacidad de responder rápidamente a una alteración postural se ve afectada porque son menos capaces que los jóvenes para cambiar rápidamente la atención de una tarea continua y recuperar el equilibrio [48].

- **Efectos desestabilizadores biomecánicos:** Normalmente, durante el inicio de la marcha sin dispositivo de asistencia, la predisposición de la postura cumple el papel de estabilizar dirigiendo el centro de masa de la persona hacia la extremidad de apoyo antes de elevar la extremidad que genera el balanceo [49]. Durante el proceso normal de locomoción, el equilibrio dinámico se logra al controlar el centro de masa durante cada paso junto con el cambio en la base de soporte al invertir la extremidad [50].

Durante la marcha asistida el contacto impredecible entre el dispositivo y los diferentes obstáculos en el entorno pueden perturbar el control de la postura. De acuerdo con diferentes estudios se ha encontrado que el uso de ayudas de movilidad y/o obstáculos del entorno están asociados con caídas [51]. Además el contacto del dispositivo con objetos ambientales, como alfombras y marcos de puertas, que no se considerarían obstáculos también ocasionan lesiones y son generadores de caídas [6].

Aunque las ayudas de movilidad tienen el potencial de mejorar la estabilidad postural, en algunas situaciones, estas capacidades pueden ser insuficientes para recuperar el equilibrio, por ejemplo en el caso particular en donde la perturbación postural resulte ser demasiado grande y el usuario no logre generar suficientes fuerzas estabilizadoras de la mano o momentos articulares (debido a debilidad o control neuromotor deteriorado como es el caso de los adultos mayores) lo único que podría hacer la persona sería dar un paso rápido o sostenerse de alguna estructura de apoyo [52].

Las reacciones de cambio de apoyo (pasos compensatorios y agarre) son realizadas de forma inmediata por el SNC e implican una respuesta funcionalmente importante a la inestabilidad, el envejecimiento en asociación con la discapacidad neuromotora, no pueden hacer frente a situaciones de colisión de este tipo, que implica el choque entre el pie oscilante y el dispositivo de movilidad [6].

- **Demandas metabólicas y fisiológicas:** En [53] se concluyó que el uso de una ayuda para la movilidad se asocia con un aumento en el costo metabólico y fisiológico de la deambulaci3n. Sin embargo, puede ser diflcil distinguir entre los efectos de la discapacidad y las demandas relacionadas con el uso de la ayuda para la movilidad, particularmente si una persona no puede caminar sin usar la ayuda. Adem3s, las diferencias en la velocidad al caminar, con y sin apoyo, pueden confundir las comparaciones. Del mismo modo, el efecto de la ayuda a la movilidad puede depender de la naturaleza especfca de la patologfa [6].

2.7 Caminadores rob3ticos

Los Smart Walkers basaron inicialmente su estructura en los caminadores convencionales, pero se atribuyen funciones adicionales gracias a elementos rob3ticos y electr3nicos, que proporcionan mayor apoyo en marcha, enfoc3ndose principalmente en la navegaci3n[54], el control de la movilidad y el soporte de la masa corporal del usuario [55].

El problema radica que el desarrollo y la perfecci3n con la que se dise1an estos dispositivos generan limitantes de uso para el usuario debido a la complejidad del sistema. Es por eso que adem3s de tener en cuenta la discapacidad del usuario en t3rminos de locomoci3n se debe considerar que en muchos casos los pacientes tambi3n sufren deficiencias a nivel sensorial y cognitivo.

Para implementar un caminador inteligente, se deben considerar las dificultades en t3rminos de usabilidad, en las que se encuentran la seguridad, comodidad y facilidad de uso del robot [56]. El avance de la tecnologfa a aportado a los SW sistemas m3s simples y de f3cil manejo. Estos dispositivos han adaptado sus funciones para dar apoyo segun las necesidades de cada usuario. Funciones como: (1) Soporte ffsico; (2) Asistencia sensorial; (3) Asistencia cognitiva; (4) Monitoreo de salud y (5) Interfaz hombre-m3quina avanzada [57].

2.7.1. Soporte fisico

Casi todos los Smart Walkers presentan entre sus cualidades algun tipo de funcionalidad de soporte fisico con el objetivo de generar asistencia en estabilidad y equilibrio durante la movilidad. Existen principalmente dos tipos de asistencia ffsica: pasiva y activa [56].

2.7.1.1 Soporte fisico pasivo

Se implementan al dispositivo elementos mec3nicas o estructurales, potenciando la estabilidad durante la marcha. Es muy comun encontrar dichas adecuaciones en la ampliaci3n de la base del caminador o la distribuci3n equilibrada proporcional de elementos de mayor peso en la parte baja de la estructura. Tambien existen caminadores que en lugar de tener el apoyo principal en el manillar se establece en la base del antebrazo [20].

2.7.1.2 Soporte fisico activo

En muchos casos los caminadores cuentan con frenos similares a los utilizados en una bicicleta exigiendo al usuario de su capacidad fisica, en t3rminos de coordinaci3n y fuerza muscular para pausar el desplazamiento [56]. Por consiguiente, si la persona no cuenta con

alguna de estas facultades se puede presentar una aceleración desbordada y no controlada que finaliza en caída.

Realizar el frenado del robot, realizar empuje y movimiento de giro requiere bastante esfuerzo físico y de coordinación puesto que incrementa la demanda de estas capacidades. Por lo anterior es necesario el soporte físico activo, ya que genera apoyo adicional en energía de empuje para controlar el sistema y desplazar eficientemente y con seguridad el dispositivo [54].

2.7.2. Asistencia sensorial

La asistencia sensorial es de gran importancia en aspectos de navegación y seguridad. Un aspecto de gran relevancia al momento de usar un SW es la detección de obstáculos. Ya que junto con la discapacidad, la estabilidad se ve afectada, y las condiciones del entorno cotidiano implican cambios inesperados en el terreno, generando problemas en equilibrio [57].

La navegación y la localización de obstáculos utilizan sensores ultrasónicos, de visión o infrarrojos detectando anomalías estáticas y dinámicas. El sistema está adaptado para evitar obstáculos por medio de alertas de sonido o vibración o decidiendo directamente en los actuadores del robot, cambiando a decisión del dispositivo la trayectoria inicialmente propuesta.

Las adecuaciones de tipo sensorial se adaptan preferiblemente a usuarios con discapacidad visual o aquellos con problemas en navegación cuando se desenvuelven en terrenos no lineales [56]. Por lo tanto, es importante tener en cuenta el entorno, generando sistemas que presenten alertas frente a situaciones que arriesguen la seguridad de la persona. De tal forma que el individuo estará premeditado para saber reaccionar frente a una situación que implique riesgo de caída, con la suficiente capacidad para frenar, y el dispositivo a su vez mantendrá la percepción de la distancia apropiada entre el usuario y el caminador. Lo anterior es logrado y puesto en marcha por medio de sensores que controlan dicha distancia [57].

2.7.3. Asistencia cognitiva

Los SW se pueden agrupar de acuerdo a la asistencia en navegación y su capacidad de localización. Este tipo asistencia es un requerimiento muy importante en pacientes con dificultades cognitivas y enfermedades que afectan la memoria y la orientación. Los Smart Walkers [20] están programados para seguir caminos inicialmente establecidos dentro de ambientes clínicos o para alcanzar una localización específica en un mapa de una casa o instalación médica. Otros dispositivos funcionan a partir de marcadores sobre el lugar donde se desenvuelven.

Los SW también pueden comunicarse con el usuario a través de una interfaz visual o comandos de voz, recibir indicaciones del usuario o comunicarle sobre su ubicación en un mapa [57].

2.7.4. Beneficios biomecánicos y neuromotores de caminadores robóticos

Para mantener el equilibrio y la estabilidad en una persona se requiere regular la posición y el desplazamiento del centro de masa del cuerpo teniendo en cuenta la base de soporte. Alcanzar el equilibrio postural estático (no hay fuerza neta que actúe sobre el cuerpo), implica que el centro de masa se posicione sobre la base de soporte. La inestabilidad postural (pérdida del equilibrio) es ocasionada cuando el centro de masa se mueve en relación con la base de

apoyo debido a perturbaciones propias de la persona o externas (por ejemplo, resbalones, tropiezos, empujes) [6].

- **Estabilización biomecánica:** El uso de un SW incrementa la base de soporte del usuario [58] lo que genera un mayor rango de movimiento del centro de masa contribuyendo a la estabilidad. El momento de mayor riesgo durante la marcha es la fase de apoyo de una sola pierna, pero al ampliar la base de soporte, el caminador le permite al usuario mantener el equilibrio. Además los caminadores robóticos también contribuyen a la estabilidad al permitir que se generen fuerzas de reacción estabilizadoras en las manos y momentos bilaterales, permitiendo controlar la posición del centro de masa, previniendo inestabilidad y actuando de forma eficiente en caso de que esta se presente [59].
- **Reducción de cargas de miembros inferiores:** La reducción en la carga de las extremidades inferiores es un beneficio significativo del uso de un caminador, en especial en el caso de pacientes con debilidad, lesiones o dolor en las articulaciones en las extremidades inferiores [10]. Al soportar gran parte del peso del cuerpo, el caminador puede disminuir la fuerza de reacción vertical al suelo ejercida sobre la base de apoyo en una situación estática. [6].

El uso de SW para generar fuerzas horizontales de reacción en el suelo puede ayudar a generar fuerzas de propulsión y frenado durante la marcha. Esto podría beneficiar a los pacientes que tienen dificultades para iniciar o finalizar el movimiento debido al dolor, la debilidad muscular o el control motor alterado en las extremidades inferiores, y también podría ayudar a un paciente a lograr un movimiento del cuerpo más suave y eficiente durante la marcha [10].

- **Aumento de las señales somatosensoriales:** Para que una persona mantenga una postura correcta, el SNC necesita de la información de posición y el movimiento de los segmentos del cuerpo con respecto a un marco de referencia orientativo [60]. Información que es obtenida de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial.

En [61] se descubrió que la información somatosensorial táctil manual (señales táctiles) puede contribuir a la estabilización postural. La contribución de las señales táctiles de la mano al control postural, sugiere que los caminadores robóticos pueden ser útiles no solo para crear ventajas biomecánicas, como se describió anteriormente, sino también para proporcionar información adicional de orientación espacial para el control del equilibrio del SNC [6].

2.7.5. Interacción humano-robot en locomoción asistida

Los humanos desempeñamos diferentes tareas e interactuamos con el entorno por medio de procesos cognitivos, la sucesión de diferentes tareas que involucran el razonamiento, la planificación y la solución de problemas. Con la ejecución de estos procesos los robots pueden extraer información de expresiones o patrones fisiológicos para adecuar y mejorar su funcionamiento [10].

La interacción física y cognitiva de los robots y los humanos son la clave para adecuar aún más la tecnología a la vida diaria. La interacción física humano-robot (HRI) se da por medio

de la generación de fuerzas externas para suplir las carencias en capacidad física del usuario [37] contribuyendo a la sumatoria de fuerzas proporcionada por la persona.

Por otra parte, la interacción cognitiva humano-robot (cHRI), concientiza al ser humano de las capacidades del robot, pero a la vez le proporciona el control del mismo en todo momento.

Los anteriores tipos de interacción con el robot se encuentran relacionados a través de una interfaz multimodal humano-robot (HRI). Una interfaz es aquella que origina una conexión entre el hardware y el software que relaciona dos sistemas diferentes, en este caso por ejemplo al humano y al robot. Para este caso de los robots en asistencia médica la interfaz es el vínculo que permite la interacción entre el robot y el ser humano por medio del control del flujo de información proveniente ya sea del entorno, del mismo usuario, o de ambos [18].

2.7.5.1 Interacción Cognitiva Humano-Robot

La interacción cognitiva Humano-Robot (cHRI) se define como el desarrollo de fuerzas suplementarias para potenciar la movilidad en el ser humano, contribuyendo a la sumatoria de fuerzas total y mejorando el rendimiento en locomoción[42].

Por medio de cHRI los robots pueden utilizar la información entrante (actitudes particulares y condiciones fisiológicas del ser humano) para adaptarse, realimentarse y mejorar su funcionamiento en pro del usuario [62].

El aporte cognitivo mejora los aspectos de la interacción física, estableciendo y controlando variables de interacción de control correspondientes a las necesidades, como el monitoreo de la velocidad y la orientación del robot durante la marcha.

Los sistemas de cHRI presentan a menudo canales de comunicación en dos direcciones. Permitiéndole al individuo tener un panorama del lugar en donde se encuentra por medio de la realimentación continua e inmediata propiciando una comunicación natural durante la traslación. [2].

2.7.5.2 Interacción Física Humano-Robot

La interacción Física Humano-Robot es aquella en donde el usuario y el robot comparten el mismo espacio, trabajando de forma cooperada, controlada y fluida.

La función principal de este tipo de robots es la generación de fuerzas externas que junto con las del usuario mejoran la movilidad. Esta interacción permite la fluidez y desenvolvimiento de la función cognitiva del dispositivo y así, el SW puede brindar al usuario niveles de retroalimentación de fuerza, para ser usados en procesos de rehabilitación [2].

La implementación de los dos tipos de interacción (física y cognitiva) en un mismo caminador podría lograr dispositivos más seguros y adaptables, provocando una interacción más cercana a las necesidades del usuario mejorando su capacidad de locomoción [45].

La tecnología ha avanzado progresivamente en capacidad y funcionalidad, por lo que ahora puede ayudar a los humanos en tareas de mayor requerimiento cognitivo y físico. Los elementos que establecen un puente entre la interacción entre humanos y robots, llamadas interfaces, debe mantener una comunicación entre los implicados lo más fácil y eficiente posible [63].

En las interfaces, el papel de los sensores es muy importante, ya que miden el entorno, la interacción humana y transmiten la información al dispositivo para que pueda cumplir con la tarea que exige el usuario [62].

2.7.5.3 Interfaces Cognitivas Humano-Robot

Esta interfaz se encuentra adaptada para comprender la cantidad de información adquirida por la interacción cognitiva desarrollada por robot y el usuario. La suma del procesamiento, manipulación y organización de los datos dispuestos por los sensores para medición de señales bioeléctricas y biomecánicas hacen referencia a la información que debe ser obtenida para dar pie a la interacción cognitiva en la vía Humano-Robot [62].

Entre los sensores cognitivos anteriormente mencionados se encuentran los de detección de audio, detección visual, detección de alcance activo y captura de movimiento de cuerpo completo necesarios en la asistencia en marcha.

2.7.5.4 Interfaces Físicas Robot-Humano

Una interfaz física humano-robot se basa en un conjunto de actuadores y una estructura estable y sólida para lograr transmitir fuerzas al sistema musculoesquelético del usuario. La interacción física proporciona al usuario mayor afinidad con el robot incrementando la seguridad [62]. Del mismo modo que en el caso de la interacción cognitiva, la información propuesta al sistema se evalúa a partir de los datos obtenidos de diferentes sensores, entre los que se encuentran los de posición, detección de movimiento y de sensibilidad táctil y de fuerza.

2.7.5.5 Interfaz multimodal

Teniendo en cuenta los conceptos de interacción cognitivo y físico, se propone una interfaz multimodal para la marcha asistida por caminador inteligente. Esta interfaz implica la integración de diferentes sistemas para potenciar y fortalecer la marcha natural [64].

La interfaz multimodal combina detección activa de alcance (LRF) y captura de movimiento humano (IMU) para desarrollar el seguimiento de piernas y tronco. Además, se incluye la detección de fuerza para obtener información sobre las fuerzas de interacción Humano-Robot [2].

