

Einführung

Christophe Kunze^a

Cornelia Kricheldorf^b

^a Hochschule Furtwangen

^b Katholische Hochschule Freiburg

Im Projektverbund ZAFH-AAL (Zentrum für Angewandte Forschung – Assistive Systeme und Technologien zur Sicherung sozialer Beziehungen und Teilhabe für Menschen mit Hilfebedarf) werden seit 2013 innovative Systeme und Technologien zur Unterstützung eines selbstständigen Lebens bis ins hohe Alter sowie zur Sicherung sozialer Beziehungen und Teilhabe für Menschen mit Hilfebedarf entwickelt und untersucht. Derartige Ansätze gewinnen mit Blick auf die demographische Entwicklung und auf Grund des Bedürfnisses einer immer größer werdenden Gruppe hochbetagter Bürgerinnen und Bürger, möglichst lang selbstbestimmt im gewohnten Umfeld zu leben, zunehmend an Bedeutung. Dabei steht die Förderung und Ermöglichung sozialer Teilhabe im Mittelpunkt und es geht um die Ermöglichung eines möglichst langen Verbleibs im gewohnten Umfeld, auch bei wachsendem Hilfe- und Pflegebedarf. Der vorliegende Band stellt ausgewählte Ergebnisse des Projektverbundes dar.

Der Projektverbund ZAFH-AAL wird von der Hochschule Furtwangen koordiniert, weitere Projektpartner sind die Hochschule Ravensburg-Weingarten, die Katholische Hochschule Freiburg, die Universität Freiburg und das Steinbeis Innovationszentrum SIZ. Die Forschungsarbeiten im Projektverbund wurden von 2013-2017 vom Ministerium für Wissenschaft und Kunst Baden-Württemberg gefördert.

Das Themenfeld des ZAFH-AAL, die technische Unterstützung der Selbstständigkeit und der sozialen Teilhabe älterer Menschen, stellt ein stark interdisziplinäres Forschungsfeld an der Schnittstelle zwischen Technik- und Sozialwissenschaften sowie der Sozialen Gerontologie dar, welches damit nicht einer Fachdisziplin zugeordnet werden kann. Zudem sind aufgrund der hohen gesellschaftlichen Bedeutung des Themas und der damit verbundenen notwendigen gesellschaftlichen und ethischen Positionierungen

auch die Schnittstellen Wissenschaft-Praxis und Wissenschaft-Gesellschaft prägend für das Forschungsfeld.

Kennzeichnend für die überwiegende Mehrheit anderer Forschungsaktivitäten in diesem Umfeld ist, dass diese als fokussierte Einzelprojekte im Allgemeinen ein einzelnes Anwendungs- oder Technologiefeld adressieren. Eine Besonderheit des ZAFH-AAL ist in diesem Kontext, dass integriert im Projektverbund auch übergreifende Fragestellungen und methodische Aspekte bearbeitet werden. Dazu kombiniert der Projektverbund Teilprojekte, in denen konkrete technische Systeme für einzelne Anwendungsfelder entwickelt werden, gezielt mit Teilprojekten, in denen ausgewählte Querschnittsaspekte praxisnah bearbeitet werden.

In dieser Publikation werden wesentliche Ergebnisse aus dem Projektverbund dargestellt. Die Publikation gliedert sich in drei Teile:

- In Teil 1 werden Erfahrungen aus zwei exemplarischen Anwendungsfeldern technischer Assistenz vorgestellt, zu denen im Projektverbund unter Einbindung von Nutzenden und weiteren Stakeholdergruppen Bedarfserhebungen, Testungen von Systemen oder Evaluationen durchgeführt wurden. Die dabei untersuchten Anwendungsfelder sind zum einen die Umfeldwahrnehmung und Navigationsunterstützung mobilitätseingeschränkter Menschen mit Sehbehinderung, zum anderen die Unterstützung von Inklusion und sozialer Teilhabe bei Inkontinenz mit Hilfe einer Geruchssensorik.
- Teil 2 stellt ausgewählte Forschungsergebnisse zu technischen Aspekten und technischen Grundlagen für Assistenzsysteme vor. Die Beiträge beschreiben mikrosystemtechnische Ansätze für eine Geruchssensorik und eine IT-Architektur zum Schutz der Privatsphäre in vernetzten Heimumgebungen im AAL-Kontext.
- Teil 3 greift übergreifende und interdisziplinäre Aspekte der technischen Assistenz für Menschen mit Hilfebedarf auf. Dabei werden ein Dialoginstrument zur Aushandlung ethischer und sozialgerontologischer Fragestellungen in AAL-Projekten, Erfahrungen zur interdisziplinären Kooperation in AAL-Projekten, und Ergebnisse zur Bedeutung von Technik in der Qualifizierungspraxis von Medizin und Pflege sowie in der pflegerischen Beratung dargestellt.

Teil I

In Teil 1 werden Erfahrungen aus zwei exemplarischen Anwendungsfeldern technischer Assistenz vorgestellt, zu denen im Projektverbund unter Einbindung von Nutzenden und weiteren Stakeholdergruppen Bedarfserhebungen, Testungen von Systemen oder Evaluationen durchgeführt wurden. Die dabei untersuchten Anwendungsfelder sind zum einen die Umfeldwahrnehmung und Navigationsunterstützung mobilitätseingeschränkter Menschen mit Sehbehinderung, zum anderen die Unterstützung von Inklusion und sozialer Teilhabe bei Inkontinenz mit Hilfe einer Geruchssensorik.

