

Navigation system using passive collaborative control adapted to user profile for a rollator device



Joaquín Ballesteros Gómez

Departamento de Tecnología Electrónica

Universidad de Málaga

Supervised by

Prof. Dr. Cristina Urdiales García

June 2017





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: Joaquín Ballesteros Gómez

ID <http://orcid.org/0000-0003-3053-2414>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización
pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer
obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de
Málaga (RIUMA): riuma.uma.es



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
DEPARTAMENTO DE TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA

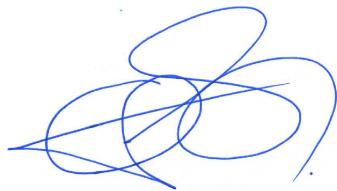
La Dra. Doña Cristina Urdiales García, Catedrática de Universidad, perteneciente al área de Tecnología Electrónica de la E.T.S de Ingeniería de Telecomunicación de la Universidad de Málaga,

Certifica que Don Joaquín Ballesteros Gómez, Ingeniero en Informática, ha realizado en el Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad de Málaga, bajo mi dirección, el trabajo de investigación correspondiente a su Tesis Doctoral titulado:

*Navigation system using passive collaborative control
adapted to user profile for a rollator device*

Revisado el presente trabajo, estimo que puede ser presentado al tribunal que ha de juzgarlo, y autorizo la presentación de esta Tesis Doctoral en la Universidad de Málaga.

Málaga, Julio de 2017



Fdo.: Cristina Urdiales García
Catedrática de Universidad
Área de Tecnología Electrónica



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Acknowledgements

This thesis has been partially supported by the Spanish Ministerio de Educacion y Ciencia (MEC), Project. TEC2011-29106, Project n. TEC2014-56256-C2-1-P, Hospital Regional Universitario of Malaga and Fondazione Santa Lucia.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Special Acknowledgements

En estas líneas voy a intentar dejar por escrito en mi lengua materna los agradecimientos a todos aquellos que me habéis conducido a dónde hoy me encuentro.

Esta tesis comenzó formalmente hace ya cuatro años, aunque la intención de centrarme en el área de robótica asistencial surgió un tiempo antes. Por aquella época estaba volviendo a caminar tras un accidente grave de tráfico. Pase por todas las etapas: silla de ruedas, barras paralelas, andador, dos muletas, una...y al final, sólo un bastón. Durante el proceso de recuperación, e incluso antes, en alguna operación, el personal del hospital no paraba de preguntarme cómo se podrían usar robots para ayudar a los pacientes, me conocían y sabían como mantenerme despierto y motivado. Tras esta fase de mi vida, la suerte me sonrió y obtuve una beca FPI centrada en el área de andadores robotizados, la cual ha dado como fruto la tesis que estas leyendo.

Comienzo por tanto dando las gracias a los rehabilitadores, celadores, enfermeros, médicos y demás personal del Hospital Reina Sofía. Gracias por incentivar me a tomar este camino y mantenerme vivo para llevarlo a cabo.

También quiero agradecer a la persona que ha estado dando el callo desde el principio en esta tesis, Cristina, mi directora. Gracias por la confianza depositada en mí, sin tu infinita paciencia, tus innovadoras y algunas veces alocadas ideas, y tu capacidad para dejarme libertad creativa y liberarme de todos los marrones posibles, hoy no estaría aquí.

A nuestro colaboradores: Antonio Martínez, gracias por dejarnos I-Walker para realizar toda la investigación; Marina Tirado y su equipo,



gracias por permitirnos hacer pruebas en el Hospital Regional de Málaga; Jaap Van Dieën, gracias por dejarme usar las instalaciones del MOVE Research Institutue; y Roberta Annicchiarico y su equipo, gracias por acogerme en Roma y permitirme hacer pruebas allí.

Tampoco puedo dejar de dar las gracias a los que han sido mis colegas en el grupo: Manolo, Peula, Rebeca, Adrián, Ale, Alberto, Jose María y Juan Pedro. Siempre habéis estado dispuestos a ayudar y a compartir vuestra experiencia conmigo. Gracias por todo, por veniros al ritual de los Jueves y en especial, por soportar el clima gélido en el que me gusta trabajar. Y gracias compi Antonio, por saltarte las normas sobre "que docencia debe dar un becario" y permitirme aprender junto a ti en el máster SEEI. Por último, en el ámbito Universitario, quiero agradecer a la persona que me guió en mis primeros pasos en esto de la investigación, Luis Merino. Gracias por introducirme en este apasionante mundo.

Y ya llegando al final, quiero agradecer a mi familia su apoyo y soporte incondicional. Gracias a mis sobrinos, Luna, Juan y Hendrie por hacerme sentir útil con vuestras dudas. Gracias Ana por alojarme en tu casa durante mi estancia en Amsterdam, dejarme colaborar en algún trabajo contigo y ayudarme en la corrección de este trabajo, ¡Gracias a mi club de féminas! Mi madre Chari, mi tía Rafi, mi prima Charo y mi hermana Elena, por cuidarme y mimarme cuando lo he necesitado. Gracias Gabacho por estar siempre ahí cuando haces falta, y cuando no. Y gracias Juanmi, por escuchar pacientemente y ser el hermano que todo el mundo quiere tener. Y por último, agradecer a las dos personas de mi familia que más han influido en mi forma de ser y que siempre estarán ahí: mi padre, por enseñarme a razonar por encima de la memoria y mi abuelo, por confiar y fomentar mi locura por crear cosas desde que tengo uso de razón.

Y para terminar, sin ti Inma, esto no hubiera sido posible, lo sabes. Gracias por motivarme a luchar contra viento y marea, por mantenerme vivo, por confiar en mí, por darme los mejores momentos de mi



vida y por mantenerme expectante por el porvenir...” como la trucha al truchó”.



Abstract

Rollators provide autonomy to persons with mobility impairments. These platforms can be used while people perform their Activities of Daily Living in order to provide support and/or balance. Also, they can be used during the rehabilitation process to strengthen the lower limbs or to provide balance before users can progress to canes or crutches.

Rollators have a limited set of personalization options and they are usually related to the users' body size. Hence, people who need extra typically have to choose a wheelchair instead. This transition to a wheelchair limits users' movements and it increases their disuse syndrome because they do not exercise their lower limbs. Hence, it is a priority to extent the use of rollator platforms as much as possible by adapting help to people who can not use a conventional rollator on their own.

Technological enhancements can be added to rollator to expand their use to a larger population. For example, force sensors on handlebars provide information about users' weight bearing. This information can be used during rehabilitation to control their partial weight-bearing. Encoders on wheels may also provide useful information about the walking speed, which is a well know estimator of fall risk. In addition to monitorization, motors can be attached to the wheels for assistance, e.g. to reduce effort while ascending slopes.

This thesis focuses on creating a navigation system for a robotized rollator, which includes weight bearing sensors, encoders and wheel motors. The navigation system relies on passive collaborative control to continuously combine user and system commands in a seamless way.



The main contribution of this work is adaptation to the user's needs through continuous, transparent monitorization and profile estimation.

In order to achieve this goal, research in different areas has been necessary. First, a methodology to provide human-like platform motion in reactive navigation algorithms has been proposed to improve user acceptance of help. Then, work has focused on gait analysis and user's condition estimation using only onboard sensors. In addition, a new methodology to evaluate fall risk using only onboard sensors while users walk has been proposed to balance the contribution of user and robot to control.

All proposed subsystems have been validated with a set of volunteers at two rehabilitation hospitals: Fondazione Santa Lucia (Rome) and Hospital Regional Universitario (Malaga). Volunteers presented a wide variety of physical and cognitive disabilities. Tests with healthy volunteers have been discarded from the beginning to avoid a sampling bias error. Obtained results have shown that the proposed system can be used for: i) reactively generating human-like trajectories that outperforms all other tested algorithms in terms of likeness to human paths and success rate; ii) monitoring gait and user's condition while users walk using only on-board sensors; and iii) evaluating fall risk without wearable sensors nor ambient sensors.

This thesis open a number of open research lines: i) user condition estimation can be extended to another medical scales; ii) the method to reactively generate human-like-trajectories can be extended to add deliberative human-adapted-path-planning; and iii) the fall risk estimator can be extended to a fall risk predictor.



Contents

Contents	xi
Nomenclature	xiii
I Resumen de la tesis	1
1 Introducción	3
1.1 Contribuciones	16
1.2 Publicaciones	19
1.3 Estructura de la tesis	20
2 Marco de la tesis	23
II Thesis contributions	27
3 Collaborative control: adapting the three pillars to i-Walker	29
3.1 Navigation algorithm: BDWA	32
3.1.1 Discussion	33
3.2 Estimating the user's intention using only onboard sensors	33
3.2.1 Discussion	35
3.3 Adjusting the help	36
3.3.1 Discussion	37
3.4 Adjusting assistance to specific situations	39
3.4.1 Discussion	42



CONTENTS

4 Summary of included papers	45
4.1 Journal A: A Biomimetical Dynamic Window Approach to Navigation for Collaborative Control	45
4.2 Journal B: Automatic assessment of a rollator-user's condition during rehabilitation using the i-Walker platform	46
4.3 Conference C: Gait analysis for challenged users based on a rollator equipped with force sensors	47
4.4 Journal D: On Gait Analysis Estimation Errors Using Force Sensors on a Smart Rollator	47
4.5 Conference E: Online estimation of rollator user condition using spatiotemporal gait parameters	48
4.6 Journal F: Automatic fall risk assessment for challenged users obtained from a rollator equipped with force sensors and a RGB-D camera (Submitted to IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering)	48
5 Conclusions and future work	51
5.1 Future work	54
References	55
List of Figures	63
List of Tables	65
III Scientific publications	67
A A Biomimetical Dynamic Window Approach to Navigation for Collaborative Control	69
B Automatic assessment of a rollator-user's condition during rehabilitation using the i-Walker platform	71
C On Gait Analysis Estimation Errors Using Force Sensors on a Smart Rollator	73



D Automatic fall risk assessment for challenged users obtained from a rollator equipped with force sensors and a RGB-D camera	75
E Gait analysis for challenged users based on a rollator equipped with force sensors	77
F Online estimation of rollator user condition using spatiotemporal gait parameters	79
Appendices	81
A System Overview	83



CONTENTS



Part I

Resumen de la tesis



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Capítulo 1

Introducción

Un día nuevo amanece y el reloj comienza su cuenta. María lleva una semana con su nuevo andador, más liviano y estable. Hoy por primera vez va a realizar algunas compras en el mercado. Mientras tanto, en la calle cercana que baja a la plaza, Ulises sube con su bastón tras comprar el periódico. Hace ya un mes que terminó la rehabilitación, y quedan ya lejos los días en los que tenía que moverse con la silla de ruedas. En el viaje de vuelta se ha cruzado con Antonio, el cual está en la plaza disfrutando del buen tiempo con su nieto. Siempre que lo ve, Ulises se estremece, día a día va empeorando, hace poco que abandonó definitivamente el andador y ahora se desplaza con una silla de ruedas.

Estos escenarios son ejemplos dónde la plataformas asistenciales ayudan a mantener la autonomía de las personas. Mantener esta autonomía es de vital importancia en la sociedad en la que vivimos. De esta forma se mantiene la calidad de vida de las personas y se reducen notablemente los gastos económicos generados. Por desgracia, no todas las personas pueden mantener su autonomía usando plataformas asistenciales y requieren de un nivel extra de ayuda. Algunas de estas personas tienen cuidadores en su hogar, otras, generalmente con un nivel adquisitivo inferior, deben ser confinadas en una institución.

Hoy día el número de personas que requieren algún tipo de asistencia para mantener su autonomía está creciendo. Esto es debido al incremento de la población mundial y a su tendencia a envejecer. El número de personas con más de 60



1. INTRODUCCIÓN

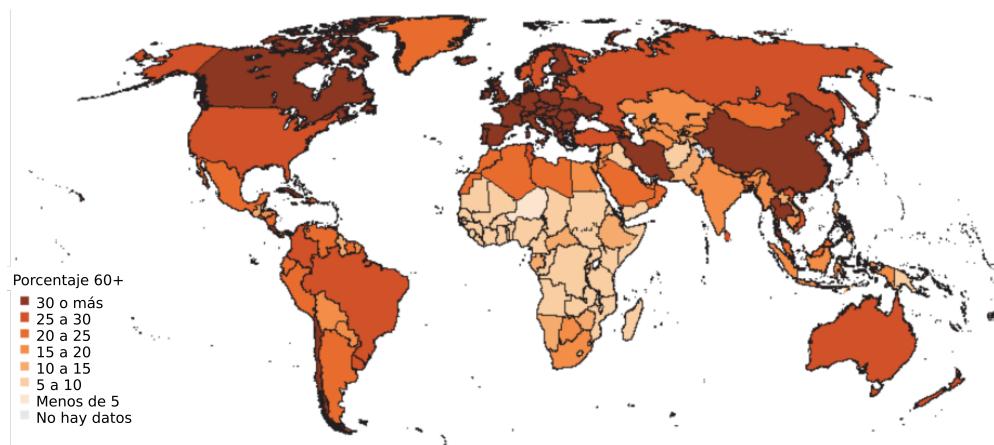


Figura 1.1: Porcentaje estimado de personas de 60 años o más para el año 2050.
Fuente [1]

años se va a incrementar en 1191 millones en el año 2050¹. Estas personas con más de 60 años van a representar en 2050: el 34.2 % de la población en Europa; el 28.3 % de la población en América del Norte; el 23.3 % en Oceanía; el 24.6 % en Asia; el 25.5 % en Latinoamérica y el Caribe; y el 7.9 % en África [1].

Dentro de esta población en continuo crecimiento, encontramos un colectivo que requiere especial atención debido a su dificultad para mantener la autonomía, el colectivo de personas con problemas de movilidad [2]. Este colectivo demanda diferentes plataformas asistenciales según sus necesidades de soporte [3]. Estas plataformas se pueden clasificar en tres: plataformas de soporte asistenciales en un sólo miembro superior (bastones o muletas), plataformas de soporte asistenciales en ambos miembros superiores (andadores con 0, 2, 3 o 4 ruedas) y plataformas de soporte asistenciales en los miembros inferiores (sillas de ruedas, exoesqueletos o prótesis inteligentes).

Dependiendo de las necesidades de soporte, el personal médico seleccionará una plataforma dentro de estos tres grupos. Una primera aproximación para la selección de plataformas de soporte asistenciales en base a la condición de una persona se puede observar en la figura 1.2. Por ejemplo, haciendo uso de este clasificador, se debería seleccionar el bastón común (*Standard cane*) como plataforma de soporte asistencial para un anciano con problemas de vista moderados o ataxia sensitiva, ya que este no necesitaría ambas extremidades superiores para equilibrarse

¹Datos relativos al año 2015.