2.7.6. Interacción Humano-Robot-Medio Ambiente

La necesidad de encontrar nuevas soluciones a la gran cantidad de personas incluidas los adultos mayores que requieren apoyo tanto físico como cognitivo a promovido la innovación en este campo. Los SWs se basan en el fundamento principal de un caminador convencional que enfoca su funcionamiento a promover la movilidad en individuos con discapacidad cuyas aptitudes motoras son inferiores y su equilibrio se ve deteriorado, trabajando a favor de su independencia y su calidad de vida [4].

La interacción humano-robot por lo general se basa en el uso de sensores con la intención de identificar el movimiento. En [5], el SW emplea sensores de fuerza localizados en los manillares para detectar la intención de movimiento del usuario. Para el caso de los caminadores dispuestos en [26] y [65] los sensores se encargan de detectar la posición de las piernas de la persona, lo que le permite a los investigadores generar estrategias de control respecto a la velocidad para el SW.

En [2], la detección de intención del movimiento está dada por la ayuda de los sensores de fuerza ubicados en los soportes del antebrazo y un sensor LRF (Laser Range Finder), que

se encargan de determinar la posición de las piernas. De esta manera existe una interacción tanto física como cognitiva por parte del caminante hacia el SW, puesto que el caminador se mueve con respecto a la velocidad del usuario y la determinación de la intención de sus movimientos, permitiendo una comunicación más fluida y natural entre los dos.

Los avances en caminadores robóticos han sido bastantes y reiterativos, sin embargo, la interacción humano-robot-medio ambiente no ha tenido gran atención. Para el caso propuesto en [66], se diseña un control que asocia la asistencia cognitiva, sensorial y física. El funcionamiento se basa en un seguimiento de ruta para apoyar el asesoramiento cognitivo y se dispones de sensores LRF para obviar los obstáculos sobre el camino.

En [65] el SW emplea técnicas para guiar la trayectoria, localización y evitar obstáculos. En conclusión, todos lo anteriores permiten dirigir por una ruta indicada al usuario, pero no le da la libertad de tomar decisiones sobre la marcha.

Con respecto a los caminadores de [67] y [68], son especialmente diseñados para apoyar a pacientes con discapacidad visual. Su funcionamiento se basa en la realimentación háptica de las señales de entrada, las cuales hacen referencia a vibraciones en los manillares para brindarle al usuario información del entorno y de la navegación. Además, presenta asistencia para la identificación de obstáculos a partir de un sensor laser. Para este sistema empleado en ambos caminadores se requiere del proceso cognitivo para la interpretación de los comandos durante la navegación.

La influencia del usuario sobre la toma de decisiones durante la navegación es de gran importancia, es por eso que es necesario implementar estrategias que se basen en la interacción Humano-Robot-Medio Ambiente, lo que implica necesariamente la intervención de la función cognitiva del paciente, que requiere necesariamente la participación dinámica del usuario.

En [66], [69] se emplea un control de admisión que implica la interacción natural entre el individuo y el robot simulando un entorno de interacción dinámico, además de claramente proporcionar la información para conducir la trayectoria a partir de realimentación háptica. Por medio de los sensores de fuerza ubicados en el apoyo de antebrazo se puede identificar la intención de movimiento relacionándola con velocidad lineal y angular [2], [70].

En [71] se sugiere influenciar al usuario a conducirse por una ruta preestablecida pero de manera intuitiva y fluida. El sistema funciona de tal manera que cuando el individuo se desvíe de la trayectoria indicada o del canal virtual predispuesto, este se percata de lo sucedido por medio de la relación entre él y el apoyo de antebrazo a través de sensores de fuerza tridimensionales. Añadido a lo anterior con ayuda de la realimentación háptica la persona nota mayor dificultad en el desplazamiento cuando la dirección es incorrecta.

La asistencia cognitiva del SW descrito en [71] es de tipo multimodal, ya que se realiza a partir de dos canales, el primero con la realimentación háptica dispuesta en el apoyo del brazo, y el segundo por medio de una interfaz visual con la disposición de dos LED para guiar de forma correcta la trayectoria. Lo que genera un beneficio durante la navegación, ya que al ser dos canales ninguno se satura. Esta estrategia le brinda mayor autonomía al usuario estimulando su capacidad cognitiva al decidir corregir su trayectoria cuando esta se ve desviada.

Capítulo 3

METODOLOGÍA

El estudio realizado abarca a su vez dos investigaciones en donde se evidencia e involucra el dispositivo de asistencia o caminador robótico, desde un punto de interacción virtual y el físico, El primero involucra el accionar del usuario a partir de un dispositivo de interacción háptico denominado Joystick, por medio del cual el participante desarrolla una serie de rutas para evaluar los modos de operación y realimentación del dispositivo para ser usados en actividades de rehabilitación específicos para marcha, apoyados sobre el criterio de profesionales de la salud.

En segunda instancia por medio del caminador robótico Smart Walker AGoRA se propone poner a prueba su funcionamiento bajo ambientes reales y cotidianos de hogares convencionales, dirigiendo la investigación a pacientes de la tercera edad, siendo esta la población con mayor requerimiento de este tipo de asistencia.

El desarrollo de los trayectos involucra actividades que permiten la ejecución de trayectos convencionales, como subir y bajar rampas de una o dos plantas con un giro semicircular entre las mismas, realizar desplazamientos lineales cortos o largos, pausados o continuos, y efectuar un desplazamiento y retornar al punto de inicio.

Los estudios encuentran su enfoque principalmente en el funcionamiento del caminador robótico como dispositivo de asistencia, para ser aplicado en personas cuya marcha se ve deteriorada o de difícil ejecución. La aplicación de este estudio se da en rehabilitación, potenciando las técnicas desarrolladas por los profesionales de la salud, y en asistencia, como dispositivo de uso cotidiano para personas de edad avanzada.

3.1 Evaluación de un Dispositivo Háptico para la Interacción del Terapeuta en la Marcha Asistida por Caminadores.

Durante las sesiones de rehabilitación en marcha se evidencia que es fundamental el acompañamiento cercano de los profesionales de la salud especialmente para soportar de manera parcial el peso corporal del paciente. Dicha práctica puede desencadenar en situaciones peligrosas para las dos partes, e incrementar el riesgo de caída [72].

Teniendo en cuenta lo anterior y priorizando la estabilidad como criterio importante durante el proceso de rehabilitación, el caminador supera de cierto modo este problema [73] ya que no solo proporcionan estabilidad sino también seguridad [74]. Por medio de los SWs se reduce el esfuerzo físico por parte de los terapeutas permitiendo enfocar sus habilidades en otro tipo de funciones que no pueden ser reemplazadas [75].

Para la realización de este estudio se estableció un protocolo experimental que tiene como objetivo identificar el vínculo y la aprobación entre el profesional de la salud (fisioterapeuta y terapeuta ocupacional) y el caminador robótico en terapias enfocadas a la marcha.

Lo anterior se realiza a partir de la implementación de una interfaz física y cognitiva (Pci), por medio de la interacción entre el profesional de la salud y el uso de un dispositivo con realimentación háptica y visual (Joystick) que permite la relación directa entre el terapeuta y el SW virtual. La interfaz inicialmente propone al usuario una ruta predeterminada u óptima, por la cual deberá conducirse de la forma más cercana posible. La interacción se cumple por medio del uso del joystick, el cual cuenta con una serie de estrategias de control que provocan una respuesta física, cognitiva o ambas, con el objetivo de redireccionar al usuario por el trayecto ideal disminuyendo el error.

Para desarrollar las pruebas propuestas para el estudio, se configuraron tres modos de funcionamiento en el Hapkit. Estas estrategias de realimentación tienen como objetivo asesorar a los participantes sobre cómo controlar el SW virtual durante una tarea de seguimiento de trayectoria.

Los terapeutas sólo controlarán la dirección del SW moviendo el Hapkit de un lado a otro. Este movimiento se utilizará para generar un par virtual en el manillar del SW. Del mismo modo, la velocidad lineal se simula como si el usuario generara fuerzas de impulso en el manillar del caminador. Tanto el par generado por el participante como la fuerza de impulso virtual se utilizan para obtener velocidades lineales y angulares mediante un controlador de admitancia, tal y como se describe en [71], [74].

Por medio de la realización de este estudio se pretende dejar un precedente para el desarrollo de nuevas estrategias de control durante la marcha asistida por SWs, teniendo en cuenta y adicionando el criterio de aquellos profesionales que enfocan su preparación a la rehabilitación. Adicionalmente con los resultados y análisis del estudio se espera colaborar a la comunidad científica en el desarrollo de dispositivos más aptos para potenciar la labor del terapeuta.

3.1.1. Participantes

Los individuos que se disponen para el desarrollo de las pruebas hacen parte del grupo de profesionales o estudiantes clínicos de último semestre o relacionados con el área de rehabilitación con al menos 6 meses de experiencia y que hayan trabajado con dispositivos de asistencia como caminadores robóticos o tipo rollator".

La muestra abarca un grupo de siete sujetos del área de terapia ocupacional, y siete fisioterapeutas para un total de 14 participantes entre los 21 y 50 años de edad.

3.1.2. Materiales y equipos

- Dispositivo Hapkit de un grado de libertad: Para el desarrollo de las pruebas, se dispondrá de un dispositivo háptico, el cual cuenta con 3 modos de operación a partir de realimentación permitiendo controlar el caminador robótico en el entorno virtual. La figura 3.1 ilustra el Joystick Hapkit 3.0, que se usará en el estudio.



Figura 3.1: Hapkit: Un grado de libertad háptica: Es el canal de interacción física y cognitiva, cuenta con 3 grados de libertad de traducción (DOF).

- Computador portátil adaptado para trabajar bajo sistema operativo Linux, dando soporte al Sistema Operativo Robótico (ROS).
- Escritorio y silla de oficina.

3.1.3. Tipo de estudio y diseño general

El estudio desarrollado en este trabajo es de carácter transversal, descriptivo y prospectivo, se encuentra diseñado para ser aplicado a profesionales clínicos o relacionados con el área de rehabilitación.

3.1.4. Variables

Las variables que tienen lugar en este estudio están divididas en: (1) Variables de interacción háptica y (2) variables del estudio de expectativas.

3.1.4.1 Variables de Interacción Háptica

1. **Duración de la prueba:** Se almacenará el tiempo que tarda el terapeuta en realizar cada intervención dado en segundos [s].
2. **Desplazamiento del SW virtual:** Se almacenará el desplazamiento de metros [m] de cada trayecto recorrido por el terapeuta en los cuatro modos de operación.
3. **Ruta:** Se almacenará el trayecto ideal dadas las coordenadas de posición en X[m] y en Y[m].
4. **Cuestionario de Aceptación y Usabilidad:** Al final de cada modo de operación (es decir, una vez que se hayan realizado los ensayos), se pedirá a los participantes que completen un cuestionario para evaluar sus percepciones durante el modo, cuyo cuestionario se evidencia a continuación. Las preguntas se dividen en categorías o estructuras de percepción: Condiciones Facilitadoras (FC), Desempeño y Expectativa de Actitud (PAE), Expectativa de Esfuerzo y Ansiedad (EEA), Percepción del Comportamiento (BP), Confianza (TR), y Actitud hacia la Tecnología (AT).

Los cuestionarios están diseñados para ser evaluados utilizando las escalas de Likert del 1 al 5, en donde 1 corresponde a un total desacuerdo con la afirmación presentada, y 5 por el contrario hace referencia a que el encuestado se encuentra completamente conforme con el enunciado del ítem.

Para dar respuesta a esta encuesta se ha optado por la aplicación .administración de encuestas Google Forms.^{en} donde inicialmente se pide al profesional información básica que lo incluye dentro de la muestra de trabajo, especificando su edad, género, profesión, experiencia laboral y la confirmación de su práctica con dispositivos de asistencia (caminadores convencionales y SW) y seguido de ello se de paso al listado de preguntas (Tabla: 3.1)

Estructura	No.	Pregunta
FC	1	Tenía los conocimientos necesarios para utilizar el sistema.
	2	Anteriormente he utilizado sistemas similares.
	3	Creo que las pruebas de entrenamiento fueron suficientes para entender el comportamiento de hapkit
	4	Me sentí intimidado antes de usar el hapkit debido a la falta de experiencia con dispositivos similares.
PAE	1	Si tuviera que usar un joystick como interfaz de comandos, el hapkit me sería útil.
	2	Si tuviera que usar un joystick como interfaz de comandos, me gustaría usar el hapkit.
	3	Usar el hapkit mejoraría mi efectividad con interfaces de comando.
	4	Usar el hapkit aumentará mi habilidad para usar interfaces de comandos.
	5	Creo que dispositivos como el hapkit podrían permitir una nueva forma de interacción terapeuta-paciente.
	6	Creo que dispositivos como el hapkit podrían permitir una interacción remota entre el terapeuta y el paciente a una distancia espacial.
EEA	1	Aprender a manejar el hapkit fue fácil para mí
	2	Creo que aprendí rápidamente a controlar el hapkit.
	3	Tenía miedo de cometer errores o de romper algo.
	4	Si tuviera que usar el hapkit con un caminante muy inteligente, tendría miedo de perder el control del sistema
	5	Trabajar con el hapkit fue tan complicado que es difícil de entender.
BP	1	Me sentí entendido por el por el hapkit
	2	Creo que el hapkit se estaba comunicando conmigo.

BP

	3	Creo que controlé el caminador inteligente virtual usando el hapkit como interfaz de comandos
	4	Sentí que el hapkit me ayudó a controlar el caminador inteligente virtual.
	5	Creo que el modo de retroalimentación fue efectivo y apropiado
	6	Creo que el modo de retroalimentación fue fácil de entender
TR	1	Confiaría en el hapkit si me diera un consejo.
	2	Seguiría el consejo que me da el hapkit.
AT	1	Me divertí usando el hapkit.
	2	Creo que es interesante cómo el hapkit interactúa conmigo.
	3	Usar el hapkit es frustrante para mí.

Tabla 3.1: Cuestionario de aceptación y usabilidad

3.1.4.2 Variables del estudio de expectativas

Estas variables corresponden a la segunda parte de las sesiones experimentales y del estudio, se encuentran clasificadas en tres grupos evaluando la relación entre la terapia física y cognitiva, la comunicación entre el paciente y la plataforma y la estructura mecánica para el desarrollo de futuros SWs. Este cuestionario será desarrollado por los profesionales clínicos al finalizar la totalidad de las pruebas, y del mismo modo que el cuestionario de aceptación y usabilidad, se realizará usando Google Forms.

