



Fakultät II – Informatik, Wirtschafts- und Rechtswissenschaften
Department für Informatik

Optimierte Roboter-Navigation und geriatrische Mobilitäts- Assessments in häuslichen Umgebungen

Dissertation zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Ingenieurwissenschaften

vorgelegt von

Dipl.-Inform. Melvin Isken

31.10.2013

Die Arbeit „Optimierte Roboter-Navigation und geriatrische Mobilitäts-Assessments in häuslichen Umgebungen“ ist eine vom Department für Informatik der Fakultät II der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg genehmigte Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Doktor der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.). 1. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Andreas Hein (Universität Oldenburg), 2. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Frank Wallhoff (Jade Hochschule Oldenburg)

Tag der mündlichen Prüfung: 25. Februar 2014. Vorsitz: Prof. Dr. Susanne Boll

Danksagung

Eine Dissertation abzuschließen, dauert oftmals länger als gedacht, verläuft am Ende irgendwie anders als geplant und stellt einen vor verschiedenste Herausforderungen. Auf diesem Weg möchte ich mich bei einigen Menschen gesondert bedanken, ohne die ich diese Arbeit nicht in dieser Form hätte abschließen können. Wie es sich gehört, wird dieser Text gerade auf den letzten Drücker fertig - viel Zeit zum Überarbeiten bleibt nicht mehr - daher bitte ich es zu entschuldigen, wenn Du / ihr / Sie nicht persönlich genannt werdet, ich bin sehr dankbar für jede Unterstützung, die ich in den letzten vier Jahren erhalten habe.

Mein erster Dank geht an meinen Betreuer und Mentor, Andreas Hein, der mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite stand und sicherlich auch zwischendurch das eine oder andere Mal den Kopf schütteln musste. Auch Herrn Frank Wallhoff danke ich für die vielen hilfreichen Kritiken und Kommentare. In diesem Zuge danke ich auch Frau Susanne Boll und Herrn Albert Sill dafür, dass sie sich Zeit genommen haben, um meine Prüfungskommission zu vervollständigen.

Herrn Thomas Frenken, der mir in vielerlei Hinsicht als Vorbild gedient hat und stets hilfsbereit war, danke ich ebenso wie Melina Frenken, die mich während meiner Arbeit als Gruppenleiterin betreut hat. Ebenso den weiteren Kollegen (für Tipps, Anregungen, Kritik, Korrekturen etc.): Nils Volkening, Frerk Müller, Axel Helmer, Myriam Lipprandt, Ralf Eckert, Torben Wallbaum, Lukas Pielawa, Sebastian Müller, Enno Steen, Christian Lins, Lars Rölker-Denker, Hanna Baumgartner, Marco Eichelberg, Wilfried Thoben und Jochen Meyer.

Bei einigen Personen des Florence-Konsortiums möchte ich mich ebenfalls für die schöne Zeit bedanken: Dietwig Lowet, Frank van Heesch, Leire Martinez, Asier Fernandez, Henk Eertink, Stefan Gessler und allen weiteren Kollegen.

Weitere Personen, die ebenfalls zum Erfolg beigetragen haben: Kristina Brümmer, David Hellmann, Florian Krohs, Kai Hylla und natürlich auch meine gesamte Familie.

Ein spezieller, besonderer Dank geht zu guter Letzt an meine Frau Katrin, die in den letzten Jahren so manche Entbehrungen hinnehmen musste und trotzdem jederzeit voll hinter mir stand und mir auch den einen oder anderen motivierenden Tritt in den Allerwertesten verpasst hat. Wir können heute nicht nur auf meine abgeschlossene Arbeit zurückblicken, unser nächstes Projekt ist schon voll im Gange: unsere wundervolle Tochter Helene.

Melvin Isken

Kurzfassung

Deutsch

In dieser Arbeit wird ein neues Konzept vorgestellt, das die Durchführung von Mobilitäts-Assessments im häuslichen Umfeld mit Hilfe von mobilen Robotern ermöglicht bzw. verbessert und gleichzeitig die Navigation dieser Roboter von den gewonnenen Informationen profitieren lässt. Dieses Konzept verfolgt die Strategie, zuverlässigere und genauere Mobilitäts-Assessments durch den Einsatz ambienter und mobiler Beobachtungsplattformen, wie beispielsweise mobilen Servicerobotern, zu ermöglichen. Optimierte Beobachtungsverfahren durch mobile Plattformen helfen, realistischere und langfristige Assessment-Test-Ergebnisse zu erhalten als herkömmliche Verfahren. Hierbei kann zusätzlich die Navigation der mobilen Plattform so optimiert werden, dass der Einsatz für Mensch und Roboter verbessert und sicherer wird. Dies bedeutet einerseits die Akzeptanz des Systems zu erhöhen (vorhersagbares Verhalten, angenehme und intuitive Bewegung des Roboters) und andererseits vor allem, dass der Roboter selbst keine Sturzgefahr darstellt (im Weg steht), was besonders beim Einsatz mit Senioren eine hohe Relevanz hat. Beobachtungspunkte, die außerhalb des als „gefährdet“ erkannten Bereichs liegen, werden Optimal Observation Lots (OOL) genannt. Der hierzu nötige Algorithmus, der innerhalb der vorliegenden Dissertation entwickelt wurde, ist Teil der langfristigen Zielsetzung, Roboter zu entwickeln, die beim Benutzer aufgestellt werden, sich selbstständig in der neuen Umgebung orientieren und u.a. Assessment-Aufgaben erfüllen können. Besonderes Augenmerk liegt bei dieser Arbeit auf der Evaluation im häuslichen Umfeld der Senioren.

English

This thesis presents a novel concept enabling domestic mobility assessments being conducted by a mobile service robot. This way, the mobility assessment and the robot's navigation can be improved simultaneously. The overall strategy is to use ambient and mobile technologies to in order to enhance mobility assessments as a dependable tool for estimate a person's health status. Optimized observation methods can help to produce more reliable results and provide long-term monitoring than common approaches. Additionally, the robot's optimized navigation can be used to increase safety for the user (and the robot as well). Supposedly this also leads to higher user acceptance due to better readability of the robot's movements. Furthermore, the robot avoids creating a new obstacle through himself which is of major importance when working with elderly persons. Places that are considered as safe place for the robot to stay are called 'optimal observation lots' (OOL). The algorithm that has been developed within the presented work is part of the long-term goal to create mobile service robots that are able to navigate and monitor the patients autonomously within domestic environments. A special focus is put on evaluation in real world environments with the target user group.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Medizinische Motivation und Problemstellung	5
2.1. Demografischer Wandel und Folgen für die Gesellschaft	5
2.1.1. Änderung der Gesellschaftsstruktur	6
2.1.2. Alleinlebende Menschen	7
2.1.3. Bedeutung sozialer Interaktion	8
2.1.4. Psychologische / soziologische Auswirkungen des Alleinseins .	9
2.1.5. Akzeptanz von ungewohnten Interaktionsmechanismen / ungewohnter Technik	10
2.2. Multimorbidität / Mobilität / Medizinisches Monitoring	11
2.2.1. Krankheiten im Alter: Multimorbidität	11
2.2.2. Mobilität im Alter	12
2.2.3. Mobilität und Krankheit	13
2.2.4. Medizinisches Monitoring und Assessments	15
2.3. Formale Beschreibung der individuellen gesellschaftlichen und gesundheitlichen Situation	16
2.4. Fazit	18
3. Stand der Technik	21
3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments	22
3.1.1. Geriatrische Mobilitäts-Assessments	23
3.1.2. Technisch unterstützte Assessments - Überblick	26
3.1.3. Technisch unterstützte Assessments - Sensorik	27
3.1.4. Assessment-Test Komponenten und deren sensorbasierte Messung	36
3.1.5. Zwischenfazit und Gesamtübersicht	40

3.2. Soziale / technische Interaktion (im häuslichen Umfeld)	46
3.2.1. Relevante Interaktionsformen	46
3.2.2. Mensch-zu-Mensch-Interaktion (mit Roboter)	48
3.2.3. Mensch-zu-Roboter-Interaktion	50
3.2.4. Uncanny Valley	51
3.2.5. Sozial agierende Serviceroboter	53
3.2.6. Bewegung als Teil der Interaktion	56
3.2.7. Robotische Bewegungsplanung unter Einbeziehung von menschlichen Akteuren	57
3.2.8. Akzeptanz bei Senioren – Studien	60
3.3. Kritik am Stand der Technik	64
4. Eigener Ansatz: Mobilitäts-Assessments mit mobilem Roboter	67
4.1. Eingeführte Neuerungen	68
4.2. Systemarchitektur und Abgrenzung	69
4.2.1. TurtleBot	71
4.2.2. Basis	71
4.2.3. Laserscanner	74
4.2.4. Microsoft Kinect	76
4.2.5. Robot Operating System (ROS)	77
5. Realisierung	83
5.1. Einbeziehung der Zielgruppe	83
5.1.1. Techniken	84
5.1.2. Ergebnisse mit Relevanz zum Forschungsgegenstand	85
5.2. Hardware-Entwicklungen	94
5.2.1. Montage Kinect	95
5.2.2. Montage Laser Range Scanner (LRS)	95
5.2.3. Mikrokontroller-Board	95
5.2.4. Spannungswandlerplatine und Akku	96
5.3. Struktur der technischen Realisierung	97
5.4. Personenerkennung	102
5.4.1. Dynamische Personenerkennung (LRS)	102
5.4.2. Erkennungs-Validierung LRS+Kinect	111
5.5. Bewegungserfassung	113
5.5.1. Bewegungserfassung am Beispiel Aufstehen / Hinsetzen	114

5.5.2. Phasen des Aufstehens / Hinsetzens	117
5.5.3. Nutzung der Armlehnen	121
5.5.4. Balance nach dem Aufstehen	125
5.5.5. Rückschlüsse auf Umweltfaktoren	127
5.6. Assessment-Controller	130
5.6.1. Teilassessments	131
5.6.2. Vorgaben	132
5.6.3. Abarbeitung	132
5.6.4. Gesamtbeurteilung	133
5.7. Assessment-Navigation	134
5.7.1. Pfad-Kartografie	134
5.7.2. Berechnung von Sicherheitskriterien	136
5.7.3. Navigation	138
6. Evaluation und Diskussion	143
6.1. Einsatz eines mobilen Serviceroboters im häuslichen Umfeld	143
6.1.1. Zielsetzung	143
6.1.2. Aufbau und Methodik	144
6.1.3. Ergebnisse	145
6.1.4. Interpretation der Ergebnisse	147
6.2. Evaluation Personenerkennung mit LRS und Kinect, Datenfusion	147
6.2.1. Zielsetzung	147
6.2.2. Aufbau und Methodik	147
6.2.3. Ergebnisse	149
6.2.4. Interpretation der Ergebnisse	151
6.3. Evaluation Beobachtungsposition (OOL)	153
6.3.1. Zielsetzung	153
6.3.2. Aufbau und Methodik	153
6.3.3. Ergebnisse	156
6.3.4. Interpretation der Ergebnisse	158
6.4. Evaluation statischer-dynamischer LRS	160
6.4.1. Zielsetzung	160
6.4.2. Aufbau und Methodik	160
6.4.3. Ergebnisse	162
6.4.4. Interpretation der Ergebnisse	167

6.5. Aufnahme von Komponenten für verschiedene Mobilitäts-Tests: Aufste- hen / Hinsetzen	168
6.5.1. Zielsetzung	168
6.5.2. Aufbau und Methodik	169
6.5.3. Ergebnisse	169
6.5.4. Interpretation der Ergebnisse	175
7. Zusammenfassung	177
8. Ausblick	181
Literaturverzeichnis	185
Eigene Publikationen (Full Reviewed)	215
Eigene Publikationen (Abstract Reviewed)	217
A. Anhang	219

Glossar

AMCL	adaptive Monte Carlo localization approach
BKGE	Bundesarbeitsgemeinschaft Geriatrische Einrichtungen
CCD	Charge coupled device
CDR	Clinical Dementia Rating
DGG	Deutsche Gesellschaft für Geriatrie
DGGG	Deutsche Gesellschaft für Gerontologie und Geriatrie
DRG	Diagnosis Related Groups, Klassifikationssystem, mit dem Krankenhaufälle (Patienten) anhand von medizinischen Daten, sogenannten Leistungsbezeichnern (Haupt- und Nebendiagnosen, Prozedurenkodes, demographische Variablen) in Fallgruppen aufgrund ihrer ökonomischen Ähnlichkeit zugeordnet werden
EKG	Elektrokardiogramm, Aufzeichnung der Summe der elektrischen Aktivitäten aller Herzmuskelfasern
ETGUG	Expanded Timed Get-up-and-Go
HMI	Human Machine Interaction
HRI	Human Robot Interaction
ICD	International Classification of Diseases
ICF	International Classification of Functioning, Disability and Health
IDEAAL	Integrated Development Environment for Ambient Assisted Living
Kinect	Microsoft Kinect Sensor

LIDAR	Light Detection and Ranging
LiPo	Lithium-Polymer Akku, Form des Lithium-Ionen Akkus.
LRS	Laser Range Scanner
OFFIS	Oldenburger Forschungs- und Entwicklungsinstitut für Informatik
OOL	Optimal Observation Lot
RADAR	Radio Detection and Ranging
ROM	Range of Motion, aktive und passive Bewegungsfähigkeit
ROS	Robot Operating System
SDK	Software development kit
Sensitivität	Unter Sensitivität eines diagnostischen Tests versteht man die Fähigkeit, tatsächlich Kranke als krank zu erkennen
Spezifität	Spezifität eines diagnostischen Tests bezeichnet die Fähigkeit, tatsächlich Gesunde als gesund zu identifizieren
URDF	Unified Robot Description Format, ein XML-Format zur Beschreibung von Roboter-Modellen
WHO	World Health Organization

1

Einleitung

Bedingt durch die steigende Lebenserwartung und den Rückgang der Geburtenrate nach der Baby-Boomer-Zeit (etwa 1955-1970) befindet sich die deutsche Gesellschaft zurzeit in einem Prozess, der einen tiefgreifenden Wandel der bisherigen sozialen Strukturen erzeugt. Dieser demografische Wandel betrifft alle Bereiche des persönlichen Lebens wie beispielsweise Familie, Arbeit und Gesundheit. Immer mehr Menschen leben alleine, ohne oder ohne direkten Kontakt zur Familie. Die Kosten und der Aufwand für die Betreuung und gesundheitliche Versorgung älterer Menschen steigen kontinuierlich an. Ausgehend von den statistischen Untersuchungen wird sich dieser Trend in den nächsten Jahren weiter verstärken und lässt sich auch durch höhere Geburtenraten und Zuwanderung nicht stoppen.

Hierdurch ergeben sich sowohl für die gewohnten Familienstrukturen als auch für das Gesundheitssystem neue Herausforderungen. Familien müssen sich darauf einstellen, größere räumliche Distanzen zwischen einzelnen Familienmitgliedern zu überbrücken. Beweglichkeit auf dem Arbeitsmarkt sowie eine stärkere Mobilität innerhalb der öffentlichen Infrastruktur werden gefordert oder sind vorhanden. Die räumlichen Distanzen zwischen den Lebensmittelpunkten von sozialen Kontakten werden größer. Um weiterhin in Kontakt zu bleiben, sind neue Mittel erforderlich. Durch den technischen Fortschritt halten neue Formen der Kommunikation den Einzug ins alltägliche Leben. Wie einst das Telefon revolutionierten Internet, e-Mail, Kurznachrichtendienste

1. Einleitung

und Videotelefonie die Kommunikationswege der letzten zwei Jahrzehnte. Die Herausforderung ist nun, diese Kommunikationsmittel auch für die wachsende Gruppe der Senioren so zugänglich zu machen, dass deren Akzeptanz gegeben ist und zu einem tatsächlichen Gewinn an Lebensqualität führt.