Trastornos de la marcha en pacientes ancianos

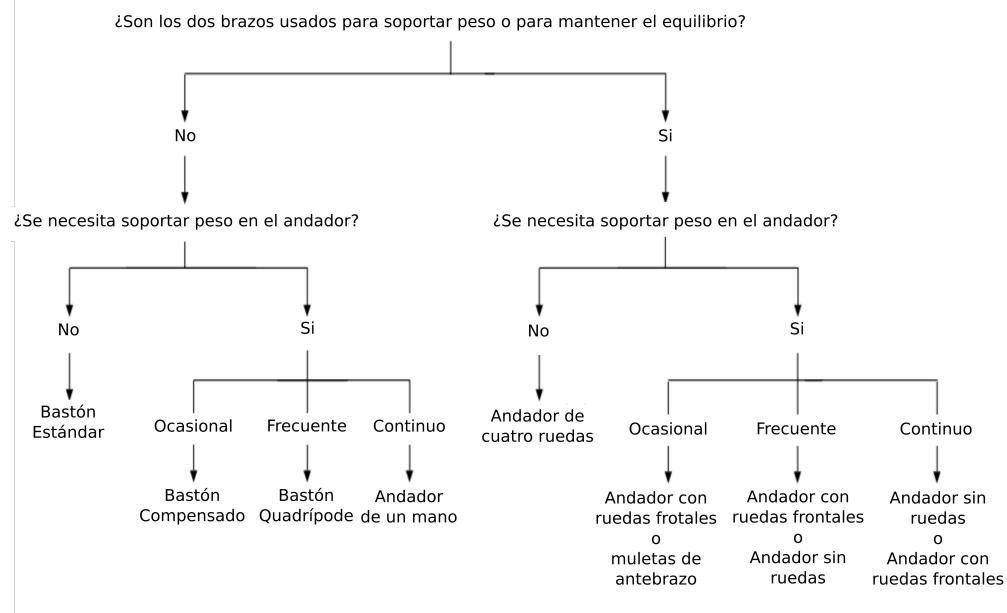


Figura 1.2: Recomendaciones para la elección de la plataforma asistencial que mejor se adapta a un anciano con trastorno de la marcha. Fuente [4]

y no requeriría apenas soporte [4]. Por otro lado, el andador con cuatro ruedas (*Four-wheeled walker*) sería el recomendable para ancianos con Parkinson leve o moderado, ya que estos suelen necesitar ampliar su base de soporte para aumentar la estabilidad, pero no requieren una gran cantidad de soporte para caminar [4]. Aunque estas elecciones puedan ser correctas en general, cada persona requiere de un estudio concreto para seleccionar la plataforma de soporte asistencial que le proporciona la ayuda necesaria¹.

Desde el punto de vista clínico, siempre se selecciona dentro de las plataformas de soporte asistenciales que le proporcionan autonomía a la persona, la que menos ayuda le provee. Esto se hace así para evitar el síndrome del desuso -deterioro en la condición de la persona como consecuencia de la inactividad- [5]. Una vez seleccionado el tipo de plataforma de soporte asistencial, esta permite cierta personalización mecánica, como ajuste de altura, tipo de soporte, tipos de gomas, etc.

¹El Centro de Referencia Estatal de Autonomía Personal y Ayudas Técnicas (CEAPAT) tiene entre sus cometidos aconsejar a los usuarios con necesidades especiales la plataforma asistencial que mejor se adapta a ellos.



1. INTRODUCCIÓN

Sin embargo, estas plataformas de soporte asistenciales proveen ayuda de forma genérica, es decir, no se ajustan a la condición del paciente -un andador de cero ruedas proporciona la estabilidad a costa de dificultar el movimiento, por tanto aunque el usuario no necesite constantemente un aporte a la estabilidad si tiene una dificultad constante en el movimiento-. Esta rigidez en la personalización de las plataformas de soporte asistenciales hace que se surjan las plataformas de soporte asistenciales robotizadas.

Las plataformas asistenciales robotizadas toman usualmente como base alguno de los tipos de plataformas de soporte asistenciales ya existentes y agregan la tecnología necesaria para personalizarlas a un colectivo más reducido. Por ejemplo, la evolución del bastón de cuatro patas [6] permite guiar a la persona y facilitar el desplazamiento de la plataforma (figura 1.3(a)). Esto hace que personas con problemas de visión o debilidad muscular en los miembros superiores que antes no podían usar bastones de cuatro patas ahora si puedan. Otro ejemplo lo encontramos en la evolución de un andador de 4 ruedas *c-Walker* (figura 1.3(b)) [7]. Este permite a personas que requieren soporte o tienen problemas cognitivos obtener la movilidad adicional que provee un andador de 4 ruedas evitando el uso de plataformas más restrictivas como andadores de 0 o 2 ruedas o sillas de ruedas. Un claro ejemplo de ganancia de autonomía está en el prototipo de silla de ruedas CARMEN (figura 1.3(c)) [8]. Esta silla de ruedas permite a personas con problemas cognitivos severos moverse sin la necesidad de un cuidador que los desplace.

Dentro del abanico de plataformas robotizadas, en esta tesis nos centramos en los andadores robotizados. Estos tienen una complejidad añadida ya que son la barrera entre la bipedestación y la sedestación en personas con problemas de movilidad. Las personas con cierta autonomía al andar y que requieran poco soporte abandonarán los andadores para hacer uso de bastones o muletas. Por otro lado, las personas que no puedan caminar harán uso de sillas de ruedas. Sin embargo, el perfil de los usuarios de andador está en el punto medio, teniendo estos una amplia variedad de patologías y necesidades y generando una gran diversidad de andadores robotizados que les dan soporte. Estos andadores los podemos clasificar en tres grupos, dependiendo del tipo de ayuda que reciba la persona y de la forma de proporcionarla.

El primer grupo incluye los andadores más antiguos; estos dirigen al usuario



Figura 1.3: Diferentes tipos de plataformas de soporte asistencial: plataforma de soporte asistencial en un sólo miembro superior (a); plataforma de soporte asistencial en ambos miembros (b); y plataformas de soporte asistenciales en los miembros inferiores (c)

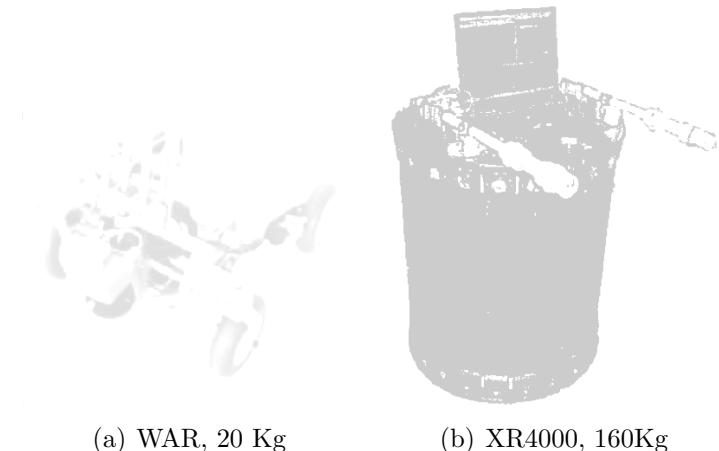


Figura 1.4: Andadores grupo 1

1. INTRODUCCIÓN

activamente por la trayectoria calculada evitando obstáculos¹ (ver tabla 1.1). El destino de la trayectoria lo proporciona el propio usuario haciendo uso de las interfaces en la plataforma. Estas pueden ser: mediante voz (*PAMM Aid, Pearl*), mediante un joystick o botones (*PAMM Aid, ASAS Walker*), mediante una pantalla en el propio robot (*Pearl*) o mediante sensores de fuerza (*XR4000 walker, PAMM, WAR, Care-O-Bot*). Una vez el usuario ha facilitado el destino, el robot navega de forma autónoma desplazando al usuario. Esto es posible debido al peso que tienen, el cual que oscila desde los 20 kg en *WAR* (figura 1.4(a)) a 160 kg en *XR4000 walker* (figura 1.4(b)). Nótese que este peso dificultaría su manipulación por parte del usuario si no se tratase de un dispositivo activo.

Este movimiento activo de la plataforma conlleva ciertos peligros para el usuario. El peligro principal es la **discrepancia** entre el movimiento deseado de la persona y el movimiento que realiza el robot, ya que esto puede conllevar riesgo de caídas. Otro peligro es que la plataforma se quede sin batería. Esta falta de energía no sólo hace que el usuario pierda todo el apoyo aportado por la tecnología, si no que deja a este con una plataforma inútil a consecuencia de la imposibilidad de manejo manual debido al peso. Por tanto, este grupo de andadores limita su uso a personas que tengan una estabilidad aceptable pero que requieren de guía para llegar a un objetivo que puedan ellos facilitar.

Parte de estos problemas los resuelve el segundo grupo de andadores, este grupo engloba los andadores en los que se ha reducido notablemente el peso y el usuario es ayudado de forma pasiva (ver tabla 1.2). La reducción de peso se debe al cambio de diseño; estos andadores toman generalmente como base una plataforma asistencial a la que se la añaden los sensores y actuadores necesarios (figura 1.5). La ayuda pasiva que proporcionan estos andadores se basa en: 1) actuar sobre el giro de la plataforma, ya sea frenando la plataforma (*RT-Walker, ANG-II*) o girando las ruedas delanteras (*COOL Aide, Guido, c-Walker*); y/o 2) proporcionar información al usuario, ya sea mediante retroalimentación acústica (*Guido, iWalker², c-Walker*) o visual sobre el entorno o dónde ir (*iWalker, c-Walker*).

¹En el caso del andador ASAS Walker no se calculan trayectorias, el usuario controla a dónde quiere ir pulsando el botón izquierda o derecha de cada manillar.

²iWalker versus i-Walker: iWalker es un andador desarrollado en USA para dar soporte a personas con problemas físicos/cognitivos. i-Walker es un andador desarrollado en España enfocado en la rehabilitación y la monitorización de personas con problemas físicos/cognitivos.

Cuadro 1.1: Grupo andadores robotizados autónomos: características, sensores y movimiento aportado al usuario.

Año	Andador	Funcionalidades	Sensores	Movi.	Ref.
1998	PAMM Aid	Evitación de obstáculos	Balizas de localización; sonar; micrófono; encoders y joystick	Activo	[9]
2002	Pearl	Navegación autónoma y dirige al usuario	Láser; sonar; sensores de fuerza y encoders	Activo	[10]
2003	XR4000 walker	Navegación autónoma; modo guía y modo manual	Sensor láser; sonar; sensores de fuerza y encoders	Activo	[11]
2003	PAMM	Navegación autónoma; localización	Cámara para localización; sensor de fuerza; brújula; encoders y sonar	Activo	[12]
2003	WAR	Navegación autónoma (interiores y exteriores)	Cámara para localización; GPS; láser; sensores de fuerza y encoders	Activo	[13]
2008	ASAS Walker	Desplazar al usuario evitando caídas	Botones en el manillar y ultrasonidos	Activo	[14]
2009	Care-O-Bot	Navegación autónoma y comportamientos locales	Sensores de contacto; láser; pantalla táctil; sensores de fuerza y encoders	Activo	[15]



1. INTRODUCCIÓN

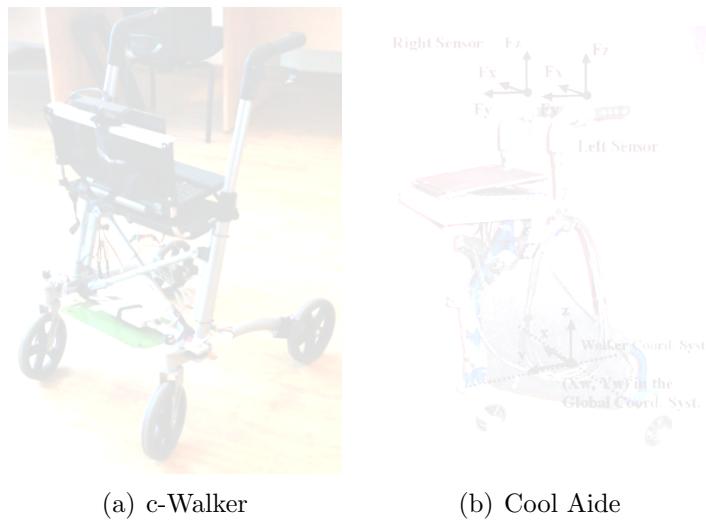


Figura 1.5: Andadores grupo 2

Este tipo de ayuda pasiva evita el problema derivado de la falta de energía, ya que en estos casos el usuario puede seguir haciendo uso de la plataforma sin la ayuda que le proporciona la tecnología. Además, esta ayuda pasiva de base limita la discrepancia entre el usuario y robot, ya que la plataforma está supeditada a la propulsión del usuario. Asimismo, para reducir aún más la discrepancia, algunos de estos andadores (*Guido*, *ANG-II*) estiman la intención que tiene el usuario haciendo uso de los sensores de fuerza en las manillas para proveer una ayuda más cercana a su intención de movimiento. Este grupo de andadores permite su uso en usuarios con problemas de estabilidad ya que: proporcionan un control menos agresivo al usuario mediante una ayuda pasiva y minimizan el riesgo de caídas al reducir la discrepancia. Sin embargo, la personalización en este grupo de andadores está limitada, ya que sólo se utiliza la información puntual de los sensores para proporcionar la ayuda. Por tanto, dada la misma situación, estos andadores van a producir la misma salida, independientemente de la patología o condición de la persona.

El tercer grupo de andadores engloba a andadores dedicados a la monitorización y rehabilitación (figura 1.6). Algunos de estos andadores (*i-Walker v2*, *ANG-Light*) están enfocados en la monitorización y miden parámetros espacio temporales del paso, como la cadencia, la longitud o el tiempo del paso. Algunos como *i-Walker*



Cuadro 1.2: Grupo andadores robotizados pasivos: características, sensores y movimiento aportado al usuario.

Año	Andador	Funcionalidades	Sensores	Movi.	Ref.
2004	RT-Walker v1	Navegación asistida	Láser y encoder	Pasivo (Freno)	[16]
2005	COOL Aide	Evitación de obstáculos	Láser y encoder	Pasivo (Giro)	[17]
2006	Guido	Navegación; SLAM y evitación de obstáculos	Láser; tabla háptica; micrófono; sonar y sensores de fuerza	Pasivo (Giro)	[18]
2008	iWalker	Localización. Navegación por voz	Lectores RFID; encoders y brújula	No	[19]
2012	ANG-II	Navegación autónoma (interiores y exteriores); Modo teleoperado y modo reeducación	Sensores de contacto; sensores de fuerza; láser; GPS; unidad inercial y encoders	Pasivo (Freno)	[20]
2016	c-Walker	Navegación autónoma	Pantalla táctil; unidad inercial; cámara RGBD; encoder; láser y vibración en manillas	Pasivos (Giro, Freno)	[7]



Figura 1.6: Andadores grupo 3

1. INTRODUCCIÓN

v2. además hacen uso de esta monitorización para estimar la condición del usuario. Cabe destacar como en estos andadores que sólo monitorizan no existe discrepancia, ya que el usuario mueve la plataforma libremente mientras está registrando datos del usuario. Otro andador dentro de este grupo es *UFES's Smart Walker*; este andador está dedicado a rehabilitación y mantiene la distancia al usuario de forma reactiva a la vez que facilita la evitación de obstáculos. De esta forma garantiza una base de soporte sin muchas variaciones a costa de incrementar una posible discrepancia con la intención del usuario. Al disponer de información sobre el usuario, algunos de estos andadores van un paso más y personalizan la plataforma al usuario que lo está usando. Por ejemplo, antes de cada prueba, el personal médico configura *i-Walker v1* con la cantidad de ayuda o esfuerzo a aplicar en los giros, diferenciando giro izquierda y giro derecha. Tras esto, el usuario recibe la ayuda personalizada mientras realiza las actividades propuestas por el personal médico. La discrepancia en este caso está controlada por el conocimiento que tiene el personal médico de su paciente y de su interés en facilitar o dificultar el movimiento. Otro ejemplo lo encontramos en *RT-Walker v2*, en este caso el usuario completa unos caminos predefinidos para analizar su forma de andar y determinar el centro de rotación preferido. Tras eso, el andador modifica el control del movimiento para adaptarlo al centro de rotación de la persona. De esta forma, *RT-Walker v2* intenta adaptarse a la forma de andar de la persona, minimizando la discrepancia entre esta y la plataforma asistencial. Otro ejemplo es el caso de *i-Walker v2*, el cual implementa un algoritmo de navegación que imita las trayectorias que han generado otros usuarios de andador. Mediante este perfilado de las situaciones de navegación, *i-Walker v2* persigue minimizar la discrepancia mediante la generación de nuevas trayectorias que proporcionan movimientos más cercanos al humano y evitan los comandos bruscos generados por los algoritmos de navegación clásicos usados en robótica.