Clasificación	No.	Pregunta		
Relación entre la terapia física y (PCi)	1.	El uso del caminador contribuye y potencia las terapias convencionales que suelo utilizar en rehabilitación.	-	-
	2.	La plataforma me permite promover la iniciación y estimulación de los movimientos que tengo establecidos para las sesiones.	-	-
	3.	Como profesional de la salud me es relevante la obtención de valores específicos de mi paciente obtenidos durante la marcha y proporcionados por la plataforma.	3.1.	<i>El tiempo que dura el paciente empleando el dispositivo me es relevante para evaluar el proceso de rehabilitación.</i>
			3.2.	<i>Para evaluar mejor el progreso de mi terapia considerado que requiero la hora exacta de inicio y finalización para cada prueba.</i>
			3.3.	<i>Me es útil como terapeuta conocer el valor de desplazamiento total del dispositivo cuando es usado por mi paciente.</i>
			3.4.	<i>Es importante que el SW me presente los datos espaciotemporales (velocidad, cadencia, longitud de paso, longitud de zancada, duración del ciclo de marcha, duración de la postura, balanceo) recogidos durante la sesión, puesto que me permite evaluar el progreso de mi paciente.</i>
			3.5.	<i>Deseo que el dispositivo me revele los datos angulares referentes a la desviación del caminador con respecto a la ruta inicial.</i>
			3.6.	<i>Es importante para mi conocer en qué momento del tiempo específico el caminador realiza realimentación para conducir de nuevo a la trayectoria propuesta.</i>

Comunicación entre el paciente y la plataforma.	1.	Para mi es importante que un dispositivo de asistencia en terapia como lo son los SW incorporen a su sistema sensores de fuerza, presión, agarre y láser.	3.7.	<i>Me es provechoso conocer el tipo y magnitud de la realimentación para encaminar nuevamente a mi paciente.</i>
			1.1.	<i>Considero que el uso de sensores de orientación son importantes para ser integrados en un caminador inteligente.</i>
			1.2.	<i>Respecto a la terapia estimo importante el uso de sensores de agarre para reconocer los gestos manuales de mi paciente.</i>
	2.	Para mi es importante poder escoger los sensores que deseo usar durante las sesiones para ajustarlos según los requerimientos de mi paciente.	1.3.	<i>Como terapeuta en marcha me es importante incluir en un dispositivo de asistencia sensores láser para detectar la cinemática de mi paciente.</i>
			-	-
			3.	<i>Como terapeuta prefiero escoger el o los tipos de realimentación que deseo aplicar en mi terapia para adaptarla según las necesidades de mi paciente.</i>
Estructura Mecánica	1.	Considero que la estructura del caminador es fundamental para mejorar la terapia.	-	-
	2.	Considero que el tipo de apoyo es importante para conducir el caminador y esto influye sobre la terapia.	2.1.	<i>El apoyo en manillares es mejor que el de antebrazo.</i>

			<i>Para mejorar la sesión de rehabilitación podría ser conveniente para el paciente tener los dos tipos de apoyo en un mismo caminador.</i>
		2.2.	
			<i>Me gustaría poder escoger el tipo de apoyo que quisiera utilizar, y remover con facilidad el restante.</i>
3.	Considero que las partes del caminador deberían ser desacoplables para adecuarlo al paciente	3.1.	
			<i>Me gustaría poder escoger el número de ruedas en las que soporte el dispositivo, de tal manera que pueda añadirlas y de igual forma removerlas según mis pretensiones.</i>
		3.2.	
4.	Considero que adaptar el dispositivo al paciente mejora la sesión de terapia y por ende el proceso de rehabilitación.	4.1.	<i>Desearía poder graduar la altura del caminador para adaptarlo a mi paciente.</i>

Tabla 3.2: Cuestionario de estudio de expectativas

3.1.5. Intervención propuesta

El trayecto que tendrá lugar de modo virtual durante cada sesión se ilustra a continuación, el cual está destinado a ser utilizado tanto con fines de formación (es decir, los datos no se registrarán para estas trayectorias), como para la evaluación de los diferentes modos de operación.

La trayectoria y la odometría del SW virtual se utilizarán para estimar el error de seguimiento de la trayectoria. Se va a implementar [76] para calcular en línea la orientación SW deseada (θ_d) hacia la ruta de referencia.

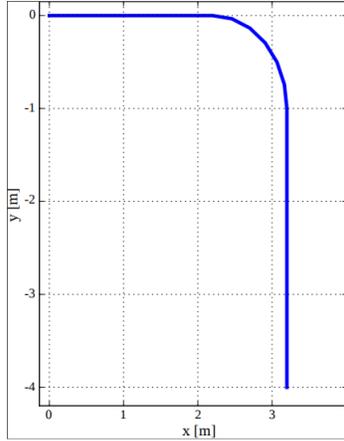


Figura 3.2: Trayecto del SW para el ensayo de evaluación.

Dicha orientación deseada se utilizará para estimar el error de posición angular ($\tilde{\theta}$) entre la orientación real del SW (θ) y la orientación deseada (θ_d) (Ecuación 3.1).

$$\tilde{\theta} = \theta_d - \theta \quad (3.1)$$

Los modos de realimentación que se tratan en el desarrollo de la prueba y que son adoptados por el terapeuta se enuncian y explican de la siguiente manera:

1. Modo sin realimentación:

En este modo, sólo se percibirá la información del entorno virtual y la trayectoria proporcionada por la pantalla del computador, de tal forma que el hapkit no generará ninguna respuesta y el mando del trayecto está completamente dependiente del participante.

2. Modo de realimentación visual:

En este modo, el error de la dirección del caminador virtual se comunicará al participante por medio de un conjunto de LEDs ubicados en la base del dispositivo.

Este conjunto de LEDs están dispuestos de la siguiente manera: un LED blanco en el lado izquierdo el cual indicará un error negativo de $\tilde{\theta}$, un LED amarillo en el centro que indicará que el caminador está correctamente orientado, y un LED blanco en el lado derecho que proporcionará un error positivo de $\tilde{\theta}$. En este modo, el objetivo es que a partir del movimiento del joystick se logre encender el LED amarillo.

3. Modo de realimentación kinestésica. En este modo, el error de orientación del SW será informado al participante por los movimientos del Hapkit. El joystick se moverá proporcionalmente a lo largo del eje del texto utilizando el valor $\tilde{\theta}$ (es decir, si no hay ningún error, el Hapkit no se moverá).

Los sujetos tendrán que mover el joystick para contrarrestar el error $\tilde{\theta}$ (es decir, el sujeto dejará de sentir una fuerza opuesta cuando el SW esté correctamente orientado).

4. Modo de realimentación visual y kinestésica:

En este modo, el error de orientación del SW se devolverá al participante mediante las dos estrategias descritas en el modo de retroalimentación visual y en el modo de retroalimentación kinestésica.

3.1.6. Procedimiento

Los voluntarios, solo tendrán que acudir a una sesión experimental, la cual estará compuesta por un total de ocho ensayos (es decir, 3 ensayos para cada modo de operación) y la realización de cuatro cuestionarios.

Los cuestionarios que comprenden la segunda parte del estudio serán aplicados posteriormente a la realización de cada modo operativo y al finalizar la totalidad de las pruebas se llevará a cabo la realización del cuarto cuestionario que evalúa principalmente las expectativas y opiniones acerca de la funcionalidad del caminador.

Cada sesión tendrá una duración total de 60 minutos, dentro de los cuales entre 5-10 minutos serán para la introducción del experimento, 15 minutos para probar cada modo de operación y completar el cuestionario correspondiente, 2 minutos de receso entre cada modo, y finalmente 5 minutos para completar el cuestionario final.

Para llevar a cabo la toma de datos a partir de los ensayos, el participante debe cursar tres etapas: (1) Explicación del estudio y organización de la sesión, (2) interacción con el dispositivo háptico, y (3) Evaluación de expectativas y opiniones.

3.1.6.1 Explicación del estudio y configuración de la prueba

El participante inicialmente deberá ubicarse en frente a la pantalla del computador, seguido de ello se le hará entrega de la información del estudio y el consentimiento informado, una vez el participante se encuentra en términos generales entendido de la prueba, se procede a presentarle el dispositivo para del mismo modo ser ubicado y adaptado a la mano del participante. Finalizando esta etapa se conecta el dispositivo al ordenador, se comprueba su conexión.

3.1.6.2 Interacción con Dispositivo Háptico

Una vez explicado el estudio al participante y configurado el dispositivo se selecciona el modo de operación que se utilizará en la prueba el cual posteriormente debe ser explicado en detalle al participante antes de la ejecución, luego de ello se da inicio al software y de forma simultánea a la prueba. Al finalizar la prueba se almacenan los datos correspondientes, Lo anterior debe ser llevado a cabo tres veces.

Una vez completadas las repeticiones en el modo de operación específico se le pide al participante completar el cuestionario de aceptación y usabilidad (Tabla: 3.1). En cada modo de realimentación se debe repetir lo mencionado en esta sección.

3.1.6.3 Evaluación de Expectativas y Opiniones

Finalmente, se le pedirá al participante que complete una encuesta adicional evidenciada en la Tabla: 3.2 con el fin de evaluar sus opiniones y expectativas sobre los caminadores robóticos y las terapias asistidas por medio de estos dispositivos de asistencia.

3.2 Evaluación biomecánica durante la marcha asistida en actividades de la vida diaria con Smart Walker.

El estudio involucra el uso del caminador robótico AGoRA Walker cuyo equipamiento permite el desplazamiento seguro y bajo condiciones aptas en entornos complejos y dinámicos[77].lo anterior a partir de la interfaz de interacción Hombre- Robot propiciando el desplazamiento equilibrado y balanceado del usuario.

El AGoRA Smart Walker basa su interfaz (imagen 3.3) en la interacción física de las extremidades superiores del usuario y el manillar como soporte de apoyo y conducción del dispositivo permitiendo la estimación de los parámetros de la marcha.

A partir de la interfaz implementada en el SW, el caminante puede conducir y controlar el movimiento del dispositivo, lo anterior se logra gracias a que el estimador de parámetros de marcha y el controlador de admitancias generan comandos de velocidad por medio de la fuerza proporcionada por el usuario al manillar [77].

Este estudio de investigación propone una metodología para probar un caminador robótico en la población referente a adultos mayores con el fin de caracterizar el modo de marcha bajo diferentes situaciones: cambio de inclinación, curvas y terrenos lineales, recreando los espacios habituales de un lugar de vivienda.

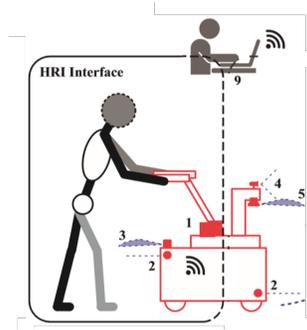


Figura 3.3: Modelo de interfaz de la interacción Humano-Robot: 1) Estimación de las fuerzas de interacción del usuario; (2) reglas de seguridad de bajo nivel; (3) estimación basada en láser del parámetro de observación del usuario; (4) esquema de fusión de cámara láser para la detección de personas; (5) navegación basada en láser [77].

3.2.1. Participantes

El estudio toma como muestra a adultos mayores sanos (Edad:60+), los cuales deben ser individuos médicamente estables que no padezcan de enfermedades articulares degenerativas, enfermedades musculoesqueléticas, problemas posteriores a una intervención ortopédica y accidentes cerebrovasculares.

Los participantes deben tener la capacidad de caminar bajo diferentes condiciones de velocidad a distancias de por lo menos 20 m. El participante debe estar en una estatura entre 1.6m y 1.88 m, de igual forma no debe superar los 100 kg.

3.2.2. Materiales y Equipos

Para la evaluación de la interacción del sujeto con el robot se requiere claramente del mismo, de tal forma que el principal equipo para la obtención de datos será el AGoRA

Walker, el cual dispone de sensores 2D (LIDAR) para la detección de piernas, de obstáculos y del entorno, sensores de fuerza 3D para evaluar la distribución de peso e IMU para la postura del tronco, placas de ultrasonido para detección del usuario y de obstáculos de baja altura como se evidencia en la figura: 3.4.

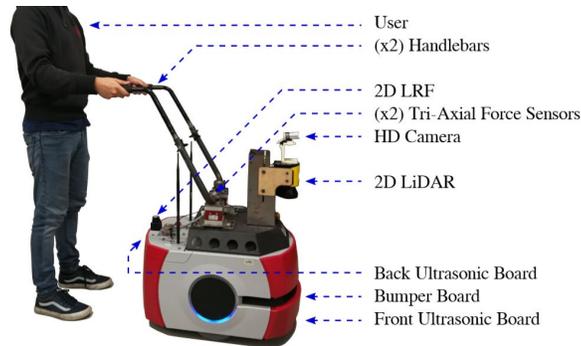


Figura 3.4: Sensores, actuadores y unidades de procesamiento en Smart Walker AGoRA. [77].

Adicionalmente para llevar a cabo la ejecución de las pruebas es necesario tener a disposición los siguientes dispositivos.

- Laptop con ROS Kinetic.
- G- Walk.

3.2.3. Variables

Para obtener los parámetros necesarios se medirán las siguientes variables clasificadas en aquellas censadas por el dispositivo de asistencia AGoRA Walker y las obtenidas del G-Walk:

3.2.3.1 Variables de interacción con el caminador robótico

1. **Fuerzas de interacción:** Se almacenarán las fuerzas de interacción entre el paciente y el caminador obtenidas específicamente del interacción física de las extremidades superiores del paciente con el manillar del SW en donde se localizan los sensores de fuerza tridimensionales.
2. **Velocidad lineal:** Se almacenará la velocidad lineal generada por el controlador en metros/segundo [m/s].
3. **Velocidad angular:** Se almacenará la velocidad angular generada por el controlador dada en metros/segundo .
4. **Posición relativa:** Se almacenará la posición relativa de las dos componentes (X y Y) dadas en metros [m].
5. **Tiempo total:** Se almacenará el tiempo que tarda en desplazarse el sujeto para completar cada trayecto en segundos [s].

3.2.3.2 Variables de interacción con el caminador robótico

1. **Velocidad lineal:** Se almacenará la velocidad lineal en metros/segundo [m/s].
2. **Cadencia de pasos:** Se obtendrá el valor de cadencia de pasos para cada trayectoria en pasos/ minuto .
3. **Longitud de zancada:** Se obtendrán los valores de longitud de zancada para cada recorrido dados en metros [m].
4. **Duración:** Se almacenará el tiempo que tarda en desplazarse el sujeto para completar cada trayecto en segundos [s].

3.2.4. Tipo de estudio

El tipo de estudio propuesto para este trabajo será descriptivo de carácter transversal, se encuentra diseñado para ser ejecutado por personas pertenecientes a la población adulto mayor.

3.2.5. Intervención propuesta

Durante este estudio se llevarán a cabo tres circuitos ((1) Trayecto lineal, (2) Trayecto en ascenso con giro intermedio, (3) Trayecto en descenso con giro intermedio) en los cuales los participantes deberán desempeñarse en tres tareas diferentes de desplazamiento asociadas a actividades cotidianas en condiciones variables, incluyendo el cambio repentino de inclinación.

El sistema de control propuesto para estos ensayos es el control por parte del usuario, el cual consiste en que por medio de la interfaz HRI, el usuario tenga el control total del movimiento del caminador. Sin embargo, el sistema de seguridad del SW le proporciona una interacción segura al usuario con el medio ambiente.

Se tiene en cuenta la participación de 15 sujetos. Respecto a la sesión experimental, esta está compuesta por un total de doce ensayos (es decir, 3 ensayos para cada trayecto). Las rutas establecidas para el desarrollo del ensayo se describen a continuación:

3.2.5.1 Trayecto lineal

Esta trayecto se describe como un desplazamiento lineal con longitud de 10 m y para ser desarrollado a un ritmo con velocidad máxima.

3.2.5.2 Trayecto en ascenso y descenso con giro intermedio

Este trayecto con longitud aproximadamente de 32 m consiste en el conjunto de dos rampas con inclinación estándar unidas a partir de un giro cerrado. La ruta está diseñada para ser llevada a cabo a un ritmo en velocidad de marcha natural.

3.2.6. Procedimiento

Se realizarán tres circuitos con el apoyo de AGoRA Smart Walker y sin la asistencia de ningún dispositivo guiados a partir de dos trayectorias como se muestra en la figura 2. Para el caso de la rampa se realizan los recorridos en ascenso y descenso, En estas pruebas los

participantes deberán desempeñarse en tres tareas diferentes de desplazamiento asociadas a actividades cotidianas en condiciones variables, en las que se encuentra el cambio repentino inclinación.