Intelligente Navigationsunterstützung für wahrnehmungseingeschränkte Menschen¹

*Andreas Wachaja^a, Miguel Reyes Adame^b, Johannes Steinle^c,
Maik H.-J. Winter^c, Wolfram Burgard^a & Knut Möller^b*

^a Institut für Informatik, Universität Freiburg

^b Institut für Technische Medizin, Hochschule Furtwangen

^c Institut für Angewandte Forschung – Angewandte Sozial- und Gesundheitsforschung, Hochschule Ravensburg-Weingarten

Mit zunehmendem Alter steigt das Risiko, an einer Sehstörung zu erkranken. Konventionelle Blindenhilfsmittel wie der Langstock oder der Blindenhund können die Mobilität von betroffenen Personen verbessern, sind jedoch nicht für den Einsatz bei einer zusätzlichen Gehbehinderung geeignet. Dieser Beitrag stellt einen intelligenten Rollator für sehbehinderte Menschen vor. Durch den Einsatz leistungsfähiger Lasersensoren und Algorithmen zur Umgebungserfassung und Navigation unterstützt der Rollator blinde Menschen bei Navigationsaufgaben im Alltag. Dabei führt er die Nutzenden durch Signale von Vibrationsmotoren zu gewünschten Zielpositionen und signalisiert Objekte und potenzielle Hindernisse in seiner Umgebung. Die Validierung des Gesamtsystems erfolgte im Rahmen von zwei Experimenten. Die Resultate zeigen, dass der intelligente Rollator zur sicheren Navigation in unbekannten Umgebungen genutzt werden kann.

¹ Diese Arbeit wurde unterstützt vom Ministerium für Wissenschaft, Forschung und Kunst Baden-Württemberg (Az. 32-7545.24-9-1-1) im Rahmen des Projekts ZAFH-AAL und vom Bundesministerium für Bildung und Forschung unter Vertragsnummer 13EZ1129B-iVIEW.

1 Einführung

Laut einer Studie der Weltgesundheitsorganisation sind 81,9 % aller blinden Menschen weltweit älter als 50 Jahre (Pascolini und Mariotti 2012). Speziell Menschen dieser Bevölkerungsgruppe unterliegen einem höheren Risiko, zusätzlich zu ihrer Sehbehinderung an einer Gehbehinderung zu erkranken. Herausforderungen stellen auch Erkrankungen wie das Usher-Syndrom dar, bei denen in Kombination mit einer Hörsehbehinderung häufig auch Störungen des Gleichgewichtssinnes auftreten. Konventionelle Blindenhilfsmittel wie der Langstock oder der Blindenhund können nicht oder nur sehr eingeschränkt eingesetzt werden, wenn eine zusätzliche Gehbehinderung oder Gleichgewichtsstörung vorliegt. Darüber hinaus können diese klassischen Hilfsmittel ausschließlich zur Navigation im Nahbereich eingesetzt werden und ermöglichen so bspw. keine zielsichere Navigation in weitläufigen, unbekannten Umgebungen.

In unserer Arbeit entwickeln wir ein neuartiges technisches Hilfsmittel, das speziell für blinde Menschen mit Gehbehinderung geeignet ist. Das System basiert auf einem handelsüblichen Rollator, der mit Lasersensoren zur Erfassung seiner Umgebung, einem Kleinstrechner zur Datenverarbeitung und Komponenten zur Stromversorgung ausgestattet ist. Der intelligente Rollator ist in der Lage, ein dreidimensionales Modell seiner Umgebung zu erfassen und darauf aufbauend blinde Menschen bei Navigationsaufgaben zu unterstützen. Der Aufbau ist modular, sodass das Navigationssystem auf verschiedenen Rollatoren mit geringem Aufwand angebracht werden kann. Die Kommunikation mit den Nutzenden erfolgt über vibrotaktilen Feedback. Dabei kann entweder auf Vibrationsmotoren zurückgegriffen werden, die in die Handgriffe des Rollators integriert wurden, oder aber auf einen Vibrationsgürtel, der um den Bauch getragen wird. So ist sichergestellt, dass der Gehörsinn der blinden Personen für andere wichtige Aufgaben wie z.B. Kommunikation und Orientierung zur Verfügung steht. Der Rollator kann sowohl zum Erkennen und Vermeiden von Hindernissen in der lokalen Umgebung eingesetzt werden, als auch zur Navigation zu gewünschten Zielpositionen.

Dieser Beitrag ist in fünf Abschnitte gegliedert. Im nächsten Abschnitt werden zunächst bestehende elektronische Hilfsmittel für Menschen mit Seh- und Gehbehinderungen analysiert. Anschließend wird der Systemaufbau des intelligenten Rollators im Hinblick auf die Software- und Hardware-

architektur erläutert. Dabei wird auch auf die beiden verschiedenen Navigationsmodi und die verschiedenen Möglichkeiten zur Informationsübermittlung eingegangen. Der vierte Abschnitt berichtet über Ergebnisse der experimentellen Evaluierung. Anschließend werden die Ergebnisse der Untersuchungen zusammengefasst und ein Ausblick auf zukünftige Entwicklungen gegeben. Diese Publikation ist eine ergänzte Zusammenfassung unserer Forschungsergebnisse (Adame et al. 2013, Wachaja et al. 2015, Wachaja et al. 2017).