Los tres grupos de andadores presentados anteriormente apuestan por diferentes formas de proveer ayuda -activa o pasiva- y diferentes formas de ajustarla a la persona- reactiva o deliberada-. En todos casos tenemos una colaboración entre el usuario del andador y la entidad software. Cabe destacar como un aporte excesivo de ayuda de la entidad software, como el que se recibe en el grupo 1 tomando el control total de la plataforma, puede llevar al síndrome del desuso -si el usuario



Cuadro 1.3: Grupo andadores robotizados para monitorización y rehabilitación: características, sensores y movimiento aportado al usuario.

Año	Andador	Funcionalidades	Sensores	Movi.	Ref.
2006	RT-Walker v2	Movimiento asistido	Encoder y sensores de fuerza	Activo	[21]
2008	i-Walker v1	Evaluuar usuario; Corregir trayectorias; Compensar pendientes	Acelerómetros; sensores de fuerza y encoders	Activo; Pa[22]o	
2014	UFES's Smart Walker	Monitorización control de movimientos bruscos	Láser; sensores de fuerza; unidad inercial; encoder y frenos.	Pasivos	[23]
2016	ANG-Light	Monitorización	Encoders; GPS; Unidad Inercial	Pasivo (Freno)	[24]
2016	i-Walker v2	Monitorizar el usuario. Personalización de ayuda al perfil del usuario.	Acelerómetros; sensores de fuerza; Láser; encoders	Pasivo (Freno)	[25, 26]

acepta la ayuda- o a una frustración o posibilidad de caída -si el usuario rechaza la ayuda-. Por otro lado, un déficit de ayuda de la entidad software, como el dado por las soluciones que sólo monitorizan en el grupo 3, puede provocar que el usuario no pueda llevar a cabo las actividades de la vida diaria y tenga que optar por una plataforma que le proporcione más ayuda, como por ejemplo una silla de ruedas. En otros enfoques del grupo 2, la colaboración es compartida mediante una ayuda pasiva. En ellos se mezcla la propulsión dada por el usuario con la gestión de la dirección dada por la plataforma (*RT-Walker v1* o *COOL Aide*).

La elección del tipo de colaboración afectará a la ayuda que recibe el usuario. Por este motivo, los andadores robotizados deberían perseguir una colaboración que: 1) aporte el mínimo de ayuda necesaria para evitar el síndrome del desuso y la frustración que se produce al privar de control a la persona; y 2) aporte la cantidad de ayuda suficiente para que el usuario pueda realizar las actividades de la vida diaria. Una dificultad añadida en la colaboración viene dada por el hecho de que las discapacidades no afectan a todos las personas por igual, ni a todas las capacidades por igual, por tanto la ayuda que se debe proporcionar ha de ser personalizada y adaptada en el momento.



1. INTRODUCCIÓN

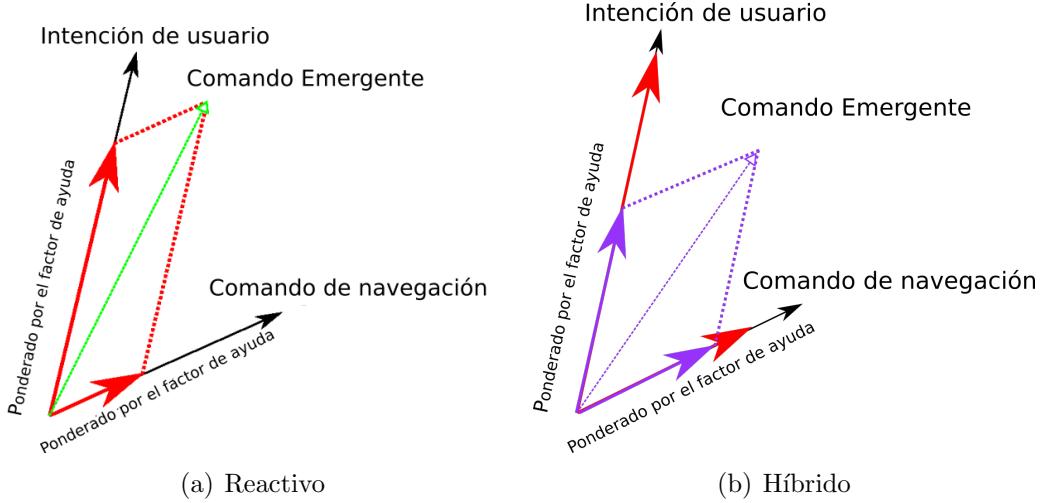


Figura 1.7: Sistema desarrollado en CARMEN de dos capas. La primera capa es la capa encargada de gestionar la colaboración (a). La segunda es la capa superior que realiza una ponderación a la primera según el factor de ayuda estimado de la condición del usuario (b).

Una primera versión del paradigma de control colaborativo planteado se probó inicialmente en la silla de ruedas CARMEN, desarrollada en nuestro grupo, si bien, tal como se ha comentado, en una silla de ruedas la adaptación no resulta tan crítica como en un andador. En esta silla se ha implementado un módulo de control compartido denominado control colaborativo [27, 8, 28, 29]. Este paradigma desarrollado en CARMEN, denominado control colaborativo, combina de forma continua los aportes de usuario y entidad software a nivel reactivo, si bien ambos comandos se pueden obtener de forma reactiva o deliberada (figura 1.7(a)). El sistema está constantemente ponderando el aporte que realiza la entidad software (**comando de navegación**) y el usuario (**intención de usuario**) para obtener un comando resultante que es el 100 % del aporte a la plataforma. Esta ponderación se realiza calculando unos parámetros de eficiencia que escalan el aporte de cada entidad, los cuales se basan en las propiedades de una función de navegación. Esta primera capa del sistema es totalmente reactiva, y siempre tiene en cuenta el aporte del usuario al movimiento de la plataforma. Sobre esta capa reactiva, CARMEN define un perfilado del usuario que permite aumentar o disminuir la ayuda en función de la condición del mismo (ver figura 1.7(b)).



Como se puede observar, el sistema desarrollado en la silla de ruedas CARMEN tiene tres pilares:

- **Entidad software.** Esta entidad tiene un sistema de navegación completo que proporciona el comando de aporte **comando de navegación** que se usa para generar el comando resultante **comando emergente**. Es decir, este comando es la ayuda que se le proporciona al usuario. Por tanto, el sistema de navegación que se usa determina el tipo de ayuda que el usuario recibe.
- **Usuario.** Esta entidad representa la **intención del usuario** -obtenido directamente de un joystick- y como este determina cuanto se va a modificar la ayuda que se estima en la capa reactiva según su estado. Dada la misma situación, dependiendo del estado del usuario, se requerirá más o menos ayuda.
- **Parámetros de eficiencia.** Estos determinan cuanto aporta cada entidad para obtener el **comando emergente**. Por tanto, estos parámetros son los encargados de definir como se realiza la colaboración entre usuario y entidad software.

Estos tres pilares deben ser adaptados a cada tipo de plataforma asistencial en la que se quiera desarrollar el sistema de control colaborativo. **En esta tesis, abordaremos cada uno de estos pilares para poder hacer uso del control colaborativo en un andador robotizado.** Se han impuesto las siguientes restricciones a esta adaptación: 1) no hacer uso de sensores ambientales -para no limitar los lugares en los que el andador puede trabajar-; y 2) evitar el uso de sensores vestibles -para facilitar el cambio entre pacientes y reducir el tiempo de puesta en marcha durante las pruebas-.

Este cambio de silla de ruedas a andador robotizado plantea nuevos retos. El primer reto es cómo determinar la intención del usuario al no tener un joystick que indique qué es lo que quiere realizar el usuario. Para cumplir con las restricciones iniciales impuestas, este reto requiere poder realizar la estimación de la intención del usuario haciendo uso sólo de los sensores a bordo del andador. Por otro lado, las discrepancias entre lo que desea el usuario y lo que hace la plataforma deben



1. INTRODUCCIÓN

ser minimizadas, ya que giros bruscos o cambios en la distancia relativa de la persona al andador pueden tener un alto riesgo de caídas. La minimización de esta discrepancia requiere cambios en dos pilares. Por un lado, el pilar de la entidad software en un andador requiere una especialización en el tipo de comandos que genera. En el caso de una silla de ruedas, esta se comporta como un robot autónomo -con autorotaciones- lo que facilita el uso de algoritmos de navegación clásicos como *Potential Field Approach (PFA)* [30], *Vector Field Histogram (VFH)* [31] o *Dynamic Windows Approach (DWA)* [32]. Sin embargo, en el caso de un andador tenemos limitaciones en los giros y se requieren comandos más cercanos al usuario para minimizar la discrepancia. Esto implica un cambio de forma de navegar y anula la posibilidad de usar los algoritmos de navegación clásicos comentados anteriormente. Por otro lado está el pilar de los factores de eficiencia. Estos deben ser revisados para evitar las discrepancias que generan situaciones de inestabilidad, evitando así los riesgos de caídas por cambios bruscos en la plataforma y facilitando la aceptación de la ayuda.

1.1 Contribuciones

Como se ha comentado en la sección anterior, las contribuciones de la presente tesis se han enfocado en adaptar cada uno de los tres pilares del sistema de control colaborativo mencionados a las necesidades específicas de un andador, cuyas diferencias con una silla de ruedas son significativas: i) el equilibrio juega un papel fundamental; ii) su manejo requiere esfuerzo físico; y iii) la plataforma y el usuario se desplazan en todo momento como una única entidad. Para esta adaptación se han desarrollado nuevos algoritmos basados en técnicas de minería de datos e Inteligencia Artificial de cara a personalizar mucho más el sistema a características y necesidades específicas de los usuarios de andador. Concretamente, las contribuciones a cada pilar han sido:

- **(C1) Entidad software.** Una de las desventajas más problemáticas a la hora de ofrecer ayuda a un usuario de forma continuada es que este suele rechazar los comandos que resultan ajenos, lo que puede conducir a cierto forcejeo en el dispositivo y a un incremento del estrés y rechazo [29]. Para



evitar que el usuario detecte comandos como ajenos se ha desarrollado un nuevo algoritmo de navegación. Este algoritmo de navegación, denominado Biomimetical Dynamic Window Approach (BDWA) [33] proporciona comandos que imitan el comportamiento de un usuario de andador. De esta forma se ha pretendido generar una ayuda más similar al movimiento de la persona en contraposición a los algoritmos de navegación clásicos como PFA [30], VHF [31] o DWA [32], los cuales siempre favorecen el camino más corto. Este algoritmo se ha desarrollado basándose en técnicas de agrupamiento para obtener una heurística que imite el comportamiento de una persona que usa andador a partir de trazas obtenidas de voluntarios con distintos tipos de discapacidad que utilizaban de forma frecuente un andador. Se descartaron pacientes que no habían usado nunca un andador ya que estos mostraron tendencia a cargar el peso de forma distinta [34]. El sistema ha sido validado con 41 voluntarios del Hospital Regional de Málaga (HRU) y la Fondazione Santa Lucia (FSL).

- **(C3) Usuario**

- **Intención de usuario.** En un andador robotizado no disponemos de un joystick que indique cual es la intención del usuario. Esto dificulta detectar que desea hacer el usuario y obliga a realizar una estimación de su intención haciendo uso de los sensores de abordo del andador. Haciendo uso de los sensores de fuerza, se puede medir la diferencia entre las fuerzas longitudinales en cada manilla para calcular una primera aproximación a la intención del usuario. Si el usuario aplica más fuerza en la manilla de la izquierda, este desea girar a la derecha y viceversa. Esto se cumple siempre y cuando el andador no esté frenando con diferente fuerza en las ruedas. Por este motivo, hemos desarrollado una función que estima la intención del usuario haciendo uso de los sensores de fuerza, los encoders y el factor de frenado en cada rueda. Esta función anula el efecto de la frenada en cada sensor de fuerza longitudinal y traduce esta diferencia de fuerza en las manillas a velocidades que son sumadas a la velocidad actual de la plataforma -obtenida de los encoders-. Esta estimación tiene sus limitaciones, ya que el usuario



1. INTRODUCCIÓN

puede no tener la suficiente fuerza para contrarrestar la frenada de la plataforma, por este motivo, es necesario limitar las frenadas a los valores de fuerza máximos que puede cada usuario realizar, de esta forma aseguramos una plataforma sumisa.

- **Factor de ayuda.** A nivel reactivo, la composición de vectores se limita a considerar factores puntuales. Sin embargo, a niveles superiores es necesario disponer de un modelo del usuario para determinar en conjunto en qué situaciones puede requerir más asistencia y mejorar la coherencia y consistencia de la ayuda ofrecida. Para obtener un modelo de cada usuario en tiempo de ejecución ha sido necesario desarrollar un algoritmo para obtener parámetros espacio temporales del paso que puedan ser usados para analizar la forma de caminar de dicho usuario [25]. Estos parámetros espacio temporales del paso obtenidos han sido validados con un sistema externo más preciso para acotar su error [34]. Haciendo uso de esta información, se ha generado un algoritmo que estima la condición del usuario haciendo uso de estos parámetros [26] [35]. En particular, se han obtenido por regresión a partir de estos parámetros una escala clínica, la de Tinetti [36], que permite evaluar el paso y equilibrio de cada usuario de forma global y, por tanto, permite determinar su capacidad para afrontar sus actividades de la vida diaria (ADL). El factor envolvente de ayuda (figura 1.7(b)) se obtiene, por tanto, como la inversa de la condición del usuario.
- **(C2) Parámetros de eficiencia.** A la hora de determinar quién tiene más control sobre la plataforma, se examina la eficiencia local de las entidades implicadas para que domine la más apta en cada situación. Los parámetros de eficiencia que fueron definidos en CARMEN son [37]:
 - La **seguridad**, que premia los movimientos que alejan la plataforma de los obstáculos.
 - La **directividad**, que premia los movimientos que acercan la plataforma al objetivo fijado.
 - La **suavidad**, que premia los movimientos que son similares a los an-



teriores, con el fin de mantener una ruta y evitar cambios bruscos.

Estos parámetros corresponden a las propiedades de una función de navegación y, por tanto puede ser usados también en un andador robotizado determinar como de buenos son los comandos de movimiento implicados. Sin embargo, hay un parámetro básico en el andador que debe ser añadido: el equilibrio. A diferencia de una silla de ruedas, un movimiento incorrecto en el andador puede incrementar el riesgo de caída. Por este motivo, se ha desarrollado un algoritmo que detecta, haciendo uso de la posición de los pies y la fuerza descargada en las manillas, el riesgo de caídas (ver sección 4.6). Este algoritmo se basa en establecer un modelo de usuario con poca posibilidad de caídas y haciendo uso de elipsoides compara al usuario actual con dicho modelo para estimar en cuanto cada movimiento podría incrementar el riesgo de caída. Dicha magnitud se incluye como un cuarto factor de eficiencia para favorecer los movimientos estables.