Das Gesundheitssystem, insbesondere die Geriatrie (Altersmedizin) muss sich neuen Fragestellungen öffnen, wie beispielsweise die Betreuung einer wachsenden Gruppe von älteren Menschen durch eine schrumpfende Gruppe von arbeitsfähigen Menschen weiterhin sichergestellt werden kann. Aufgrund der limitierten Kapazitäten von Alters- und Pflegeheimen muss die Betreuung verstärkt im privaten häuslichen Umfeld erfolgen. Gerade in der Geriatrie ist der Erhalt der persönlichen Lebensqualität eines der vorrangigen Ziele. Ein wesentlicher Aspekt dieser Lebensqualität ist die persönliche Mobilität (Bewegungsfähigkeit der Person). Die Sicherung der Mobilität stellt daher ein zentrales Ziel dar. Um die Mobilität zu erhalten, ist eine kontinuierliche Erfassung des Status Quo erforderlich, die unter anderem durch sogenannte geriatrische Assessments erfolgt. Auch hier liegt die Herausforderung darin, diese Verfahren so zu gestalten, dass die wachsende Zahl der Betroffenen mit gleichbleibender Qualität versorgt werden kann. Des Weiteren gibt es auch bei den Verfahren selbst noch Potentiale, die Qualität der entstandenen Aussagen zu optimieren.

In der hier vorgestellten Forschungsarbeit wird ein technisches Verfahren vorgestellt, das mit Hilfe von häuslicher Servicerobotik ausgewählte Komponenten geriatrischer Assessment-Tests erfasst um eine verbesserte Qualität der Auswertung zu erhalten. Zusätzlich wird der soziale Aspekt, besonders die Akzeptanz des Benutzers berücksichtigt, um ein System zu entwickeln, das die gestellten Aufgaben erfüllt und gleichzeitig auch die nötige Akzeptanz besitzt, um einen Einsatz im realen Umfeld zu ermöglichen.

Perspektivisch sollen die hier entwickelten Systemkomponenten im Wesentlichen unaufdringliche Messungen der persönlichen Mobilität durchführen und einer medizinischen Analyse zur Verfügung stellen. Dabei wird der Vorteil genutzt, dass ein Serviceroboter die benötigte Sensorik bereits mit sich führt und daher keine weiteren Installationen im häuslichen Umfeld notwendig sind. Die aufgenommenen Daten stellen einen Trend der Mobilität dar, so dass bei ungünstigen Veränderungen rechtzeitig eingegriffen und schwerere gesundheitliche Folgen (beispielsweise Stürze) vermieden werden können. Gleichzeitig kann der Roboter aus der Beobachtung des Menschen, insbesondere von den Bewegungen des Menschen innerhalb der Wohnung, Kriterien ableiten um sich selbst optimal zu positionieren. Dies hat zum einen eine medizinische Motivation (gute Beobachtungsposition), dient zum anderen aber auch der Sicherheit

(Roboter stellt kein zusätzliches Sturzrisiko dar). Zusätzlich kann der Roboter mit Hilfe der verbesserten Navigation auch andere Aufgaben im Haushalt besser erfüllen.

Im Folgenden wird zunächst eine genauere Betrachtung der gegebenen Problemstellung durchgeführt. Hierbei wird vor allem auf die vom demografischen Wandel erzeugten relevanten Problematiken eingegangen. Darauf basierend wird ein Überblick über den Stand der Technik gegeben und die erkannten Lücken aufgezeigt. Im Anschluss wird der eigene Ansatz zur Lösung der Problemstellung dargestellt. Die Realisierung gibt eine Übersicht über die entwickelten Verfahren und Techniken, sowie die Integration der Zielgruppe in den Entwicklungsprozess. Das System wurde sowohl unter Labor- als auch unter realen Bedingungen evaluiert, diese Ergebnisse werden auf die Realisierung folgend dargelegt. Zum Abschluss der Arbeit werden die erreichten Ziele noch einmal zusammengefasst und mögliche weitere Schritte diskutiert.

2

Medizinische Motivation und Problemstellung

Diese Arbeit beschäftigt sich mit den Strukturen und Bedingungsbeziehungen von persönlicher Mobilität und sozialer Interaktion im häuslichen Umfeld. Dabei wird die Betrachtung aus der Sicht von technischen Unterstützungsmöglichkeiten geführt, die zum Erhalt oder auch zu einer Verbesserung der beteiligten Faktoren und somit der persönlichen Lebensqualität beitragen. Besonders vor dem Hintergrund des demografischen Wandels erhält diese Thematik eine immer größer werdende Relevanz. Die Motivation dieser Arbeit wird im folgenden Kapitel dargelegt.

2.1. Demografischer Wandel und Folgen für die Gesellschaft

Zur Motivation dieser Arbeit wird zunächst der demografische Wandel und dessen Folgen für die Gesellschaft betrachtet. Dabei spielen grundlegende, strukturelle Prozesse eine Rolle, genauso wie individuelle Konsequenzen dieser Veränderungen.

2. Medizinische Motivation und Problemstellung

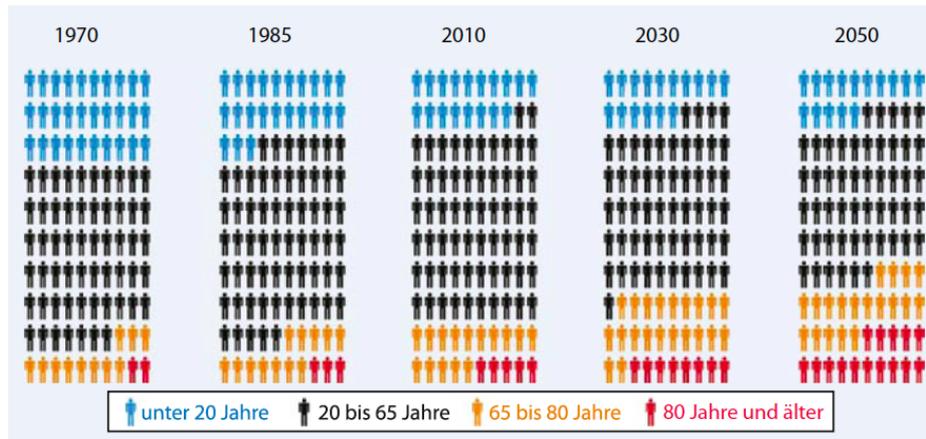


Abbildung 2.1.: Altersaufbau der Bevölkerung nach [162]. Altersgruppe je 100 Einwohner (Daten vor 1990 = früheres Bundesgebiet). ©Springer Verlag 2010. Druck mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media

2.1.1. Änderung der Gesellschaftsstruktur

Aufgrund der Bevölkerungsentwicklung in Deutschland wird sich die Gesellschaftsstruktur in den nächsten Jahren und Jahrzehnten deutlich verändern (Abb. 2.1). Durch eine sinkende Geburtenrate und eine steigende Lebenserwartung kommt es zu einer Verschiebung der Altersstruktur.

Bis zum Jahr 2060 wird die deutsche Bevölkerung laut Erhebungen und Berechnungen des statistischen Bundesamtes [189] von ca. 82 Millionen (2008) auf etwa 65-70 Millionen Menschen abnehmen. Dazu tragen verschiedene Faktoren bei, die zwei wesentlichen sind die Geburtenrate und die Sterberate.

Die Geburtenrate liegt seit etwa 1975 bei ca. 1,4 Kindern pro Frau (Baby-Boom Generation zwischen 1955 und 1970 bei 2,5). Damit aufeinanderfolgende Generationen etwa zahlenmäßig gleich bleiben, müsste die Rate bei 2,1 Kindern pro Frau liegen (Ersatzniveau). Durch Zuwanderung kann dieses Defizit nicht ausgeglichen werden (in den Berechnungen des stat. Bundesamtes zwischen 100 000 und 200 000 Menschen pro Jahr). Das führt dazu, dass die „jungen“ bzw. nachfolgenden Generationen zahlenmäßig immer kleiner werden.

Die geburtenstarken Jahrgänge (1955-1970) befinden sich zurzeit im Erwerbsalter, sorgen also für eine starke Basis der Erwerbstätigen. Zur Mitte des aktuellen Jahrhunderts werden diese Generationen das Renten- und Sterbealter erreichen, was zu einer erhöhten Sterberate trotz höherer Lebenserwartung führt.

Die Alterung dieser Jahrgänge führt also dazu, dass sich die Altersstruktur deut-

2.1. Demografischer Wandel und Folgen für die Gesellschaft

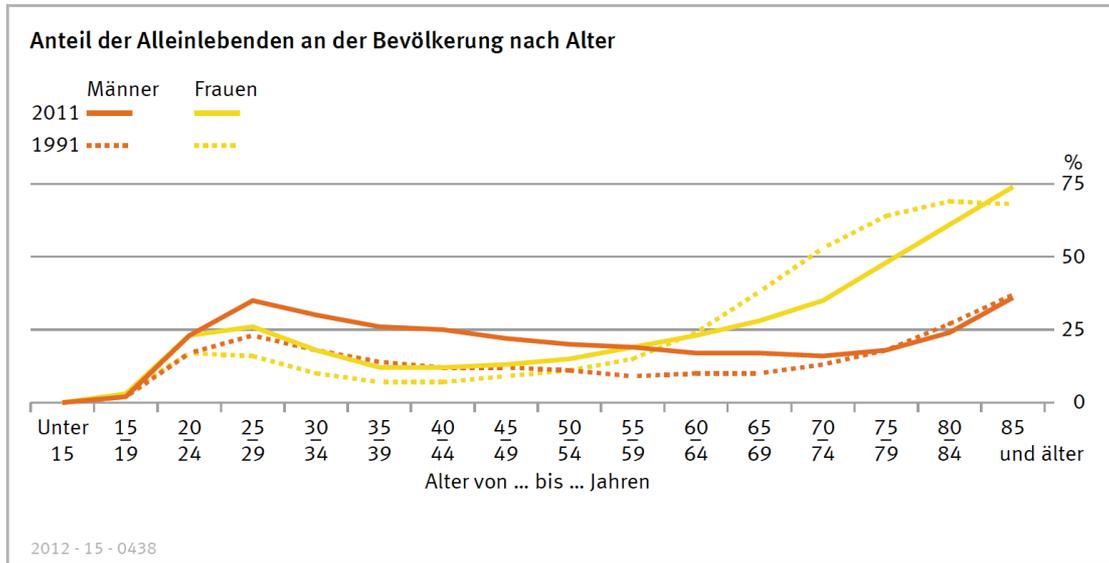


Abbildung 2.2.: Anteil der Alleinlebenden an der Bevölkerung nach Alter [190]

lich verändert. Standen im Jahr 2008 etwa 19 % unter 20 Jahre alten Personen 20 % über 65 Jährige gegenüber, so wird sich das Verhältnis 2060 auf etwa 16 % zu 33 % verschoben haben. Der Altenquotient (Personen im Erwerbsalter 20-65 Jahre zu Personen über 65 Jahre) wird sich von 100:34 zu 100:65 fast verdoppeln. Die Tendenz geht also eindeutig dahin, dass im Verhältnis und absolut immer weniger Erwerbstätige immer mehr ältere Menschen versorgen müssen.

2.1.2. Alleinlebende Menschen

Parallel zum demografischen Wandel gibt es noch einen weiteren starken Trend in der Gesellschaftsstruktur der Bundesrepublik. Immer mehr Menschen leben alleine. Dies wird einerseits durch den demografischen Wandel beeinflusst, andererseits gibt es zusätzlich eine Stellenwertverschiebung der Familienstrukturen, also eine Veränderung der räumlichen und sozialen Interaktion innerhalb der Familie.

Bis zum Alter von 58 Jahren (Stand 2011) leben Männer häufiger alleine als Frauen (Abbildung 2.2). Ab einem Alter von 58 Jahren verschiebt sich das Verhältnis zu den Frauen (20 % der weiblichen Bevölkerung; 19 % der männlichen Bevölkerung). Je älter die Menschen werden, desto weiter geht die Schere auseinander. Im Alter von 75 Jahren sind es etwa 40 % der Frauen und 20 % der Männer. Im Alter von 85 Jahren sind es 75 % bzw. 37 %. Dies ist im Wesentlichen ist auf den Unterschied der Lebenserwartung zurückzuführen. Die Lebenserwartung einer Frau betrug bei einer Geburt 1960

2. Medizinische Motivation und Problemstellung

etwa 72 Jahre, 2000 bereits 81 Jahre, bei Männern zum gleichen Zeitpunkt jeweils 65 bzw. 75 Jahre [189]. Dieser deutliche Unterschied der Lebenserwartung erklärt (neben weiteren Ursachen, siehe [190]) den großen Unterschied des beschriebenen Verhältnisses im hohen Alter.

Traditionell zielt die Lebensplanung in Deutschland auf die Gründung einer Familie bzw. Partnerschaft ab, so dass die aktuellen Lebensformen in Deutschland (Stand 2011) zu 49% aus Familien mit Kindern, zu 29% aus Paaren ohne Kinder und zu 21% aus Alleinlebenden bestand [190]. Etwa 15 Jahre zuvor (1996) lagen diese Zahlen noch bei 57%, 25% und 17%. Seit 1991 ist die Zahl der Alleinlebenden um etwa 4 Millionen auf rund 16 Millionen Menschen gestiegen, was eine Steigerung in dieser Gruppe um 40% bedeutet. Bei den Männern ist dies ein Anstieg um 81% (auf absolut 19% Alleinlebendenquote der Männer), bei Frauen um 16% (auf absolut 21%). Besonders stark ist der Anstieg im mittleren Alter (35-64 Jahre) ausgeprägt. Der Trend von weniger Familien und mehr alleinstehenden Menschen mittleren Alters lässt einen zukünftigen weiteren Anstieg der alleinlebenden Menschen im Alter vermuten.

2.1.3. Bedeutung sozialer Interaktion

Die Gesamtheit der sozialen Beziehungen und Interaktionen eines Menschen in der heutigen Gesellschaft werden als „soziales Netzwerk“ definiert. Zur Grundstruktur des sozialen Netzwerks einer Person wird in der Regel der Familien- bzw. Bekanntenkreis gezählt [78]. Genauer gesagt ist das Beziehungsgeflecht kein Netzwerk sondern sternförmig, da nur von der betrachteten Person ausgegangen wird.

In der International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) (siehe auch Abschnitt 2.3) wird die Partizipation/Teilhabe als „Einbezogenheit in eine Lebenssituation“ definiert und Beeinträchtigung der Teilhabe als „Problem, das ein Mensch im Hinblick auf sein Einbezogenheit in Lebenssituationen erleben kann“ [48]. Kontextfaktoren sind in diesem Fall Umweltfaktoren (bezogen auf das Individuum: unmittelbare persönliche Umwelt eines Menschen; bezogen auf die Gesellschaft: informelle soziale Strukturen, Dienste und Systeme in der Gemeinschaft) und personenbezogene Faktoren (spezieller biographischer Hintergrund des Lebens und der Lebensführung).

Soziale Interaktion ist in diesem Erklärungsmodell eine besonders wichtige Komponente für die persönliche Lebensqualität und subjektive Zufriedenheit. Diese Interaktion kann aus verschiedenen Verhältnissen resultieren, aus Kontakten zu Freunden oder Familie aber auch zu betreuenden Personen wie Pflegern, Ärzten und Notfallpersonal

(Hausnotruf). Die letztgenannten Kontakte ersetzen im Alter oft die nicht mehr oder nur noch teilweise vorhandenen Kontakte zu Freunden oder Familie.

2.1.4. Psychologische / soziologische Auswirkungen des Alleinseins

Ältere Menschen in Partnerschaften bewerten ihre Lebenssituation deutlich positiver als Menschen ohne Partnerschaft [203]. Daraus lässt sich zwar nicht automatisch schließen, dass Alleinlebende per se unglücklicher sind als in Partnerschaft befindliche, aber es gibt einen deutlichen Zusammenhang zwischen allein leben, Einsamkeit und emotionaler Einstellung. Laut Petrich sind „befriedigende Beziehungen zu anderen Menschen in allen Lebensphasen eine notwendige Bedingung für eine gesunde seelische und körperliche Entwicklung des Menschen. Das seelische und teils auch das körperliche Wohlbefinden sind stark abhängig von einem Eingebundensein in ein Netz befriedigender sozialer Beziehungen.“ [163]. Einsamkeit hat demnach sowohl einen psychologischen als auch sozialen Aspekt, der zum einen das persönlich empfundene Gefühl und zum anderen die soziale Eingliederung beschreibt. Nach Hillmann wird Einsamkeit definiert als „soziale Situation eines Menschen, die durch eine permanente oder zeitlich befristete oder aus bestimmten sozialen Lagen sich ergebende *Reduktion der Aktivitäten und der sozialen Interaktion* gekennzeichnet ist“ [80].