2 Stand der Forschung

Es existieren bereits Forschungsarbeiten zu intelligenten Rollatoren für ältere Menschen. Bestehende Systeme sind jedoch in der Regel nicht für den Einsatz bei einer Sehbehinderung geeignet. Häufig sind diese Rollatoren motorisiert, sodass die Autonomie der Benutzenden stark eingeschränkt wird (MacNamara und Lacey 2000, Yu et al. 2003). Darüber hinaus basiert eine große Anzahl der Navigationshilfen auf Algorithmen, welche typische Eigenschaften der Mensch-Maschine-Interaktion wie große Verzögerungszeiten, individuelles Verhalten verschiedener Benutzender und hohe Unsicherheiten nicht berücksichtigen. Diese Systeme sind gewöhnlich nicht in der Lage, detaillierte Umgebungsinformationen zu übermitteln. Dementgegen ist unser Ziel die Entwicklung eines intelligenten Rollators, der die Bewegungsautonomie nicht einschränkt und der in der Lage ist, typische Bewegungsparameter von Menschen zu berücksichtigen.

Dakopoulos und Bourbakis (2010) untersuchen in ihrer Arbeit mehrere elektronische Navigationshilfen für Blinde. Bestehende Systeme können anhand ihres Autonomiegrades klassifiziert werden. Hochgradig autonome Systeme können ihre eigene Position im Raum ermitteln und Pfade planen, auf denen die Benutzenden zur gewünschten Zielposition geführt werden (Kulyukin et al. 2006, Rodriguez-Losada et al. 2005). Die Gefahr dieser Systeme besteht darin, dass sie die Autonomie der Personen einschränken, indem sie sie nicht ausreichend in den Navigationsprozess einbinden. Systeme mit einem mittleren Autonomiegrad sind ähnlich wie ein Blindenhund in der Lage, Hindernisse in der Nähe zu vermeiden. Sie können jedoch keine Wege über längere Distanzen planen (Ulrich und Borenstein 2001, MacNamara und Lacey 2000). Systeme mit einem geringen Grad an Autonomie erkennen Hindernisse in der Umgebung und signalisieren diese dem Be-

nutzenden (Rodríguez et al. 2012). Unser intelligenter Rollator ist modular aufgebaut und so ausgestattet, dass der Autonomiegrad je nach Bedarf und Umgebung frei gewählt werden kann. Es bestehen verschiedene Möglichkeiten, Hindernisse oder Navigationshinweise zu signalisieren. Diese reichen von einer Audioausgabe (Rodríguez et al. 2012) über *Force Feedback* (Ulrich und Borenstein 2001) bis hin zu Vibrationssignalen (Möller et al. 2009, Cosgun et al. 2014). Unser System verwendet vibrierende Handgriffe oder einen Gürtel mit fünf integrierten Vibrationsmotoren. Dadurch wird eine Überlagerung von Umgebungsgeräuschen durch zusätzliche Audiosignale vermieden und maximale Bewegungsfreiheit ermöglicht.

3 Der intelligente Rollator

Abbildung 1 zeigt den Aufbau des intelligenten Rollators. Er basiert auf einem handelsüblichen Rollatorgestell, das mit einer Einheit zur Datenerfassung, Datenverarbeitung und Energieversorgung ergänzt wurde. Zusätzlich sind Vibrationsmotoren in die Handgriffe des Rollators integriert, die zur Kommunikation verwendet werden. Um dem Benutzenden stets die Wahl der Bewegungsrichtung und -geschwindigkeit zu überlassen, ist der intelligente Rollator unmotorisiert. Je nach Navigationsmodus werden Hindernisse oder Bewegungsempfehlungen entweder über die beiden Vibrati-

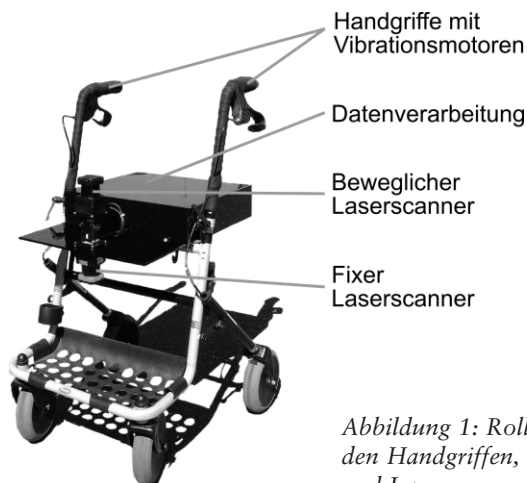


Abbildung 1: Rollator mit Vibrationsmotoren in den Handgriffen, Einheit zur Datenverarbeitung und Lasersensoren.

onsmotoren in den Handgriffen des Rollators kommuniziert, oder über einen Vibrationsgürtel. Der Gürtel wird um den Bauch getragen und enthält fünf Vibrationsmotoren, einen auf der Vorderseite, einen auf jeder Seite und je einen Motor vorne rechts und links. Dadurch können Richtungen im Vergleich zu den Vibrationsmotoren in den Handgriffen mit einer besseren räumlichen Auflösung vermittelt werden. Der Gürtel kommuniziert mit dem Rollator drahtlos über eine Bluetooth-Verbindung.

Abbildung 2 zeigt den Aufbau der Softwarearchitektur. Unsere Software basiert auf dem Robot Operating System (Quigley et al. 2009). Wir verwenden zwei 2D-Laserscanner zur Lokalisierung und Kartierung der Umgebung. Der erste Laserscanner vom Typ Hokuyo UTM-30LX ist fix auf dem Erweiterungsmodul montiert. Er dient zur Schätzung der Eigenbewegung des Rollators durch Laser Scan Matching (Censi 2008) und kann bei Bedarf zur Lokalisierung des Rollators in einer Karte verwendet werden. Der zweite Laserscanner, ein Hokuyo UTM-X002S, wird von einem Ser-