Cabe resaltar que se han respetado los siguientes criterios a lo largo de todo el trabajo: i) usar un andador pasivo y lo más parecido a uno convencional para reducir el abandono [38]; ii) trabajar sin sistemas externos de captura de movimiento para extender las pruebas a cualquier ubicación; y iii) ubicar todos los sensores en el andador para que el usuario sólo necesite la plataforma asistencial para desplazarse, minimizando así el riesgo de olvido y facilitando la puesta en marcha del sistema.

1.2 Publicaciones

Esta tesis ha dado lugar a las siguientes publicaciones:

Revistas

- Ballesteros, Joaquin, Cristina Urdiales, Antonio B. Martinez, and Gonzalo Ramos-Jiménez. **A Biomimetical Dynamic Window Approach to Navigation for Collaborative Control**. IEEE Transactions on Human-Machine Systems (2017)



1. INTRODUCCIÓN

- Ballesteros, Joaquin, Cristina Urdiales, Antonio B. Martinez, and Martina Tirado. **Automatic assessment of a rollator-user's condition during rehabilitation using the i-Walker platform.** IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering (2017)(C3)
- Ballesteros, Joaquin, Cristina Urdiales, Antonio B. Martinez, and Jaap H. van Dieën. **On Gait Analysis Estimation Errors Using Force Sensors on a Smart Rollator.** Sensors 16, no. 11 (2016): 1896. (C3)
- Ballesteros, Joaquin, Cristina Urdiales, Jose Manuel Peula and Antonio B. Martinez. **Automatic fall risk assessment for challenged users obtained from a rollator equipped with force sensors and a RGB-D camera.** IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering (Submitted). (C2)

Conferencias

- Ballesteros, Joaquin, Cristina Urdiales, Antonio B. Martinez, and Marina Tirado. **Gait analysis for challenged users based on a rollator equipped with force sensors.** In Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on, pp. 5587-5592. IEEE, 2015. (C3)
- Ballesteros, Joaquin, Cristina Urdiales, Antonio B. Martinez, and Marina Tirado. **Online estimation of rollator user condition using spatio-temporal gait parameters.** In Intelligent Robots and Systems (IROS), 2016 IEEE/RSJ International Conference on, pp. 3180-3185. IEEE, 2016. (C3)

1.3 Estructura de la tesis

Esta tesis está estructurada en tres partes:

- **Parte 1:** Incluye un resumen de la tesis en español con los siguientes capítulos:



-
- **Capítulo 1: Introducción** proporciona un estado del arte en robótica asistencial, y en concreto, en andadores inteligentes. Dentro de este capítulo también se presentan los trabajos que avalan la presente tesis, se justifica la unidad temática de los mismos para conformarla y se describe la estructura de este trabajo.
 - **Capítulo 2: Marco de la tesis** describe el trabajo realizado por su autor durante el desarrollo de la presente tesis.
- **Parte 2:** proporciona un resumen ampliado de la tesis en inglés. Esta se desglosa en los siguientes capítulos:
 - **Capítulo 3: Control colaborativo: adaptando los tres pilares a i-Walker** proporciona un **resumen global** de cada área que abarca la tesis y de los resultados obtenidos en la adaptación de los pilares del control colaborativo para su uso en el andador robotizado i-Walker.
 - **Capítulo 4: Resumen de los artículos incluidos para avalar la tesis** enumera los artículos que avalan la tesis, describiendo brevemente su contenido y cómo se ajustan a los pilares del control colaborativo propuesto.
 - **Capítulo 5: Conclusiones y trabajo futuro** discute las conclusiones extraídas del trabajo realizado, así como las líneas futuras líneas de investigación que se derivan de esta Tesis y el sistema descrito.
 - **Parte 3:** adjunta una copia de los trabajos realizados organizados por apéndices.

1. INTRODUCCIÓN



Capítulo 2

Marco de la tesis

Esta tesis es el resultado de 4 años de trabajo del autor como miembro del grupo Ingeniería de Sistemas IntegradoS (ISIS), el cual se encuentra dentro del Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad de Málaga. La investigación realizada ha sido financiada por el programa de ayuda de *Formación de Personal Investigador* (FPI), promovido por el Ministerio de Educación (ref. BES-2012-053466).

Durante este periodo, el autor completó con sobresaliente el Máster en *Ingeniería del software e Inteligencia artificial* de la E.T.S.I. Informática de la Universidad de Málaga y finalizó con éxito el programa doctoral *Ingeniería de Telecomunicación* de la E.T.S.I. de Telecomunicación de la Universidad de Málaga. Esta formación académica fue completada con distintos cursos de carácter transversal como *XII Curso de formación docente para el profesorado universitario novel, Aplicación de técnicas de minería y análisis de datos en educación o Estudiantes con discapacidad en la Universidad, características y necesidades*.

El autor también ha completado 3 estancias durante la realización de la tesis doctoral. Dos de ellas han sido de corta duración: la primera para la realización de pruebas con pacientes neurológicos en el *Istituto di Ricovero e Cura a Carattere Scientifico specializzato nella riabilitazione neuromotoria di Roma* (2015, 1 semana, Roma, Italia); la segunda estancia se centró en la presentación de resultados y búsqueda de posibles colaboraciones en el *Mälardalen University College* (2016, 1 semana, Västerås, Suecia). La estancia de larga duración se ha llevado a cabo



2. MARCO DE LA TESIS

el instituto de investigación *MOVE* de la Universidad de Amsterdam bajo la tutela del *Prof. Dr. Jaap Van Dieën* (2016, 3 meses). En esta estancia se estudió el error cometido en los algoritmos desarrollados para el análisis del paso usando los equipos disponibles en sus instalaciones. También se realizó una estimación del equilibrio usando sensores ambientales para relacionar estos con los sensores incorporados en el andador.

Además, cabe destacar que el autor ha participado activamente en el proceso de revisión de artículos de revistas y congresos. En concreto ha revisado artículos en las revistas *IEEE Transactions on Human-Machine Systems* y *The computer Journal*. También revisó artículos en el congreso *International Conference on Intelligent Robots and Systems 2015* del que fue *co-chair* en la sesión *Rehabilitation Robotics 2*. También ha colaborado como parte del comité o como voluntario en algunas conferencias como *XVII Workshop of Physical Agents (2016)*, *15th international conference on modularity (2016)* o *16th The International Society for Music Information Retrieval Conference*. Además, el autor ha realizado tareas de divulgación científica presentando las actividades del Departamento de Tecnología Electrónica en las *Jornadas de Puestas Abiertas 2015*, como ponente en *Malakabot 2015* con la charla *Robótica al servicio de la accesibilidad* y con un taller de robótica en la *Noche de los Investigadores 2015*.

La beca FPI del que el autor ha sido beneficiario le ha permitido colaborar como profesor asistente en el Departamento de Tecnología Electrónica. Ha impartido docencia en las asignaturas de *Planificación, gestión y desarrollo de proyectos*, *Ciudades inteligentes* e *Ingeniería de equipos electrónicos*. También le ha permitido colaborar en la codirección del proyecto fin de carrera del alumno Edeniel Soto Sánchez titulado *Evaluación de métricas para la comparación de trayectorias generadas con la plataforma i-Walker (2015)*, la dirección del proyecto fin de carrera del alumno Carlos Canet Espinosa titulado *Diseño y desarrollo de un robot aéreo basado en microcontrolador (2015)*, la codirección del trabajo fin de grado del alumno Antonio Rando Fernández titulado *Grabación de datos para la creación de mapas 3d con un cuadricóptero (2016)* y las prácticas de investigación del estudiante de máster extranjero Romain SAM-LONG (2016). Actualmente se encuentra dirigiendo el proyecto fin de carrera del alumno Rafael Trujillo Triviño titulado *Estimación del equilibrio usando una cámara RGB-D en la plataforma*



i-Walker y codirigiendo el trabajo fin de grado del alumno Javier Vargas Vico titulado *Elaboración de modelos 3D a partir de capturas realizadas con un dron*, el trabajo fin de grado del alumno Antonio Montero Cañete titulado *Diseño de un quadcopter para el transporte de equipo médico* y el trabajo fin de máster del alumno Francisco Jesús Sánchez Martín titulado *Balizas de localización en interiores para la navegación autónoma*.

La formación recibida por el autor, que incluye: Ingeniería en Informática, un máster en Ingeniería del software e Inteligencia artificial, trabajo con drones y modelos de Markov en el *Grupo de Robótica, Visión y Control* de la Universidad de Sevilla y docencia en el área de buses de automoción; le han proporcionando una visión integral para la robótica asistencial. Esto le ha permitido desempeñar las tareas que han sido requeridas, como el desarrollo hardware para incluir nuevos sensores en el andador o desarrollo de algoritmos navegación hasta realizar pruebas en los hospitales con pacientes con problemas físicos y/o cognitivos.

Además de la investigación presentada para avalar esta tesis, el autor también ha publicado en otras áreas como fruto de la colaboración activa con otros miembros de la comunidad científica:

Revistas

- Ballesteros-Gómez, Ana, Joaquín Ballesteros, Xavier Ortiz, Willem Jonker, Rick Helmus, Karl J. Jobst, John R. Parsons, and Eric J. Reiner. **Identification of Novel Brominated Compounds in Flame Retarded Plastics Containing TBBPA by Combining Isotope Pattern and Mass Defect Cluster Analysis**. Environmental Science & Technology 51, no. 3 (2017): 1518-1526.

Conferencias

- Merino, Luis, Joaquín Ballesteros, Noé Pérez-Higueras, Rafael Ramón Vigo, Javier Pérez-Lara, and Fernando Caballero. **Robust person guidance by using online POMDPs**. In ROBOT2013: First Iberian Robotics Conference, pp. 289-303. Springer International Publishing, 2014.
- Ballesteros, Joaquín, Luis Merino, Miguel Angel Trujillo, Antidio Viguria, and Aníbal Ollero. **Improving the efficiency of online POMDPs by**



2. MARCO DE LA TESIS

using belief similarity measures. In Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on, pp. 1792-1798. IEEE, 2013.



Part II

Thesis contributions



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Chapter 3

Collaborative control: adapting the three pillars to i-Walker

Robotic assistive platforms are operated by two entities that collaborate together: the software entity and the user entity. Interaction between software and user in rollators has a different complexity degree depending on the implemented solutions. The simplest approach is to cancel the software entity. In this case, users simply move the smart rollator (SMRL) freely for gait monitoring purposes [39, 25, 40]. A more complex approach is to develop a navigation algorithm to control of the platform. The users are pulled by these platforms and their interactions are modeled based on some parameters. These parameters can be obtained from: buttons on the platform [14]; sensors which measure the distance between the user and the SMRL [41]; or forces sensors in the handlebar [42, 21, 43]. More complex approaches rely on shared control techniques to adapt assistance to the user's need .

Shared control techniques also use a software navigation algorithm that contributes to steering and propulsion along with the user. Depending on how much this navigation algorithm contributes to the emergent command, we find different forms of shared control. In some approaches, the navigation algorithm only takes over when a dangerous situation is detected. It can override user steering if it detects a near obstacle [44, 45] or brake the wheel if it detects a fall risk [46].



3. COLLABORATIVE CONTROL: ADAPTING THE THREE PILLARS TO I-WALKER



Figure 3.1: Robotized wheelchair CARMEN during real tests [47]; hardware component and interfaces.

In extreme, there are approaches in which the navigation algorithm is pulling the users -propulsion and steering- and they only provide the destination [9, 10, 12, 11].

These shared control techniques presented before are non adaptive. They use switch control and they do not take into account the user disagreement; the users are forced to adapt to the platform when it has the control. This provokes higher fall risk and also, new issues appear resulting from an excess or lack of help. An excess of help provokes the disuse's syndrome¹ -if the user accepts the help- or frustration and fall risk -if the user rejects the help-. A lack of help leads to higher user dependency. In order to avoid these issues in a rollator, the adaptive solutions can be used.

The adaptive solutions monitor the user continually in order to complement her movements using a navigation algorithm. An example is the Collaborative control paradigm (CC) implemented in the wheelchair CARMEN (figure 3.1) [8, 27, 28, 29]. CC is a type of Shared Control that analyzes user's and navigation's commands to decide how much they should contribute to the emergent motion command depending on their skills to cope with the situation at hand. The CC has three pillars which defines the amount and type of help:

- The **navigation algorithm**. This entity defines how the user will be helped.

¹Impairment of the person as a result of inactivity [5]



If the navigation algorithm prioritizes the shortest path, CC will direct the user to go for the shortest path.

- The **user**. This entity measures the user's intention and it adjusts the amount of help. It is in charge of personalizing predicted help received by the users depending on their condition and targets.
- The **efficiency**. It defines how collaboration will be adjusted between the user and the navigation algorithm. The efficiency prioritizes useful commands which maintain the balance, so CC will generate emergent commands which tend to avoid the obstacles and which go to the goal while maintain the user's balance.

To develop collaborative control for i-Walker presents several challenges. The first challenge is the user's pillar -user intention and amount of help-. User's intention should not be directly obtained from a joystick because the user's must use his/her hands only to weight bearing or manoeuvre purposes in order to avoid falls. So, the proposed solution should be obtained automatically from the onboard sensors on rollator while the user's walk. On the other hand, personalised help need to be redefined too. A rollator's user may present a variety of disabilities that require different assistive profiles, because if the rollator fails to provide the required help the user can fall.

Another change is the navigation's pillar, because when users detect that emerging commands differ to much from what they were trying to do, they often struggle with the device. The adaptation should be done in the navigation algorithm not by the users. Thus, biomimetic algorithms could be used to generate human-like emergent commands more difficult to detect by the user while walks, because.

The last challenge can be found in the efficiency' pillar. The emergent command depends directly on how the efficiencies weight the user intention and the navigation command. So, they should weight commands which prioritise safe paths beyond commands which prioritise the short paths. The next sections describe how these issues are addressed in our i-Walker- based system.

3. COLLABORATIVE CONTROL: ADAPTING THE THREE PILLARS TO I-WALKER

3.1 Navigation algorithm: BDWA

Collaborative control (CC) algorithms tend to combine human input with navigation algorithms. So, the kind of help provided to the human in CC directly depends on the navigation algorithm. The traditional reactive algorithms used in CC (PFA [30], DWA [32], and VFH [31]) are in general more efficient than users because humans do not necessarily optimize the trajectories like navigation algorithms do [48], i.e the human do not rotate or turns sharply during a trajectory. In these cases, navigation commands may differ considerably from human intention, even when users' intention were valid. On the other hand, deliberative algorithms are dismissed because prediction and optimization is hard when humans are included in the control loop [49, 50]. In previous experiments with CC in CARMEN, it has been observed that some users rejected assistance when they realized that their commands were significantly changed by the CC [51]. In addition, these efficient commands -like rotate- increase fall risk in rollator's user, so we discard traditional reactive navigation algorithm. Hence, we have explored reactive solutions which learn from rollator's users in order to return human-like trajectories and reduce fall risk. We have selected this approach because it allows us to maintain all reactive algorithm benefits, e.g. continuity, navigation efficiency and to mimic humans as well.