Vor dem Hintergrund der höheren Lebenserwartung spielt dort in erster Linie das Sterben innerhalb der eigenen Generation (Partner, Freunde) eine besondere Rolle. Des Weiteren ist der Wandel der Gesellschaft hin zu einer immer mobileren und flexibleren Lebens- und Arbeitsplanung ein bedeutender Faktor, der dazu führt, dass Familien oft räumlich nicht mehr eng aneinander gebunden sind (beispielsweise Wegzug der Kinder zu neuen Arbeitsstellen) [26].

Die Veränderung der räumlichen Beziehungen von Familien und Angehörigen führt auch gleichzeitig zu weniger Zeit füreinander und/oder Mehraufwand für die Betreuung und Pflege der Angehörigen [27]. Gerade die Familienangehörigen sind zurzeit noch eine der wichtigsten Säulen für die Betreuung älterer Menschen (aktuell ca. 1,43 Millionen Angehörige pflegen 1,6 Millionen Pflegebedürftige). Die Anzahl der häuslich betreuten Pflegebedürftigen die zumindest teilweise von Familienangehörigen unterstützt werden, beträgt 93 % [27]. Wenn hier die Familienstrukturen aufgrund der vorhergehend beschriebenen Prozesse aufgebrochen werden, führt dies fast zwangsläufig zu Problemen / Umstellungen in der Pflegesituation und somit auch im persönlichen Wohlbefinden der Pflegebedürftigen.

Aufgrund des gesellschaftlichen und persönlichen Strukturwandels wird der direkte

Kontakt zur Familie tendenziell immer schwieriger, so dass hierfür Ersatzstrukturen und Technologien geschaffen werden (müssen), um diese Defizite auszugleichen.

2.1.5. Akzeptanz von ungewohnten Interaktionsmechanismen / ungewohnter Technik

Wenn der Kontakt über herkömmliche Wege (z.B. persönlichen Besuch) durch die Strukturverschiebung (Familienmitglieder weggezogen) nicht mehr möglich ist, wird versucht, zumindest einen Teil des Kontaktverlusts auszugleichen. Im häuslichen Umfeld ist das Telefon in diesem Fall von besonderer Bedeutung, über das der Kontakt auch über große Strecken relativ einfach möglich ist. Da das Telefon eine für heutige Generationen althergebrachte Technologie ist, gibt es so gut wie keine Berührungsängste. Durch den technischen Fortschritt ergeben sich neue Möglichkeiten, die vor einigen Jahren noch nicht denkbar waren. Während die Videotelefonie vom Prinzip her ebenfalls als althergebrachte Technologie betrachtet werden kann, ist der heutzutage allgegenwärtige Einsatz von Videotelefonie per Internetverbindung im Vergleich wesentlich neuer. Geräte wie Smartphones und Tablets erschließen neue, simple Interaktionsformen mit dem Medium der Video-/Sprachkommunikation. Hier spielen Berührungsängste mit neuer Technik jedoch eine wesentliche Rolle, wobei es gilt, entsprechende Technologien so anzupassen, dass sie auch von älteren Menschen akzeptiert und genutzt werden können.

Da sich diese Arbeit mit der Servicerobotik beschäftigt, sind Aussagen hierzu besonders relevant. 2009 wurde eine deutsche Studie zur Akzeptanz von Servicerobotern durchgeführt [140]. Aus dieser Motivation heraus wurde auch die allgemeine Akzeptanz von Technik unter Senioren betrachtet. Ergebnis ist, dass die Einstellung gegenüber Technik klar abhängig von Alter, Geschlecht, Bildungsniveau und Einkommen ist. Grundsätzlich lässt sich im Alter eine Verringerung der Akzeptanz erkennen (Akzeptanzquote um 50%), jedoch wird bei einer gezielten Betrachtung deutlich, dass sich die Akzeptanz sehr wohl steigern lässt, sobald die Notwendigkeit und der Nutzen klar dargestellt sind. Hierbei stehen Szenarien aus dem Bereich der Gesundheit, Sicherheit und Unterstützung im alltäglichen Leben im Vordergrund. Es ist folglich das Potential vorhanden, diese Techniken einzusetzen, solange dies auf die „richtige“ (u.a. akzeptierte) Art und Weise passiert (tiefer gehende Betrachtung im Kapitel 3.2, Stand der Technik).

2.2. Multimorbidität / Mobilität / Medizinisches Monitoring

Zu den Fragen, die sich im Zusammenhang mit der Alterung der Gesellschaft stellen, gehört auch die Frage der Auswirkungen auf die Gesundheit der Bevölkerung bzw. das Gesundheitssystem als Ganzes.

Der Begriff Multimorbidität beschreibt den Umstand einer einzelnen Person an mehr als einer Krankheit bzw. Gesundheitsbeeinträchtigung zu leiden. Nach Angaben des statistischen Bundesamts ist die Wahrscheinlichkeit, im Alter an mehr als einer Krankheit zu erkranken sehr hoch, (bzw. stellen die aktuellen Krankheitszahlen die Situation so dar) [188]. Wird hierbei eine Krankheit als sog. Leitkrankheit betrachtet (die durch weitere Krankheiten beeinflusst wird), wird von Komorbidität gesprochen [52].

Ergänzend zur Betrachtung der Lebenserwartung wurde Anfang der 1980er Jahre in der Geriatrie das Konzept der *aktiven Lebenserwartung* („active life expectancy“) eingeführt. Es basiert auf der Annahme, dass nicht der Tod das Ende einer aktiven Lebensführung bedeutet, sondern der Verlust der Fähigkeit, Alltagstätigkeiten zu bewältigen. Wendet man dieses Konzept an, gewinnen funktionell einschränkende, aber nicht unmittelbar zum Tode führende Erkrankungen erheblich an Bedeutung (nach [63]).

Ein wesentlicher Faktor für die soziale Interaktion und Integration sowie das persönliche Wohlbefinden ist die Mobilität einer Person. Aus der Literatur ist bekannt, dass Pflegebedürftigkeit, Sturzrisiko und Demenz eng mit dem Zustand der persönlichen Mobilität verbunden sind (siehe auch folgende Abschnitte). Um die Mobilität feststellen zu können, werden sog. geriatrische Assessments durchgeführt. Durch eine Bewertung der Mobilität ist es möglich, einerseits den aktuellen Gesundheitszustand abzuschätzen und andererseits Prognosen über Sturzgefährdungen o.ä. abzugeben.

2.2.1. Krankheiten im Alter: Multimorbidität

Nach einem telefonischen Gesundheitssurvey des Robert-Koch-Instituts (2003) [103] leiden bei den Männern im Alter von 18-39 Jahren nur etwa 13% an drei oder mehr Krankheiten, im Alter von 40-65 Jahren sind es schon etwa 24%, über 65 Jahren etwa 45%. Bei den Frauen steigt dieses Verhältnis noch stärker, von ca. 20% (18-39 Jahre) über 32% (40-65 Jahre) auf über 55% (über 65 Jahre). Problematisch ist im Falle der Multimorbidität meist, dass sich einzelne Symptome nicht mehr einzelnen Krankheiten zuordnen lassen. Verschiedene Krankheitszeichen können sich gegenseitig, positiv wie auch negativ, beeinflussen. Dies läßt eine genaue Diagnose einzelner Krankheiten oft schwer werden. Altersphysiologische Erscheinungen wie der Abbau

2. Medizinische Motivation und Problemstellung

von Muskelkraft oder Sehstärke kommen in dieser Gemengelage als weitere Faktoren hinzu. Sie erhöhen das Risiko für weitere Verschlechterungen des Gesundheitszustands beträchtlich [170]. Daher tritt bei der Behandlung die einzelne Krankheit in den Hintergrund und es wird eine Behandlung für den Gesundheitszustand in seiner Gesamtheit angestrebt [2].

2.2.2. Mobilität im Alter

Mobilität leitet sich vom lateinischen mobil = beweglich ab. In [169] wird Mobilität als Beschreibung der Fähigkeit oder Entscheidung einer Person, mit eigener Körperkraft und/oder der Nutzung von Verkehrsmitteln Entfernungen zu überwinden. In der Medizin bezeichnet Mobilität (Mobility) einerseits in Bezug auf Gelenke das anguläre, aktive und passive Bewegungsausmaß (Range of Motion (ROM)), sofern aufgrund des tatsächlichen Bewegungsausmaßes als ROM prüfbar, andererseits die passive Beweglichkeit im Sinne der Summe aller Gelenkspielbewegungen [21]. Mit zunehmendem Alter sinkt die Mobilität einer Person. Ursachen dafür sind (nach Krenn [106]):

- physiologische Alterungsprozesse (primäres, genetisches Altern): Reduktion der physischen und psychischen Reservekapazität, nicht mehr ausreichende Regeneration von Zellen und Gewebestrukturen, sensorische Funktionseinschränkungen wie Hör- und Sehverlust,
- pathologische Prozesse durch umweltbedingte / sozio-kulturelle Einflüsse und den Lebensstil (sekundäres, exogen beeinflusstes Altern): Risikofaktoren wie Rauchen oder Stress, Erkrankungen oder Stoffwechselstörungen durch falsche Ernährung,
- iatrogene (durch einen Arzt verursachte) Ursachen: Übermäßiger Einsatz von Medikamenten oder unkritische Empfehlung von Bettruhe, falsche Analgetikaversorgung, Vorenthalten von operativen Maßnahmen,
- Depressionen, Angststörungen, Demenzerkrankungen (sozialer Rückzug; psychische, psychiatrische Störungen),
- Inanspruchnahme von technischen Hilfsmitteln wie Auto, Computer, Fahrstuhl (Grundstein für mangelnde Bewegung im Alltag).

Durch die veränderte Mobilität steigen neben den Einbußen der persönlichen Lebensqualität auch weitere Risiken wie beispielsweise Sturzereignisse. Aber nicht nur das Sturzrisiko steigt in diesem Fall, auch durch ein Akutereignis wie einen Sturz ausgelöste behandlungsbedürftige Verletzungen steigen an, sowohl quantitativ wie auch

finanziell für den Kostenträger im Gesundheitssystem [15]. Daher ist auch der Zusammenhang zwischen Mobilität und Krankheit relevant. Des Weiteren schränken Mobilitätsveränderungen auch den persönlichen Bewegungsradius ein, so dass dieser ab einem Alter von 55 Jahren nur noch etwa 3 Kilometer um die eigene Wohnung reicht [169], was ebenfalls zu den erwähnten Einschränkungen von sozialer Teilhabe führen kann. Besonders im Bereich der sozialen Teilhabe wird immer wieder auf den wesentlichen Aspekt der Mobilität hingewiesen.

2.2.3. Mobilität und Krankheit

Wie beschrieben ist die Mobilität einerseits von natürlichen physiologischen Prozessen abhängig, andererseits bestehen aber starke Wechselbeziehungen zwischen der Mobilität und Krankheitsprozessen. Ein besonders deutlicher Bezug ist bei Erkrankungen mit kognitiven Einschränkungen zu beobachten. Der Zusammenhang zwischen Demenz und eingeschränkter Mobilität ist mehrfach nachgewiesen [6], [152]. Nach der International Classification of Diseases (ICD) ist Demenz „ein Syndrom als Folge einer meist chronischen oder fortschreitenden Krankheit des Gehirns mit Störung vieler, mindestens zweier, höherer kortikaler Funktionen einschließlich Gedächtnis, Denken Orientierung, Auffassung, Rechnen, Lernfähigkeit, Sprache und Urteilsvermögen“ [61]. Die Demenz wird in drei Schweregrade eingeteilt: leichte, mittlere und schwere Demenz (Clinical Dementia Rating (CDR) 1, 2 und 3; zusätzlich Grade 0: keine und 0,5: sehr leichte Demenz). Die Grenze zwischen Demenz und normalen, altersbedingten Veränderungen der Kognition (beispielsweise langsamere Verarbeitung von Informationen) und krankhaften Veränderungen ist nicht genau definierbar und wird als „Mild Cognitive Impairment (MCI)“ bezeichnet. Nach Prognosen der World Health Organization (WHO) waren 2010 weltweit etwa 35,6 Millionen Menschen von Demenz betroffen, zusätzlich verdoppelt sich diese Zahl alle 20 Jahre (auf etwa 115,4 Millionen in 2050), jedes Jahr kommen etwa 7,7 Millionen Fälle dazu [222]. Die Prävalenz von Demenz liegt zwischen 2-10 % vor dem 65. Lebensjahr, danach verdoppelt sie sich alle 5 Lebensjahre. Demenz ist die Hauptursache von Pflegebedürftigkeit und Behinderung bei älteren Menschen. Die Kosten für Demenzbehandlung wurden für 2010 mit 604 Milliarden USD angegeben (ca. 1 % des weltweiten BIP 2010) [222]. Dabei entfallen etwa 45 % der Kosten auf informelle Pflege (Angehörige), 40 % auf professionelle Pflegedienste (-einrichtungen) und nur 15 % auf direkte medizinische Behandlung. Bisher gibt es keine Heilung für erkrankte Personen, der Krankheitsverlauf kann nur verzögert werden. Hierbei ist es besonders wichtig, dass die Behandlung so früh wie möglich

2. Medizinische Motivation und Problemstellung

erfolgt, denn hier sind die Behandlungseffekte noch am größten. Als besondere Ziele der Demenzbehandlung werden folglich angegeben [222]:

- Frühdiagnose
- Optimierung von physischer Gesundheit, Kognition, Aktivität und Wohlbefinden
- Detektion und Behandlung von Verhaltens- und psychologischen Symptomen
- Informationsweitergabe und Langzeitunterstützung für Pflegekräfte

Durch die Veränderung (Verminderung) der kognitiven Fähigkeiten und Ressourcen zur Kontrolle der Bewegung ist die Prävalenz einer verminderten Mobilität, im Besonderen eine verminderte Gehgeschwindigkeit, bei einer dementiellen Erkrankung sehr hoch. Nach einer Studie von Allan waren 93 % der Patienten mit Parkinsonsyndrom verbunden mit einer Demenz von Gangstörungen betroffen [6]. Bei Patienten mit vaskulärer Demenz waren es 79 %, bei Lewy-Körperchen-Demenz 43 % und im Fall von Parkinsonsyndrom ohne dementielle Begleiterscheinung 25 %. Die Schwere der Gang- oder Balancestörungen stieg proportional zum Demenzgrad. Bei bestimmten Demenzformen sind bestimmte Gangstörungen besonders ausgeprägt, bei Patienten mit vaskulärer Demenz sind sogenannte Frontal Gait Disorders (Gangstörung der höheren Ebene, übergeordnete (kortikale) Steuerungsdefizite) mit einer Spezifität von 87 % und einer Sensitivität von 76 % vorhanden. Bei Patienten mit Lewy-Körperchen-Demenz oder Parkinson-Krankheit liegt mit einer Spezifität von 84 % und Sensitivität von 87 % der Parkinson-Gang vor. Auch bei unterschiedlichem Schweregrad der Demenz finden sich Gangstörungen mit besonderer Häufigkeit. Während bei CDR 1, leichter Demenz, der „vorsichtige Gang“ vorherrscht, überwiegen in CDR 2 und 3 die Frontal Gait Disorders. Laut Frenken deutet dies darauf hin, dass eine Mobilitätsanalyse sowohl zur Früh- als auch Differentialdiagnose bei Demenz genutzt werden könnte ([208], [152], [151], [6] nach [61]).