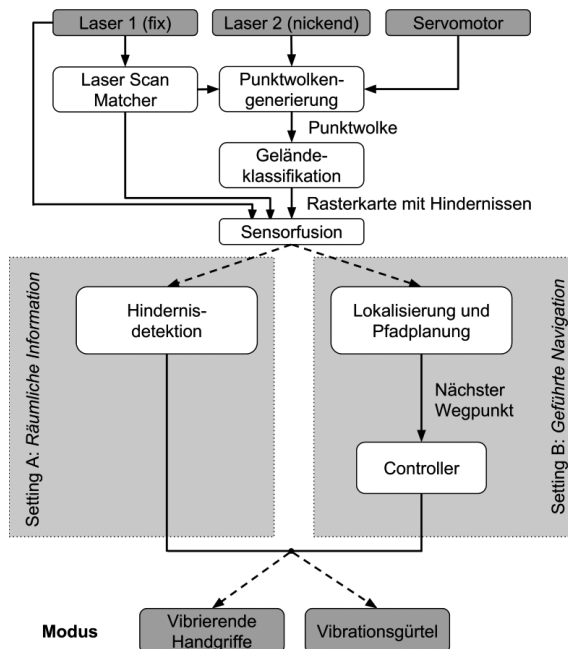


Abbildung 2: Softwarearchitektur des intelligenten Rollators im Zusammenspiel mit der Hardware.

vomotor kontinuierlich auf und ab bewegt. Hierdurch erfasst der Rollator ein dreidimensionales Modell seiner Umgebung. Basierend auf diesem Modell erkennt das System Hindernisse in der Umgebung des Rollators. Im Gegensatz zu konventionellen Blindenhilfsmitteln werden zusätzlich sowohl Hindernisse auf Kopfhöhe als auch negative Hindernisse wie abfallende Treppenstufen erkannt. Die Hinderniserkennung erfolgt mit dem Height-Length-Density Klassifikator (Morton und Olson 2011), den wir speziell für die Navigation von Menschen in engen Innenräumen optimiert haben. Es existieren zwei verschiedene Settings, in denen der intelligente Rollator betrieben werden kann, *Räumliche Information* und *Geführte Navigation*.

3.1 Setting A: Räumliche Information

Im ersten Setting erkennt der Rollator Hindernisse in der Umgebung und signalisiert diese. Ähnlich wie bei der Navigation mit dem Langstock wird auf diese Art die Umgebung wahrgenommen, jedoch gibt der Rollator keine direkte Empfehlung für Bewegungsrichtungen. Erkannte Hindernisse werden entweder über die vibrierenden Handgriffe oder über den Vibrationsgürtel signalisiert. In beiden Fällen werden Hindernisse in der Umgebung dem entsprechenden Vibrationsmotor zugeordnet. Jeder Vibrationsmotor signalisiert anschließend die Distanz zu dem Hindernis, das ihm am nächsten ist. Dabei wird die Entfernung zum Hindernis, ähnlich wie bei einer Einparkhilfe im Auto, durch Pulsfrequenzmodulation enkodiert. Das heißt, jeder Vibrationsmotor gibt Pulse mit fixer Intensität, aber variierendem Impulsabstand. Der Impulsabstand verhält sich linear zur Hindernisdistanz. Die Unterschreitung einer kritischen Distanz resultiert in kontinuierlicher Vibration. Analog dazu werden keine Signale mehr gesendet, sobald die Distanz zum nächsten Hindernis größer ist als ein Grenzwert. Alle Parameter können personenspezifisch angepasst werden. Wir verwenden Pulsfrequenzmodulation anstelle von variierenden Vibrationsintensitäten, da diese Technik robuster gegenüber dämpfenden Materialien wie bspw. einer Jacke, die unter dem Vibrationsgürtel getragen werden könnte, ist. Darüber hinaus kann die Unterschreitung von kritischen Distanzen durch kontinuierliche Vibration eindeutig signalisiert werden.

3.2 Setting B: Geführte Navigation

Im zweiten Setting führt der intelligente Rollator die Benutzenden mit Hilfe von Vibrationssignalen zu einer gewünschten Zielposition. In diesem Set-

ting wird a priori eine 2D-Karte der Umgebung benötigt. Diese wird im Vorfeld mit einem SLAM-Algorithmus (Simultaneous Localization and Mapping) erstellt, bspw. unter Verwendung eines Rao-Blackwellized Particle Filters (Grisetti et al. 2007). In öffentlichen Umgebungen oder größeren Einrichtungen könnten z.B. vorgefertigte Karten einfach über WiFi-Hotspots zur Verfügung gestellt werden. Die Lokalisierung des Rollators in der Karte erfolgt mit einem Partikelfilter (Fox 2002). Da der Rollator keine Möglichkeit zur Messung der Radodometrie aufweist, verwenden wir die Schätzung des Laser Scan Matchers als Prädiktion für den Partikelfilter. Die Pfadplanung zur Zielposition übernimmt ein Dijkstra-Planer unter zusätzlicher Berücksichtigung der Geländeklassifikation des Height-Length-Density Klassifikators. Die Spezifikation einer Zielposition kann bspw. über Spracheingabe erfolgen. Dies ist jedoch nicht im Fokus dieser Arbeit, da hierzu bereits Lösungen vorliegen. Auf Basis der jeweiligen Position des Rollators werden Bewegungsempfehlungen in der Form von Vibrationsignalen generiert, die den Benutzenden sicher auf dem geplanten Pfad zur Zielposition führen. Wir unterscheiden zwischen drei verschiedenen Möglichkeiten zur Interaktion:

Vibrierende Handgriffe: Der Rollator plant einen Pfad zur Zielposition unter Berücksichtigung aller statischen und dynamischen Hindernisse. Die Pfadführung erfolgt durch Navigationssignale von den Handgriffen.