El sistema de control propuesto para estos ensayos con el uso del caminador es: Control por parte del usuario, el cual consiste en que por medio de la interfaz de interacción humano-robot, el usuario tenga el control total del movimiento del caminador. Esta libertad e independencia sobre el caminador de parte del usuario es implícita puesto que el SW proporciona una interacción segura al usuario con el medio ambiente.

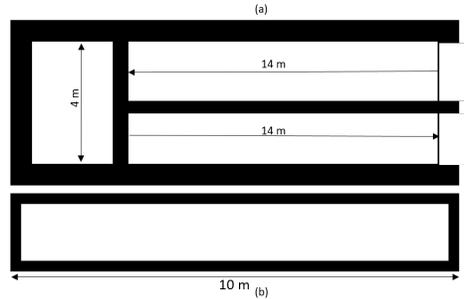


Figura 3.5: (a) Trayectoria para ascenso y descenso en rampa con inclinación estándar (b) trayectoria lineal sin inclinación.

Respecto a la participación de los voluntarios se estiman 15 individuos, estos solo tendrán que acudir a una sesión experimental, la cual estará compuesta por un total de 12 ensayos (es decir, 3 ensayos para cada trayecto). Una vez se le es comunicado al participante de la información básica del estudio junto con los objetivos propuestos por los investigadores y el consentimiento informado entregado y diligenciado acorde a lo establecido se enuncian y describen los tres recorridos a efectuar:

Tanto la postura como el movimiento del voluntario serán analizados con la información proveniente del dispositivo inercial inalámbrico G-WALK.

3.2.6.1 Desplazamiento lineal con velocidad regular

Para esta prueba se solicita que el participante realice tres trayectos con AGoRA Smart Walker y tres sin el dispositivo de asistencia.

1. Se ubican los sensores designados para el caminador y los pertinentes para el participante anteriormente mencionados para la evaluación de las variables descritas.
2. Se verifican la información obtenida de los sensores con el propósito de ser validados para una correcta ejecución de las pruebas.
3. Se informa al individuo detalladamente del circuito que se encuentra próximo a realizar: caminata a un ritmo de marcha natural con una longitud del trayecto de 10 m
4. Se conduce a la persona hasta el punto de inicio del ensayo justo detrás del caminador.

5. Se ejecuta el programa de adquisición y almacenamiento de datos.
6. A la llegada del participante al final del recorrido se da fin a la prueba.
7. Comprobación del estado del participante y su disposición para continuar con la prueba.

3.2.6.2 Desplazamiento en ascenso con giro intermedio

Se realizarán tres repeticiones con el uso de AGoRA Smart Walker.

1. Se informa al individuo detalladamente del circuito que se encuentra próximo a realizar: caminata a un ritmo en marcha natural con una longitud del trayecto de aproximadamente 30 m incluyendo el ascenso a un segundo piso por medio de dos rampas con inclinación estándar unidas por medio de un giro cerrado.
2. Se conduce a la persona hasta el punto de inicio del ensayo justo detrás del caminador.
3. Ejecución del programa de adquisición y almacenamiento de datos.
4. Ejecución de los algoritmos de control y procesamiento.
5. Inicio de la prueba.
6. A la llegada del participante al final del recorrido se da fin a la prueba.

3.2.6.3 Desplazamiento en descenso con giro intermedio.

Se realizarán tres repeticiones con el uso de AGoRA Smart Walker.

1. Se informa al individuo detalladamente del circuito que se encuentra próximo a realizar: caminata a un ritmo en marcha natural con una longitud del trayecto de aproximadamente 30 m incluyendo el descenso a la primera planta del edificio por medio de dos rampas con inclinación estándar unidas por medio de un giro cerrado.
2. Se conduce a la persona hasta el punto de inicio del ensayo justo detrás del caminador.
3. Ejecución del programa de adquisición y almacenamiento de datos.
4. Ejecución de los algoritmos de control y procesamiento.
5. Inicio de la prueba.
6. A la llegada del participante al final del recorrido se da fin a la prueba.

3.3 Limitaciones

Durante el desarrollo de estos estudios se encontraron diferentes obstáculos para alcanzar los objetivos propuestos inicialmente. En el primer estudio que comprende el uso de un dispositivo háptico para interacción en un entorno virtual guiado por un profesional clínico, supuso diferentes limitantes, entre los cuales se encontraron la disminución de la muestra, puesto que suponía elegir un total de 20 individuos clasificados entre fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales y fisiatras, dicho número se vio afectado especialmente para la muestra de

fisiatras puesto que por temas de asequibilidad a este tipo de profesionales solo se obtuvieron 2 individuos.

Sumado al limitante muestra, también el tiempo fue un problema, puesto que las pruebas requerían mucho tiempo y paciencia por parte de los profesionales que en un muchos casos se vieron frustrados por no completar con gran exactitud los trayectos.

Adicionalmente se encontró a lo largo del estudio un limitante en funcionamiento del Joystick háptico, puesto que inicialmente se esperaba configurar y evaluar 4 modos de operación pero resultaron en 3 puesto que el funcionamiento del último modo de realimentación no resultó como se esperaba.

Para el segundo estudio se encontraron durante el proceso limitaciones para acceder a la muestra, puesto que al tratarse de adultos mayores se requería un proceso logístico más complejo que en el caso de una persona joven.

Dada la complejidad de las pruebas el tiempo que se estimaba para finalizarlas se extendió en todos los casos, incrementando el tiempo que se había propuesto en un principio para la recolección de datos e impacientando a los participantes.

Capítulo 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección tienen lugar los resultados del estudio, involucrando las dos investigaciones, de las cuales inicialmente se evalúa el comportamiento de un dispositivo de interacción virtual por profesionales clínicos del área de rehabilitación, evaluando sus habilidades físicas y cognitivas a partir de los 3 modos de realimentación que ofrece el dispositivo.

Seguidamente se muestran en este capítulo los resultados obtenidos de la evaluación del AGoRA Smart Walker en pacientes de la tercera edad, bajo entornos que reflejan cotidianidad simulando el espacio de un lugar de vivienda habitual, empleando trayectos no lineales, con cambios de inclinación, ángulo y longitud.

4.1 Evaluación de un Dispositivo Háptico para la Interacción del Terapeuta en la Marcha Asistida por Caminadores.

Los profesionales de la salud completaron un total de 8 pruebas divididas en grupos de 4 correspondientes al modo de realimentación del dispositivo de interacción virtual, como es bien evidencia en la figura 4.1, que ilustra los recorridos que realizó un terapeuta bajo los modos de realimentación optados por la investigación añadida a una trayectoria sin ningún tipo de realimentación.

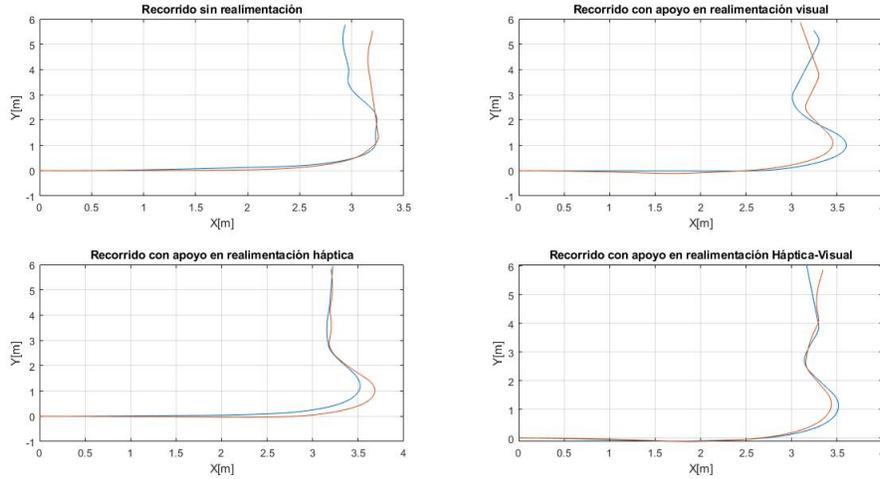


Figura 4.1: Representación gráfica del total de una sesión en donde se evidencian las pruebas desarrolladas por uno de los profesionales clínicos.

Para realizar un análisis correcto de los datos obtenidos de posición durante cada trayecto en las diferentes estrategias de realimentación se recurre al KTE definido como el error de estimación cinemática, por medio del cual se puede valorar el error entre la trayectoria ideal y la alcanzada por el clínico durante la experimentación. El valor de KTE es obtenido de la siguiente manera:

$$KTE = \sqrt{(|\varepsilon|^2 + \sigma^2)} \quad (4.1)$$

En 4.1 $|\varepsilon|^2$ corresponde al cuadrado medio de los errores entre la ruta establecida inicialmente y la ruta que direcciona el terapeuta con el caminador virtual, σ^2 Será la varianza de esos datos. De tal manera que se estime y evalué la distribución que toma KTE contrastando las dos muestras correspondientes a los fisioterapeutas y los terapeutas ocupacionales.

La ruta ideal por la cual el participante debe en lo posible seguir a cabalidad se encuentra ilustrada en la figura 4.2. En la figura 4.3 se ilustra el recorrido realizado por un terapeuta en contraste con la ruta idónea que se estableció inicialmente.

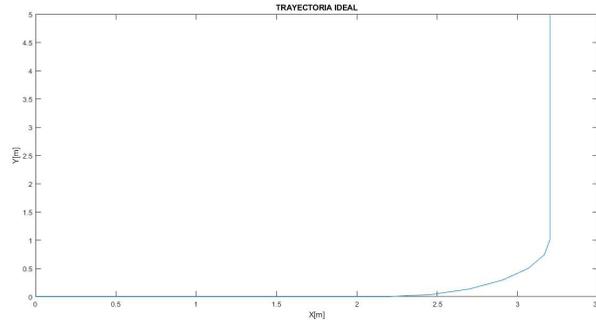


Figura 4.2: Representación gráfica de la trayectoria ideal formada en dos dimensiones.

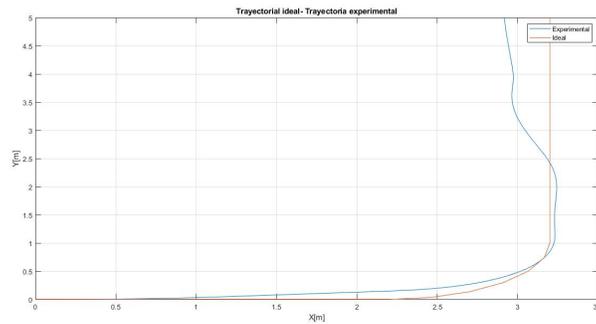


Figura 4.3: Comparación gráfica de la trayectoria ideal y la recorrida por un terapeuta durante la experimentación.

4.1.1. Cálculo del error de estimación cinemática de los modos de realimentación

Las siguientes Tablas (4.1, 4.2) exponen los valores de KTE en la muestra de fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales respectivamente de acuerdo a cada estrategia de control para el manejo del caminador robótico virtual.

Tabla 4.1: Valor ponderado de KTE correspondiente a cada modo de operación en fisioterapeutas.

<i>Sujeto</i>	<i>MODO DE REALIMENTACIÓN</i>			
	<i>LIBRE[m]</i>	<i>VISUAL[m]</i>	<i>HÁPTICO[m]</i>	<i>HÁPTICO - VISUAL[m]</i>
1	0,78	0,18	0,5905	0,21
2	0,25	0,21	0,2765	0,20
3	0,4	0,34	0,51	0,60
4	0,17	0,25	0,34	0,60
5	0,19	0,21	0,35	0,71
6	0,25	0,28	0,448	0,63
7	0,25	0,27	0,423	0,44

Tabla 4.2: Valor ponderado de KTE correspondiente a cada modo de operación en Terapeutas Ocupacionales.

Sujeto	<i>MODO DE REALIMENTACIÓN</i>			
	<i>LIBRE[m]</i>	<i>VISUAL[m]</i>	<i>HÁPTICO[m]</i>	<i>HÁPTICO - VISUAL[m]</i>
1	0,52	0,16	0,53	0,31
2	0,44	0,16	0,35	0,09
3	0,32	0,22	0,26	0,23
4	0,17	0,60	0,23	0,25
5	0,86	0,18	0,33	0,46
6	0,07	0,07	0,46	0,25
7	0,25	0,06	0,37	0,2

Con el objetivo de comparar las dos muestras que encierran este estudio se pretende analizar estadísticamente cada modo de operación de acuerdo a la variable categórica profesión conformada por los profesionales del área de fisioterapia, y los de terapia ocupacional. Inicialmente se realiza un análisis descriptivo para cada modo de operación como se evidencia en la tabla 4.15.

4.1.2. Análisis descriptivo de los modos de operación a partir del valor de KTE

Tabla 4.3: Resultados descriptivos obtenidos del error de estimación cinemática (KTE) para cada modo de realimentación en cada subgrupo de la muestra de profesionales.

<i>Descriptivos</i>						
<i>Modo de realimentación</i>	<i>Profesión</i>	<i>Media [m]</i>	<i>Mediana [m]</i>	<i>Desviación estándar[m]</i>	<i>Mín. [m]</i>	<i>Máx. [m]</i>
Libre	Fisio	0,33	0,25	0,21	0,17	0,79
	Teo	0,37	0,32	0,26	0,08	0,86
Visual	Fisio	0,25	0,25	0,053	0,19	0,35
	Teo	0,21	0,16	0,18	0,07	0,60
Háptico - Visual	Fisio	0,48	0,60	0,20	0,2	0,71
	Teo	0,25	0,25	0,11	0,09	0,47
Háptico	Fisio	0,41	0,42	0,10	0,28	0,59
	Teo	0,36	0,35	0,10	0,23	0,53

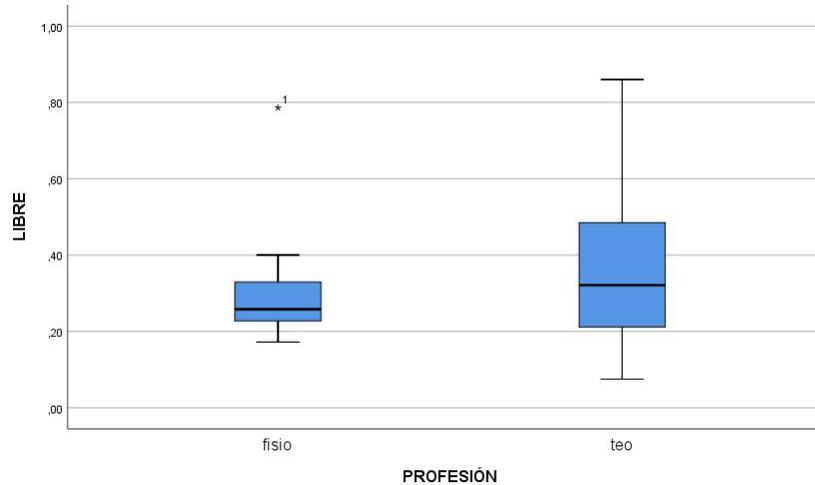


Figura 4.4: Representación de KTE sin realimentación en fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales. El * indica el valor atípico de la muestra.

Teniendo en cuenta los resultados de la tabla 4.15 y la figura 4.10 en el caso del recorrido sin modo de operación, el valor de la media de KTE es mayor para los terapeutas ocupacionales lo que quiere decir que la muestra de fisioterapeutas realizó con mayor facilidad el recorrido, sin embargo la diferencia entre estos datos no es considerable.