Between the different reactive navigation algorithms (PFA, DWA, VFH) we have selected DWA. We have discarded PFA and VFH because they do not impose any kinematic nor dynamic restriction to the system motion, i.e. they simply select the options which move the platform toward the goal while avoid obstacles. This problem is solved by DWA. This algorithm imposes restrictions over the space of angular and linear velocities in order to keep the platform under a bounded speed while navigating. DWA ensures that the system never will move above those velocities, so, motion can be adapted to rollator's users constraints. DWA uses an heuristic function to look for the best combination of angular and linear velocities inside the space of possibilities. Our proposal, *A Biomimetical Dynamic Window Approach to Navigation for Collaborative Control* (BDWA) (section 4.1) defines a new heuristic by learning trajectories from 41 volunteers with physical and neurological disabilities from Hospital Regional Universitario of Malaga and Fondazione

Santa Lucia in Roma. Thus, constraints to system navigation correspond to human constraints in real rollator' users. In order to validate the method, we have used the k-fold cross validation technique. This technique splits the whole data into training and testing sets. For cross-testing, we have worked with an increasing number of volunteer (starting in 5) to analyse the method learning curve (fig. 3.2).

3.1.1 Discussion

Differences between a given user trajectory and the algorithm trajectory are lower in BDWA than in other tested reactive algorithms. Differences in BDWA increase in sharp steering maneuvers compared to smooth ones because users have more variability in these movements. BDWA returns more human-like trajectories than other algorithms, but this also presents a drawback. Like a rollator's user, BDWA has probability of local minima in crowded areas because it has strict restrictions -situations in which humans cannot cope with very sharp steering-. Nevertheless, the BDWA success rate validates that it outperforms the other tested reactive navigation algorithms in terms of local minima -lower number of them-. Thus, BDWA solves more situation than the other algorithms and it generates trajectories more close to the human ones.

Despite these promising results, the validation was performed with only 71921 local situations -4 traces per volunteers and 41 volunteers-. A power analysis with $\alpha = 0.05$ and a small effect size $d = 0.2$ has been done in order to show the sensitivity. Result shows a power of $p = 0.7$, which is enough to obtain those conclusions with a high degree of confidence. The number of different maneuvers learn stables soon with the number of volunteers (fig. 3.2).

3.2 Estimating the user's intention using only onboard sensors

Collaborative control requires the user's intention along with the navigation command as input in order to generate the emergent command. In CARMEN this information was obtained from a joystick. A joystick can control the lineal velocity with the longitudinal axis and the angular velocities with the lateral axis



3. COLLABORATIVE CONTROL: ADAPTING THE THREE PILLARS TO I-WALKER

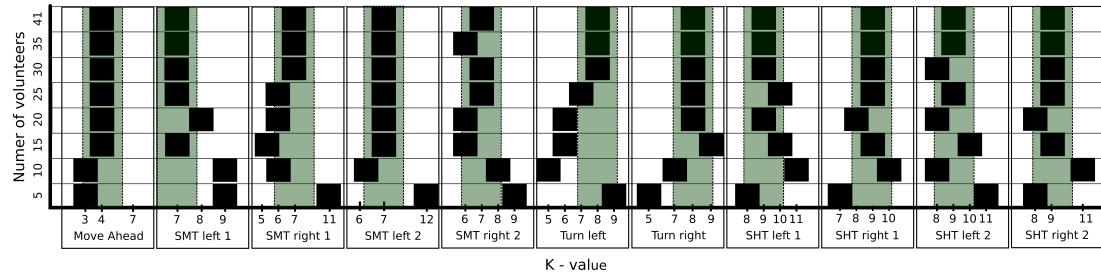


Figure 3.2: Stabilization of maneuver groups when the number of sampled people are increased.

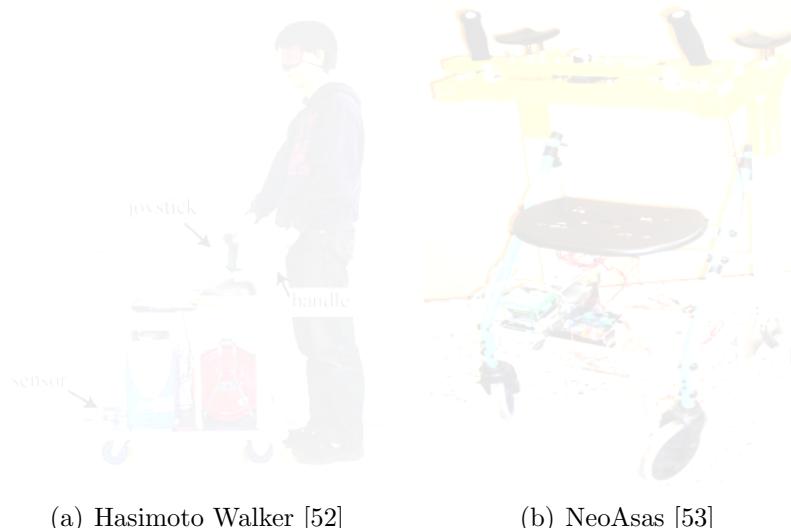


Figure 3.3: Rollator's users need their hands to support their weight on it. Thus, joystick interfaces [a] or [b] may lead to unsafe movements and increase fall risk.

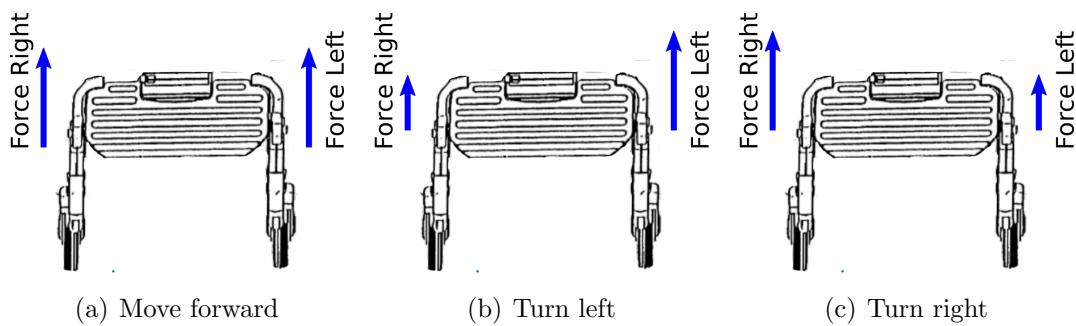


Figure 3.4: Different combination of force sensors on handlebars which represent the user's intention.

in order to generate the user intention command. Although some rollators use joystick in the handlebars to obtain the user intention (figure 3.3) [52, 53] or other interfaces like buttons [14], we have discarded these solutions because users require their hands most of the time to support their weight. Other approaches solved this problem by using force sensors in handlebars to estimate the user intention while users move the platform [53, 12, 13]. These approaches are based on the differences between forces in the handlebar (fig. 3.4).

We have followed the approach described in *Care-O-Bot II* [15] which includes user's forces in the handlebars and also a friction force opposing to user's movements in order to calculate the user intention. We use passive movement from brakes to move the platform, so we have replaced the friction force with the brake force -which implicitly includes the friction forces- in our user intention estimation (figure 3.5).

3.2.1 Discussion

The method used has some advantages with respect to other tested solutions: users are free to use their hands only to move the platform and to support their weight on it. Also, control is more intuitive and ergonomic. However, it has some drawbacks. The first drawback is that it is limited to the user's strength: if the user does not have enough strength on one or on both sides, the brake forces affect estimated user's intention. Another drawback is that current velocity is required to estimate the user intention. This velocity is normally estimated from the odometry and it

3. COLLABORATIVE CONTROL: ADAPTING THE THREE PILLARS TO I-WALKER

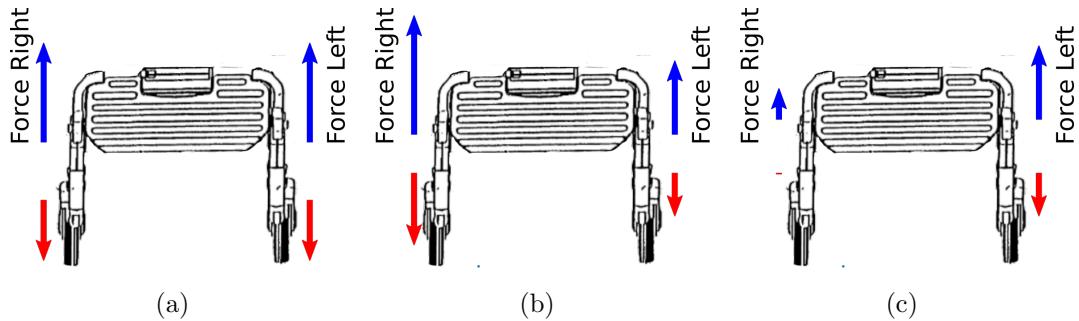


Figure 3.5: Different combinations of force sensors on handlebars (blue) and forces brake (red) which represent the user’s intention to move forward.

is very inaccurate. The first drawback can be solved by modeling the maximum user forces in both sides. Using this information, the brake forces can be bounded to these limits to avoid any alteration. The second drawback can be minimized by using better encoders or by including an inertial measurement unit (IMU) which improves the estimation of actual velocity.

3.3 Adjusting the help

In collaborative control, help can be estimated from robot contribution to overall emergent motion, which is equal to a combination of user’s intention and navigation command weighted by their respective efficiencies. This contribution can be modeled in a very limited way in a rollator. In general, existing solutions do not modify the amount of help. But, some solutions define parameters to tune the amount of help depending on users’ feedback. For example, *RTWalker v2*[21] uses the center of rotation learnt from some trajectory tests to change the kinematic structure of the robotic walking support system. Another example is *i-Walker v1* which uses the brake’s factor manually imposed by clinicians in the rear wheels to help the user in the maneuvers. These solutions do not meet two basic criteria: i) help should be adjusted based on the user condition, because users with more severe disabilities have higher fall risk than users with good condition; and ii) this help should be automatically adjusted on the fly, because the user conditions can change even as they walk, e.g. they can get tired or they can lose their focus.

Methods to assess the user's physical and/or cognitive condition traditionally include clinical scales. Some well known scales are Tinetti [36], Time up and Go [54] or Barthel [55]. These scales describe a number of items that users and/or clinicians score depending on their appreciation on the user condition. Most scales focus on specific aspects of users, like gait, balance, coordination, fall risk or mental disorder and they are often used in combination.

Our proposals, *Automatic assessment of a rollator-user's condition during rehabilitation using the i-Walker platform* (section 4.2) and *Online estimation of rollator user condition using spatiotemporal gait parameters* (section 4.5) describe how to obtain an estimation of Tinetti scale on the fly using only the rollator onboard sensors. This can be possible because the user conditions are related with the spatiotemporal gait parameters and these parameters can be obtained from the onboard sensors on the rollator (figure 3.6), as we proposed in *Gait analysis for challenged users based on a rollator equipped with force sensors* (section 4.3) and we validated on *On Gait Analysis Estimation Errors Using Force Sensors on a Smart Rollator* (section 4.4). Therefore, given the user condition, the help factor K can be obtained as:

$$K = 1 - C_k \cdot \frac{\text{EstimatedCondition}}{\text{MaximumTinetti}} \quad (3.1)$$

Being C_k a constant used by the medical staff to establish a manual correction in the dynamically calculated amount of help if necessary.

3.3.1 Discussion

The results provided by adapting the help's pillar have produced two tools which have been validated with challenged volunteers. The first one provides a tool for monitoring the user condition using the spatiotemporal gait parameters. We have validated our method with 9 volunteers: extracted parameters are coherent with reported effects of their specific condition (section 4.3). In addition, we have bounded -using external vision system (Optotrack)- the relative errors in spatiotemporal gait parameters, these are below 9.14% when the users bear a force difference in handlebar above 7 N (section 4.4). This restriction was satisfied by 95.83% of challenged volunteers with a Tinetti score below 24 and 37.5% of



3. COLLABORATIVE CONTROL: ADAPTING THE THREE PILLARS TO I-WALKER

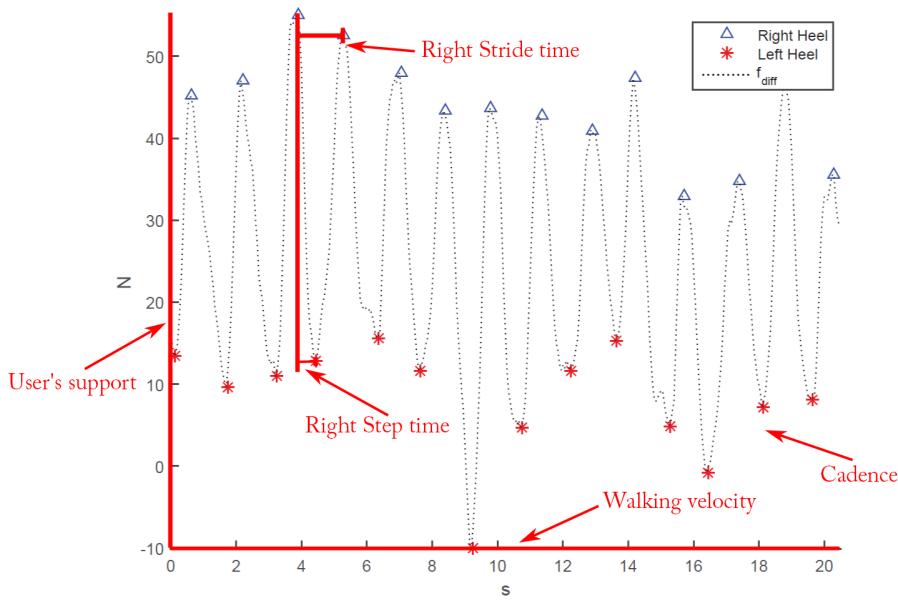


Figure 3.6: Differences in vertical force sensors on handlebar (f_{diff}) can be used to measure the heel contact (left or right) and some spatiotemporal gait parameters like Cadence (number of heel contacts per minute) or Right Step time (average difference between a consecutive right and left heel contact).

challenged volunteers with a Tinetti score above 24. So, the tool is reliable for people presenting mild to severe disabilities. Nevertheless, it is not reliable in healthy users because they support in a different way, so the tests always must be performed with the target population -people presenting mild to severe disabilities-

The second tool obtained from the help's pillar provides a function to adjust the help. This function estimates the user condition using only spatiotemporal gait parameters extracted from the onboard sensors (section 4.2). It uses a window of past steps to estimate these spatiotemporal gait parameters (figure 3.6) and then, it estimates the user condition from them. Hence, this function meets the two basic criteria presented before: i) it provides a general vision of user condition; and ii) if users' condition changes, this function will progressively adapt assistance to the new condition. This function could apport valuable information about user's diagnosis. In addition, it provides continuous monitoring which can be an useful tools to detect variations in user's condition.



3.4 Adjusting assistance to specific situations

Help factor K provides a envelope over the amount of help provided. The lower values of K will produce less help in the emergent command than higher values ones. However, given the same K different local situations will obtain the same help. Efficiency factors adapt to impact of disabilities on specific skills or situations like sharp steering manoeuvre or smooth ones. These efficiencies factor weight user's commands and navigation's commands to decide how much each should contribute to the emergent motion command. Thus, these factors define how much impact users have in each situation.