Vibrationsgürtel: Wie bei den Handgriffen plant der Rollator einen Pfad zur Zielposition unter Berücksichtigung aller Hindernisse. Die Pfadführung erfolgt in diesem Fall durch Navigationssignale vom Vibrationsgürtel.

Handgriffe und Gürtel kombiniert: Die Pfadplanung erfolgt nur unter Berücksichtigung der statischen Hindernisse, die Pfadführung durch Navigationssignale von den Handgriffen. Dynamische Hindernisse werden über den Vibrationsgürtel signalisiert, der die Hindernisse wie unter Setting A beschrieben signalisiert.

Während in den ersten beiden Szenarien der Rollator sowohl die Aufgabe der globalen Navigation als auch die der lokalen Navigation übernimmt, ist dies im dritten Szenario in der Verantwortung der Nutzenden. Aufgrund der Kombination beider Feedbackmethoden, Gürtel und Handgriffe, stellt dieses Szenario erhöhte Anforderungen an die Perzeption. Es involviert die Benutzenden jedoch auch stärker in den Navigationsprozess und erhöht

das Kontextwissen. In allen drei Szenarien wird auf vier verschiedene Navigationssignale zurückgegriffen: *Geradeaus*, *Links-drehung*, *Rechts-drehung* und *Zielposition erreicht*. Jedes Signal wird so lange wiederholt, bis es durch ein anderes ersetzt wird. Das aktuelle Navigationssignal wird unter Berücksichtigung des geplanten Pfades zur Zielposition, der Rollatorposition und von Bewegungsparametern der Nutzenden ermittelt (Wachaja et al. 2015). Die Navigationssignale werden jeweils entweder über die vibrierenden Handgriffe oder über den Vibrationsgürtel übertragen. Um die Signale leicht unterscheidbar und intuitiv zu machen, verwenden wir verschiedene Vibrationsrhythmen und nutzen die räumliche Anordnung der Vibrationsmotoren:

Geradeaus: Pulsierende Vibration auf beiden Motoren (Handgriffe) oder dem vorderen Motor (Gürtel). Nach jedem Vibrationspuls von 100ms Dauer erfolgt eine Pause von 400ms.

Drehung: Handgriffe: Kontinuierliche Vibration links/rechts. Gürtel: Die Vibrationsmotoren werden von rechts nach links oder von links nach rechts jeweils für 250ms sequentiell aktiviert, sodass der Eindruck eines kreisenden Signals entsteht. Dieses Vibrationsmuster ist vergleichbar zu dem Muster *SOLO ONCE* von Cosgun et al. (2014).

Zielposition erreicht: Alle Vibrationsmotoren am Gürtel oder an den Griffen werden jeweils mit 100 % Vibrationsintensität aktiviert, anschließend mit 50 % und daraufhin ausgeschaltet. Jeder Zustand wird für 500ms beibehalten.

4 Experimentelle Evaluierung

Die Evaluierung des intelligenten Rollators erfolgte in zwei Stufen. In einem ersten Experiment wurde der Modus zur Hindernisvermeidung, Setting A, mit zehn Proband(inn)en im Alter der Zielgruppe, evaluiert. Die Evaluierung von Setting B, der geführten Navigation, erfolgte mit Probanden ohne Sehbeeinträchtigung im mittleren Alter.

4.1 Setting A: Hindernisfeedback

Ziel der ersten Evaluierung war es, die Gesamtfunktionalität des intelligenten Rollators zu testen, die Akzeptanz des Systems bei Personen im Alter der Zielgruppe zu untersuchen und die verschiedenen Ausgabemodalitäten *Vibrationsgürtel* und *vibrierende Handgriffe* zu bewerten. Im Rahmen dieses Feldtests durchliefen zehn Senior(inn)en im Alter von 65 bis 80 Jahren mit dem Rollator eine Testumgebung. Neun Proband(inn)en hatten dabei keine oder nur geringe Sehbeeinträchtigungen. Diesen Proband(inn)en wurden während des Versuchs die Augen verbunden. Ein weiterer Proband war blind. Bei dieser Evaluierung verwendeten wir Setting A, in dem der intelligente Rollator die Proband(inn)en durch Vibrationssignale über die Distanzen zu Hindernissen in der näheren Umgebung informiert. Die Testumgebung bestand aus drei verschiedenen Szenarien. Im ersten Szenario durchliefen die Teilnehmenden mehrfach einen zehn Meter langen Korridor mit Hindernissen (siehe Abbildung 3). Dabei wurden die Anordnung der Hindernisse und die Kommunikationsmethode des Rollators randomisiert variiert. In den weiteren beiden Szenarien mussten die Proband(inn)en mit Hilfe des Rollators ein Absperrband auf Kopfhöhe und ein negatives Hin-

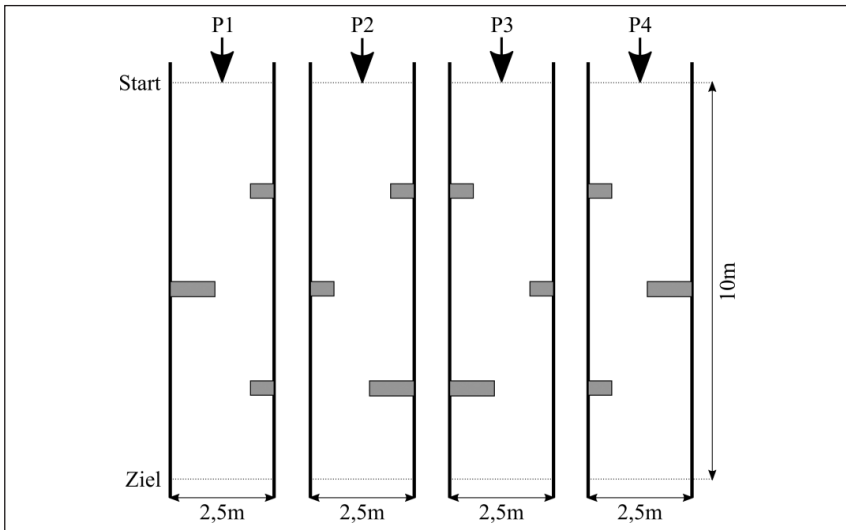


Abbildung 3: Testumgebung des ersten Szenarios für die Evaluierung des intelligenten Rollators. In einem 10m langen Gang werden Hindernisse in wechselnden Anordnungen positioniert (P1 bis P4).