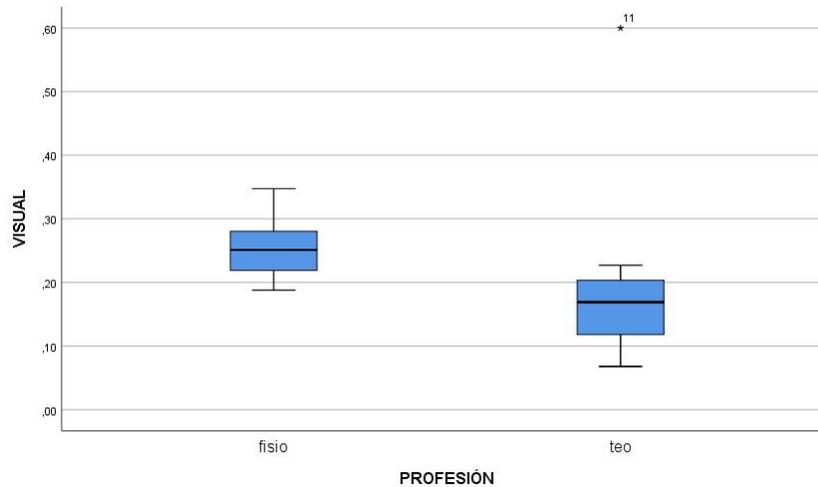


Figura 4.5: Representación de KTE en el modo visual en fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.

Para el primer modo de operación y teniendo en cuenta los resultados descriptivos y los ilustrados en la figura anterior 4.5 se obtiene que en configuración de realimentación visual la muestra de terapeutas ocupacionales se encontrarán más cercanos a la ruta idónea.

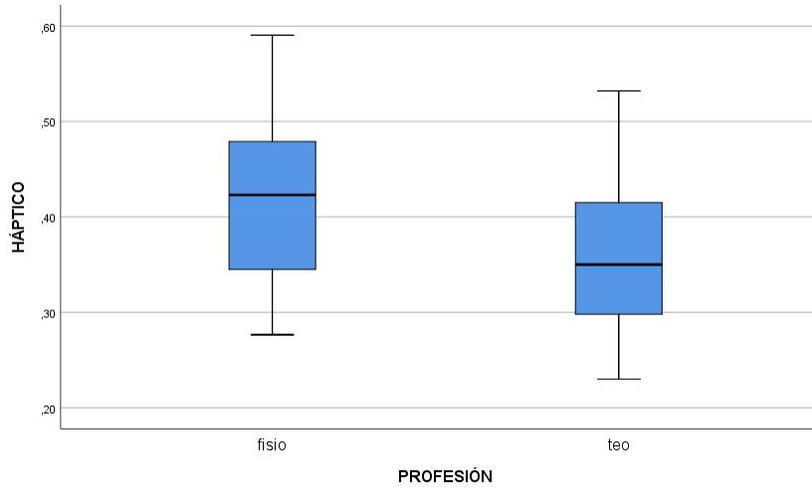


Figura 4.6: Representación de KTE en el modo háptico en fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales. El * indica el valor atípico de la muestra.

Teniendo en cuenta los valores de KTE obtenidos para la segunda estrategia de control (realimentación háptica) identificados en la tabla 4.15 e ilustrados en la figura 4.6 se logra analizar que son para este caso el grupo de terapeutas ocupacionales quienes efectuaron con menor error el trayecto propuesto.

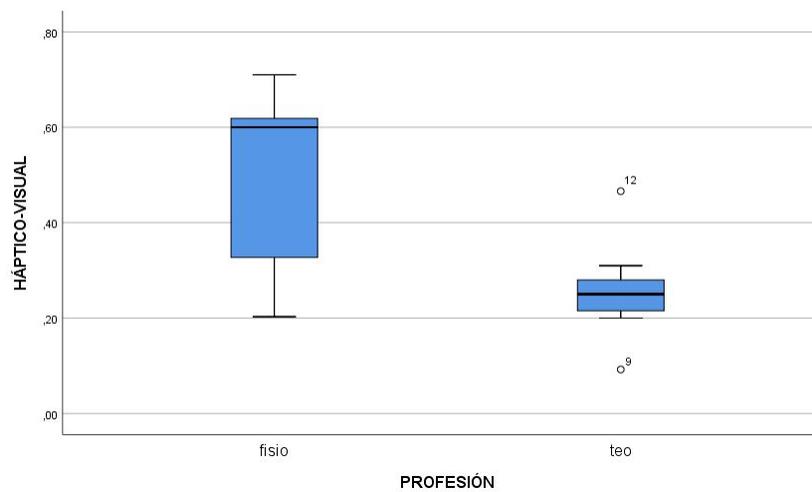


Figura 4.7: Representación de KTE en el modo háptico-visual en fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales. El * indica el valor atípico de la muestra.

Finalmente se evalúan los resultados descriptivos del último modo de operación, correspondiente a la realimentación tanto háptica como visual, de la cual se obtiene que son los terapeutas ocupacionales la muestra que efectúa con más precisión el recorrido con el caminador virtual bajo este modo.

Es importante no solo contrastar los resultados entre los dos tipos de profesionales clínicos, de tal manera, que dados los resultados descriptivos se logra encontrar que para el caso de los fisioterapeutas es con el modo visual con el que se encuentran más conformes para realizar el recorrido, Adicionalmente en el caso de los terapeutas ocupacionales siguiendo la misma tendencia que los fisioterapeutas, es con el modo visual en donde logran reducir el error de la

trayectoria experimental en comparación con la ideal.

4.1.3. Análisis de hipótesis mediante pruebas de comparación de medias

Una vez realizado el análisis descriptivo de los datos, es importante validar si estos resultados resultan ser significativos para evidenciar una base sustentable de las conclusiones, por ende se realizó el estudio de igualdad de medias.

4.1.3.1 Planteamiento de hipótesis para las variables: modos de operación

Inicialmente se establecen las hipótesis sobre las cuales se fundamentan los resultados estadísticos como se enuncian a continuación.

- **Sin realimentación:**

H_1 = Existe una diferencia significativa en la media del modo sin realimentación del grupo correspondiente a fisioterapeutas y la media del modo sin realimentación del grupo correspondiente a terapeutas ocupacionales..

H_0 = No existe una diferencia significativa en la media del modo sin realimentación del grupo correspondiente a fisioterapeutas y la media del modo sin realimentación del grupo correspondiente a terapeutas ocupacionales.

- **Visual:**

H_1 = Existe una diferencia significativa en la media del modo de realimentación visual del grupo correspondiente a fisioterapeutas y la media del modo de realimentación visual del grupo correspondiente a terapeutas ocupacionales.

H_0 = No existe una diferencia significativa en la media del modo de realimentación visual del grupo correspondiente a fisioterapeutas y la media del modo de realimentación visual del grupo correspondiente a terapeutas ocupacionales.

- **Háptico:**

H_1 = Existe una diferencia significativa en la media del modo de realimentación háptico del grupo correspondiente a fisioterapeutas y la media del modo de realimentación háptico del grupo correspondiente a terapeutas ocupacionales.

H_0 = No existe una diferencia significativa en la media del modo de realimentación háptico del grupo correspondiente a fisioterapeutas y la media del modo de realimentación háptico del grupo correspondiente a terapeutas ocupacionales.

- **Háptico-Visual:**

H_1 = Existe una diferencia significativa en la media del modo de realimentación visual del grupo correspondiente a fisioterapeutas y la media del modo de realimentación visual del grupo correspondiente a terapeutas ocupacionales.

H_0 = No existe una diferencia significativa en la media del modo de realimentación visual del grupo correspondiente a fisioterapeutas y la media del modo de realimentación visual del grupo correspondiente a terapeutas ocupacionales.

4.1.3.2 Comprobación de hipótesis

Una vez determinadas las hipótesis, se debe verificar que las variables tengan una distribución normal, por ende se optó por la prueba de normalización Shapiro-Wilk debido a que la muestra es inferior a 30, Los resultados se evidencian en la tabla 4.4.

Tabla 4.4: Prueba de comprobación de normalidad por el método Shapiro-Wilk con un nivel de confianza del 95 por ciento.

<i>Prueba de normalidad</i>				
<i>Modo realimentación</i>	<i>Profesión</i>	<i>Shapiro-Wilk</i>		
		<i>Estadístico</i>	<i>gl</i>	<i>Sig.</i>
<i>Libre</i>	<i>Fisio</i>	<i>0,72</i>	<i>7</i>	<i>0,007</i>
	<i>Teo</i>	<i>0,94</i>	<i>7</i>	<i>0,66</i>
<i>Visual</i>	<i>Fisio</i>	<i>0,95</i>	<i>7</i>	<i>0,78</i>
	<i>Teo</i>	<i>0,73</i>	<i>7</i>	<i>0,01</i>
<i>Háptico- Visual</i>	<i>Fisio</i>	<i>0,84</i>	<i>7</i>	<i>0,11</i>
	<i>Teo</i>	<i>0,93</i>	<i>7</i>	<i>0,56</i>
<i>Háptico</i>	<i>Fisio</i>	<i>0,97</i>	<i>7</i>	<i>0,93</i>
	<i>Teo</i>	<i>0,96</i>	<i>7</i>	<i>0,83</i>

De los resultados obtenidos de comprobación de normalidad en las variables se encuentra que el modo de realimentación Háptico y Háptico-Visual siguen una distribución normal, el caso es contrario para el modo de operación sin realimentación y el visual, que lo corrobora el valor de significancia inferior a 0,05.

Bajo la certificación de que tanto la estrategia de control háptica y háptica-visual siguen una distribución normal se procede a evaluar la igualdad de varianzas por medio de la prueba de Levene, para que seguido de ello a partir del resultado de aplicar la prueba t para igualdad de medias de corrobore las respectivas hipótesis. Los resultados de lo anterior se evidencian en las tablas 4.5 4.6.

Tabla 4.5: Comprobación de igualdad de varianzas por la Prueba de Levene y comprobación de igualdad de medias a partir de la prueba t para ser comparada entre fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.

<i>Prueba de muestras independientes</i>						
<i>Modo de realimentación</i>		<i>Prueba de Levene de igualdad de varianzas</i>		<i>Prueba t para la igualdad de medias</i>		
		<i>F</i>	<i>Sig.</i>	<i>t</i>	<i>gl</i>	<i>Sig. (bilateral)</i>
<i>Háptico</i>	<i>Se asumen varianzas iguales</i>	<i>0,02</i>	<i>0,87</i>	<i>1,00</i>	<i>12</i>	<i>0,33</i>

Tabla 4.6: Comprobación de igualdad de varianzas por la Prueba de Levene y comprobación de igualdad de medias a partir de la prueba t destinada a la variable: modo de realimentación háptico-visual para ser comparada entre fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.

<i>Prueba de muestras independientes</i>						
<i>Modo de realimentación</i>		<i>Prueba de Levene de igualdad de varianzas</i>		<i>Prueba t para la igualdad de medias</i>		
		<i>F</i>	<i>Sig.</i>	<i>t</i>	<i>gl</i>	<i>Sig. (bilateral)</i>
<i>Háptico - Visual</i>	<i>Se asumen varianzas iguales</i>	4,5	0,055	2,57	12	0,02

Una vez realizada la prueba de Levene y la prueba t para igualdad de medias se obtiene que para el modo de realimentación háptico se acepta la hipótesis nula, de tal forma que se concluye que no existen diferencias significativas entre los dos grupos de profesionales de la salud.

En el mismo sentido y con base en la tabla 4.6 para la realimentación háptica y visual con un valor de significancia inferior a 0,05 se rechaza la hipótesis nula, por lo tanto se concluye que existen diferencias significativas para este modo de operación entre fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.

Teniendo en cuenta los resultados de la tabla 4.4 se considera que las variables que corresponden al modo sin realimentación y al visual no son normales, por ende se efectuó el análisis de igualdad de medias por la prueba U de Mann-Whitney para variables no paramétricas e independientes, los resultados se encuentran expuestos en la tabla 4.7.

Tabla 4.7: Comprobación de igualdad de medias para variables no normales e independientes a partir de la prueba U de Mann-Whitney para las variables modo de realimentación visual y libre realizando comparación entre la muestra de fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.

<i>Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes</i>		
<i>Modo de realimentación</i>	<i>Sig.</i>	<i>Decisión</i>
<i>Visual</i>	0,07	<i>Conserve la hipótesis nula.</i>
<i>Libre</i>	0,90	<i>Conserve la hipótesis nula.</i>

De la anterior tabla para el modo de operación visual con un valor de significancia inferior a 0,05 se acepta la hipótesis, lo que quiere decir que existen diferencias significativas para esta estrategia de control entre fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.

Con respecto al modo de operación sin realimentación con un pvalor mayor a 0,05 se acepta la hipótesis nula y se establece que no existen diferencias significativas para este modo de operación entre los dos grupos de profesionales clínicos.

4.2 Evaluación biomecánica durante la marcha asistida en actividades de la vida diaria con Smart Walker

Las rutas que constituyen el ascenso y descenso de las rampas fueron desarrolladas por 15 participantes repitiendo dichos trayectos tres veces para obtener un total de 90 recorridos, los cuales fueron promediados por cada sujeto obteniendo un total de 15 trayectos en subida y 15 en bajada, De los resultados obtenidos por los sensores propios del caminador robótico se extraen los datos de Velocidad lineal, velocidad angular, fuerza y los vectores correspondientes a la posición en X y Y del recorrido.

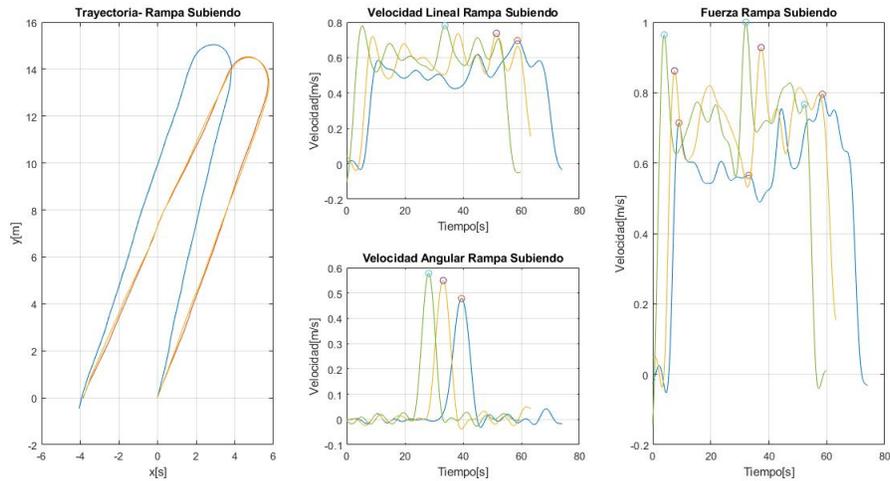


Figura 4.8: Representación gráfica de las tres pruebas realizadas en un participante durante el desplazamiento en ascenso de una rampa de dos niveles haciendo énfasis en las variables de posición, velocidad lineal, velocidad angular y fuerza, con localización de los máximos característicos de cada variable.