Das Risiko, zu stürzen, besteht grundsätzlich für jede Person, wobei es durch die nachlassende Mobilität steigt deutlich ansteigt. Allgemeine Untersuchungen für die Sturzhäufigkeit in jeder Altersgruppe (besonders bei jungen Menschen) gibt es nach Talbot et al. nicht. Eine amerikanische Querschnittstudie gibt eine Wahrscheinlichkeit, mindestens einmal im Jahr zu stürzen, von 20 % für „junges Erwachsenenalter“ und 35 % für Personen über 65 Jahren an [200]. Die Sturzhäufigkeit im höheren Alter ist hingegen genauer untersucht worden. Laut einer Metaanalyse von sechs prospektiven Studien von 1989-2005 liegt das Risiko für zu Hause lebende ältere Menschen einmal im Jahr zu stürzen bei 27 % und mehrfach zu stürzen bei 10 % [15]. Bei weiteren Studien wurden diese Ergebnisse bestätigt, weiterhin wurden keine signifikanten

Unterschiede in Bezug auf das Geschlecht gefunden. Nach Ergebnissen von internationalen epidemiologischen Studien führen 30 % bis über 70 % der Stürze von älteren Menschen zu einer Verletzung, wobei allerdings der Großteil davon keine medizinische Versorgung erfordert. In Deutschland beträgt der Verletzungsanteil etwa 47 %, darunter 4,5 % Frakturen [15]. Durch Stürze wird auch die Mobilität selbst wieder weiter eingeschränkt. 80 % der Krankenhausaufnahmen wegen sturzbedingter Verletzungen führen zu einer vorübergehenden Einschränkung der Aktivitäten des täglichen Lebens, in 40 % der Fälle, sind sie der Auslöser für die Notwendigkeit einer stationären pflegerischen Langzeitversorgung [134].

2.2.4. Medizinisches Monitoring und Assessments

Medizinisches Monitoring, d.h. eine konstante Beobachtung des Zustands eines Patienten, wird in der Regel zur Verlaufskontrolle von Krankheits- oder Heilungsprozessen eingesetzt. Dies kann auf verschiedene Arten durchgeführt werden, beispielsweise durch persönliche Beobachtung oder kontinuierliche Datenaufzeichnung durch ein Überwachungsgerät (z.B. EKG).

Zur Erfassung der funktionellen Einschränkungen wird in der Geriatrie seit Jahrzehnten das geriatrische Assessment genutzt, mittels welchem die bestehenden Defizite eines Menschen quantifiziert und visualisiert werden können [63]. Es kommt dabei weniger auf eine exakte Diagnose der einzelnen Symptome an, vielmehr auf die allgemeine Funktionsfähigkeit, die aus allen Einzelfaktoren resultiert. Hierdurch lässt sich eine Abschätzung durchführen, zu welchem Grad die untersuchte Person noch zu einem selbstständigen Leben in der Lage ist.

Dass der menschliche Organismus über hocheffiziente Kompensationsfunktionen verfügt, muss bei der Beurteilung des funktionellen Status berücksichtigt werden. Für eine Fähigkeit wie den Erhalt des Gleichgewichts beim Stehen und Gehen sind verschiedenste funktionelle Gruppen und Funktionen notwendig. In diesem Fall spielen der Gleichgewichtssinn, das Sehvermögen, die Propriozeption (Wahrnehmung der Körperlage im Raum), muskuläre Steuerung und Oberflächen- sowie Tiefensensibilität eine Rolle. Ist eines der Systeme nicht mehr voll funktionsfähig, können die Einbußen teilweise durch verstärkten Einsatz der anderen Komponenten ausgeglichen werden. Das führt aber wiederum dazu, dass das Gesamtsystem noch anfälliger gegen weitere Störungen ist, was insgesamt in medizinischen Routineuntersuchungen nicht ausreichend erfasst wird [63].

Im geriatrischen Assessment kommen verschiedene Instrumente zum Einsatz, die

2. Medizinische Motivation und Problemstellung

in Screeninginstrumente zur Aufdeckung vorhandener Defizite und groben Quantifizierung funktioneller Defizite sowie in differentialdiagnostische Werkzeuge („Assessment-Tests“) zur standardisierten Erfassung der Fähigkeiten eingeteilt werden. 1995 wurde in Deutschland eine Reihe von Assessment-Tests standardisiert (Arbeitsgruppe Geriatrische Assessments im DRG-Kompetenzteam Geriatrie [12]), allerdings nicht verbindlich vorgeschrieben. Teile dieses Assessment-Sets wurden von der Bundesarbeitsgemeinschaft Geriatrische Einrichtungen (DRG) übernommen und fanden Anwendung in den sogenannten geriatrischen Minimum Data Set (Gemidas), der von den beteiligten Akteuren erhoben und zentral ausgewertet wird [150]. Die Deutsche Gesellschaft für Gerontologie und Geriatrie (DGGG) und die Deutsche Gesellschaft für Geriatrie (DGG) haben eine Assessmentkommission gegründet, um diese Arbeiten zusammenzuführen. Im Ergebnis wird empfohlen, innerhalb des Assessment-Teils u.a. einen Mobilitätstest und eine Befragung zur sozialen sowie wohnlichen Situation durchzuführen.

Für eine frührehabilitierende oder teilstationäre geriatrische Komplexbehandlung ist eine Durchführung obligatorisch [61]. Dazu gehört zu Beginn der Behandlung die Durchführung von Tests in mindestens vier Bereichen (Mobilität, Selbsthilfefähigkeit, Kognition, Emotion) und zum Abschluss Tests in mindestens zwei Bereichen (Mobilität, Selbstständigkeit).

2.3. Formale Beschreibung der individuellen gesellschaftlichen und gesundheitlichen Situation

Um eine standardisierte Sprache und Form (fach- und länderübergreifend) für die Beschreibung von Gesundheit und mit Gesundheit zusammenhängenden Zuständen zu schaffen, hat die WHO die International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF), zu deutsch „Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit“, entwickelt [48]. Hiermit soll es ermöglicht werden, dass Gesundheit und „einige mit Gesundheit zusammenhängende Komponenten des Wohlbefindens (wie Erziehung/Bildung und Arbeit)“ einheitlich beschrieben werden können. Die ICF gehört zu einer ganzen Familie von Klassifikationen. Gesundheitsprobleme beispielsweise werden in der ICD-10, International Classification of Diseases (ICD) Revision 10, klassifiziert, von der sich die ICF dahingehend unterscheidet, dass sie die Funktionsfähigkeit und Behinderung verbunden mit einem Gesundheitsproblem (ICD) beschreibt. Zwischen beiden Klassifikationen gibt es naturgemäß auch Überschnei-

dungen. Grundsätzlich stellt die ICD aber die medizinische „Diagnose“ dar, während die ICF die Beschreibung der zugehörigen Funktionsfähigkeiten liefert.

In der ICF gibt es zwei übergeordnete Listen (Komponenten), die zum einen aus der Domäne des Körpers („Körperfunktionen und Körperstrukturen“) und zum anderen aus der Domäne des Individuums und der Gesellschaft („Aktivitäten und Teilhabe“) bestehen. Klassifiziert wird nach Domänen, die sich darauf beziehen, was ein Mensch mit einer bestimmten Gesundheitsbeeinträchtigung betrifft. Hierbei werden zwei Oberbegriffe verwendet, die „Funktionsfähigkeit“ als Begriff für die körperlichen Funktionen, Tätigkeiten und Teilhabe, die als Fähigkeiten bestehen und die „Behinderung“, die die Beeinträchtigungen der Aktivität und Teilhabe sowie Schädigungen der Körperfunktionen beschreibt. Zusätzlich werden Umweltfaktoren mit einbezogen, die eine Erstellung von Profilen der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit des Menschen erlauben [48]. Das heißt auch, dass die ICF für alle Menschen anwendbar ist, nicht nur für Kranke. In Deutschland wurden wesentliche Aspekte der ICF in das neunte Buch des Sozialgesetzbuches (SGB-IX), Rehabilitation und Teilhabe behinderter Menschen, aufgenommen.

In der ICF gibt es eine Reihe von Beschreibungen für die mobilitätsrelevanten Aspekte. Die hier relevante Kategorie „Mobilität“ ist eine von neun Kategorien der Komponente „Aktivitäten und Teilhabe“. Diese ist wiederum in vier Unterkategorien gegliedert: 1) „Die Körperposition ändern und aufrecht erhalten“, 2) „Gegenstände tragen, bewegen und handhaben“, 3) „Gehen und sich fortbewegen“ und 4) „Sich mit Transportmitteln fortbewegen“. Die in dieser Arbeit besonders betrachteten Unterkategorien sind 1 und 3. Die einzelnen Beschreibungen werden nach einheitlichem Schema kodiert. Das Kürzel „d“ steht für die Komponente Aktivität und Teilhabe, darauf folgt einstellig die Kategorie („Kapitelnummer“, 1-9), dann wird mit einer zweistelligen Zahl die Unterkategorie aufgelistet, gefolgt von der jew. einstelligen dritten und vierten Ebene. Ein vollständiger Code sieht beispielsweise so aus: „d4153: In sitzender Position verbleiben“. Ein Überblick für einige Beschreibungen der Kategorie Mobilität, die sich insbesondere auf den Timed Up & Go (TUG)-Assessment-Test beziehen, ist in Grafik 2.3 gegeben.

Anhand dieser Beschreibung ist es nun möglich, eine formalisierte Beschreibung von Mobilitätsaspekten zu geben.

Mit der ICF gibt es also sowohl für die körperliche Funktionsfähigkeit als auch für die Funktionsfähigkeit aus der individuellen und gesellschaftlichen Perspektive eine formale Beschreibungsmöglichkeit.

2. Medizinische Motivation und Problemstellung

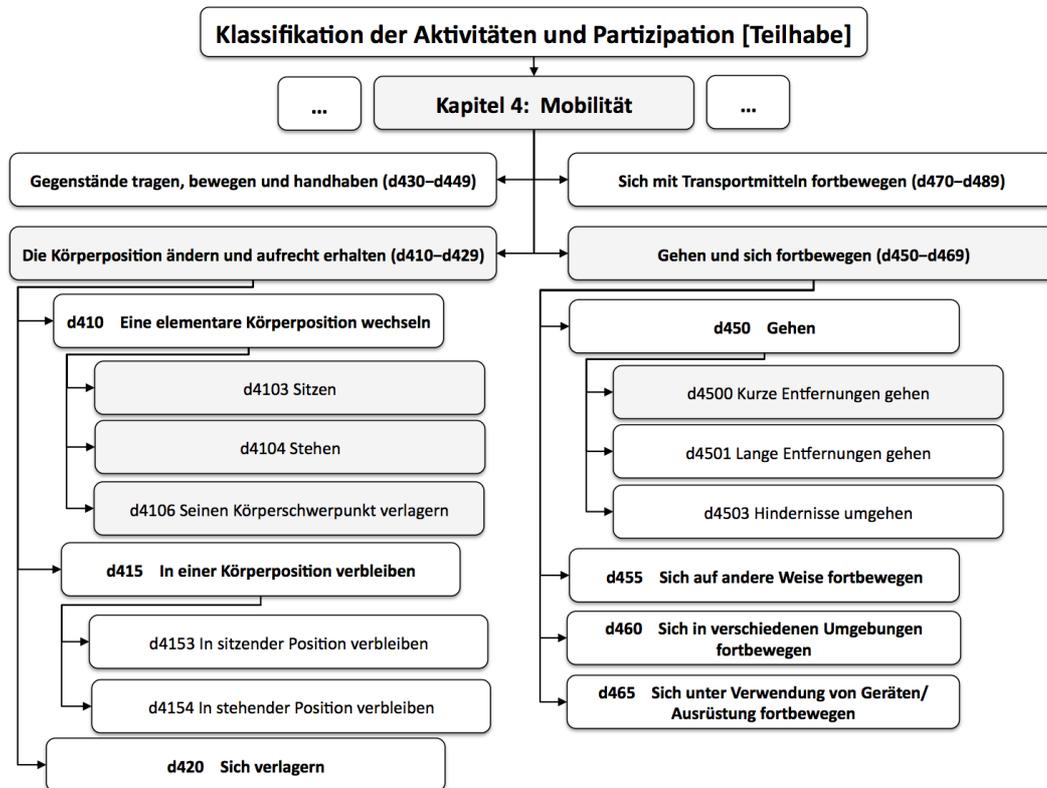


Abbildung 2.3.: Auswahl einiger Unterkategorien der Mobilität [48] nach [61] in der ICF

2.4. Fazit

Im fortlaufenden, strukturellen Wandel der Gesellschaft ist es von großer Bedeutung für das persönliche Wohlbefinden, sich aktiv innerhalb des sozialen Netzes zu bewegen bzw. die Möglichkeit an den sich verändernden sozialen Strukturen teilzuhaben. Sollte das nicht mehr der Fall sein, sinkt die empfundene Lebensqualität drastisch. Durch technologische Entwicklungen lassen sich einzelne Defizite ausgleichen, bei denen allerdings die Frage der Akzeptanz wesentlich ist und die nur dann erzeugt werden kann, wenn ein klarer Nutzen erkannt wird.

Besonders wichtig für die Lebensqualität ist der Erhalt der persönlichen Mobilität. Für nahezu alle Aktivitäten des täglichen Lebens wird ein gewisses Maß an Mobilität benötigt. Das vorrangige Ziel in der Betreuung und Pflege von älteren Menschen ist also die Aufrechterhaltung eines weitgehend unabhängigen Lebensstils durch eine gute Mobilität. Da Mobilität und Krankheit oft in einem engen Zusammenhang stehen, können durch die Untersuchung der einen Seite auch Rückschlüsse auf die andere Seite gezogen werden. Vor allem im Bereich der Krankheitsbehandlung ist eine

möglichst frühe Erkennung von Krankheitszeichen wichtig. Vielfach äußern sich diese Anzeichen in Veränderungen der Mobilität. Durch eine kontinuierliche und frühzeitige Mobilitätsbeobachtung können also Krankheiten potentiell besser behandelt bzw. früher erkannt werden. In der (geriatrischen) Pflege und Medizin werden zur Analyse und Diagnose des Patientenzustands Mobilitäts-Assessments eingesetzt, die helfen, den Gesundheitszustand einzuschätzen und entsprechende Maßnahmen zu ergreifen. Bereits in früheren Arbeiten wurde ein Verbesserungsbedarf an den geltenden Assessment-Tests festgestellt [61]. Besonders wurden folgende Punkte als relevant erkannt:

- Effektivierung der Ausführung klinischer Mobilitäts-Assessment-Tests
- Verbesserung der Aussagekraft etablierter Mobilitäts-Assessment-Tests
- Durchführung klinischer Mobilitäts-Assessment-Tests in häuslichen Umgebungen

Als technische Systeme, die sowohl in Interaktion mit dem Benutzer treten und gleichzeitig eine Funktion der medizinischen Verlaufskontrolle übernehmen können, bieten sich Serviceroboter-Systeme an. Für die formale Beschreibung der Mobilitäts- und Krankheitsparameter wurden mit ICF und ICD Methoden geschaffen, um vergleichbare Ergebnisse erhalten zu können.

Setzt man Serviceroboter im häuslichen Umfeld ein, sollte gleichzeitig versucht werden, die Fähigkeit zur sozialen Teilhabe zu erhalten und den Kontakt der Akteure im sozialen Netz auch über größere Strecken zu ermöglichen. Existierende bzw. zu entwickelnde Systeme müssen daher an die Bedürfnisse von sozialer Interaktion angepasst werden. Das bedeutet, dass die Zielgruppe eine wichtige Rolle spielt, da ihre Akzeptanz der entscheidende Faktor ist. Hierbei sind (Service-)Robotersysteme aufgrund ihrer Flexibilität Werkzeuge, die, sofern die Akzeptanz gegeben ist, ein großes Potenzial zur Unterstützung im täglichen Leben bieten.