dernis, in diesem Fall nach unten führende Treppenstufen, erkennen und vor den Hindernissen stoppen (siehe Abbildung 4). Bei allen drei Szenarien wurden die Teilnehmenden ständig vom Versuchsleitenden begleitet, um jegliches Sturzrisiko ausschließen zu können. Die Ergebnisse zeigen, dass die Versuchsteilnehmenden den Gang mit Hindernissen signifikant schneller durchlaufen konnten, wenn Hindernisse über die Vibrationsmotoren in den Handgriffen des Rollators signalisiert wurden. Im Hinblick auf die Kollisionshäufigkeit im ersten Szenario konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Handgriffen und Vibrationsgürtel nachgewiesen werden. Vielmehr scheinen individuelle Benutzerpräferenzen vorzuliegen. Im zweiten und dritten Szenario konnten die Proband(inn)en die Hindernisse besser erkennen, wenn als Ausgabemodalität die vibrierenden Handgriffe des Rollators verwendet wurden. Alle Teilnehmenden der Untersuchung konnten unseren Prototyp nach einer kurzen Trainingszeit von nur fünf bis zehn Minuten zur Hindernisvermeidung verwenden.

Im Anschluss an das Durchlaufen des Testparcours wurde mit jedem Teilnehmenden ein Kurzinterview geführt, bei dem vor allem Erfahrungen mit den Signalen der Vibrationsmotoren in den Handgriffen mit denjenigen des um den Bauch getragenen Vibrationsgürtels verglichen wurden. Die

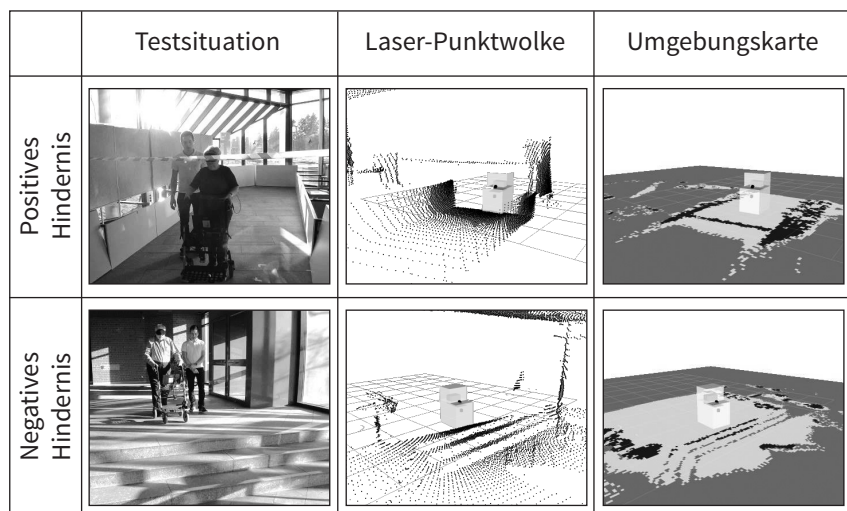


Abbildung 4: Testumgebung im zweiten und dritten Szenario der Evaluierung mit Umgebungs-Modellen.

Signalübertragung über die Vibrationsmotoren in den Handgriffen wurde bevorzugt, da der Gürtel überwiegend als unhandlich beschrieben und darüber hinaus das Anlegen als schwierig empfunden wurde. Ferner konnte durch den Feldtest bestätigt werden, dass das System intuitiv bedient werden kann. Es wurde von den Testpersonen als hilfreich eingestuft. Durch eine schnelle, intensive Ansprache auf Hindernisse durch die Signalübertragung auf die Vibratoren ist den Einschätzungen der Proband(inn)en nach ein gesteigertes Sicherheitsempfinden vorhanden. Im Anschluss ist der Wunsch nach akustischer Sprachausgabe (z.B. Warnhinweise: *STOP!*) aufgekommen, um Gefahrensituationen eindeutig zu signalisieren. Die Testpersonen waren der Meinung, dass vor allem bei einer vorliegenden Sehbeeinträchtigung oder Blindheit sowie bei Gangunsicherheiten und anhaltenden Schwindelgefühlen das Risiko einer sozialen Isolation durch den Einsatz des Systems gesenkt werden könne.