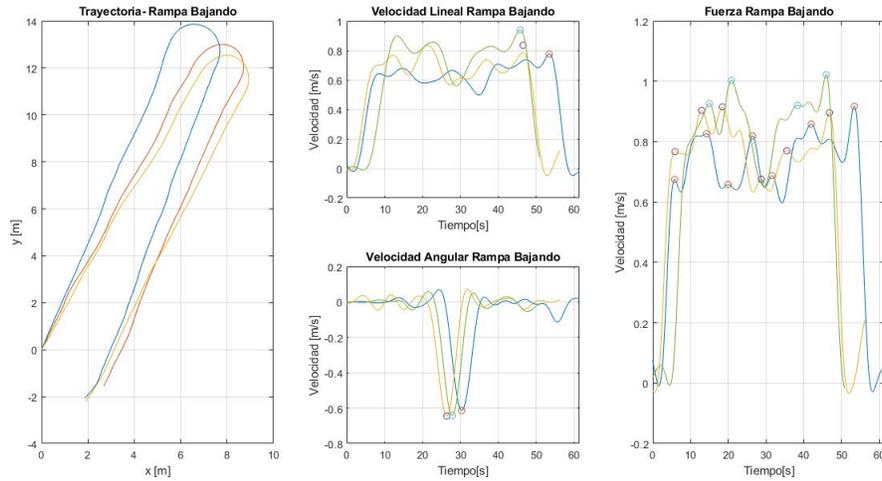


Figura 4.9: Representación gráfica de las tres pruebas realizadas en un participante durante el desplazamiento en descenso de una rampa de dos niveles haciendo énfasis en las variables de posición, velocidad lineal, velocidad angular y fuerza, con localización de los máximos característicos de cada variable.

4.2.1. Resultados obtenidos por AGoRA Smart Walker

La siguiente tabla (4.8) evidencia los valores promedio de variables censadas por el caminador robótico (Velocidad lineal, velocidad angular, fuerza y posición en 2D) de las tres pruebas realizadas en cada participante correspondiente de igual manera a la trayectoria en subida y en bajada. En el caso de la Velocidad lineal y angular se estima el valor máximo promedio de los tres recorridos en ascenso y los tres recorridos en descenso, La variable fuerza determina el promedio del primer máximo que detecta el sensor al iniciar el trayecto tanto en subida como en bajada, y finalmente para l posición vista en dos dimensiones con componente en X y en Y con el fin de comparar la ruta ideal precisada y la desarrollada por el sujeto se calculó el error de estimación cinemático (KTE).

KTE es obtenido de la ecuación 4.1, en donde $|\varepsilon|^2$ corresponde al cuadrado medio de los errores entre la ruta establecida inicialmente y la ruta que toma el participante con el caminador, σ^2 Será la varianza de esos datos. De tal manera que se estime y evalué la distribución que toma KTE para cada recorrido en subida y en bajada.

Tabla 4.8: Variables de interacción con el caminador en desplazamiento de rampa subiendo y rampa bajando.

<i>Suj.</i>	<i>Rampa Subiendo</i>				<i>Rampa Bajando</i>			
	<i>Vel. Lineal [m/s]</i>	<i>Vel. Ang [m/s]</i>	<i>Fuer. [N]</i>	<i>KTE</i>	<i>Vel. Lineal [m/s]</i>	<i>Vel. Ang [m/s]</i>	<i>Fuer. [N]</i>	<i>KTE</i>
1	0,74	0,54	0,85	0,48	0,85	0,63	0,79	0,66
2	1,12	0,70	0,98	0,91	1,22	0,75	0,64	0,76
3	0,98	0,68	0,90	0,50	1,08	0,75	0,75	0,23

4	1,24	0,75	0,92	0,96	1,12	0,77	0,59	0,92
5	1,02	0,64	0,91	0,43	0,98	0,65	0,57	0,75
6	0,84	0,61	0,91	0,93	0,77	0,59	0,50	0,91
7	0,85	0,60	0,89	0,92	0,85	0,67	0,66	0,94
8	0,80	0,56	0,88	0,66	0,90	0,50	0,58	0,80
9	0,98	0,68	0,74	0,33	0,98	0,66	0,47	0,28
10	0,91	0,45	0,74	0,80	0,63	0,43	0,46	0,59
11	0,91	0,57	0,76	0,91	0,73	0,58	0,19	0,83
12	1,20	0,72	0,92	0,94	1,01	0,69	0,47	0,76
13	0,95	0,69	0,78	0,78	1,00	0,68	0,51	0,79
14	1,02	0,67	0,97	0,40	1,02	0,73	0,82	0,45
15	0,96	0,61	0,77	0,29	0,86	0,69	0,39	0,24
Prom.	0,97	0,63	0,86	0,68	0,93	0,65	0,56	0,66

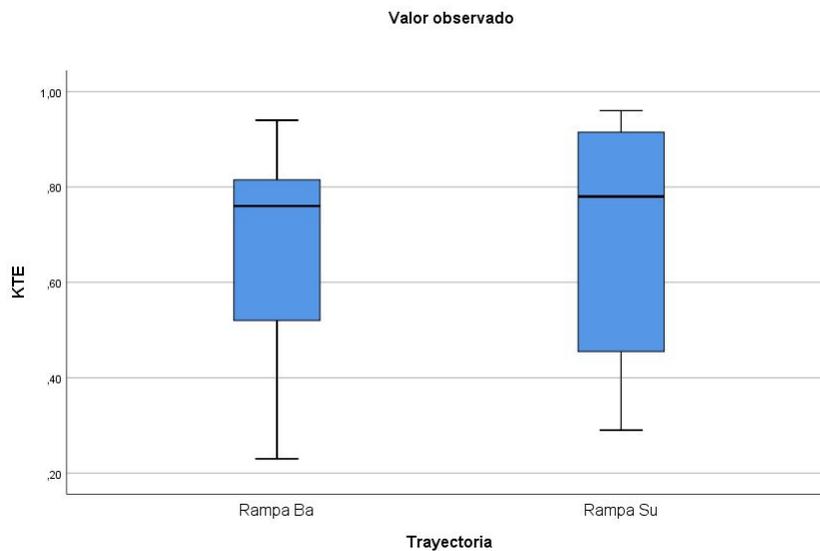


Figura 4.10: Representación de KTE de la trayectoria en rampa subiendo y en rampa bajando.

El valor de KTE medio para el caso de Rampa subiendo (0,78) es mayor que en desplazamiento en bajada (0,75) de tal manera que la ruta de los participantes fue más cercana a la ideal cuando realizaron el desplazamiento en subida de la rampa. Respecto al valor máximo de KTE para de la rampa en bajada (0,94) es menor que el máximo de la prueba en ascenso de la rampa (0,98). Los resultados obtenidos tanto para el valor medio como máximo de KTE no exponen diferencias significativas, por ende tanto para el desplazamiento en ascenso como en descenso los participantes asemejaron el valor de error respecto de la trayectoria ideal.

4.2.1.1 Planteamiento de hipótesis para las variables extraídas de SW

Con respecto a los valores resultantes de las variables del caminador robótico: velocidad lineal, velocidad angular y fuerza, para la actividad de desplazamiento que implica subir y bajar la rampa se establecen las siguientes hipótesis (alterna y nula correspondientemente):

- **Velocidad lineal:**

H_1 = Existe una diferencia significativa entre la media de Velocidad lineal del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en subida y la media de Velocidad lineal del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en bajada.

H_0 = No existe una diferencia significativa entre la media de Velocidad lineal del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en subida y la media de Velocidad lineal del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en bajada.

- **Velocidad angular:**

H_1 = Existe una diferencia significativa entre la media de velocidad angular del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en subida y la media de velocidad angular del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en bajada.

H_0 = No existe una diferencia significativa entre la media de velocidad angular del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en subida y la media de velocidad angular del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en bajada.

- **Fuerza:**

H_1 = Existe una diferencia significativa entre la media de Fuerza del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en subida y la media de fuerza del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en bajada.

H_0 = No existe una diferencia significativa entre la media de Fuerza del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en subida y la media de fuerza del grupo correspondiente al desplazamiento de Rampa en bajada.

4.2.1.2 Validación de las variables.

Al realizar el análisis de las variables del caminador se establece que la prueba para identificar normalidad es T de Student para muestras independientes, puesto que se trata de un estudio transversal que compara 2 grupos al mismo tiempo de variables independientes (Velocidad lineal, velocidad angular y Fuerza).

Tabla 4.9: Prueba de Normalidad para Velocidad Lineal

<i>Velocidad Lineal</i>	<i>Prueba de normalidad</i>				
	<i>Shapiro-Wilk</i>				
	<i>Estadístico</i>	<i>gl</i>	<i>Sig.</i>		
<i>Rampa Bajada</i>	0,98	15	0,99	>	$\alpha = 0,05$
<i>Rampa Subida</i>	0,96	15	0,77	>	$\alpha = 0,05$

Para el caso de la velocidad lineal como se muestra en la Tabla: 4.9 que por medio de la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para muestras menores a 30 se concluye que la variable Velocidad Lineal en ambas situaciones de desplazamiento se comportan normalmente.

Tabla 4.10: Prueba de Normalidad para Velocidad Angular

<i>Velocidad Angular</i>	<i>Prueba de normalidad</i>				
	<i>Shapiro-Wilk</i>				
	<i>Estadístico</i>	<i>gl</i>	<i>Sig.</i>		
<i>Rampa Bajada</i>	0,91	15	0,15	>	$\alpha = 0,05$
<i>Rampa Subida</i>	0,96	15	0,71	>	$\alpha = 0,05$

Para el caso de la velocidad lineal como se muestra en la Tabla: 4.10 que por medio de la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para muestras menores a 30 se concluye que la variable Velocidad Angular en ambas situaciones de desplazamiento se comportan normalmente.

Tabla 4.11: Prueba de Normalidad para Fuerza

<i>Fuerza</i>	<i>Prueba de normalidad</i>				
	<i>Shapiro-Wilk</i>				
	<i>Estadístico</i>	<i>gl</i>	<i>Sig.</i>		
<i>Rampa Bajada</i>	0,95	15	0,67	>	$\alpha = 0,05$
<i>Rampa Subida</i>	0,90	15	0,09	>	$\alpha = 0,05$

Para el caso de la velocidad lineal como se muestra en la Tabla: 4.11 que por medio de la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para muestras menores a 30 se concluye que la variable Fuerza en ambas situaciones de desplazamiento se comportan normalmente.

Seguido de la confirmación de las variables normales se comprueba la igualdad de varianzas a partir de la prueba de Levene de igualdad de varianzas en donde el valor de significancia para las tres variables supera el 0,05 que corresponde al 95 por ciento de confiabilidad como se observa en la Tabla 4.12 de tal manera que para los tres casos se asumen tanto en subida como en baja de la rampa.

Tabla 4.12: Prueba de muestras independientes: Prueba de Levene para igualdad de varianzas para las variables Velocidad lineal, Velocidad angular y fuerza respecto al trayecto en subida y bajada de rampa.

	<i>Prueba de muestras independientes</i>					
	<i>Conclusión</i>	<i>Prueba de Levene de igualdad de varianzas</i>				
		<i>F</i>	<i>Sig.</i>			
<i>Velocidad Lineal</i>	<i>Se asumen varianzas iguales</i>	0,40	0,52	>	$\alpha = 0,05$	
<i>Velocidad angular</i>	<i>Se asumen varianzas iguales</i>	0,12	0,72	>	$\alpha = 0,05$	
<i>Fuerza</i>	<i>Se asumen varianzas iguales</i>	3,07	0,07	>	$\alpha = 0,05$	

Una vez confirmando que las variables son normales y y asumiendo las varianzas iguales se puede determinar a partir de la prueba T para igualdad de medias el pvalor de tal forma que se acepten o rechacen las hipótesis nulas establecidas inicialmente para cada variable. Los resultados se evidencian en la siguiente tabla:

Tabla 4.13: Prueba de muestras independientes: Prueba t para la igualdad de medias para las variables Velocidad lineal, Velocidad angular y fuerza respecto al trayecto en subida y bajada de rampa.

<i>Prueba de muestras independientes</i>					
	<i>Prueba t para la igualdad de medias</i>				
	<i>t</i>	<i>gl</i>	<i>Sig. (bilateral)</i>		
<i>Velocidad Lineal</i>	0,65	28	0,52	>	$\alpha=0,05$
<i>Velocidad angular</i>	-0,62	0,40	0,53	>	$\alpha=0,05$
<i>Fuerza</i>	6,38	28	0	<	$\alpha=0,05$

Teniendo en cuenta los resultados de la Tabla: 4.13 para el caso de la Velocidad Lineal se acepta la hipótesis nula, de tal manera que no existen diferencias significativas entre la media de la velocidad lineal en el recorrido de la rampa en subida y la media de la velocidad lineal en el recorrido de la rampa en bajada.

Del mismo modo que en la velocidad lineal, para el caso de la velocidad angular se rechaza la hipótesis nula, por ende, no existen diferencias significativas entre las medias para el trayecto en subida y en bajada.

En cuanto al resultado para la variable fuerza el valor de significancia es menor que el 5 por ciento (0,05) de tal manera que se acepta la hipótesis nula, por ende, se concluye que existen diferencias significativas entre la media de la fuerza inicial ejercida al realizar el desplazamiento en ascenso y media de la fuerza inicial para el desplazamiento en descenso por la rampa.

4.2.2. Resultados obtenidos por el dispositivo G-Walk en desplazamiento lineal.

Por medio del dispositivo G-Walk se obtuvieron una serie de variables como se evidencia en la siguiente tabla: 4.14 (duración, cadencia de paso, velocidad y longitud de zancada) efectuadas para la prueba de marcha lineal de 10 metros, Dichas variables se encuentran dispuestas tanto para la prueba con AGoRA Walker como sin el dispositivo, de la misma forma que en los trayectos en la rampa cada sujeto debió efectuar 3 veces cada recorrida, por lo tanto para esta prueba cada participante completo un total de 6 trayectos. La tabla 4.14 evidencia el promedio de las variables para cada el trayecto con y sin el SW.

Tabla 4.14: Variables promedio obtenidas de la prueba en marcha con dispositivo G-Walk con caminador robótico y en ausencia del mismo.

<i>Suj</i>	<i>MARCHA</i>							
	<i>Con Caminador Robótico</i>				<i>Sin Caminador Robótico</i>			
	<i>Tiem.</i> [s]	<i>Cad.</i> <i>del Paso</i> [pasos/min]	<i>Vel.</i> [m/s]	<i>long.</i> <i>zanc.</i> [m]	<i>Tiem.</i> [s]	<i>Cad.</i> <i>del Paso</i> [pasos/min]	<i>Vel.</i> [m/s]	<i>long.</i> <i>zanc.</i> [m]
1	26,4	101,6	0,6	0,7	17,0	107,2	1,0	1,1
2	24,2	82,1	0,7	1,1	15,0	98,9	1,4	1,7
3	19,0	121,8	0,5	1,1	13,1	130,0	2,7	0,9
4	21,7	104,1	0,9	1,1	13,8	118,9	1,4	1,4
5	21,3	99,3	0,8	1,2	16,1	105,6	0,9	1,1
6	19,7	106,3	0,7	1,2	18,5	96,8	0,6	1,3
7	23,8	108,3	0,9	1,0	14,9	115,4	1,3	1,4
8	22,0	98,5	1,0	1,2	12,9	124,6	1,4	1,3
9	19,6	96,9	0,7	1,3	14,8	116,1	1,1	1,0
10	20,6	121,9	1,1	1,0	14,7	140,0	1,9	0,9
11	21,2	107,1	1,0	1,1	14,9	123,5	1,2	1,1
12	20,1	120,1	0,7	1,0	14,2	152,4	1,7	0,8
13	28,9	123,5	0,8	0,8	21,2	123,1	0,8	0,8
14	21,8	111,0	0,8	1,2	12,6	123,5	1,2	1,0
15	18,7	15,6	0,75	1,1	20,7	117,3	1,6	0,7

Con respecto a los valores resultantes obtenidos del dispositivo G-Walk: duración, cadencia de paso, velocidad y longitud de zancada, para la trayectoria de marcha lineal con longitud de 10 metros con 3 repeticiones con el dispositivo de asistencia y 3 en ausencia de caminador robótico se establecen las siguientes hipótesis (alterna y nula correspondientemente):

4.2.2.1 Planteamiento de hipótesis para las variables extraídas del G-Walk.

- **Duración:**

H_1 = Existe una diferencia significativa entre la media de duración del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha con SW y la media de duración del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha sin SW.