Given the BDWA rotational and translational velocities $\langle rot_{nav}, trans_{nav} \rangle$ and the user ones $\langle rot_{user}, trans_{user} \rangle$, emergent command velocities are defined as:

$$rot_{emer} = (1 - K) \cdot \eta_{nav} \cdot rot_{nav} + K \cdot \eta_{user} \cdot rot_{user} \quad (3.2)$$

$$trans_{emer} = (1 - K) \cdot \eta_{nav} \cdot trans_{nav} + K \cdot \eta_{user} \cdot trans_{user} \quad (3.3)$$

Being K the help factor defined in equation 3.1 and $\langle \eta_{nav}, \eta_{user} \rangle$ the navigation command average efficiency and user command average efficiency. These efficiencies in CC traditionally prioritize the navigation function properties i.e. safety, directiveness and smoothness. Hence, efficiency is calculated as the average of three different factors: safety factor η_{sc} , directiveness factor η_{tl} and smoothness factor η_{sf} .

The safety factor η_{sc} is calculated as:

$$\eta_{sc} = 1 - exp^{-C_{sc} \cdot |\alpha_{min} - \alpha_{dif}|}$$

Being C_{sc} a constant; α_{min} the angle difference between the closest obstacle and the command vector; and α_{dif} the angle difference between the current direction and the command vector (figure 3.7). η_{sc} penalizes commands which bring the platform closer to near obstacles, so it preserves safety.

On the other hand, the directiveness factor η_{tl} is calculated as:

3. COLLABORATIVE CONTROL: ADAPTING THE THREE PILLARS TO I-WALKER

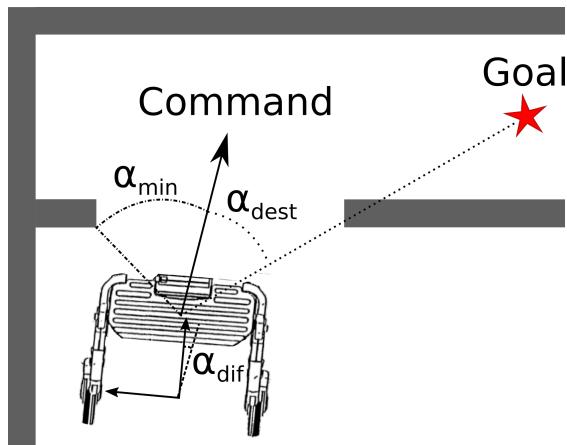


Figure 3.7: Parameters to calculate the efficiencies in CARMEN: α_{min} is the angle between the command and the closest obstacle; α_{dest} is the angle between the command and the goal; and α_{dif} is the angle between the command and current direction of the platform.

$$\eta_{tl} = 1 - \exp^{-C_{tl} \cdot |\alpha_{dest} - \alpha_{dif}|}$$

Being C_{tl} a constant and α_{dest} the angle formed by the robot heading and the direction towards the next partial goal. η_{tl} rewards commands which move the platform toward the goal, so it encourages directiveness.

Finally, smoothness factor η_{sf} is calculated as:

$$\eta_{sf} = 1 - \exp^{-C_{sf} \cdot |\alpha_{dif}|}$$

Being C_{sf} a constant. η_{sf} penalizes commands that change the platform heading. Hence, it encourages smoothness.

These efficiencies reward commands that move the platform towards the goal in a safe and smooth way. However, there is a basic efficiency factor in a rollator that must be added: balance. Unlike in a wheelchair, unbalance may lead to falls.

In order to create a efficiency factor which evaluates the balance, we are going to evaluate the effect of lack of balance: the fall risk. Automatic fall risk assessment approaches rely on information gathered from user-centred sensors to automatically evaluate it. These methods may provide continuous feedback and, hence, they may provide useful information about falls related to changes in the



environment¹. Automatic fall risk detection methods may rely on wearable sensors, ambient sensors and onboard sensors. As we have commented previously, we will use onboard sensors only.

A rollator may be equipped with a variety of onboard sensors [57]. Therefore, different approaches can be used to assess fall risk. A common approach is to measure some value and/or variation of one or several spatiotemporal gait parameters. However, it has been reported that the fear to fall can alter the values of gait parameters [58]. Other approaches rely on user's posture. However, their readings depend on users' clothing rather than on their body alone, so these approaches are not accurate [59]. Other approaches generate user models to detect anomalies. In these approaches, fall risk is estimated as the difference between the user's model and the actual user's movements. This solution based on user's models does not depend on clothing, nor on fear to fall: hence we choose this option. An example of this approach is presented in [60]. It uses the feet position to estimate an abnormal position, which is related with fall risk. This solution does not take into account the weight bearing; it focuses only on feet positions. Thus, similar feet positions would return similar fall risk, despite how much weight the rollator is supporting. We have extended this feet position approach, which uses ellipse model to represent the usual centers of feet, by using force sensors in handlebars. Hence, the proposed method in *Automatic fall risk assessment for challenged users obtained from a rollator equipped with force sensors and a RGB-D camera* (section 4.6) includes unusual user's support situations and unusual feet positions. It represents each situation in spacial point being two axes the possible feet positions and the third one the support. The set of these points can be approximate with an extended version of ellipse, an ellipsoids.

The ellipsoid is created by fitting a set of *center of support's points* c_{ns} . Each c_{ns} is calculated as the average of four different points (feet $\langle f^L, f^R \rangle$ and hands $\langle h^L, h^R \rangle$) weighted by their support (fig. 3.8). This support is calculated from the force sensors (s_L, s_R) and the user weight (w).

Using this ellipsoid, which represents a healthy user, fall risk can be estimated as the Mahalanobis distance [61] to its centroid. Thus, the balance factor η_{bl} can

¹Changes in the environment account for 31% of falls in the elderly due to trips or slips [56].

3. COLLABORATIVE CONTROL: ADAPTING THE THREE PILLARS TO I-WALKER

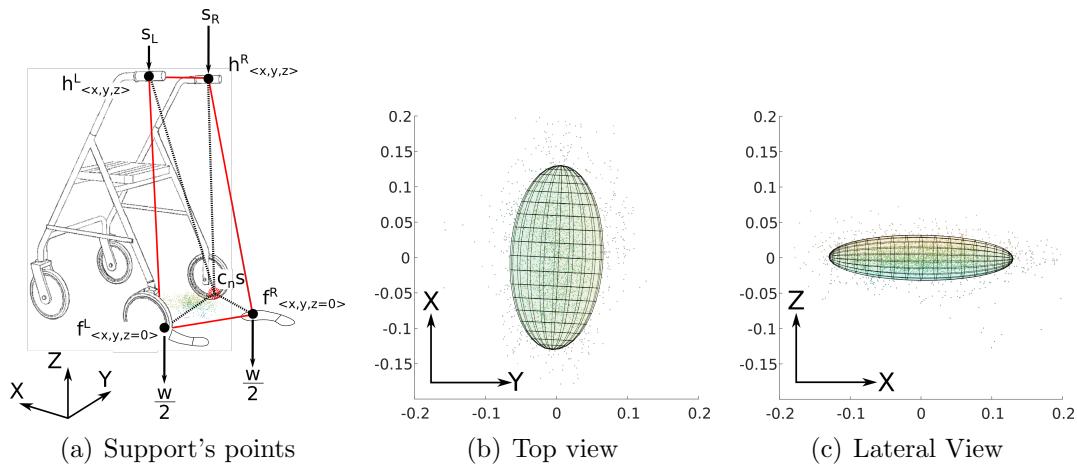


Figure 3.8: Ellipsoid model of healthy volunteer (Tinetti above 24).

be calculated as:

$$\eta_{bl} = \exp^{-C_{bl} \cdot |fallRisk|} \quad (3.4)$$

$$fallRisk = mahala(nextCnS(Command))$$

Being η_{bl} a constant; *mahala* the function which calculates the distance to the ellipsoid centroid; and *nextCnS* the function which calculates the next *nextCnS* if the rollator moves in the command direction while the user maintains the same feet position and same support forces.

3.4.1 Discussion

The method proposed to asses fall risk requires only onboard sensors and it does not require generating a new model for each volunteer. This represents an advantage when compared with other methods, because users do not need to carry any wearables and fall risk can be automatically applied anytime and anywhere. However, the feet position is estimated with a RGBD camera and support needs to be estimated using only the user's weight and the handlebar force sensors. Hence, it is less accurate than other methods.

Our automatic fall risk assessments has been validated with 10 volunteers with different physical and psychological disabilities. We have correlated our results



with two manual assessments, the Tinetti Mobility Test and the walking speed. Correlations are coherent with the literature: i) fall risk increases when the user has a poor condition -low Tinetti score-; ii) fall risk decreases when walking speed decreases -the user improves his/her balance by moving slower-; and iii) walking speed increases when the user has good condition -high Tinetti score-



3. COLLABORATIVE CONTROL: ADAPTING THE THREE PILLARS TO I-WALKER



Chapter 4

Summary of included papers

The following papers cover all three pillars required to develop an adaptive assistive rollator, as addressed in the introduction. All work has been developed in coordination with Hospital analyzing traces from volunteers with different conditions and disability profiles. The key idea underlying these works is that test performed by healthy people using assistive devices are not conclusive, even when they simulate some kind of disability. Most of this work focuses on studying and analysing users trends and needs to personalize assistance as much as possible.

We have used an adapted version of the i-Walker rollator [62], properly sensorized to extract information from the user and the environment. No other wearable nor environment sensor were used except for model validation.

4.1 Journal A: A Biomimetical Dynamic Window Approach to Navigation for Collaborative Control

Outline: Collaborative control continuously combines human by and robot control as seamlessly as possible into an emerging command. Help provided depends on the navigation algorithm implemented for the robot. When users detect that emerging commands differ to much from what they were trying to do, they often



4. SUMMARY OF INCLUDED PAPERS

struggle with the device. If this navigation algorithm returns more human-like trajectories, people are less likely to detect the differences and, hence rejection may be reduced. This paper proposes a new navigation algorithm which mimic real rollator users' trajectories. The authors use clustering techniques to model the user behaviour from scenarios where volunteers with different disability profiles used an i-Walker to manoeuvre themselves in the environment. These models are used as the heuristic in a modified version of Dynamic Windows Approach algorithm whose behaviour encloses safe velocities values. To validate the new algorithm, we have obtained trajectories from 41 volunteers with physical and neurological disabilities from Hospital Regional Universitario of Malaga and Fondazione Santa Lucia in Roma and we have used cross-validation to compare 3 popular reactive navigation algorithm (PFA, VHF, and DWA) with the proposed BDWA. The results have shown that BDWA returns more human-like and real trajectories when compared with the other reactive navigation algorithm.

4.2 Journal B: Automatic assessment of a rollator-user's condition during rehabilitation using the i-Walker platform

Outline: In its basic, purely reactive implementation, assistance provided by collaborative control solely depends on the situation at hand -obstacle layout, rollator heading and goal location- and the local efficiencies of robot and user to cope with it. In this sense, punctual errors are punished in terms of central loss as much as consistent poor performance, as there is no time inertia. Similarly, assistance is increased in a purely reactive way, rather than proactive. We could modulate assistance to gain some consistency if we knew about the user's conditions. Condition is typically assessed by means of clinical scales, but this approach requires clinicians, is performed off-line and under constrained test circumstances only. This paper proposes a predictor for automatic assessment of a rollator-user's condition using only the onboard sensors on a smart rollator. We have used different regression methods to obtain a predictor of a clinical scale from a set of spatiotemporal gait parameters. The predictor has been validated with 19 volunteers with physi-



cal and neurological disabilities that had been previously evaluated using a Tinetti scales by our clinician partners. Results have shown that the proposed predictor provides a general assessment of a rollator-user's condition, as a results are very similar to the Tinetti scale.

4.3 Conference C: Gait analysis for challenged users based on a rollator equipped with force sensors

Outline: This paper proposes a methodology to obtain spatiotemporal gait parameters from the onboard sensors on i-Walker platform. The methodology includes: i) input sensor data preprocessing; ii) equations to obtain the spatiotemporal gait parameters using the onboard sensors; and iii) normalization of the spatiotemporal gait parameters. The methodology has been proved with 9 volunteers with physical and neurological disabilities. We have analyzed the state of the cut to determine how specific disability profiles affect gait parameters. Preliminary results obtained are coherent with reported clinical effects of their specific condition.

4.4 Journal D: On Gait Analysis Estimation Errors Using Force Sensors on a Smart Rollator

Outline: Gait analysis is a useful tool for monitoring the user condition which can be used to measure the rehabilitation progress. Nowadays, gait analysis is typically captured using external equipments because they are more accurate. These solutions are expensive and largely constrained to specific controlled environments. However, in order to assess gait parameters during activities of Daily Living (ADL), a cheap and portable solution to gait monitor is desirable. Indeed, we proposed a method to do soon in [25]. The error obtained in these kind of solutions need to be bounded in order to specify what is the minimum significal measurable change. This paper analyses the error generated by force sensors and



4. SUMMARY OF INCLUDED PAPERS

encoders when measuring some spatiotemporal gait parameters. Errors have been measured used an Optotrak system for benchmarking. This system is based on optical active-markers, which are recorded by external cameras. It has an accuracy below one millimeter and a sampled rate equal to 100 Hz. Results have shown how the relative error in our gait analysis method using only onboard rollator sensors is lower than 10% when the variation in the force difference between handlebar is above 7 N, which is typical for challenged users. So, this solution can be used for gait analysis as long as users need a rollator for ambulation.

4.5 Conference E: Online estimation of rollator user condition using spatiotemporal gait parameters

Outline: This conference paper is an early stage of journal B. It presents the estimation of the user conditions using the principal component regression (PCR) and partial least squares (PLS) regression methods. The results validated that the user condition could be defined using the spatiotemporal gait parameters obtained from the onboard sensor on i-Walker.

4.6 Journal F: Automatic fall risk assessment for challenged users obtained from a rollator equipped with force sensors and a RGB-D camera (Submitted to IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering)

Outline: The efficiency factors are one of the pillars in collaborative control. The rollator's user need to reduce the abrupt movements because they can produce fall. So, it is very important to modified how the collaborativion are made, i.e.



how the efficiency factor weight the input commands to generate the emergent command. Hence, the fall risk assessment need to be included as a efficiency factor in the collaborative control paradigm. This conference paper proposed a method to assess the fall risk using only the onboard sensors. It uses the plane created by the feet and the hands to obtain the middle point weighted by the support in those points. Using this middle point, the method generates a human model from users with a low fall risk. This model is an ellipsoid which fits the middle points of those users. This ellipsoid represents the human stability and any new middle point can be measured respect to this ellipsoid in order to obtain the fall risk. We have validated our proposal with ten volunteers with a variety of physical and neurological disabilities. Results have shown that the proposed fall risk assessment method is correlated with two well accepted clinical scales, the Tinetti Mobility Test and the walking speed.



4. SUMMARY OF INCLUDED PAPERS



Chapter 5

Conclusions and future work

This thesis has explored and made contributions to the smart rollator area using Artificial Intelligence and data mining methods to adapt assistance to the user's needs. Results obtained have been validated with volunteers presenting a variety of disabilities in order to avoid a sampling bias error¹. In addition, we have achieved the initial restriction of using only onboard sensors in our system. Solutions presented are less accurate than others based on ambient or wearable sensors, but in exchange they can be used anywhere without any previous deployment and they do not require wearable in specific body areas, which could be more or less comfortable for everyday use.

This thesis has contributed to four different areas. The first improvement has been made in the smart rollator navigation. Our method, BDWA, generates trajectories closer to human ones compared with other reactive navigation algorithms like PFA, VFH or DWA. These new trajectories can improve acceptance and reduce the struggle and stress generated when users detect that they do not totally control the platform [29].