4.2 Setting B: Geführte Navigation

In der zweiten Evaluierung wurde die Fähigkeit des Gesamtsystems, die Benutzenden in engen Innenumgebungen sicher von einer Start- zu einer Zielposition zu führen, getestet. Dabei musste der intelligente Rollator sowohl statische als auch dynamische Hindernisse detektieren und vermeiden. Darüber hinaus wurde untersucht, welche Vor- und Nachteile die Navigation per Vibrationsgürtel, -handgriffen oder per kombiniertem Modus hat. Diese Evaluierung erfolgte in einer Testumgebung, die einer komplexen Innenumgebung nachempfunden war, mit zehn männlichen Probanden im Alter von 22 bis 30 Jahren. Den Probanden wurden während der Versuche die Augen verbunden. Zusätzlich wurden Umgebungsgeräusche durch einen Kapselgehörschutz unterdrückt. Bei dieser Evaluierung wurde der nickende Laserscanner zur Erkennung von kopfhohen und negativen Hindernissen nicht verwendet, da diese Hindernistypen nicht in der Testumgebung existierten. Im Vorfeld wurden drei Paare bestehend aus je einer Start- und Zielposition definiert. Die Probanden hatten die Aufgabe, jeweils mit Hilfe der Navigationssignale des intelligenten Rollators vom Start zum Ziel zu kommen. Jede Strecke wurde dabei dreimal durchlaufen, einmal pro Feedbackmodalität. Nach dem Training anhand der ersten Strecke erfolgte die Evaluierung mit den verbleibenden beiden Strecken in randomisierter Abfolge. In jedem Durchlauf wurde ein dynamisches Hindernis in Form einer Person, die in den geplanten Weg zum Ziel tritt, eingesetzt. Erfolgt die Navigation nur mit Hilfe der Handgriffe oder des Vibrationsgürtels, über-

nimmt der intelligente Rollator die Anpassung der Pfadplanung zur Umgehung des Hindernisses und leitet den Rollator automatisch um die Person. Im kombinierten Modus war es die Aufgabe der Probanden, das Hindernis über die Signale des Vibrationsgürtels zu erkennen und zu umgehen. Für jeden Durchgang wurden die Gehzeit, die Pfadlänge und die Anzahl der Kollisionen mit der Umgebung gemessen. Dabei zählte jede Berührung des Rollators mit einem Hindernis als Kollision.

Alle Probanden konnten in allen Durchläufen den Weg vom Start zum Ziel finden. Wie Abbildung 5 zeigt, gab es sowohl bei der Navigation mit dem Vibrationsgürtel als auch mit den vibrierenden Handgriffen nur eine geringe Anzahl an Kollisionen. Dementgegen stehen ungefähr 50 % der Durchläufe im kombinierten Modus, bei denen mindestens eine Kollision stattfand. Wir nehmen an, dass die hohe Anzahl der Kollisionen im kombinierten Modus auf die veränderte Navigationsstrategie zurückzuführen ist, welche erhöhte Anforderungen an die Fähigkeit der Benutzer stellt, die Umgebung mit Hilfe der Signale des Vibrationsgürtels wahrzunehmen. Im Hinblick auf die Länge der gegangenen Wege konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Ausgabemodalitäten festgestellt werden. Die durchschnittliche Wegzeit mit den vibrierenden Handgriffen war mit 80 s fast halb so lang wie die Wegzeit bei der Verwendung des Vibrationsgürtels (151 s). Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass die Interpretation der Signale des Vibrationsgürtels mehr Zeit benötigt und auf-

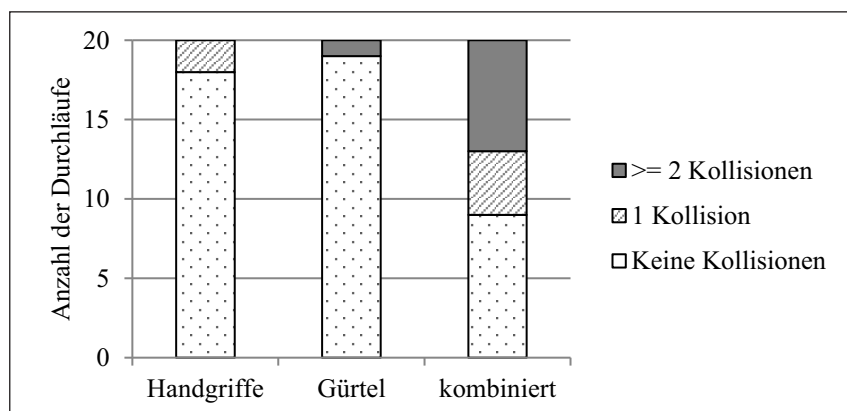


Abbildung 5: Anzahl der Durchläufe mit keiner, einer oder mehreren Kollisionen in Abhängigkeit von der Ausgabemodalität für die Navigationssignale.