Zusammengefasst lassen sich aus den genannten Problemstellungen folgende Bedarfe postulieren:

- B1 flächendeckende und langfristige Durchführung von Mobilitäts-Assessment-Tests zur Verbesserung der Krankheits-(früh)erkennung**
- B2 Unaufdringliche Durchführung und technische Optimierung von Mobilitäts-Assessment-Tests in häuslichen Umgebungen**
- B3 Anpassung der Technik zur Steigerung der Nutzerakzeptanz und -sicherheit**

3

Stand der Technik

Dieses Kapitel gibt einen Überblick über den Stand der Technik bezogen auf die für diese Arbeit relevanten Gebiete. Dafür werden die Entwicklungen des Bereichs der technisch unterstützten Assessments, die Problematik der sozialen Teilhabe/ Interaktion für Senioren im häuslichen Umfeld und Fragen der Nutzerakzeptanz betrachtet.

Einleitend wird dabei auf Mobilitäts-Assessments als solche eingegangen, die die Grundlage für die technische Realisierung darstellen. Basierend auf diesen Anforderungen werden technische Lösungsaspekte für einzelne Teilkomponenten und ganze Assessment-Tests vorgestellt. Um eine technische Auswertung vornehmen zu können, sind alle Systeme auf Informationen von Sensoren angewiesen. Die Übersicht ist daher nach Sensorklassen gegliedert, die zur automatisierten Aufnahme von relevanten Messdaten genutzt werden können, gefolgt von bisher umgesetzten Messverfahren mit Kombinationen dieser Sensoren.

Die Entwicklung technischer Lösungen, um den vermehrten Defiziten im Bereich der sozialen Teilhabe und Technikakzeptanz vor allem bei älteren Menschen zu begegnen, wird im zweiten Abschnitt betrachtet. Hierbei wird auf die verschiedenen Interaktionsformen eingegangen und technische Lösungen im Bereich der Servicerobotik vorgestellt. Besonders relevant ist hier im Zusammenhang mit Mobilitäts-Assessments die Bewegungsplanung von Robotern im Zusammenspiel mit dem Menschen.

3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments

Die Geschichte der geriatrischen Assessments beginnt schon in den 30er Jahren des vorigen Jahrhunderts. Die Ärztin Majorie Warren, die zuständig für ein Heim mit 700 Patienten war, bezog, wie bis dahin üblich, nicht nur den körperlichen sondern auch den psychischen und funktionellen Zustand mit in die Behandlung ein. Dieses „Assessment“ wurde fortan in England zum Standard bei der Behandlung multimorbider Patienten. Es kam aber erst in den 1970er und 1980er Jahren zum internationalen Durchbruch. Die gesamtheitliche Betrachtung von medizinischem, funktionellem und psychischem Zustand wird besonders in der Geriatrie, daher geriatrisches Assessment, eingesetzt. Seither wurde die Reliabilität der geriatrischen Assessments in zahlreichen Studien untersucht und bestätigt. Der Fokus der Forschung liegt also nicht mehr auf der Frage der prinzipiellen Wirksamkeit der Assessments, welche als beantwortet betrachtet werden kann, sondern es ergeben sich zwei wesentliche zukünftige Fragestellungen, die bearbeitet werden müssen. Zum einen die Frage der medizinischen Bewertung der Assessments sowie zum anderen die technisch unterstützte Durchführung von Assessment-Tests.

Die zukünftige medizinische Forschung wird sich mit den Fragen beschäftigen müssen, welche spezifischen Programme bei welchen Nutzergruppen und welchen Umgebungen den größten Nutzen versprechen [73]. Die gezielte und abgestimmte Durchführung steht also im Vordergrund.

Aus technischer Sicht ist die objektive und zuverlässige Durchführung der Assessment-Tests relevant. In den Empfehlungen für die klinisch-geriatrische Behandlung [137] wird zum Thema Assessments die folgende Vorgehensweise genannt: „Als Basisdokumentation kommt nebst dem Barthel-Index in einer zweiten Stufe bei möglicherweise depressiven Patienten die Geriatrie Depression Scale nach Yesavage [227], bei fraglicher Demenz der Mini Mental State nach Folstein [54] und bei Sturzgefährdung und Störungen der Mobilität der Timed Up & Go (TUG) Test nach Podsiadlo und Richardson [164] und der Tinetti-Test (TTI) [204] in Frage. Dieses modular aufgebaute System des geriatrischen Assessments kann je nach klinischer Fragestellung erweitert werden (durch handlungspraktische und neuropsychologische Tests bei Hirnleistungsstörungen, durch Kommunikationsskalen bzw. den Aachener Aphasietest bei Aphasien und anderen Kommunikationsstörungen). *Wichtig ist, dass standardisierte Tests benutzt werden, welche die Arbeit verschiedener Kliniken gegenseitig vergleichbar machen.*“

Es kommt also auf eine möglichst objektive Ausführung der Tests an. Im Kontext die-

3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments

ser Arbeit sind die Assessment-Tests bezogen auf die persönliche Mobilität relevant, daher werden diese hier kurz genauer erläutert. Es kann im Rahmen dieser Arbeit nicht auf alle bisher angewandten Assessment-Tests eingegangen werden, deswegen wird im Folgenden auf die drei Tests TUG, TTI und Berg Balance Scale (BBS) genauer eingegangen. Diese Auswahl erfolgte aufgrund eines großen Spektrums an Mobilitätsaspekten, die durch diese Tests mit jeweils leicht unterschiedlichem Schwerpunkt abgedeckt werden. Außerdem gehören diese Tests zu den in der Praxis häufig angewendeten und ausführlich betrachteten Assessment-Tests [129].

Es gibt noch eine Reihe weiterer Tests, (ausführlicher Vergleich im Hinblick auf Sturzrisiken siehe [15]), die je nach Anwendungsgebiet und Ansatz mehr oder weniger auf ähnlichen Prinzipien basieren. Zusätzlich spannen manche Tests (z.B. 6-Minuten-Gehtest) noch eine weitere Dimension auf, in der der Fokus auf der Kapazität des Herz-Kreislaufsystems liegt. Diese sind dann aber in der Regel für den etwas spezielleren Kreis der Herz-Kreislauf-Erkrankten konzipiert. Da die oben genannten Assessments bereits den größten Teil der im geriatrischen Analyseprozess interessanten Mobilitätsparameter abdecken, wird die weitere Betrachtung anhand dieser Beispiele geführt.

3.1.1. Geriatrische Mobilitäts-Assessments

Timed Up and Go Der TUG Assessment Test ist aufgrund seiner einfachen Durchführbarkeit und trotzdem sehr zuverlässigen Vorhersageergebnisse ein Standard-Test in der funktionalen Fähigkeitsabschätzung [129]. Für diesen Test muss der Proband auf einem Stuhl (je nach Auslegung mit oder ohne Armlehnen) sitzen. Nach Kommando soll er aus dem Stuhl aufstehen, eine gerade Strecke von drei Metern Länge zurücklegen, sich umdrehen, zurücklaufen und sich wieder setzen. Die Zeit für diesen Vorgang wird gestoppt. Wie angedeutet gibt es unterschiedliche Auslegungen der exakten Durchführung, die von der Arbeitsgruppe Geriatrische Assessments veröffentlichte Beschreibung lautet [12]:

„Der Proband sitzt auf einem Stuhl mit Armlehne (Sitzhöhe ca. 46 cm). Er darf ggf. ein Hilfsmittel (z.B. Gehstock) benutzen. Die Arme liegen locker auf den Armstützen und der Rücken liegt der Rücklehne des Stuhls an. Beim Erreichen dieser Position hilft der Untersucher nicht mit. Nach Aufforderung soll der Proband mit einem normalen und sicheren Gang bis zu einer Linie laufen, die in drei Metern Entfernung vor dem Stuhl auf dem Boden angezeichnet ist, sich dort umdrehen, wieder zurück zum Stuhl gehen

3. Stand der Technik

und sich in die Ausgangsposition begeben. Die dafür benötigte Zeit wird in Sekunden notiert; es ist keine Stoppuhr vorgeschrieben. Vor der eigentlichen Zeitmessung kann der Proband den Bewegungsablauf üben. Der Untersucher darf den Bewegungsablauf einmal demonstrieren.“

Die Zeit wird dann in eine der fünf folgenden Kategorien eingeordnet. Eine Erweiterung nach der ärztlichen Arbeitsgemeinschaft zur Förderung der Geriatrie in Bayern e.V (AFGiB) sieht ergänzend die Aspekte „Patient kann nicht alleine gehen“, „Patient kann nicht selbstständig vom Stuhl aufstehen“ und „Patient ist bettlägerig“ vor.

1. unter 10 Sekunden - Der Proband ist in seiner erforderlichen Mobilität völlig uneingeschränkt
2. 10 bis 19 Sekunden - Proband ist weniger mobil, aber es bestehen noch keine Einschränkungen für die Erfordernisse des täglichen Lebens
3. 20 bis 29 Sekunden - Proband ist soweit eingeschränkt, dass funktionelle Auswirkungen wahrscheinlich sind. Die Gehgeschwindigkeit liegt im Allgemeinen noch bei $0,5 \frac{m}{s}$, was als minimales Erfordernis zum sicheren Überqueren einer Straße angesehen wird. Die Gefährdung, weitere Einschränkungen in der Bewegungsfähigkeit zu erleiden, ist vorhanden
4. 30 und mehr Sekunden - Es liegt eine ausgeprägte Mobilitätseinschränkung vor, die in der Regel intensive Betreuung und adäquate Hilfsmittelversorgung erforderlich macht
5. kann nicht gehen

Da das Mittel der Zeitnahme in dieser Beschreibung nicht vorgeschrieben ist, kann sie mit einem beliebigen Hilfsmittel durchgeführt werden, was die Durchführung an sich erleichtert, die Genauigkeit bzw. Vergleichbarkeit aber erschwert. Der Test eignet sich auch gut als Verlaufskontrolle.

Tinetti-Test Wenn im TUG-Test auffällige Ergebnisse zu Tage treten, wird als ergänzender Test für das geriatrische Assessment der TTI-Test empfohlen. Dieser Test führt eine Balance- und Gehprobe durch. Im Gegensatz zum TUG-Test wird hier nicht mit einer Zeit- sondern einer Punkteskala gearbeitet. Signifikante Mobilitätseinbußen liegen bei folgenden Testergebnissen vor: TUG-Zeitdauer ≥ 30 Sekunden oder „nicht gehfähig“ und TTI-Test Punktezahl (gesamt) unter 20 Punkten. Der TTI-Test beinhaltet folgende Komponenten für den Balancetest:

3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments

Balancetest

1. Gleichgewicht im Sitzen
2. Aufstehen vom Stuhl
3. Balance in den ersten 5 Sekunden
4. Stehsicherheit
5. Balance mit geschlossenen Augen
6. Drehung 360° mit offenen Augen
7. Stoß gegen die Brust (dreimal leicht)
8. Hinsetzen

Gehprobe

1. Schrittauslösung (Patient wird aufgefordert zu gehen)
2. Schritthöhe (von der Seite beobachtet)
3. Schrittlänge (von den Zehen des einen Fußes bis zur Ferse des anderen Fußes)
4. Gangkontinuität
5. Wegabweichung
6. Rumpfstabilität
7. Schrittbreite

Pro Aufgabe werden null bis vier Punkte vergeben, 28 Punkte insgesamt, davon 15 für den Balancetest und 13 für die Gehprobe.

Berg Balance Scale Der BBS-Test [20], benannt nach einer der Entwicklerinnen, Katherine Berg, ist ein Assessment Test, der die statische und dynamische Balancefähigkeit bemisst. Dazu werden 14 Items geprüft und mit einem Wert von null bis vier bewertet. Als Equipment werden Stoppuhr (oder Uhr mit Sekundenzeiger) und Maßband benötigt, der Zeitaufwand wird mit etwa 20 Minuten veranschlagt. Die Items sind [175]:

- | | |
|--|---|
| 1. Vom Sitzen zum Stehen | 9. Gegenstand vom Boden aufheben (Schuh) |
| 2. Stehen ohne Unterstützung (2 min) | 10. Sich umdrehen, um nach hinten zu schauen |
| 3. Sitzen ohne Unterstützung (2 min) | 11. Sich um 360° drehen |
| 4. Vom Stehen zum Sitzen | 12. Abwechselnd die Füße auf eine Fußbank stellen (20 s) |
| 5. Transfers | 13. Stehen mit einem Fuß vor dem anderen (Tandemstand) (30 s) |
| 6. Stehen mit geschlossenen Augen (10 s) | 14. Auf einem Bein stehen (Einbeinstand) (10 s) |
| 7. Stehen mit Füßen dicht nebeneinander (enger Fußstand) (1 min) | |
| 8. Mit ausgestrecktem Arm nach vorne reichen/langen (25 cm) | |

3. Stand der Technik

Für jedes Item gibt es eine individuelle Beschreibung für die zu vergebenen Punkte, beispielsweise für das Item „Auf einem Bein stehen“:

0. schon der Versuch scheitert oder Proband braucht Hilfe, um nicht zu fallen
1. versucht ein Bein anzuheben, kann Position nicht drei Sekunden lang beibehalten, bleibt aber selbstständig stehen
2. kann ein Bein selbstständig anheben und die Position drei Sekunden oder länger halten
3. kann ein Bein selbstständig anheben und Position für 5 bis 10 Sekunden halten
4. kann ein Bein selbstständig anheben und Position länger als 10 Sekunden halten

Ein Ergebnis von 0-20 Punkten wird mit „rollstuhlgebunden“ bewertet, 21-40 Punkte mit „Gehen mit Unterstützung“ und 41-56 Punkte mit „unabhängig“. Der Test hat eine sehr gute Intertester- und Intratester-Reliabilität [20] und wird daher in der Regel empfohlen, besonders bei der Abschätzung des Sturzrisikos.

3.1.2. Technisch unterstützte Assessments - Überblick

Trotz der Erfahrungen aus der langen Anwendung und vieler Verbesserungen im Detail hat sich an der eigentlichen Durchführung der Assessment-Tests seit ihrer Entwicklung nicht viel geändert. Die Tests werden mit Hilfe der Abschätzung von Experten bewertet, die wesentliche Teile ihrer Urteilskraft aus der Erfahrung mit diesen Tests beziehen. Trotz dieser Erfahrung bleiben eine ganze Reihe von Parametern dieser Tests unbeachtet, da den herkömmlichen Mitteln (manuelle Bedienung, beispielsweise Stoppuhr) und der menschlichen Beobachtung Grenzen in der Präzision gesetzt sind und immer zumindest teilweise subjektiv beeinflusst sind. Es gibt daher Forschungsbedarf im Bereich der technischen Unterstützung von Assessment-Tests, um einerseits die Aussage der Ergebnisse zu objektivieren und andererseits die Möglichkeit zu schaffen, während der Durchführung mehr Informationen zu gewinnen. Im Folgenden wird ein Überblick über den derzeitigen Stand der technisch unterstützten Assessments gegeben. Ziel ist es in der Regel, komplette Assessments oder Teilkomponenten mit Hilfe von technischer Assistenz (automatisch) aufzunehmen und auszuwerten. Insgesamt sind sensorgestützte instrumentierte Mobilitäts-Assessment-Tests bislang nur Gegenstand der Forschung. Ein flächendeckender praktischer Einsatz ist nicht vorhanden. Neue Sensorik (wie 3D-Umwelterfassung) bringt aber auch hier neue Möglichkeiten und entsprechend neue Projekte in der Forschung, die eine potentiell bessere Umsetzung von technischen Lösungen im geriatrischen Alltag ermöglichen könnten.

Da alle (teil-)automatischen Verfahren zur Messung / Bewertung der Mobilität als solches oder einzelner Aspekte der Mobilität auf der Auswertung von einzelnen Parametern der Bewegung basieren, wird im Folgenden ein Überblick über die verschiedenen Arten der Sensoren gegeben, die hierfür genutzt werden.

3.1.3. Technisch unterstützte Assessments - Sensorik

Von Frenken wurde ein aktueller Überblick über den Stand der Technik im Bereich der instrumentierten Mobilitätsanalyse vorgestellt [61]. Es wurde eine Einordnung der verschiedenen Technologien in kinematische und kinetische sowie körpernahe und ambiente Ansätze durchgeführt. In Tabelle 3.1 ist dieser Überblick wiedergegeben. Die Aufstellung der Sensor-Technologien ist an dieser Gliederung orientiert.