BDWA was trained with 71921 local situation obtained from 41 volunteers (20 females and 21 males) which presented different physical (fractures, amputation, etc) and cognitive disabilities (stroke, Parkinson, etc). We have tested how much our methodology depends on the processed number of volunteers; the model tends

¹It has been reported in [34, 58] that challenged users support weight on the rollator and walks in a different way compared with healthy users.



5. CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

to stabilize for 10 or more volunteers. Using classes extracted from these 10 volunteers, BDWA learns how to produce rollator-user-like trajectories. Thus, BDWA improves acceptance in shared control.

The work made in BDWA can be extended to another areas like social robots or other robotic devices like wheelchairs. These robots may require different navigation behaviours compared to traditional navigation algorithms too. For example, social robot must respect personal space and yield right-of-way. In these cases, BDWA can learn from real traces to generate human-like trajectories, so it can mimic the specific constraint of other robots. The drawback of BDWA is the need to obtain the dataset of local situations; this can be hard in robot with no human interaction.

A second improvement has been made in the **gait monitoring area**. Our method -*Gait analysis for challenged users based on a rollator equipped with force sensors*- monitors a set of spatiotemporal gait parameters (cadence, step length, stride time, etc). Hence, using only a robotic rollator, as opposed to the usual methodologies which use treadmills or external sensors, our system can be used to monitorize people during their ADL for extended periods of time. The onboard sensors used in this solution are not as accurate as with other options. Nevertheless, we have validated this method using an external and accurate system base on optical active-markers, which are recorded by external cameras: the Optotrak system¹. This validation was presented in the paper entitled *On Gait Analysis Estimation Errors Using Force Sensors on a Smart Rollator* and it has produced to interesting conclusions: 1) due to the error in the onboard sensors, only average value of parameters can be used to monitor volunteers; and 2) challenged volunteers support weight in a different way compared with healthy users. The first conclusion limits which spatiotemporal gait parameters can be used to monitor volunteers in our platform. The second conclusion confirms a suspicion about tests with healthy users: they do not bear their weight in the same way and therefore, they can not be used to validate smart rollator solutions.

Using this method for monitoring gait, a third improvement has been made in the **automatic condition assessment area**. Our method, presented in the

¹It has developed on NDI International, Waterloo, Canada. It has an accuracy below mm and it provides information about markers' position at 200 Hz.

paper entitled *Online estimation of rollator user condition using spatiotemporal gait parameters* and extended in the paper entitled *Automatic assessment of a rollator-user's condition during rehabilitation using the i-Walker platform*, defines a function to evaluate the user condition. This function uses only onboard sensor. It requires that people bear some weight while walking in the handlebars.

The automatic assessment function has been validated with 19 volunteers and it can predict the Tinetti assessment with an RMSE¹ below 1.98. This small error allows to use the function to modulate the amount of help provided by a smart rollator. Also, this assessment can be used to automatically provide an estimation of the Tinetti scale for medical staff to monitor the rehabilitation process at any time and while people are performing their ADL. Also, unlike previous works on automatic assessment, our function is extendable to a wide variety of conditions because it is not focused on specific effects of any particular behaviour but rather on generic gait features.

The fourth and last improvement has been made in **fall risk estimation area**. Our method, presented in the paper entitled *Automatic fall risk assessment for challenged users obtained from a rollator equipped with force sensors and a RGB-D camera*, generates a function to evaluate the fall risk in rollator users. This function is based on defining a healthy user model. It relies on combining users supported weight on the rollator with their feet position -as balance estimator- in order to compare them with the healthy user model and evaluate the differences. These differences represent the fall risk. The method has been validated with 10 challenged volunteers. Results show that differences increases when users' Tinetti scores decrease. In addition, results obtained have proven that a higher velocity increases fall risk, as reported in other works. Thus, results are coherent with more traditional fall risk assessment methods

This new fall risk estimator can be automatically applied anytime and anywhere. We have used this estimator to generate a fall predictor to be used as efficiency factor in CC. This predictor compares the predicted fall risk estimator in the next configuration, should the current motion command be applied to the actual one to calculate the balance factor η_{bl} .

¹Root Mean Squared Error.

5. CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

5.1 Future work

The work in this thesis leaves a number of open research lines. Some of the most interesting ones are outlined below:

Automatic assessment of medical scales. Medical scales typically require the patient and/or the clinician to rate a number of condition-related items to obtain a final score. For example, *Berg Scale* or *Barhtel* require 14 and 10 tests to be completed. This is a time consuming task, specially if a large number of patients is involved. Automatic assessment using onboard sensors in a smart rollator could be a useful tool in rehabilitation places to increase the medical staff information about the users and reduce their implication in these repetitive tasks.

Path planning based on BDWA. BDWA works at reactive level, i.e. it provides commands to move the platform to the goal while avoiding obstacles in a human-like way. These local goals are provided by a path planning algorithm. There are infinite paths to go from an origin to a goal. Using a technique similar to BDWA, a new deliberative navigation algorithm could be created to search for human-like path. This new algorithm could be adjusted to the user laterality condition in order to prioritize the path to be easier to complete for each specific user.

Fall risk estimator using a Markov Decision Process (MDP). The actual fall risk (eq. 3.4) is calculated considering that the platform will move in the command direction while the user maintains the same feet position and same support forces. MDP can be used to model the uncertainty in these limitations, so that is not necessary to assume the same feet positions nor support forces nor command continuity to estimate the next $c_n s$.



References

- [1] U. Nations, “World population ageing 2015,” 2015. 4, 63
- [2] D. L. Blackwell, J. W. Lucas, and T. C. Clarke, “Summary health statistics for us adults: national health interview survey, 2012.” *Vital and health statistics. Series 10, Data from the National Health Survey*, no. 260, pp. 1–161, 2014. 4
- [3] M. W. Brault *et al.*, “Americans with disabilities: 2010,” *Current population reports*, vol. 7, pp. 0–131, 2012. 4
- [4] F. W. Van Hook, D. Demonbreun, and B. D. Weiss, “Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly.” *American family physician*, vol. 67, no. 8, pp. 1717–1724, 2003. 5, 63
- [5] W. M. Bortz II, “The disuse syndrome,” *Western Journal of Medicine*, vol. 141, no. 5, p. 691, 1984. 5, 30
- [6] T. Fukuda, J. Huang, P. Di, and K. Sekiyama, “Motion control and fall detection of intelligent cane robot,” in *Intelligent Assistive Robots*. Springer, 2015, pp. 317–337. 6
- [7] L. Rizzon, F. Moro, R. Passerone, D. Macii, D. Fontanelli, P. Nazemzadeh, M. Corrà, L. Palopoli, and D. Prattichizzo, “c-walker: A cyber-physical system for ambient assisted living,” in *Applications in Electronics Pervading Industry, Environment and Society*. Springer, 2016, pp. 75–82. 6, 11
- [8] C. Urdiales, J. Peula, C. Barrué, E. Pérez, I. Sánchez-Tato, J. del Toro, U. Cortés, F. Sandoval, R. Annicchiarico, and C. Caltagirone, “A new



REFERENCES

- collaborative-shared control strategy for continuous elder/robot assisted navigation,” *Gerontechnology*, vol. 7, no. 2, p. 229, 2008. 6, 14, 30
- [9] G. Lacey, S. Namara, and K. Dawson-Howe, “Personal adaptive mobility aid for the infirm and elderly blind,” *Assistive Technology and Artificial Intelligence*, pp. 211–220, 1998. 9, 30
- [10] J. T. Matthews, S. Thrun, and J. Dunbar-Jacob, “Robotic assistive technology for community-residing older adults and persons with disabilities: An inter-institutional initiative for students in the health and technology fields,” in *Proceedings of the International Conference on Engineering Education*, 2002, pp. 18–21. 9, 30
- [11] A. Morris, R. Donamukkala, A. Kapuria, A. Steinfeld, J. T. Matthews, J. Dunbar-Jacob, and S. Thrun, “A robotic walker that provides guidance,” in *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA ’03. IEEE International Conference on*, vol. 1. IEEE, 2003, pp. 25–30. 9, 30
- [12] H. Yu, M. Spenko, and S. Dubowsky, “An adaptive shared control system for an intelligent mobility aid for the elderly,” *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 53–66, 2003. 9, 30, 35
- [13] H.-M. Shim, E.-H. Lee, J.-H. Shim, S.-M. Lee, and S.-H. Hong, “Implementation of an intelligent walking assistant robot for the elderly in outdoor environment,” in *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*. IEEE, 2005, pp. 452–455. 9, 35
- [14] R. Ceres, J. Pons, L. Calderón, D. Mesonero-Romanos, V. Jiménez, F. Sánchez, P. Abizanda, B. Saro, and G. Bonivardo, “Andador activo para la rehabilitación y el mantenimiento de la movilidad natural,” *IMSERSO, Estudios I+D+*, vol. 25, pp. 1–8, 2005. 9, 29, 35
- [15] B. Graf, “An adaptive guidance system for robotic walking aids,” *CIT. Journal of Computing and Information Technology*, vol. 17, no. 1, pp. 109–120, 2009. 9, 35



- [16] Y. Hirata, A. Hara, and K. Kosuge, “Passive-type intelligent walking support system” rt walker”,,” in *Intelligent Robots and Systems, 2004.(IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, vol. 4. IEEE, 2004, pp. 3871–3876. 11
- [17] C. Huang, G. Wasson, M. Alwan, P. Sheth, and A. Ledoux, “Shared navigational control and user intent detection in an intelligent walker,” in *AAAI Fall 2005 Symposium*, 2005. 11
- [18] D. Rodriguez-Losada, F. Matia, A. Jimenez, R. Galán, and G. Lacey, “Guido, the robotic smartwalker for the frail visually impaired,” *DRT4all 2005*, p. 153, 2006. 11
- [19] V. Kulyukin, A. Kutiyawala, E. LoPresti, J. Matthews, and R. Simpson, “iwalker: Toward a rollator-mounted wayfinding system for the elderly,” in *RFID, 2008 IEEE International Conference on*. IEEE, 2008, pp. 303–311. 11
- [20] J. Merlet, “Ang, a family of multi-mode, low cost walking aid,” in *IROS 2012 International Workshop on Assistance and Service Robotics in a Human Environment*, 2012, pp. 77–82. 11
- [21] O. Chuy Jr, Y. Hirata, and K. Kosuge, “A new control approach for a robotic walking support system in adapting user characteristics,” *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, vol. 36, no. 6, pp. 725–733, 2006. 13, 29, 36
- [22] U. Cortés, A. Martínez-Velasco, C. Barrué, T. Benedico, F. Campana, C. Caltagirone, and R. Annicchiarico, “A share-it service to elders’ mobility using the i-walker.” *Gerontechnology*, vol. 7, no. 2, p. 95, 2008. 13
- [23] C. Valadao, T. Bastos, A. Frizera, and R. Carelli, “Towards a smart walker controller for physiotherapy and rehabilitation purposes,” in *Industrial Electronics (ISIE), 2014 IEEE 23rd International Symposium on*. IEEE, 2014, pp. 1578–1583. 13



REFERENCES

- [24] T. Wang, J.-P. Merlet, G. Sacco, P. Robert, J.-M. Turpin, B. Teboul, A. Marteu, and O. Guerin, “Walking analysis of young and elderly people by using an intelligent walker ang,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 75, pp. 96–106, 2016. 13
- [25] J. Ballesteros, C. Urdiales, A. B. Martinez, and M. Tirado, “Gait analysis for challenged users based on a rollator equipped with force sensors,” in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, 2015, pp. 5587–5592. 13, 18, 29, 47
- [26] ———, “Online estimation of rollator user condition using spatiotemporal gait parameters,” in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2016 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, 2016, pp. 3180–3185. 13, 18
- [27] C. Urdiales, E. J. Perez, G. Peinado, M. Fdez-Carmona, J. M. Peula, R. Annicchiarico, F. Sandoval, and C. Caltagirone, “On the construction of a skill-based wheelchair navigation profile,” *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 21, no. 6, pp. 917–927, 2013. 14, 30
- [28] C. Urdiales, B. Fernandez-Espejo, R. Annicchiarico, F. Sandoval, and C. Caltagirone, “Biometrically modulated collaborative control for an assistive wheelchair,” *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 18, no. 4, pp. 398–408, 2010. 14, 30
- [29] C. Urdiales, *Collaborative assistive robot for mobility enhancement (CAR-MEN): The bare necessities: Assisted wheelchair navigation and beyond*. Springer Science & Business Media, 2012, vol. 27. 14, 16, 30, 51
- [30] Y. Hwang and N. Ahuja, “A potential field approach to path planning,” *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, vol. 8, no. 1, pp. 23–32, 1992. 16, 17, 32
- [31] J. Borenstein and Y. Koren, “The vector field histogram-fast obstacle avoidance for mobile robots,” *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, vol. 7, no. 3, pp. 278–288, 1991. 16, 17, 32



- [32] D. Fox, W. Burgard, and S. Thrun, “The dynamic window approach to collision avoidance,” *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 4, no. 1, pp. 23–33, 1997. 16, 17, 32
- [33] J. Ballesteros, C. Urdiales, A. B. M. Velasco, and G. Ramos-Jiménez, “A biomimetical dynamic window approach to navigation for collaborative control,” *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 2017. 17
- [34] J. Ballesteros, C. Urdiales, A. B. Martinez, and J. H. van Dieën, “On gait analysis estimation errors using force sensors on a smart rollator,” *Sensors*, vol. 16, no. 11, p. 1896, 2016. 17, 18, 51
- [35] J. Ballesteros, C. Urdiales, A. B. Martinez, and M. T. Reyes, “Automatic assessment of a rollator-user’s condition during rehabilitation using the i-walker platform,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017. 18
- [36] M. E. Tinetti, “Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients,” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 34, no. 2, pp. 119–126, 1986. 18, 37
- [37] C. Urdiales, M. Fernández-Carmona, J. Peula, R. Annicchiaricco, F. Sandoval, and C. Caltagirone, “Efficiency based modulation for wheelchair driving collaborative control,” in *Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, 2010, pp. 199–204. 18
- [38] B. Phillips and H. Zhao, “Predictors of assistive technology abandonment,” *Assistive technology*, vol. 5, no. 1, pp. 36–45, 1993. 19
- [39] M. Alwan, G. Wasson, P. Sheth, A. Ledoux, and C. Huang, “Passive derivation of basic walker-assisted gait characteristics from measured forces and moments,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS’04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 1. IEEE, 2004, pp. 2691–2694. 29
- [40] C. Joly, C. Dune, P. Gorce, and P. Rives, “Feet and legs tracking using a smart rollator equipped with a kinect,” in *Workshop on Assistance and Service*



REFERENCES

- Robotics in a Human Environment” in conjunction with IEEE/RSJ Int. Conf. on Int. Rob. and Sys.(IROS), 2013.* 29
- [41] J. Shin, I. Steinmann, and B. Meyer, “Automatic speed control for smart-walker,” in *8th Annual International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments*. ACM, 2015. 29
- [42] S. L. Grondin and Q. Li, “Intelligent control of a smart walker and its performance evaluation,” in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*. IEEE, 2013, pp. 1–6. 29
- [43] U. Cortés, C. Barrué, F. Campana, R. Annicchiarico, and C. Caltagirone, “Towards an intelligent service to elders mobility using the i-walker.” 2008. 29
- [44] A. J. Rentschler, R. A. Cooper, B. Blasch, and M. L. Boninger, “Intelligent walkers for the elderly: Performance and safety testing of va-pamaid robotic walker,” *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 40, no. 5, p. 423, 2003. 29
- [45] S. McLachlan, J. Arblaster, D. Liu, J. Miro, and . I. . t. I. C. o. Chenocs, “A multi-stage shared control method for an intelligent mobility assistant.” IEEE, 2005, pp. 426–429. 29
- [46] T. Hirotomi, Y. Hosomi, and H. Yano, *Brake control assist on a four-castered walker for old people*. Springer, 2008. 29
- [47] G. Peinado, C. Urdiales, J. Peula, M. Fdez-Carmona, R. Annicchiarico, F. Sandoval, and C. Caltagirone, “Navigation skills based profiling for collaborative wheelchair control,” in *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*. IEEE, 2011, pp. 2229–2234. 30, 63
- [48] S. Zhu and D. Levinson, “Do people use the shortest path? an empirical test of wardrop’s first principle,” in *91th annual meeting of the Transportation Research Board, Washington*, vol. 8. Citeseer, 2010. 32