H_0 = No existe una diferencia significativa entre la media de duración del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha con SW y la media de duración del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha sin SW.

- **Cadencia de paso:**

H_1 = Existe una diferencia significativa entre la media de cadencia de paso del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha con SW y la media de cadencia de paso del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha sin SW.

H_0 = No existe una diferencia significativa entre la media de cadencia de paso del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha con SW y la media de cadencia de paso del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha sin SW.

- **Velocidad:**

H_1 = Existe una diferencia significativa entre la media de velocidad del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha con SW y la media de velocidad del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha sin SW.

H_0 = No existe una diferencia significativa entre la media de velocidad del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha con SW y la media de velocidad del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha sin SW.

- **Longitud de zancada**

H_1 = Existe una diferencia significativa entre la media de longitud de zancada del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha con SW y la media de longitud de zancada del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha sin SW.

H_0 = No existe una diferencia significativa entre la media de longitud de zancada del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha con SW y la media de longitud de zancada del grupo correspondiente al desplazamiento de marcha sin SW.

4.2.2.2 Validación de hipótesis

Tabla 4.15: Valores descriptivos de las variables obtenidas por el sensor inercial inalámbrico para el desplazamiento lineal de 10 metros con SW y sin asistencia de SW.

Descriptivos			
MARCHA			Estadístico
Duración [s]	Con SW	Media	21,92
		Mediana	21,30
	Sin Camin	Media	15,61
		Mediana	14,90
Cadencia de Paso [pies/min]	Con SW	Media	101,18
		Mediana	106,30
	Sin SW	Media	119,54
		Mediana	118,90
Velocidad [m/s]	Con SW	Media	0,79
		Mediana	0,77
	Sin SW	Media	1,34
		Mediana	1,30
longitud de Zancada [m]	Con SW	Media	1,08
		Mediana	1,09
	Sin SW	Media	1,09
		Mediana	1,06

Para negar o aceptar las diferentes hipótesis nulas de las variables anteriormente mencionadas se debe evaluar la normalidad y la igualdad de varianzas. Inicialmente para el estudio de normalidad, al tener una muestra de 15 sujetos se debe optar por la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk en variables independientes, los resultados se muestran en la tabla 4.16

Tabla 4.16: Resultados obtenidos al aplicar la prueba de normalidad Shapiro-Wilk para variables independientes a las variables obtenidas del G-Walk.

MARCHA		<i>Pruebas de normalidad</i>		
		<i>Shapiro-Wilk</i>		
		<i>Estadístico</i>	<i>gl</i>	<i>Sig.</i>
<i>Duración [s]</i>	<i>Caminador</i>	0,88	15	0,06
	<i>Sin Caminador</i>	0,86	15	0,02
<i>Cadencia de Paso [pasos/min]</i>	<i>Caminador</i>	0,68	15	0,00
	<i>Sin Caminador</i>	0,95	15	0,62
<i>Velocidad [m/s]</i>	<i>Caminador</i>	0,97	15	0,92
	<i>Sin Caminador</i>	0,91	15	0,15
<i>longitud Zancada [m]</i>	<i>Caminador</i>	0,87	15	0,03
	<i>Sin Caminador</i>	0,95	15	0,67

De los resultados obtenidos en la tabla 4.16 se establece que para un valor de confiabilidad del 95 por ciento las variables Duración, Cadencia de paso y longitud de zancado no siguen una distribución normal.

Tabla 4.17: Comprobación de igualdad de varianzas a partir de la prueba de Levene y prueba T para igualdad de medias en velocidad para marcha con SW y sin SW.

<i>Velocidad</i>	<i>Prueba de Levene de igualdad de varianzas</i>		<i>Prueba T para la igualdad de medias</i>		
	<i>F</i>	<i>Sig.</i>	<i>t</i>	<i>gl</i>	<i>Sig. (bilateral)</i>
<i>Se asumen varianzas iguales</i>	5,71	0,02	-4,01	28	0

Teniendo en cuenta la información de la tabla 4.17, la velocidad cumple con el criterio de normalidad puesto que por medio de la prueba de Levene de igualdad de varianzas se comprueba que se asumen varianzas iguales y del mismo modo con un valor de significancia de 0 para la prueba T de comparación de medias se rechaza la hipótesis nula para la variable de velocidad, de tal manera que existen diferencias significativas entre la media de velocidad del recorrido con caminador, y la media de la velocidad sin caminador.

Tabla 4.18: Prueba U de Mann-Whitney para variables independientes (duración, cadencia de paso y longitud de zancada).

	<i>Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes</i>		
	<i>Duración</i>	<i>Cadencia de paso</i>	<i>Longitud de zancada</i>
<i>Sig. asintótica (prueba bilateral)</i>	<i>0,00</i>	<i>0,02</i>	<i>0,91</i>
<i>Sig. exacta (prueba bilateral)</i>	<i>0,00</i>	<i>0,01</i>	<i>0,93</i>

Como se demostró con anterioridad las variables Duración, Cadencia de paso y Longitud de zancada no siguen una distribución normal, por lo tanto se realizó una prueba no paramétrica para comparar las medias entre las muestras (marcha con SW y marcha sin SW), optando por realizar la prueba de Mann-Whitney para muestras independientes y los resultados se evidencian en la tabla 4.18

De los resultados obtenidos se rechaza la hipótesis nula tanto para la variable Duración como para Cadencia de pasos, de tal manera que existen diferencias significativas entre la marcha con Caminador robótico y sin él. Teniendo en cuenta la información de los valores descriptivos representados en 4.15 la velocidad es mayor para el desplazamiento sin asistencia del caminador robótico, de la misma manera el tiempo que tarda el participante en recorrer el trayecto es menor para el caso sin caminador, y la cadencia de pasos expone un valor inferior para el caso con caminador robótico.

Respecto a la longitud de zancada se conserva la hipótesis nula, por lo tanto, no existe diferencia significativa entre la longitud de zancada para el desplazamiento con AGoRA Walker y sin él.

Capítulo 5

CONCLUSIONES

El caminador robótico para esta investigación que abarca a su vez dos estudios cumple el principal papel al ser el objeto de estudio en ambos casos. Se evaluó desde una perspectiva virtual para comprender su futuro funcionamiento como dispositivo de apoyo en terapia de rehabilitación y trabajar en conjunto con el profesional clínico potenciando la sesión de terapia, También se realizó la evaluación de la interacción física del SW aprovechando la relación que promueve la interfaz Humano- Robot,dando prioridad al control unico del usuario pero manteninedo la seguridad que requiere un paciente de la tercera edad para desplazarse bajo un entorno controlado y seguro.

El primer estudio involucró una muestra clasificada entre profesionales del área de fisioterapia y terapeutas ocupacionales. Se relacionó de este modo el funcionamiento de diferentes estategias de control que interactúan de forma natural con los procesos físicos y cognitivos del usuario para generar una respuesta a favor del ideal de trayecto que se estipuló inicialmente.

Al comparar los resultados entre los profesionales basado en un estudio descriptivo se concluyó que en los tres modos de realimentación referidos a la respuesta visual, háptica y háptica-visual, los terapeutas ocupacionales demuestran mejores capacidades para seguir la ruta y disminuir el error entre la trayectoria esperada.

Sin embargo, puesto que los resultados a simple vista no demuestran diferencias contundentes para inferir sobre el desempeño de los dos terapeutas se realizó un analisis estadistico más profundo. A partir de lo anterior, se logró identificar si la diferencia entre el rendimiento para cada modo de operación es realmente significativa o los fisioterapeutas no se encuentran notablemente distantes de los terapeutas ocupacionales.

Aunque los resultados descriptivos indicaron que para el modo sin realimentación son los fisioterapeutas los de mejor desempeño, este resultado respecto al encontrado para los terapeutas ocupacionales no expone diferencias significativas, por ende para los dos grupos el trayecto sin realimentación no permite diferenciar entre las habilidades para este enfoque entre los profesionales.

Respecto a la estrategia de control háptica, los resultados demostraron que aunque los terapeutas ocupacionales tuvieron mejor desempeño, esta diferencia no es determinante y no exhibe un criterio de diferenciación contundente.

En cuanto a los modos de realimentación visual y háptico, cuyos resultados descriptivos se inclinaron por los terapeutas ocupacionales quienes desempeñaron con mayor precisión los recorridos. Sin embargo el segundo análisis estadístico permitió corroborar que la diferencia entre ambas profesiones es significativa. Se concluye que tanto para la estrategia de control

visual y háptica-visual son los terapeutas ocupacionales quienes mejor desempeñan el manejo del SW virtual bajo la influencia del apoyo físico y cognitivo que provee estos tipos de realimentación.

Teniendo en cuenta lo que se evidencia en [71] y se corrobora en este estudio, al implementar un caminador robótico de tipo multimodal, el apoyo en conjunto de sistemas de realimentación visuales y hápticos genera un beneficio durante la navegación. Lo anterior debido a que al disponer de dos canales ninguno se satura.

Esta estrategia multimodal brinda mayor autonomía y mejor desempeño al usuario como se vio reflejado en los resultados del estudio, ya que en estas pruebas con este tipo de realimentación los clínicos tuvieron mejor desempeño, puesto que como se menciona en [71] se estimula la capacidad cognitiva al permitirle al profesional decidir respecto a su trayectoria cuando esta se ve desviada.

En el segundo estudio, con el uso del AGoRA Walker suponiendo un entorno simulado de vivienda para el desplazamiento de un participante de la tercera edad por diferentes trayectos, la investigación basó su análisis en las variables obtenidas a partir del AGoRA Smart Walker y las extraídas por el G-Walk para análisis del movimiento durante la marcha.

Las variables fueron usadas para estudiar la interacción de los adultos mayores y el caminador en un entorno que simula su cotidianidad, logrando desplazamientos habituales y propios del día a día.

Las primeras variables estudiadas involucran la odometría en donde se encuentra la velocidad lineal y angular obtenida por el caminador específicamente para la prueba de desplazamiento en ascenso y descenso por rampa.

Se comparó la variable categórica que contiene el desplazamiento en subida y en bajada respecto de la velocidad lineal, cuyos resultados arrojaron que aunque existen diferencias en la velocidad lineal para el ascenso y descenso con el uso del caminador, éstas no son significativas y por ende la velocidad lineal no es un ítem de variabilidad cuando se trata de utilizar el caminador a diferente inclinación.

Con respecto a la velocidad angular se utilizó el mismo criterio, en donde se compararon los desplazamientos en subida y en bajada por rampa con respecto a la variable numérica (velocidad angular). En este caso y de igual manera que para la velocidad lineal, aunque la media en el trayecto en bajada es mayor en contraste con el desplazamiento en subida, no implica una diferencia significativa, por consiguiente la variable velocidad angular, mostró que no es un criterio de evaluación para contrastar el trayecto en subida con el de bajada.

Finalmente de la información recolectada a partir del SW se estudió la fuerza inicial con la que la persona comienza el trayecto y le permite el impulso necesario para iniciar el desplazamiento. En este caso al contrastar la situación en subida y en bajada se obtuvo que existen diferencias significativas en la fuerza requerida para subir en comparación con la que se necesita para desplazarse en bajada, de tal manera que al analizar los resultados la fuerza inicial en subida es mayor que la fuerza inicial requerida para realizar el descenso.

En segunda instancia se analizan las variables obtenidas por el sensor inercial inalámbrico, considerando específicamente la duración de la totalidad de cada prueba, la Velocidad de desplazamiento promedio, la cadencia de paso, y la longitud de zancada. Este análisis se realiza para la prueba de marcha de 10 metros, la cual emplea el uso del caminador robótico y lo contrasta con la realización del mismo recorrido sin asistencia del dispositivo.

Se concluye que la variable Longitud de zancada no expone una diferencia significativa al ser comparado el desplazamiento con y sin el caminador robótico.

En cuanto a las variables velocidad, duración y cadencia de pasos los resultados concluyen que existen diferencias significativas entre realizar el trayecto con asistencia del caminador y sin él. Entendido que los criterios de velocidad, duración de la prueba y y cadencia de pasos son de relevancia para contrastar el uso del caminador en trayectos lineales, se concluye que para el caso de la velocidad esta se ve dismuida al optar por usar el SW.

Por otro lado con respecto a la duración del desplazamiento con caminador robótico el tiempo que tarda en completar el trayecto incrementa en contraste a que si lo hiciera sin el dispositivo de asistencia. Finalmente la cadencia de pasos refleja que el valor de esta variable disminuye al dar uso del caminador robótico durante el desplazamiento.

Los resultados obtenidos por la interpretación de los datos del caminador robótico y del sensor inercial inalámbrico exponen como se ha evidenciado en la literatura en [26], [65] y en [71] que el uso de un dispositivo de asistencia como lo es el caminador robótico y en este caso el AGoRA Smart Walker en adultos mayores incrementa el tiempo que tarda la persona en desplazarse, disminuye la velocidad con la que se moviliza y reduce la cantidad de pasos que realiza en determinado tiempo,

Lo anterior es bien justificado desde una perspectiva positiva puesto que el patrón de marcha y las fases que la componen se ven mejoradas con el uso del caminador promoviendo la estabilidad y el equilibrio del usuario durante el desplazamiento, acercandolo a patrones normales del movimiento y que tienen su máxima expresión en las actividades de la vida diaria.

Capítulo 6

RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Como trabajos futuros se espera implementar los modos de realimentación que involucran la respuesta háptica y visual en un caminador robótico real, de tal forma que junto con las capacidades de seguridad y control brindadas por la interacción existente entre el caminador y el usuario a partir de la interfaz HRI se puede monitorear y controlar la terapia de la marcha asistida por caminadores robóticos potenciando el trabajo del profesional y aportando en el proceso de recuperación de la persona. Del mismo modo, ya encuentran trabajando en estrategias de control compartido para ser aplicado a rehabilitación en marcha. Este tipo de interfaz de comandos multimodales puede afianzar aún más la comunicación entre el paciente y el robot generando un entorno de comunicación natural.

Adicionalmente luego de realizar el trabajo con el caminador AGoRA Smart Walker, y poner a prueba la capacidad de interacción Humano-Robot por medio de una interfaz HRI, consolidándose como una opción segura y acorde a las necesidades de movilidad del usuario, se espera que se trabaje en la evaluación de la interfaz Humano-Robot-Medio ambiente, de tal modo que no solo se estudie la interacción con el caminador sino con el entorno en el que desenvuelve el individuo.