Druck- / Kraftsensoren

Druck- und Kraftsensoren gehören zu den bereits intensiv erforschten Sensoren für die Erkennung von Bewegungsparametern, besonders im Bereich der Ganganalyse. Sensoren können entweder in der Kleidung (beispielsweise in der Schuhsole) oder der Umgebung (drucksensitiver Teppich) verbaut sein. Die Messung erfolgt durch die Auswertung von Druck- und/oder Kraftverteilung auf einer Fläche über die Zeit. So kann eine Bewegung (oder auch Richtung) festgestellt werden.

Im Bereich der drucksensitiven Teppiche und Schuhe sind Systeme auch kommerziell erhältlich. Hier gibt es im Wesentlichen zwei Anwendungsfälle, zum einen die Ganganalyse und zum anderen die Sturzerkennung. Ein Beispiel für ein kommerziell erhältliches, in einen Teppich integriertes Ganganalysesystem ist das GaitRite[®] (CIR Systems, Sparta, NJ, USA) Ganganalysesystem. Bei diesem System sind kapazitive Drucksensoren in einer Fläche integriert, durch deren Auslösung eine Bewegung detektiert werden kann. Je nach Anordnung und Größe der Sensoren können unterschiedliche detaillierte Informationen gewonnen werden. Für häusliche Umgebungen wurde der SensFloor[®] entwickelt (Future Shape GmbH). In der Forschung befinden sich auch weitere Konzepte, etwa einen Teppich mit integrierten Lichtleitern, die bei Verformung durch Druck eine Veränderung der geleiteten Lichtmenge detektieren. [30]. Bei diesem System ist die Reaktionszeit der Sensoren sehr kurz (Millisekundenbereich), so dass auch Bewegungsverläufe gut abgebildet werden können.

Neben der Ganganalyse eignen sich die Sensoren auch zur Balanceanalyse, für welche Sensoren in Möbeln (bspw. Stühlen) oder Gehhilfen (z.B. Rollatoren) einge-

Tabelle 3.1.: Klassifikation von Ansätzen zur Mobilitätsanalyse nach [61]

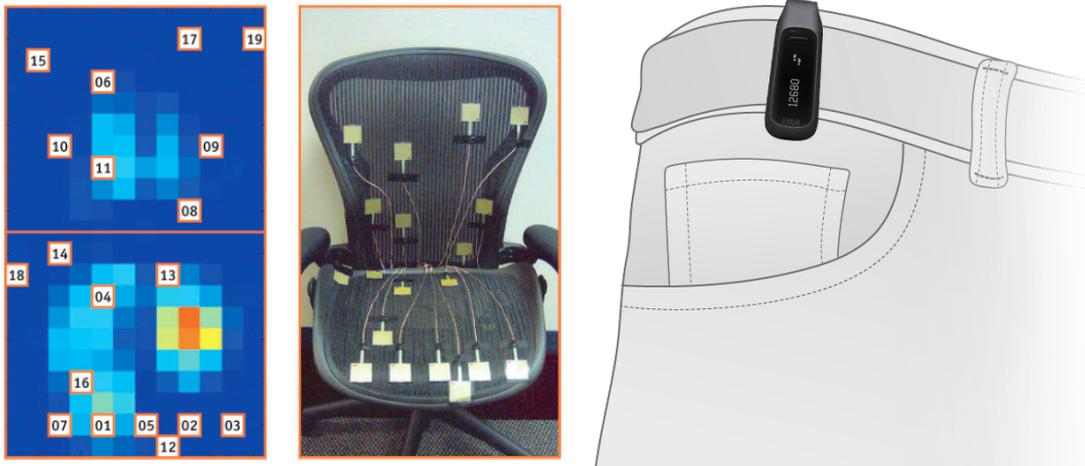
	Körpernah	Ambient (in der Umgebung)
Kinetisch	<p>1. Druck-/ Kraftsensoren in Schuheinlagen [104, 36, 16, 83, 198, 157, 184, 76, 229]</p>	<p>1. Druck-/ Kraftsensoren im Boden [198, 47] / in Laufbändern [100, 47] / Möbeln [31, 145, 225, 101] / Gehhilfen [35, 160, 9, 206]</p>
Kinematisch	<p>1. Signallaufzeit Ultraschall [213, 111, 1, 94, 84, 217]</p> <p>2. Bildgebend Markerbasiert [14, 149, 197, 47]</p> <p>3. Elektrische Impulse Elektromyographie [196, 47]</p> <p>4. Inertialkräfte Accelerometer / Gyroskope am Körper [133, 25, 22, 173, 77, 135, 230, 139, 231, 13, 147, 28, 220, 10, 39, 95, 136, 224, 42] in Kleidung [119, 173]</p> <p>5. Biegekräfte Elektro-Goniometer [196, 47, 34]</p>	<p>1. Signallaufzeit RADAR [118, 226, 56, 209, 82, 167, 232, 154, 67] LIDAR [156, 177, 64]</p> <p>2. Bildgebend Markerlos [113, 187, 192, 115, 214, 70] Fluoroskopie [14]</p> <p>3. Präsenz Hausautomationstechnik [158, 159, 173, 161, 29, 32, 210, 183, 33] RFID [37]</p>

baut werden. Schwierig ist, wie bei vielen ein- und zweidimensionalen Sensoren, die Erkennung von unterschiedlichen Körperpositionen. Dies wird oftmals durch den Einsatz größerer Mengen von Sensoren (beispielsweise 31 bei [146], Abbildung 3.1a oder zwei Arrays à 2016 Elementen bei [201]) versucht zu lösen, damit Kraftverläufe deutlich werden.

Accelerometer / Gyroskope

Accelerometer und Gyroskope messen Inertialkräfte, also Beschleunigungen und Drehkräfte. Kombiniert man mehrere Sensoren kann man mehrachsige Bewegungen mit bis

3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments



(a) System mit Druck-Sensoren angebracht auf der Sitzfläche eines Stuhls [146] ©2007, Association for Computing Machinery, Inc.

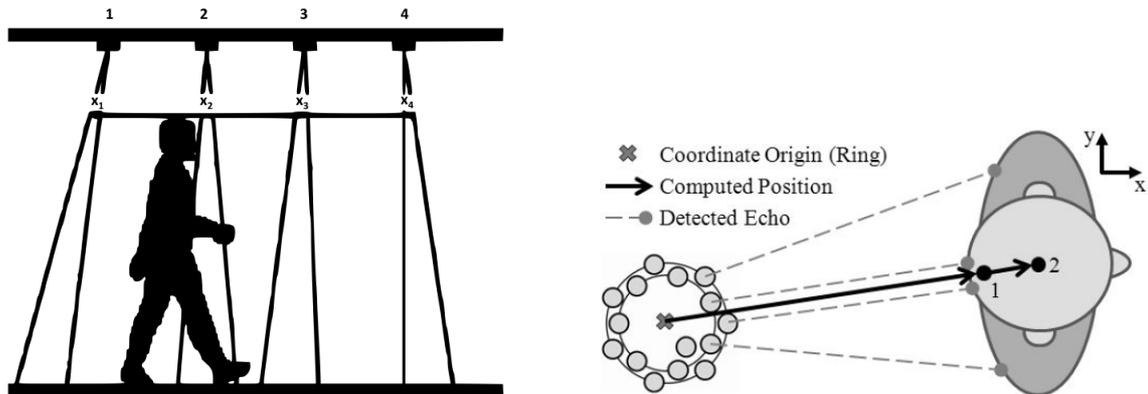
(b) FitBit The One™ Sensor, getragen am Gürtel, ©Fitbit, Inc., Abdruck mit freundlicher Genehmigung von Fitbit, Inc.

Abbildung 3.1.: Systeme mit Druck-/Kraft-Sensorik und Accelerometern

zu sechs Freiheitsgraden (Translation entlang der drei Raumachsen sowie Drehung um diese Achsen) messen. Da schon seit längerer Zeit die Herstellung dieser Sensoren in mikrosystemtechnischen Verfahren möglich ist, sind die baulichen Abmaße sehr gering und in einer großen Vielzahl von Geräten integrierbar. Da sie durch die kleine Baugröße einfach einsetzbar sind, gibt es auch eine ganze Reihe von Arbeiten zur Bewegungsanalyse mit Hilfe von Accelerometern und/oder Gyroskopen. Je nach Art und Anzahl der Sensoren kann eine mehr oder weniger komplexe Bewegungsfolge berechnet werden. Einfache Schrittzähler wie beispielsweise der FitBit The One™ (Fitbit, Inc., USA, Abb. 3.1b) zählen für die Dauer des Tragens die Zahl der Schritte, aus einem Netzwerk von an jeder Extremität und bestimmten Körperteilen angebrachten Inertialsensoren lässt sich die Bewegung des ganzen Skeletts ableiten. Nach Scanail et al. lassen sich die Sensoren in zwei Kategorien einteilen, erstens nach Art und Kombination der Sensoren und zweitens nach der Art der Datenspeicherung und -auswertung [173]. Ein Überblick über die Ansätze zur Mobilitätsanalyse mit Hilfe von Inertialsensoren ist in [61] gegeben.

Da bei der Messung von Inertialkräften immer nur relative Bewegungen und keine absoluten Positionen gemessen werden können, ist zur Ganganalyse eine Korrelation von charakteristischen Gangparametern und Beschleunigungswerten nötig. Hier wurden bereits eine Reihe von Untersuchungen durchgeführt (siehe [61]). In Hinsicht auf die Ganganalyse wurden Accelerometer unter anderem mit Foot Switches (aus dem

3. Stand der Technik



(a) Geschwindigkeitsmessung mit Präsenzsensoren nach [74] ©IEEE 2010

(b) Messung von Bewegungen mit Hilfe eines Rings aus Ultraschallsensoren ([191]), ©Springer-Verlag 2012

Abbildung 3.2.: Beispiele für Sensorik mit Präsenzsensoren sowie Ultraschall

Bereich der Druck- und Kraftsensoren) verglichen, um die Stand- und Schwungphasen des Ganges zu vermessen [220]. Die Genauigkeit lag zwischen 82 und 97 %. In weiteren Untersuchungen wurde herausgefunden, dass die Beschleunigungsmessung am besten nahe des Körperschwerpunkts stattfinden sollte, da hier die höchste Korrelation der Daten mit den Bewegungen gefunden werden konnte. In [13] wurden so Gangparameter mit den Inertialsensoren vermessen. Als Ergebnis konnten Beschleunigungen für Kontakt der Ferse mit dem Boden, ganz aufliegender Fuß, Abheben des gegenüberliegenden Fußes, Schwungphase und initiales Abdrücken gemessen werden. Gerade für die Balance-Analyse sind Inertialsensoren eine günstige Messmethode, da Neigungen und Beschleunigungen präzise und mit hoher Frequenz (z.B. 100 Hz) gemessen werden können. Hier wurden vor allem Aufstehvorgänge untersucht. Bei dem Vergleich von Accelerometern alleine und kombiniert mit Gyroskopen wurde eine deutliche Verbesserung der Messung bei der kombinierten Anwendung gefunden (Vergleich mit markerbasiertem Kamerasystem; Fehler Accelerometer: rotatorisch 2,6 bis 3,5°, Winkelbeschleunigung 9,4 bis 18,4 $\frac{\circ}{s}$; Accelerometer und Gyroskop kombiniert: rotatorisch 0,8 bis 1,7°, Winkelbeschleunigung 2,6 bis 4,9 $\frac{\circ}{s}$) [22].

Inertialsensoren können folglich für die Balance und Ganganalyse verwendet werden, ein großes Manko ist allerdings die starke Abhängigkeit des Messergebnisses von der Position der Sensoren.

Präsenzsensoren

Präsenzsensoren erkennen die Gegenwart von Personen innerhalb der Sensorreichweite. Die weitverbreitetste Art dieser Sensoren basiert auf passiver Infrarotstrahlung (passive infrared, PIR). Weitere Typen nutzen Dopplerradar (elektromagnetische Wellen) oder Ultraschall. PIR Sensoren reagieren auf Temperaturänderungen im Erfassungsbereich, dabei auch nur auf dynamische Unterschiede, also auf ein sich in das Sichtfeld begebendes Objekt und nicht auf statische Wärmeunterschiede. PIR-Sensoren liefern in der Regel keine exakte Position, sondern nur einen binären Erkennungswert. Durch Einschränkung des Sichtbereichs und Verschaltung von mehreren Sensoren lässt sich die Lokalisierung verbessern. Vorteilhaft ist die im ambienten Bereich bereits hohe und mit zunehmender Hausautomatisierung weiter voranschreitende Verbreitung dieser Sensoren.

In der Mobilitätsanalyse können mit Hilfe von Präsenzsensoren Messungen vorgenommen werden, die eine zeitliche Abfolge des Auslösens mehrerer Sensoren nutzen. In verschiedenen Positionen und Räumen angebrachte Sensoren können Zeitabstände der Bewegung einer Person messen (beispielsweise die Zeit für das Verlassen des Schlafzimmers, Durchqueren des Flurs und Erreichen des Badezimmers). Da die Sensoren keine exakte Lokalisierung zulassen, ist eine generelle Trendanalyse oder Aktivitätsbestimmung besser möglich als das Auswerten gezielter Strecken. Das liegt daran, dass nicht festgestellt werden kann, ob die Person direkt die Position wechselt oder zwischendurch etwas anderes tut. Auch die Anwesenheit von mehreren Personen kann die Messung verfälschen.

Nichtsdestotrotz gibt es eine Reihe von Forschungsarbeiten mit Hilfe dieser Sensoren. Seit 1995 [33] werden Systeme basierend auf Präsenzmeldern, Lichtschranken, Türkontakten und Mikrofonen explizit für die Mobilitätsanalyse beschrieben. Ein System zur Ganganalyse bezogen auf den TUG Test wurde in [74] vorgestellt (Abb. 3.2a). Hier wird eine Reihe von Bewegungsmeldern an der Decke eines Flurs angebracht (Höhe etwa 2,5 m, Abstand etwa 60 cm) und kabellos vernetzt. Der Installationsaufwand beträgt hier ca. zwei Stunden für zwei Personen. Das System wurde mit 27 Personen, Durchschnittsalter 85,2 Jahre, getestet und 882 Läufe aufgenommen. Verglichen wurden die Daten mit dem GAITRite® System, wobei ein Fehler von 6,96 % (unkalibriert) und 1,08 % (kalibriert) festgestellt wurde. Ein weiterer Überblick über Präsenzsensoren zur Ganganalyse ist in [61] gegeben.

Ultraschallsensoren

Ultraschallsensoren basieren auf einer Laufzeitmessung von kurzen Ultraschallimpulsen und der Reflexion an Körpern im Raum. Je nach Fokussierung des ausgesandten Impulses ist es möglich, eine höhere Auflösung oder eine größere Abdeckung zu erreichen. Grundsätzlich sind aber für eine exakte Positionierung in einer zweidimensionalen Ebene mindestens zwei Sensoren, für den dreidimensionalen Raum drei Sensoren nötig (Triangulation). Zusätzlich spielen bei der Schallübertragung die Umweltbedingungen (z. B. Luftfeuchtigkeit) eine Rolle, so dass diese Parameter entsprechend mit einbezogen werden müssen. Des Weiteren darf die Sichtlinie zwischen Sender, Empfänger und Objekt nicht unterbrochen werden.

Steen et al. nutzen einen Ring aus 15 Ultraschallsensoren um eine 360°-Abdeckung eines Raumes zu erreichen (Abb. 3.2b) [191]. Ziel ist die Lokalisierung von Personen (eine oder mehrere), die sich im Raum befinden. Dabei wird auf eine im leeren Raum erstellte Umgebungskarte zurückgegriffen, die mit den aktuellen Sensordaten verglichen wird, um Änderungshistogramme zu erstellen. Da Ultraschallsensoren nicht exakt fokussieren, ist es nicht ohne Weiteres möglich, detaillierte Informationen wie beispielsweise einzelne Beinpositionen zu erkennen. So ist es nur möglich, Bewegungen (Gangeschwindigkeit) als Ganzes zu messen, ohne die Bewegungen der Extremitäten berücksichtigen zu können. Ein Weg, dies zu umgehen, ist die Anbringung der Sensoren beispielsweise direkt an jedem Bein. Hier gibt es Arbeiten, die den Abstand zwischen Schwungbein und Standbein [94], zwischen den Knien [111] sowie von Fußsohle und Boden [213] berechnen und für die Ganganalyse verwenden. Weitere Details finden sich auch hier in [61].