- [49] L. Zeng and G. M. Bone, “Mobile robot collision avoidance in human environments,” *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 10, no. 41, 2013. 32
- [50] R. Chipalkatty, G. Droke, and M. B. Egerstedt, “Less is more: Mixed-initiative model-predictive control with human inputs,” *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 29, no. 3, pp. 695–703, 2013. 32
- [51] C. Urdiales, J. M. Peula, M. Fdez-Carmona, C. Barrué, E. J. Pérez, I. Sánchez-Tato, J. Del Toro, F. Galluppi, U. Cortés, R. Annichiaricco, *et al.*, “A new multi-criteria optimization strategy for shared control in wheelchair assisted navigation,” *Autonomous Robots*, vol. 30, no. 2, pp. 179–197, 2011. 32
- [52] H. Hashimoto, A. Sasaki, Y. Ohyama, and C. Ishii, “Walker with hand haptic interface for spatial recognition,” in *Advanced Motion Control, 2006. 9th IEEE International Workshop on.* IEEE, 2006, pp. 311–316. 34, 35
- [53] M. M. Martins, A. Frizera-Neto, C. P. Santos, and R. Ceres, “Smart walker control through the inference of the user’s command intentions.” in *ICINCO (1)*, 2012, pp. 458–463. 34, 35
- [54] D. Podsiadlo and S. Richardson, “The timed “up & go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons,” *Journal of the American geriatrics Society*, vol. 39, no. 2, pp. 142–148, 1991. 37
- [55] A. Score, “Functional evaluation: The barthe index,” *Maryland state medical journal*, vol. 14, pp. 61–5, 1965. 37
- [56] L. Z. Rubenstein, “Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention,” *Age and ageing*, vol. 35, no. suppl 2, pp. ii37–ii41, 2006. 41
- [57] M. Martins, C. Santos, A. Frizera, and R. Ceres, “A review of the functionalities of smart walkers,” *Medical engineering & physics*, vol. 37, no. 10, pp. 917–928, 2015. 41

REFERENCES

- [58] B. E. Maki, “Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?” *Journal of the American geriatrics society*, vol. 45, no. 3, pp. 313–320, 1997. 41, 51
- [59] Y. Hirata, S. Komatsuda, and K. Kosuge, “Fall prevention control of passive intelligent walker based on human model,” in *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on.* IEEE, 2008, pp. 1222–1228. 41
- [60] Y. Hirata, A. Muraki, and K. Kosuge, “Motion control of intelligent walker based on renew of estimation parameters for user state,” in *Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International Conference on.* IEEE, 2006, pp. 1050–1055. 41
- [61] R. De Maesschalck, D. Jouan-Rimbaud, and D. L. Massart, “The mahalanobis distance,” *Chemometrics and intelligent laboratory systems*, vol. 50, no. 1, pp. 1–18, 2000. 41
- [62] R. Annicchiarico, C. Barrué, T. Benedico, F. Campana, U. Cortés, and A. Martínez-Velasco, “The i-walker: an intelligent pedestrian mobility aid.” in *ECAI*, 2008, pp. 708–712. 45
- [63] M. Quigley, K. Conley, B. Gerkey, J. Faust, T. Foote, J. Leibs, R. Wheeler, and A. Y. Ng, “Ros: an open-source robot operating system,” in *ICRA workshop on open source software*, vol. 3, no. 3.2, 2009. 83
- [64] G. Grisetti, C. Stachniss, and W. Burgard, “Improving grid-based slam with rao-blackwellized particle filters by adaptive proposals and selective resampling,” in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation.* IEEE, 2005, pp. 2432–2437. 83
- [65] S.-G. Cui, H. Wang, and L. Yang, “A simulation study of a-star algorithm for robot path planning,” in *16th international conference on mechatronics technology, PP*, 2012, pp. 506–510. 83

List of Figures

1.1	Porcentaje estimado de personas de 60 años o más para el año 2050. Fuente [1]	4
1.2	Recomendaciones para la elección de la plataforma asistencial que mejor se adapta a un anciano con trastorno de la marcha. Fuente [4]	5
1.3	Diferentes tipos de plataformas de soporte asistencial: plataforma de soporte asistencial en un sólo miembro superior (a); plataforma de soporte asistencial en ambos miembros (b); y plataformas de soporte asistenciales en los miembros inferiores (c)	7
1.4	Andadores grupo 1	7
1.5	Andadores grupo 2	10
1.6	Andadores grupo 3	11
1.7	Sistema desarrollado en CARMEN de dos capas. La primera capa es la capa encargada de gestionar la colaboración (a). La segunda es la capa superior que realiza una ponderación a la primera según el factor de ayuda estimado de la condición del usuario (b).	14
3.1	Robotized wheelchair CARMEN during real tests [47]; hardware component and interfaces.	30
3.2	Stabilization of maneuver groups when the number of sampled people are increased.	34
3.3	Rollator's users need their hands to support their weight on it. Thus, joystick interfaces [a] or [b] may lead to unsafe movements and increase fall risk.	34
3.4	Different combination of force sensors on handlebars which represent the user's intention.	35



LIST OF FIGURES

3.5	Different combinations of force sensors on handlebars (blue) and forces brake (red) which represent the user's intention to move forward.	36
3.6	Differences in vertical force sensors on handlebar (f_{diff}) can be used to measure the heel contact (left or right) and some spatiotemporal gait parameters like Cadence (number of heel contacts per minute) or Right Step time (average difference between a consecutive right and left heel contact).	38
3.7	Parameters to calculate the efficiencies in CARMEN: α_{min} is the angle between the command and the closest obstacle; α_{dest} is the angle between the command and the goal; and α_{dif} is the angle between the command and current direction of the platform.	40
3.8	Ellipsoid model of healthy volunteer (Tinetti above 24).	42
A.1	System nodes in ROS	84
A.2	i-Walker platform: hardware overview.	85



List of Tables

1.1	Grupo andadores robotizados autónomos: características, sensores y movimiento aportado al usuario.	9
1.2	Grupo andadores robotizados pasivos: características, sensores y movimiento aportado al usuario.	11
1.3	Grupo andadores robotizados para monitorización y rehabilitación: características, sensores y movimiento aportado al usuario.	13



LIST OF TABLES



Part III

Scientific publications



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Appendix A

A Biomimetical Dynamic Window Approach to Navigation for Collaborative Control

Ballesteros, Joaquin; Urdiales, Cristina; Martinez, Antonio B.; Ramos-Jiménez, Gonzalo

IEEE Transactions on Human-Machine Systems (2017)



A. A BIOMIMETICAL DYNAMIC WINDOW APPROACH TO NAVIGATION FOR COLLABORATIVE CONTROL



Appendix B

Automatic assessment of a rollator-user's condition during rehabilitation using the i-Walker platform

Ballesteros, Joaquin; Urdiales, Cristina; Martinez, Antonio B.; Tirado, Marina

IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering (2017)



**B. AUTOMATIC ASSESSMENT OF A ROLLATOR-USER'S
CONDITION DURING REHABILITATION USING THE
I-WALKER PLATFORM**



Appendix C

On Gait Analysis Estimation Errors Using Force Sensors on a Smart Rollator

Ballesteros, Joaquin; Urdiales, Cristina; Martínez, Antonio B.; van Dieën, Jaap H.

Special Issue State-of-the-Art Sensors Technology in Spain, Sensors (2016)



C. ON GAIT ANALYSIS ESTIMATION ERRORS USING FORCE SENSORS ON A SMART ROLLATOR



Appendix D

Automatic fall risk assessment for challenged users obtained from a rollator equipped with force sensors and a RGB-D camera

Ballesteros, Joaquin; Urdiales, Cristina; Peula, Jose Manuel; Martinez, Antonio B.

Submitted to IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering



**D. AUTOMATIC FALL RISK ASSESSMENT FOR CHALLENGED
USERS OBTAINED FROM A ROLLATOR EQUIPPED WITH
FORCE SENSORS AND A RGB-D CAMERA**



Appendix E

Gait analysis for challenged users based on a rollator equipped with force sensors

Ballesteros, Joaquin; Urdiales, Cristina; Martinez, Antonio B.; Tirado, Marina

*IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems
(IROS)(2015)*



E. GAIT ANALYSIS FOR CHALLENGED USERS BASED ON A ROLLATOR EQUIPPED WITH FORCE SENSORS

Appendix F

Online estimation of rollator user condition using spatiotemporal gait parameters

Ballesteros, Joaquin; Urdiales, Cristina; Martinez, Antonio B.; Tirado, Marina

*IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems
(IROS)(2016)*



F. ONLINE ESTIMATION OF ROLLATOR USER CONDITION USING SPATIOTEMPORAL GAIT PARAMETERS



Appendices



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Appendix A

System Overview

The three pillars of the system are integrated using the Robotic Operating System middleware (ROS) [63]. ROS is based on the node concept. A node is a process that performs some task like reading some sensor or performing some filtering. A package can be composed by a set of nodes. They solve together a high level task like location or navigation. ROS is selected because it is Open Source and it has a big community behind it. In addition, ROS provides a lot of useful packages and ready to use nodes like: location, image segmentation, navigation, message passing interface, etc.

Figure A.1 shows our system ROS nodes. The nodes developed in this thesis are in bold:

- *Driver node.* It manages i-Walker sensors. It provides to other nodes the i-Walker sensors information and also, it controls the platform brakes.
- *SLAM package.* It is a ROS package that provides Simultaneous Localization and Mapping (SLAM). It uses the laser and odometry information to generate obstacle maps and location the platform on it [64].
- *Path planning package.* It is a ROS package that generates the path to arrive to a fixed goal given the obstacle map provided by the *SLAM package*. It is configured in our system to generate the well know *A** path planning [65].
- *BDWA node.* It uses the obstacle map provided by the *SLAM package* and the goal provided by the *Path Planning package* to generate the **Navigation**



A. SYSTEM OVERVIEW

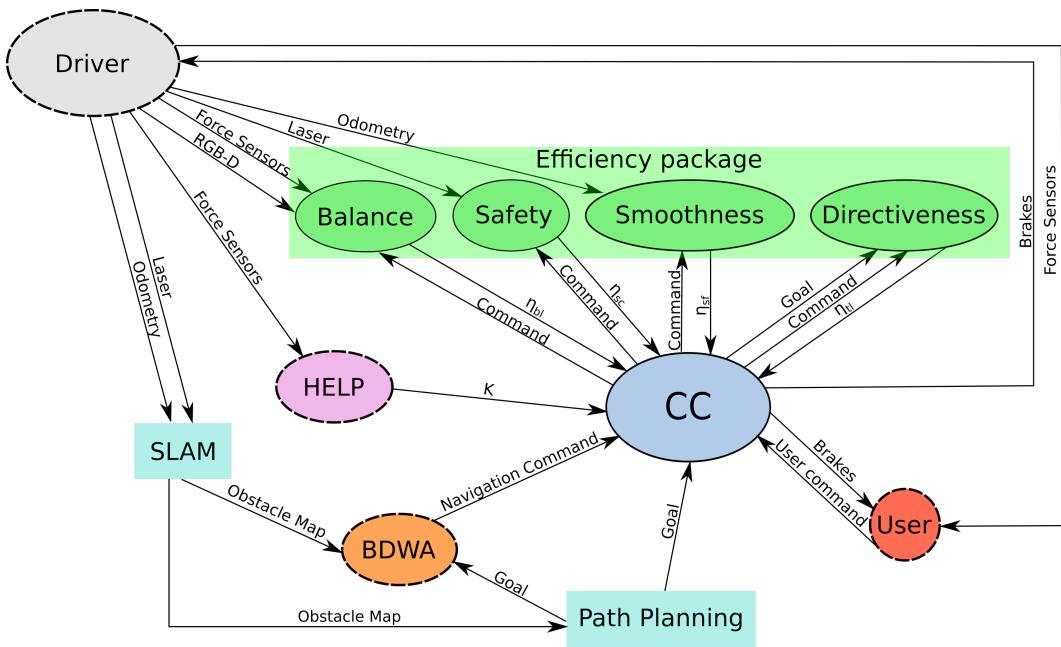


Figure A.1: System nodes in ROS

command (section 3.1).

- *User node*. It estimates the user intention given the force sensors on handlebars and the brake values applied by CC (section 3.2).
- *Help node*: It works in two steps. First, it estimates the spatiotemporal gait parameters using only the force sensors and the odometry (section 4.3). Then, it estimates the user condition using those spatiotemporal gait parameters (section 4.2).
- *Efficiencies package*. It includes four nodes: *Balance node*, *Safety node*, *Smoothness node* and *Directiveness node*. These nodes estimate the command efficiency (user command or navigation command) using the information provided by the *Driver node* and *Path planning node*. These nodes compute their values independently, so it can be disabled in *CC node*, e.g. the directivity can be disabled and the CC only provided obstacle avoidance and balance control.
- *CC node*. It ponderates the input command (navigation command and user



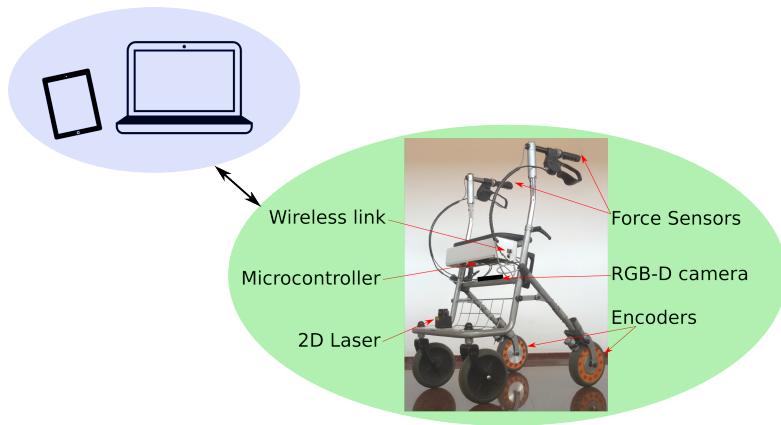


Figure A.2: i-Walker platform: hardware overview.

command) using the efficiencies (section 3.4) and this result by the help factor (section 3.3) in order to generate the emergent command to brake the platform.

These ROS nodes are deployed on the Raspberry pi 3 in i-Walker platform (fig. A.2) and some of them, like *SLAM node* or *Path Planning node*, can be deployed in an external computer in order obtain better performance. i-Walker platform hardware includes: force sensors in handlebars (20 Hz, accuracy below 1 N), encoders in both wheels (60 ticks per turn), RGB-D camera (range 0.35m - 1.4m, 10 fps), Laser (range 0.1 - 4m, 20 Hz) and WiFi wireless link (range 0-20m).