Bibliografía

- [1] K.-H. S. y Ju-Jang Lee, «The Development of Two Mobile Gait Rehabilitation Systems», 2009.
- [2] C. A. Cifuentes y A. Frizera, «Human-Robot Interaction Strategies for Walker-Assisted Locomotion», *Springer*, 2016.
- [3] M. Schwenk, U. Lindemann, M. Schwenk, J. Klenk, M. Kessler y F. Kurz, «Problems of older persons using a wheeled walker», *Aging Clinical and Experimental Research*, 2015.
- [4] H. Robinson, B. MacDonald y E. Broadbent, «The Role of Healthcare Robots for Older People at Home: A Review», *International Journal of Social Robotics*, 2014.
- [5] R. Priebe Jonathon R. y Kram, «¿Por qué la marcha asistida por caminante es metabólicamente costosa?», *Marcha y postura*, 2011.
- [6] H. Bateni y B. E. Maki, «Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2005.
- [7] C. Walker, L. Curry y M. Hogstel, «Relocation Stress Syndrome in older adults transitioning from home to a long-term care facility: myth or reality?», *Journal of psychosocial nursing and mental health services*, vol. 45, págs. 38-45, feb. de 2007.
- [8] E. Rossen y K. Knafl, «Older Women’s Response to Residential Relocation: Description of Transition Styles», *Qualitative health research*, vol. 13, págs. 20-36, ene. de 2003. DOI: 10.1177/1049732302239409.
- [9] «Long-Term Care and a Good Quality of Life: Bringing Them Closer Together», *Journal of Pastoral Care Counseling*, 2016.
- [10] F. Prince, H. Corriveau, R. Hebert y D. Winter, «Gait in the elderly», *Gait Posture*, vol. 5, págs. 128-135, abr. de 1997. DOI: 10.1016/S0966-6362(97)01118-1.
- [11] W. Pirker y R. Katzenschlager, «Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide», *Wiener klinische Wochenschrift*, vol. 129, oct. de 2016. DOI: 10.1007/s00508-016-1096-4.
- [12] D. D. Iucksch, V. L. Israel, D. I. R. Ribas y E. F. Manffra, «Gait characteristics of persons with incomplete spinal cord injury in shallow water», *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2013.
- [13] J. M. Guralnik, L. Ferrucci y J. L. Balfour, «Progressive versus Catastrophic Loss of the Ability to Walk : Implications for the Prevention of Mobility Loss», 2001.

- [14] N. Alexander y A. Goldberg, «Gait disorders: Search for multiple causes», *Cleveland Clinic journal of medicine*, vol. 72, págs. 586, 589-90, 592, ago. de 2005. DOI: 10.3949/ccjm.72.7.586.
- [15] B. R. Bloem, J. Haan y A. M. Lagaay, «Investigation of Gait in Elderly Subjects Over 88 Years of Age», *Department of Neurology*, 1992.
- [16] D. D. y B. D. W. F. W. Van Hook, «Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly», *American Family Physician*, 2003.
- [17] K.-h. Seo y J.-j. Lee, «The Development of Two Mobile Gait Rehabilitation Systems», *IEEE transaction on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 17, n.º 2, págs. 156-166, 2009.
- [18] J. Adams M y Cavanagh, «Campana internacional para la curación de la parálisis de la lesión de la médula espinal (ICCP): otro paso adelante para la investigación de la lesión de la médula espinal», *Neuroscience Nursing: Evidence-Based Theory and Practice*, 2004.
- [19] O. Population, «Difficulties and Physical Activity as Predictors of Mortality and Loss of Independence in the Community-Living Older Population», *Finnish Centre for Interdisciplinary Gerontology*, 2000.
- [20] U. Cortes, A. Martinez-Velasco, C. Barrue, E. X. Martin, F. Campana, R. Annicchiarico y C. Caltagirone, «Towards an intelligent service to elders mobility using the i-Walker», *AAAI Fall Symposium, Technical Report*, n.º August 2014, 2008.
- [21] C. Id, D. Sm, P. Ce, M. Gr, H. Kd, C. Rg y N. Kerse, «Interventions for preventing falls in older people in care facilities and hospitals (Review)», *Bone, Joint and Muscle Trauma Group*, 2018.
- [22] R. W. Sattin, «FALLS AMONG OLDER PERSONS : A Public Health Perspective», *Division of Injury Control*, 1992.
- [23] M. Chan, E. Campo y T. Val, «Alarm communication network to help carers of the elderly for safety purposes : A survey of a project», *International Journal of Rehabilitation Research*, 1999.
- [24] G. D. Abowd, A. F. Bobick, I. A. Essa, E. D. Mynatt y W. A. Rogers, «The Aware Home : A living laboratory for technologies for successful aging The Aware Home : A living laboratory for technologies for successful aging», *GVU Center Georgia Institute of Technology*, 2002.
- [25] M. Devor, A. Wang, M. Ren, D. Feigal y J. Ramsdell, «Compliance With Social and Safety Recommendations in an Outpatient Comprehensive Geriatric Assessment Program», *Division of General Internal Medicine/Geriatrics*, 1994.
- [26] G. Lee, T. Ohnuma y N. Y. Chong, «Design and control of JAIST active robotic walker», *Intelligent Service Robotics*, 2010.
- [27] C. P. Ferri, M. Prince, C. Brayne, H. Brodaty, L. Fratiglioni, M. Ganguli, K. Hall, K. Hasegawa, H. Hendrie, S. Paulo y S. Paulo, «Global prevalence of dementia : a Delphi consensus study», *Alzheimer's Disease International*, 2005.
- [28] H. Brodaty, A. Green y B. S. P. Hons, «Meta-Analysis of Psychosocial Interventions», *Journal of the American Geriatrics Society*, 2003.

- [29] M. Ory, R. Hoffman, J. Yee, S. Tennstedt y R. Schulz, «Prevalence and Impact of Caregiving: A Detailed Comparison Between Dementia and Nondementia Caregivers», *The Gerontologist*, vol. 39, págs. 177-85, mayo de 1999. DOI: 10.1093/geront/39.2.177.
- [30] K. Yaffe, P. Fox, R. Newcomer, L. Sands, K. Lindquist, K. Dane y K. Covinsky, «Patient and Caregiver Characteristics and Nursing Home Placement in Patients With Dementia», *JAMA : the journal of the American Medical Association*, vol. 287, págs. 2090-7, mayo de 2002. DOI: 10.1001/jama.287.16.2090.
- [31] J. Goetz y S. Kiesler, «Cooperation with a Robotic Assistant», *Human Computer Interaction Institute*, págs. 578-579, 2002. DOI: 10.1145/506443.506492.
- [32] V. Freedman, L. F. Berkman y S. R. Rapp, «Public Health Briefs Family Networks : Predictors of Nursing Home Entry», *Public Health Briefs*, 1993.
- [33] U. Steinbach, «Social Networks , Institutionalization , and Mortality Among Elderly People in the United States», *Institute for Health and Aging*, 1992.
- [34] R. S. Tilvis, M. H. Ka, J. Jolkkonen y J. Valvanne, «Predictors of Cognitive Decline and Mortality of Aged People Over a 10-Year Period», vol. 59, 2004.
- [35] K. B. Adams e I. Consultant, «Loneliness and depression in independent living retirement communities : Risk and resilience factors Loneliness and depression in independent living retirement communities : risk and resilience factors», *Mandel School of Applied Social Sciences*, 2013.
- [36] H. Comijs, T. van Tilburg, S. Geerlings, C. Jonker, D. Deeg, W. Tilburg y A. Beekman, «Do severity and duration of depressive symptoms predict cognitive decline in older persons? Results of the Longitudinal Aging Study Amsterdam», *Aging clinical and experimental research*, vol. 16, págs. 226-32, jul. de 2004. DOI: 10.1007/BF03327388.
- [37] D. Burnette y A. C. M. Acsw, «Journal of Gerontological Determinants of Self-Reported Depressive Symptoms by Frail Elderly Persons Living Alone», *Journal of Gerontological Social Work*, 2015.
- [38] V. R. Kivett, «Discriminators of Loneliness Among the Rural Elderly : Implications for», *The Gerontologist*, 1975.
- [39] J.-j. Cabibihan, H. Javed y M. H. A. Jr, «Why Robots ? A Survey on the Roles and Benefits of Social Robots in the Therapy of Children with Autism », n.º November, 2013. DOI: 10.1007/s12369-013-0202-2.
- [40] K. Glass y K. Hall, «Therapists ' Views Abolts the Use of Robotic Aids Disabilities», *The Americam journal of Occupational Therapy*, vol. 41, 1987.
- [41] R. Bemelmans, G. J. Gelderblom, P. Jonker y L. de Witte, «Socially assistive robots in elderly care: A systematic review into effects and effectiveness», *Journal of the American Medical Directors Association*, 2012.
- [42] A. Okamura, M. Matarić y H. Christensen, «Medical and Health-Care Robotics», *Robotics Automation Magazine, IEEE*, vol. 17, págs. 26-37, oct. de 2010. DOI: 10.1109/MRA.2010.937861.

- [43] T. Tamura, S. Yonemitsu, A. Itoh, D. Oikawa, A. Kawakami, Y. Higashi, T. Fujimoto y K. Nakajima, «Is an Entertainment Robot Useful in the Care of Elderly People With Severe Dementia?», *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, vol. 59, págs. 83-5, feb. de 2004. DOI: 10.1093/gerona/59.1.M83.
- [44] T. Fong, I. Nourbakhsh y K. Dautenhahn, «A Survey of Socially Interactive Robots», *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 42, págs. 143-166, mar. de 2003. DOI: 10.1016/S0921-8890(02)00372-X.
- [45] D. Feil-Seifer y M. Matarić, «Defining Socially Assistive Robotics», vol. 2005, jul. de 2005, págs. 465-468, ISBN: 0-7803-9003-2. DOI: 10.1109/ICORR.2005.1501143.
- [46] K. Wada, T. Shibata, T. Asada y T. Musha, «Robot therapy for prevention of dementia at home», *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 19, págs. 691-697, ene. de 2007.
- [47] M. Woollacott y A. Shumway-Cook, «Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research», *Gait posture*, vol. 16, págs. 1-14, sep. de 2002. DOI: 10.1016/S0966-6362(01)00156-4.
- [48] B. E. Maki, A. Zecevic, H. Bateni, N. Kirshenbaum y W. E. McIlroy, «Cognitive demands of executing postural reactions: Does aging impede attention switching?», *NeuroReport*, 2001.
- [49] M. W. Rogers e Y. C. Pai, «Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man», *Experimental Brain Research*, 1990.
- [50] M. A. Townsend, «Biped gait stabilization via foot placement», *Journal of Biomechanics*, 1985.
- [51] M. Sager, N. C. Dunham y J. Johnson, «Risk of Falls after Hospital Discharge», *Journal of the American Geriatrics Society*, 1994.
- [52] Y. Laufer, Y. Barak e I. Chemel, «Age-related differences in the effect of a perceived threat to stability on postural control», *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 2006.
- [53] A. Chantraine, J. M. Crielaard, A. Onkelinx y F. Pirnay, «Energy expenditure of ambulation in paraplegics: Effects of long term use of bracing», *Paraplegia*, 1984.
- [54] A. Morris, R. Donamukkala, A. Kapuria, A. Steinfeld, J. T. Matthews, J. Dunbar-Jacob y S. Thrun, «A robotic walker that provides guidance», *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2003.
- [55] R. A. Bachschmidt, G. F. Harris y G. G. Simoneau, «Walker-assisted gait in rehabilitation: A study of biomechanics and instrumentation», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2001.
- [56] A. Frizera, R. Ceres, J. PONS, A. ABELLANAS y R. Raya, «The Smart Walkers as Geriatric Assistive Device. The SIMBIOSIS Purpose», *Gerontechnology*, vol. 7, pág. 108, abr. de 2008. DOI: 10.4017/gt.2008.07.02.045.00.
- [57] M. M. Martins, C. P. Santos, A. Frizera-Neto y R. Ceres, «Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review», *Robotics and Autonomous Systems*, 2012.

- [58] Y. Tagawa, N. Shiba, S. Matsuo y T. Yamashita, «Analysis of human abnormal walking using a multi-body model: Joint models for abnormal walking and walking aids to reduce compensatory action», *Journal of Biomechanics*, 2000.
- [59] T. S. Kuan, J. Y. Tsou y F. C. Su, «Hemiplegic gait of stroke patients: The effect of using a cane», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1999.
- [60] J. Jeka, «Light Touch Contact as a Balance Aid», *Physical therapy*, vol. 77, págs. 476-87, jun. de 1997. DOI: 10.1093/ptj/77.5.476.
- [61] J. J. Jeka, «Light Touch Contact as a Balance Aid», 1997.
- [62] J. L. Pons, R. Ceres y L. Calderón, «Introduction to Wearable Robotics», *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, 2008.
- [63] U. Release, M. J. McDonald, I. Systems y S. N. Laboratories, «Active Research in Human Machine Interface», *Sandia National Laboratories*, 200.
- [64] K. Gerling, D. Hebesberger, C. Dondrup, T. Kortner y M. Hanheide, «Robot deployment in long-term care: Case study on using a mobile robot to support physiotherapy», págs. 288-297, 2016.
- [65] M. F. Chang, W. H. Mou, C. K. Liao y L. C. Fu, «Design and implementation of an active robotic walker for Parkinson's patients», *Proceedings of the SICE Annual Conference*, 2012.
- [66] M. Geravand, C. Werner, K. Hauer y A. Peer, «An Integrated Decision Making Approach for Adaptive Shared Control of Mobility Assistance Robots», *International Journal of Social Robotics*, 2016.
- [67] A. Wachaja, P. Agarwal, M. Zink, M. R. Adame, K. Möller y W. Burgard, «Navigating blind people with walking impairments using a smart walker», *Autonomous Robots*, 2017.
- [68] E. Kyriacou, S. Christofides y C. S. Pattichis, «XIV mediterranean conference on medical and biological engineering and computing 2016: MEDICON 2016, March 31st–April 2nd 2016, Paphos, Cyprus», *IFMBE Proceedings*, 2016.
- [69] H. Yu, M. Spenko y S. Dubowsky, «An adaptive shared control system for an intelligent mobility aid for the elderly», *Autonomous Robots*, 2003.
- [70] U. Cortés, A. Martínez-Valesco, C. Barrue, T. Benedico, F. Campana, J. Fernandez y R. Annichiarico, «A SHARE-it service to elders' mobility using the i-walker», *Gerontechnology*, 2008.
- [71] M. F. Jimenez, M. Monllor, A. Frizera, T. Bastos, F. Roberti y R. Carelli, «Admittance Controller with Spatial Modulation for Assisted Locomotion using a Smart Walker», *Journal of Intelligent and Robotic Systems: Theory and Applications*, 2019.
- [72] J.-M. Belda-Lois, S. M.-d. Horno, I. Bermejo-Bosch, J. C. Moreno, J. L. Pons, D. Farina, M. Iosa, M. Molinari, F. Tamburella, A. Ramos, A. Caria, T. Solis-Escalante, C. Brunner y M. Rea, «Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach», *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2011.

- [73] M. Belas Dos Santos, C. Barros de Oliveira, A. Dos Santos, C. Garabello Pires, V. Dylewski y R. M. Arida, «A Comparative Study of Conventional Physiotherapy versus Robot-Assisted Gait Training Associated to Physiotherapy in Individuals with Ataxia after Stroke.», *Behavioural neurology*, 2018.
- [74] S. D. Sierra, J. F. Molina, D. A. Gómez, M. C. Múnera y C. A. Cifuentes, «Development of an Interface for Human-Robot Interaction on a Robotic Platform for Gait Assistance: AGoRA Smart Walker», 2018.
- [75] M. Martins, C. Santos, A. Frizera y R. Ceres, *A review of the functionalities of smart walkers*, 2015. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.07.006.
- [76] V. H. Andaluz, F. Roberti, J. M. Toibero, R. Carelli y B. Wagner, «Adaptive Dynamic Path Following Control of an Unicycle Like Mobile Robot», en, 2011.
- [77] S. D. S. Sierra M., M. Garzón, M. Múnera y C. A. Cifuentes, «Human–Robot–Environment Interaction Interface for Smart Walker Assisted Gait: AGoRA Walker», *Sensors*, 2019.