RADAR / LIDAR

Radio Detection and Ranging Sensoren (RADAR) und Light Detection and Ranging Sensoren (LIDAR) nutzen ähnlich wie Ultraschallsensoren in der Regel das Laufzeitmessverfahren. Hierbei wird ein Signal ausgesendet (elektromagnetische Strahlung, deren Wellenlänge im Fall von RADAR im Zentimeter- bis Mikrowellen Bereich liegt, im Fall von LIDAR im optischen Bereich [68]) und die Laufzeit zwischen Aussenden, Reflexion und Empfangen gemessen. In seltenen Fällen wird auch eine Triangulation (Berechnung des Abstands durch Messung von Winkeln) durch Verschiebung der Reflexion auf einem Sensor (beispielsweise CCD-Sensor) gemessen.

Die Auflösung von RADAR-Geräten ist für die Erkennung von Personen in der Re-

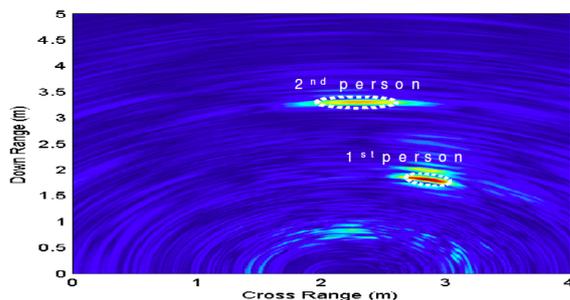
3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments

gel nicht hoch genug bzw. auch der ambiente Einsatz nicht vorgesehen. Für eine bessere Erkennung von bewegten Objekten kann das Dauerstrich-Radar eingesetzt werden, das anders als Impulsradar-Systeme dauerhaft ein Signal aussendet und die Phasenverschiebung des Signals erkennt. Dadurch kann keine Entfernung, aber eine Geschwindigkeit gemessen werden. Bei frequenzmodulierten Dauerstrichradaren, die neben der Geschwindigkeit auch die Entfernung messen, entfällt dieser Nachteil. Für die Ganganalyse existieren wenige Ansätze, die das Radar-Prinzip nutzen. Eine Zusammenfassung ist in [61] gegeben. Ein neuer Anwendungsaspekt ist die Möglichkeit, durch Wände hindurch zu messen, wie beispielsweise in [186] oder [216] (Abb. 3.3a) beschrieben.

LIDAR-Sensoren arbeiten nach dem gleichen Prinzip wie RADAR-Sensoren, mit dem Unterschied, dass Laserstrahlen elektromagnetische Wellen im optischen Bereich aussenden. Dadurch haben sie eine vergleichsweise deutlich kürzere Reichweite (meist zwischen 5 und 200 m), aber meist eine sehr viel höhere räumliche Auflösung der einzelnen Messpunkte. LIDAR-Sensoren gibt es in zwei- und dreidimensionalen Varianten. Die in der Regel gebräuchlichsten Sensoren, die Laser Range Finder (LRF) oder auch Laser Range Scanner (LRS) genannt, senden vom Mittelpunkt in bestimmten, fest definierten Gradabständen einen Laserstrahl aus, dessen Reflexion gemessen wird und so dem Messpunkt dem eine entsprechende Entfernung zugeordnet werden kann. Für einen Reflexionspunkt sind also Richtung und Abstand zum Sensor bekannt. Die Auflösung (Zahl der Tastschritte auf der Kreisbahn um die Drehachse) ist (je nach Modell) ausreichend hoch, um Objekte im Millimeter- oder Zentimeterbereich zu detektieren. Aufgrund des Messprinzips lässt die Auflösung mit zunehmender Entfernung nach, da die Strahlen sternförmig vom Mittelpunkt ausgehen. Personen und deren Bewegungen mit Hilfe von LRS zu erkennen, wird intensiv in der Forschung für autonome Fahrzeuge eingesetzt. Mit ihrer relativ hohen Genauigkeit und ebenfalls hohen Abtastraten (1 bis über 100 Hz) ermöglichen sie eine genaue Umwelterkennung auch bei sich schnell bewegenden Objekten. Bei dieser Personenerkennung werden keine expliziten Gangparameter berechnet, allerdings liegen der Bewegungsabschätzung von Passanten Modelle des Gangs zugrunde. Weniger gebräuchlich sind Systeme mit dem erwähnten Triangulationsprinzip (eingesetzt z.B. im Staubsaugerroboter der Firma Neato Robotics, USA).

Im Bereich der Mobilitätsanalyse sind LRS noch selten vertreten, erste Ansätze gibt es seit etwa drei bis vier Jahren [156, 59]. Hier werden LRS u.a. eingesetzt, um die Bewegungen bzw. Gangparameter von Personen zu messen, die einen TUG Assess-

3. Stand der Technik



(a) Radarmessung zur Erkennung von Personenbewegungen nach [216], in diesem Fall Messung durch eine 1 cm dicke Betonwand ©IEEE 2013

(b) Markerbasiertes bildgebendes Verfahren, hier: Simi Motion. Mit freundlicher Genehmigung der Firma Simi Reality Motion Systems

Abbildung 3.3.: Beispiel für Messung mit Hilfe von RADAR-Sensorik und markerbasiertem Tracking.

ment-Test durchführen. Frenken et al. sind dabei in der Lage, verschiedene Parameter wie Schrittlänge, -breite oder Gehgeschwindigkeit zu extrahieren [59].

Bildgebende Sensoren

Bildgebende Verfahren können grundlegend in zwei Kategorien eingeteilt werden: markerlose und markerbasierte Verfahren. Markerlose Verfahren setzen auf eine reine Erkennung von Objektfeatures innerhalb der Bilddaten, während markerbasierte Verfahren entweder bestimmte Marker in Bilddaten verfolgen oder von vornherein nur die Koordinaten der erkannten Marker zurückliefern.

Markerbasierte Verfahren Verfahren, die Positionen von aktiven oder passiven Markierungen verfolgen können, werden als markerbasiert definiert. Diese Marker bestehen je nach System aus unterschiedlichen Formen und Materialien. Passive Marker reflektieren ein vom Kamerasystem ausgesendetes Licht (meist Infrarot, so dass es im Bild für den Betrachter nicht störend wirkt) und können dadurch als Leuchtpunkte im Bild erkannt werden. Aktive Marker leuchten von sich aus und sind nicht auf eine externe Beleuchtungsquelle angewiesen, zusätzlich ist eine Kodierung zur Identifizierung möglich. Die Marker werden am Körper, für die Mobilitätsanalyse in der Regel besonders an markanten Punkten wie Gelenken, fixiert. Besonders wichtig ist, dass die Marker während der Bewegung nicht verrutschen, da die Messung sonst verfälscht wird. Auch dürfen die Marker, im Besonderen bei passiven Markern, nicht zu dicht bzw. in überlappenden Bereichen angebracht werden, da sie sonst nicht mehr eindeu-

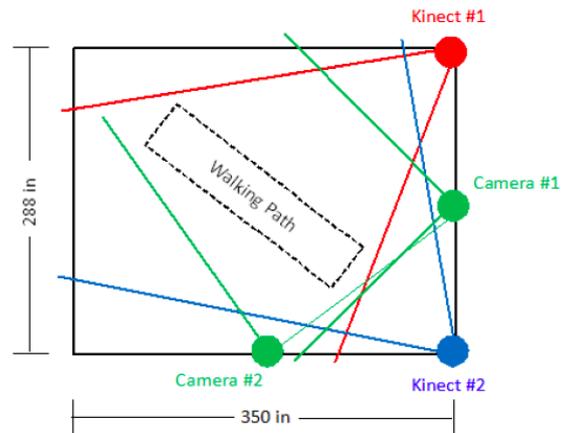
3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments

tig identifizierbar sind. Bei vielen Systemen ist daher eine manuelle Nachbearbeitung notwendig, um nicht oder schlecht erkannte Marker den richtigen Punkten im Skelett zuzuordnen. Die richtige Anbringung der Marker erfordert dementsprechend viel Erfahrung und ist aufgrund der aufwendigen Kalibrierung oft nicht für ältere Menschen geeignet [61]. Daher sind diese Systeme meist nur im Labor-Umfeld anzutreffen. Um eine Aufnahme aller Marker bei den Bewegungen sicherzustellen, werden in der Regel sechs bis zwölf Kameras benötigt. Im Vergleich zu markerlosen Verfahren sind diese jedoch in der Regel deutlich präziser. Es gibt eine Reihe von kommerziellen Systemen zum markerbasierten Tracking (Beispiel Simi Motion in Abbildung 3.3b), ein Überblick befindet sich in [47] und [197] (nach [61]).

Markerlose Verfahren Markerlose Verfahren extrahieren die Position von Personen direkt aus den Bilddaten, die aufgenommen werden. Der offensichtliche Vorteil ist, dass dem Probanden keine Marker angelegt werden müssen, was zum einen die Bewegung nicht beeinflusst und zum anderen nicht so zeitaufwendig ist. Da hier aber keine Referenzpositionen vorliegen, stellt es eine Herausforderung dar, die notwendigen Körperpartien positionsgenau aus den Bilddaten zu errechnen. Viele Verfahren basieren dazu auf Silhouetten, 3D-Rekonstruktionen, Farbe und Textur oder Bewegung [166] nach [61]. Eine Übersicht findet sich ebenfalls in [61]. Die Verfahren nutzen meist eine oder mehrere kalibrierte Kameras zur Datenaufzeichnung. Der im Jahr 2011 vorgestellte Microsoft Kinect Sensor (Kinect) (Sensortechnologie von PrimeSense) (siehe auch Abschnitt 4.2.4) ermöglicht seit Kurzem einen relativ kostengünstigen Einsatz einer automatischen Skeletterkennung von bis zu drei Personen gleichzeitig. Die Erkennung basiert auf einer Tiefenkarte des Scanbereichs und per Machine-Learning trainierten Erkennung von charakteristischen Mustern. Eine ganze Reihe Ansätze nutzen diese Sensortechnologie, um Mobilitäts- bzw. Ganganalysen durchzuführen. In [192] wurde die Aufnahme von zwei Kinect-Sensoren mit dem Vicon System (Vicon Motion Systems Ltd., UK) verglichen und eine Abweichung der Gehgeschwindigkeit von 1,9 bis 4,9 % (Standardabweichung von 1,1 bis 4,3 %) festgestellt. Bei einer Untersuchung spezieller Gangparameter haben die gleichen Autoren für die Schrittlänge eine Abweichung zum Vicon System von $-0,70$ bis $-0,09$ cm (Standardabweichung von 0,41 bis 2,44 cm) ermittelt [194] (Abb. 3.4b). Für die Schrittgeschwindigkeit ergaben sich $-0,95$ bis $0,48 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$ (Standardabweichung von 0,64 bis $1,63 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$). Das System wurde auch bereits in häuslichen Umgebungen eingesetzt [193] (Abb. 3.4a). Gabel et al. haben aufbauend auf diesem Ansatz weitere Verbesserungen vorgenommen [65]. So wurde ein Körpermodell erstellt, das mit den aufgenommenen Skelettdaten vergli-



(a) In häuslicher Umgebung montierter Kinect-Sensor [195] ©IEEE 2012



(b) Anordnung mehrerer Sensoren für die Vergleichsmessung von Kinect-Sensor und Kamera [194] ©IEEE 2011

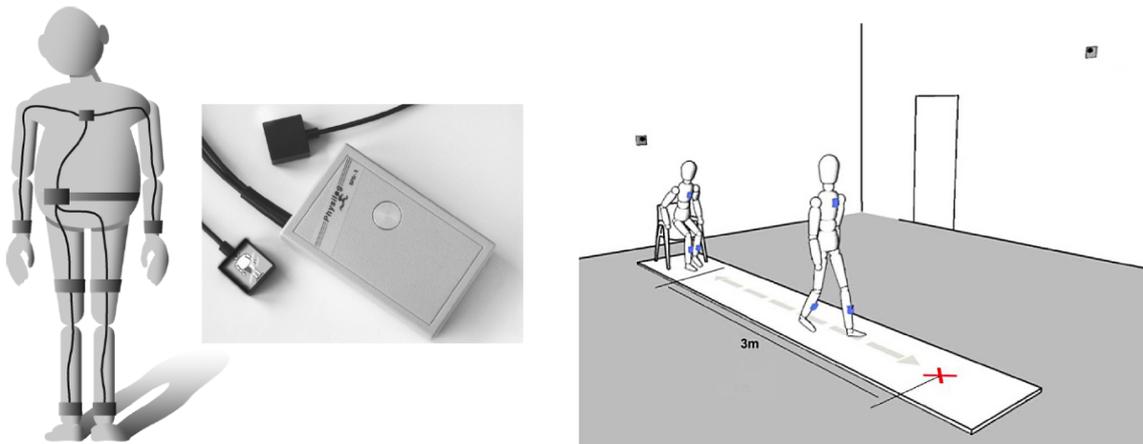
Abbildung 3.4.: Markerlose Verfahren zur Mobilitäts- / Bewegungserkennung mit dem Kinect-Sensor

chen und erweitert wird. Zusätzlich zu den Gangparametern wie Schrittweite wird hier auch die Armbewegung mit einbezogen.

Probleme bei der Nutzung des Kinect-Sensors sind unter anderem die Umgebungslichtbedingungen (Sensoren funktionieren nicht zuverlässig bei direkter Sonneneinstrahlung, da das Infrarotlicht vom Spektrum des Sonnenlichts überlagert wird) und das enge Sichtfeld (etwa 50° , siehe auch genauere Betrachtung in Kapitel 4.2.4).

3.1.4. Assessment-Test Komponenten und deren sensorbasierte Messung

Wie bereits in [61] festgestellt, existieren bislang nur wenig Systeme zur automatisierten Messung eines ganzen Assessment-Tests. Erste Arbeiten konzentrieren sich auf den TUG-Test, der sich aufgrund seiner einzelnen Komponenten (einzelne Bewegungsphasen innerhalb des Tests) und der Auswertung (Zeitspanne) gut für eine automatisierte Auswertung eignet. Daher sollen hier kurz Ansätze zum technisch gestützten TUG-Test dargelegt werden. Des Weiteren gibt es Ansätze zur sensorbasierten Messung des Sit-Stand-Sit-Cycle, also dem Aufsteh- und Hinsetzvorgang. Diese werden ebenfalls im Anschluss erläutert.



(a) iTUG [171], ©IEEE 2010

(b) Ansatz nach Greene [72], ©IEEE 2010

Abbildung 3.5.: Ansätze zur automatisierten Messung eines ganzen Tests

Beispiel komponentenbasierter technikgestützter TUG

Die bisher veröffentlichten Ansätze zur technikgestützten Vermessung eines TUG-Tests basieren nahezu ausschließlich auf Inertialsensoren. Diese werden am Körper befestigt und vermessen die Bewegungen des Probanden. So wurde von Higashi et al. im so benannten TUG-T die Vermessung der einzelnen Komponenten des TUG mit Hilfe von zwei Gyroskopen und einem Accelerometer an Hüfte und Beinen des Probanden vorgenommen [79]. Die Sensoren wurden mit Messdaten von gesunden Probanden „geeicht“ und charakteristische Eigenschaften bestimmt. Es wurden Profile für sechs Komponenten erstellt: Aufstehen, Vorwärtslaufen, erste Drehung, Zurücklaufen, zweite Drehung und Hinsetzen. Die Evaluation wurde mit 20 halbseitig gelähmten Personen durchgeführt und anschließend wurde ein Vergleich der technischen Lösung mit der Auswertung von Therapeuten verglichen. Die Übereinstimmung war für die Gesamtzeit sehr hoch (Übereinstimmung 99,8%).