grund von Unsicherheiten ein langsames Gehtempo gewählt wird. In einer anschließenden Befragung der Benutzer bewerteten alle bis auf einen Probanden die Handgriffe am besten. Im Schnitt wurde trotz der hohen Anzahl an Kollisionen der kombinierte Modus positiver bewertet als der Navigationsmodus mit dem Vibrationsgürtel. Einige Probanden gaben an, dass sie den kombinierten Modus positiv bewerteten, da sie in diesem Modus mehr Verständnis für Ihre Umgebung erlangen konnten.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Der vorgestellte intelligente Rollator ist eine elektronische Navigationshilfe für blinde Menschen mit zusätzlicher Gehbehinderung oder Gleichgewichtsstörung. Er basiert auf Soft- und Hardwarekomponenten aus dem Bereich der Robotik, welche speziell für die Aufgabe der Navigation von blinden Menschen angepasst wurden. Die Kommunikation mit den Benutzenden erfolgt über vibrotaktile Signale. Hierbei werden je nach Präferenz und Anwendungsfall entweder ein Vibrationsgürtel mit fünf Aktoren oder in die Handgriffe des Rollators integrierte Vibrationsmotoren verwendet. Der intelligente Rollator ist in der Lage, Hindernisse in der lokalen Umgebung zu signalisieren oder blinde Menschen direkt zu einer gewünschten Zielposition zu führen. In beiden Fällen werden sowohl positive Hindernisse, die sich über der Bodenebene befinden, als auch negative Hindernisse, wie z.B. abfallende Treppenstufen, berücksichtigt. Dies ist möglich, indem mit zwei Lasersensoren ein 3D-Modell der Umgebung generiert und kontinuierlich aktualisiert wird. Während sich das erste Setting, *Räumliche Information*, speziell zur Navigation in weitläufigen Außenumgebungen eignet, ist die geführte Navigation vorteilhaft in komplexen Innenumgebungen. Die Evaluierung des Gesamtsystems erfolgte in zwei Schritten. In einer ersten Untersuchung mit Proband(inn)en der Zielgruppe konnten wir zeigen, dass eine erfolgreiche Hindernisvermeidung mit dem System selbst für ungeübte Benutzende nach einer kurzen Einlernphase möglich ist. Hierbei wurden die vibrierenden Handgriffe dem Gürtel als Ausgabemodalität vorgezogen. Die Evaluierung des zweiten Settings, *Geführte Navigation*, erfolgte mit männlichen Probanden mittleren Alters ohne Sehstörungen mit verbundenen Augen. Es wurde gezeigt, dass der intelligente Rollator seine Benutzer über Navigationssignale erfolgreich zu Zielpositionen in der Umgebung navigieren kann. Im Hinblick auf die Signalgebung bevorzugten die Probanden die vibrierenden Handgriffe gegenüber dem Vibrationsgürtel

aufgrund der leichteren Verständlichkeit der Signale. Positiv bewertet wurde der Ansatz, zusätzlich zu dem Navigationssignal in den Handgriffen Distanzen zu Hindernissen in der Umgebung mit Hilfe des Vibrationsgürtels zu übermitteln. Basierend auf den Erkenntnissen der beiden Experimente zur Evaluierung des intelligenten Rollators planen wir Systemoptimierungen wie den Einsatz von stärkeren Vibrationsmotoren und die Möglichkeit, zwischen verschiedenen Hindernistypen zu unterscheiden. In einem nächsten Schritt soll darüber hinaus der Rollator ausführlich mit Proband(inn)en der Zielgruppe in einer realitätsnahen Umgebung evaluiert werden.

6 Literaturverzeichnis

- Adame, M. R., Yu, J., Moller, K. & Seemann, E. (2013): A wearable navigation aid for blind people using a vibrotactile information transfer system. In: International Conference on Complex Medical Engineering (CME), 13-18
- Censi, A. (2008): An ICP variant using a point-to-line metric. In: International Conference on Robotics and Automation, 19-25
- Cosgun, A., Sisbot, E. A. & Christensen, H. I. (2014): Guidance for human navigation using a vibro-tactile belt interface and robot-like motion planning. In: International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 6350-6355
- Dakopoulos, D. & Bourbakis, N. G. (2010): Wearable obstacle avoidance electronic travel aids for blind: a survey. In: IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews), 40(1), 25-35
- Fox, D. (2002): KLD-sampling: Adaptive particle filters. In: Advances in neural information processing systems, 713-720
- Grisetti, G., Stachniss, C. & Burgard, W. (2007): Improved techniques for grid mapping with rao-blackwellized particle filters. In: IEEE transactions on Robotics, 23(1), 34-46
- Kulyukin, V., Gharpure, C., Nicholson, J. & Osborne, G. (2006): Robot-assisted wayfinding for the visually impaired in structured indoor environments. In: Autonomous Robots, 21(1), 29-41
- MacNamara, S. & Lacey, G. (2000): A smart walker for the frail visually impaired. International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2, 1354-1359
- Möller, K., Toth, F., Wang, L., Moller, J., Arras, K. O., Bach, M., Schumann, S. & Guttman, J. (2009): Enhanced perception for visually impaired people. In: International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, 1-4
- Morton, R. D. & Olson, E. (2011): Positive and negative obstacle detection using the HLD classifier. In: International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 1579-1584

- Pascolini, D. & Mariotti, S. P. (2012): Global estimates of visual impairment: 2010. In: *British Journal of Ophthalmology*, 96(5), 614-618
- Quigley, M., Conley, K., Gerkey, B., Faust, J., Foote, T., Leibs, J., Wheeler, R. & Ng, A. Y. (2009): ROS: an open-source Robot Operating System. In: *ICRA workshop on open source software*, 3(2), 5
- Rodríguez, A., Yebe, J. J., Alcantarilla, P. F., Bergasa, L. M., Almazán, J. & Cela, A. (2012): Assisting the visually impaired: obstacle detection and warning system by acoustic feedback. In: *Sensors*, 12(12), 17476-17496
- Rodriguez-Losada, D., Matia, F., Jimenez, A., Galan, R. & Lacey, G. (2005): Implementing map based navigation in guido, the robotic smartwalker. In: *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 3390-3395
- Ulrich, I. & Borenstein, J. (2001): The GuideCane-applying mobile robot technologies to assist the visually impaired. In: *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part A (Systems and Humans)*, 31(2), 131-136
- Wachaja, A., Agarwal, P., Zink, M., Adame, M. R., Möller, K. & Burgard, W. (2015): Navigating blind people with a smart walker. In: *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 6014-6019
- Wachaja, A., Agarwal, P., Zink, M., Adame, M. R., Möller, K. & Burgard, W. (2017): Navigating blind people with walking impairments using a smart walker. In: *Autonomous Robots*, 41(3), 555-573
- Yu, H., Spenko, M. & Dubowsky, S. (2003): An adaptive shared control system for an intelligent mobility aid for the elderly. In: *Autonomous Robots*, 15(1), 53-66