Diese Messungen wurden auch dahingehend noch verbessert, dass zusätzlich zu den grob klassifizierten und nur zeitlich analysierten Komponenten weitere Parameter wie Gangspezifika gemessen wurden (Abb. 3.5b). In [72] wurden mehrere Accelerometer und Gyroskope eingesetzt, um insgesamt 44 Features aus der Durchführung eines TUG-Tests zu extrahieren. Dabei konnten Parameter wie die Zahl der Schritte oder die Dauer der Gangzyklen ermittelt werden. Die Dauer aller Phasen eines Expanded Timed Get-up-and-Go (ETGUG) konnte nicht berechnet werden, wohl aber eine Signifikanz von 29 der 44 Features bezogen auf Personen mit oder ohne vorheriges Sturzerlebnis festgestellt werden. Die Auswertung basiert auf der Auswertung

3. Stand der Technik

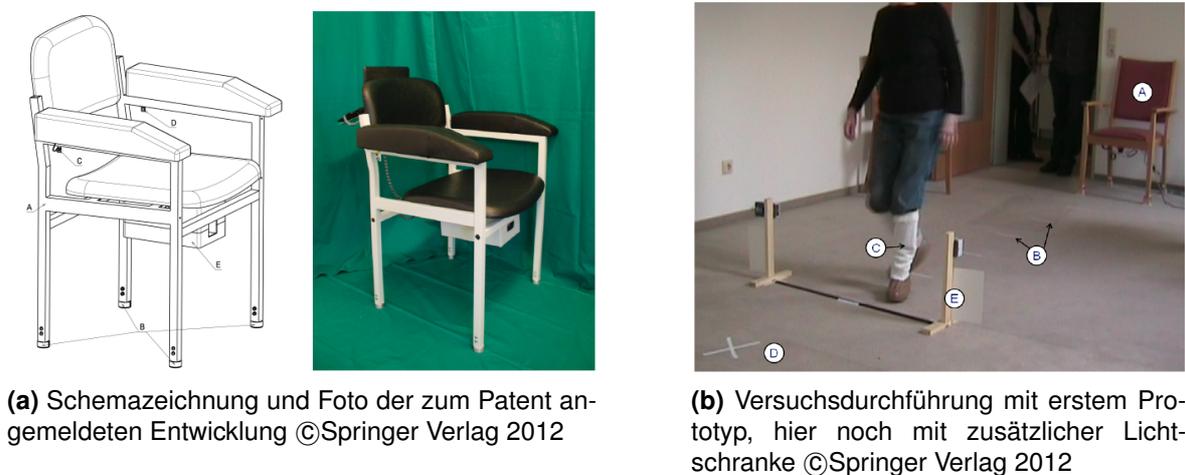


Abbildung 3.6.: aTUG Aparatur [60]

von Versuchen mit etwa 350 Patienten. Um die Notwendigkeit der körpernahen Sensoren (wie beispielsweise beim iTUG, siehe Abbildung 3.5a) zu umgehen, hat Frenken den automated Timed Up & Go (aTUG) zur automatisierten Messung des TUG entwickelt [61]. Hierbei kommt ein Stuhl zum Einsatz, der mit Gewichtssensoren und einem LRS ausgerüstet ist und die Auswertung der einzelnen Phasen und des gesamten Assessments automatisch vornehmen kann (Abb. 3.6a). Eine genauere Beschreibung befindet sich im folgenden Abschnitt, da hierauf aufgrund der Verwandtschaft zu dem in dieser Arbeit gewählten Ansatz noch etwas genauer eingegangen werden soll.

Die aTUG-Apparatur ist eine, erstmals in 2010 vorgestellte, Messeinrichtung zur automatisierten Durchführung des TUG-Assessment-Tests [59]. Das System besteht aus einem mit Sensoren ausgerüsteten Stuhl und einem mobilen PC für die Auswertung des Tests. Der Aufbau ist in Abbildung 3.6b zu sehen. Zur Zeit der Entstehung dieser Arbeit befindet sich die aTUG-Apparatur in der Zulassung zum Medizinprodukt.

Mit der aTUG-Apparatur ist es zum ersten Mal möglich, ein TUG-Assessment-Test mit vollständig automatisierter Datenaufnahme und Analyse durchzuführen. Der Stuhl stellt dabei den wesentlichen Teil der Messapparatur dar. Er ist mit vier Kraftsensoren unter den Füßen, einer Lichtschranke an der Rückenlehne und einem LRS unter der Sitzfläche ausgerüstet. Zusätzlich wurde in einer ersten Version eine mobile Lichtschranke in drei Meter Entfernung aufgestellt, die das Erreichen dieser Marke registriert. Dies ist in der aktuellen Version nicht mehr nötig, da die Erkennung der Strecke über die Sensoren im Stuhl erfasst wird. Mit Hilfe der Kraftsensoren kann die Gewichtsverteilung auf dem Stuhl gemessen werden, sowie die Verteilung der Kräfte beim Auf-

3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments

stehen und Hinsetzen. Der Aufstehvorgang gilt als eingeleitet, wenn der Proband den Rücken von der Rückenlehne entfernt (Erkennung durch Lichtschranke), andersherum gilt der Hinsetzvorgang als abgeschlossen, wenn der Rücken die Rückenlehne wieder berührt. Der LRS vermisst dauerhaft die Beinpositionen des Probanden und ermöglicht eine Berechnung von Gangparametern wie beispielsweise Gehgeschwindigkeit oder Schrittlänge sowie das erwähnte Erreichen der 3-Meter-Marke. Der TUG-Test kann von einer betreuenden Person oder automatisch gestartet werden und beginnt, sobald sich die getestete Person erhebt. Dann werden nacheinander, getrennt durch die definierten Sensorevents, sämtliche innerhalb der aTUG-Beschreibung definierten Komponenten des TUG-Tests aufgenommen: Aufstehen, drei Meter gehen, umdrehen, drei Meter zurückgehen, Hinsetzen. Anschließend findet direkt eine Auswertung der gemessenen Parameter statt. Die herkömmliche Auswertung der reinen Versuchsdauer steht natürlich auch zur Verfügung.

Es wurde gezeigt, dass mit diesem Ansatz der TUG-Test vollständig aufgenommen werden kann. Die Apparatur wird zurzeit einer klinischen Studie unterzogen, die die Verlässlichkeit der neuen Methode zeigen soll.

Beispiel automatisierte Messung der Komponenten des Sit-Stand-Sit-Zyklus'

Von Kerr et al. wurden 1994 erstmals Untersuchungen durchgeführt, um den Aufsteh- und Hinsetzvorgang dreidimensional zu vermessen und in unterschiedliche Phasen einzuteilen [98]. Es gab zwar schon weitere Arbeiten auf diesem Gebiet, allerdings keine kompletten zeitlich-räumlich korrelierten Daten, die zu Phasen zusammengefasst wurden. Abbildung 3.7 zeigt die von Kerr et al. definierten Komponenten und zugeordneten Events und Phasen.

Die Vermessung fand unter Laborbedingungen statt, die Testperson wurde mit Hilfe eines Vektor-Stereographen, Beschleunigungssensor und Elektrogoniometer vermessen. Das Goniometer wurde am Knie befestigt, um den Winkel zwischen Fuß, Knie und Hüfte zu messen, der Vektor-Stereograph und der Beschleunigungssensor ermittelten die Bewegungen des Oberkörpers. Da die Messung des Vektor-Stereographen mit Hilfe von gespannten Drähten zum fixierten Messgerät durchgeführt wird, besteht eine eingeschränkte Bewegungsfreiheit der Testperson. Zusätzlich wurde die Sitzhöhe so festgelegt, dass der Winkel am Knie jeweils zwischen 95 bis 100° lag. Die Testpersonen konnten den Aufstehvorgang in selbstgewählter Geschwindigkeit durchführen, die Arme mussten dabei vor dem Körper verschränkt werden. Die Phasen sind in Tabelle 3.2 dargestellt.

3. Stand der Technik

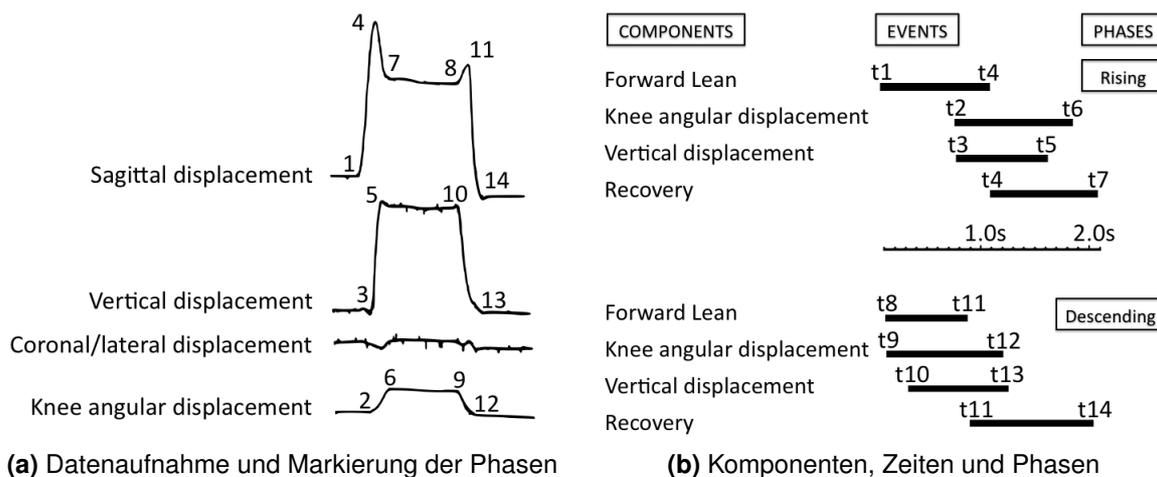


Abbildung 3.7.: Phasen des Sit-stand-sit-cycle, Darstellung nach [98], Ansätze zur automatisierten Messung von Muskel-Skelett-Erkrankungen mit Hilfe eines 3D-Sensors.

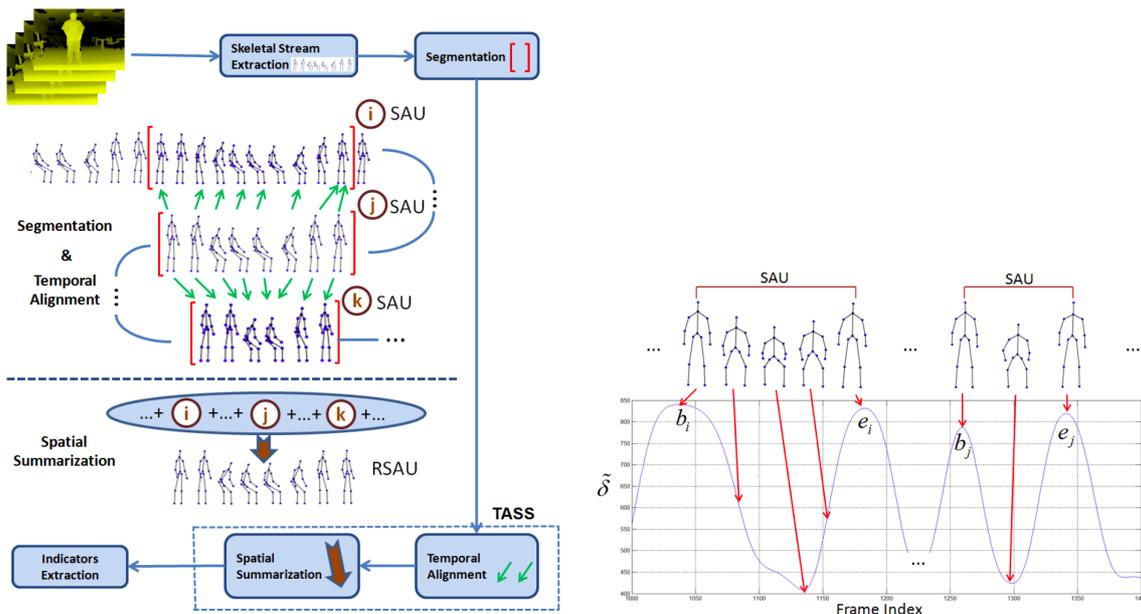
Die kürzlich vorgestellte Arbeit von Wang et al. beschäftigt sich als eine der ersten damit, Daten des Bewegungszyklus, insbesondere Gang und Sit-Stand-Sit Bewegungen von Patienten mit Muskel-Skelett-Erkrankungen, mit Hilfe eines einzelnen 3D-Sensors (Kinect) automatisiert zu sammeln, um sie anschließend einer medizinischen Bewertung zuzuführen [215]. Nach Angaben des Autors ist dieser Ansatz neuartig. Es wird versucht, eine automatische quantitative Analyse durchzuführen. Dazu muss der Proband verschiedene standardisierte Tests wiederholt durchführen, um sogenannte Representative Skeletal Action Units (RSAU) zu generieren. Aus diesen RSAUs können dann wiederum einzelne Parameter extrahiert werden (Abbildungen 3.8a und 3.8b). Getestet wurde das System bislang nur mit einem gesunden und einem Parkinson-Patienten, so dass die generelle Aussagekraft noch eingeschränkt ist. Laut Angabe der Autoren müssten weitere Studien durchgeführt werden, um belastbare Ergebnisse präsentieren zu können.

3.1.5. Zwischenfazit und Gesamtübersicht

Es gibt also schon eine Reihe Arbeiten, um einzelne Assessment-Test-Komponenten mit verschiedenen Sensoren zu messen. Aus Tabelle 3.3 ist ersichtlich, dass die oben näher vorgestellten Mobilitäts-Tests jeweils einen etwas anderen Schwerpunkt in der Überprüfung der persönlichen Mobilität legen. Der TTI-Test legt den Fokus auf einzelne Gangparameter, der BBS-Test auf die Balance. Der TUG-Test misst als einziger auch eine Gehstrecke über längere Zeit bzw. mit größerer Entfernung, lässt allerdings

Tabelle 3.2.: Phasen des Sit-Stand-Sit-Zyklus nach Kerr et al. [98], siehe auch Abbildung 3.7

Symbol	Descriptor	
p1	position of initiation of forward lean	(rising)
p2	position of initiation of knee extension	(rising)
p3	position of initiation of vertical displacement	(rising)
p4	position of maximal forward lean	(rising)
p5	position of maximal vertical displacement	(rising)
p6	position of final knee extension	(rising)
p7	position of final backward lean (recovery)	(rising)
p8	position of initiation of forward lean	(descent)
p9	position of initiation of knee flexion	(descent)
p10	position of initiation of vertical displacement	(descent)
p11	position of maximal forward lean	(descent)
p12	position of maximal knee flexion	(descent)
p13	position of end of vertical displacement	(descent)
p14	position of final backward lean (recovery)	(descent)



(a) Generierung von Representative Skeletal Action Units aus Kinect-Skelett-Daten zur Analyse von Bewegungsabläufen [215] ©IEEE2013

(b) Segmentierung der Bewegungen basierend auf Wiederholungsprofilen [215] ©IEEE2013

Abbildung 3.8.: Ansätze zur automatisierten Messung von Muskel-Skelett-Erkrankungen mit Hilfe eines 3D-Sensors

keinen Aufschluss über einzelne Phasen zu. Erst die erweiterten Tests ETGUG und die Forschungsansätze geben hier weitere Details. Aufsteh- und Hinsetzvorgang sind

3. Stand der Technik

bei allen Tests relevant, bei vielen Komponenten gibt es Überschneidungen (mehr als ein Test nutzt diese Information). Ein System, das diese Komponenten einzeln aufnehmen und auswerten kann, wäre also in der Lage, mehrere Tests abzudecken bzw. Informationsgewinne und Beurteilungen aus mehreren Tests zu konsolidieren. Bislang beschränken sich die Entwicklungen jeweils auf einen spezialisierten Aspekt, wie beispielsweise Gangparameter oder Balance. In Tabelle 3.3 sind die Komponenten und ihre Test-Zuordnung sowie Beispiele für bereits durchgeführte technisch unterstützte Datenaufnahme-Systeme und die verwendeten Sensortechniken dargestellt. Es ist klar ersichtlich, dass der Schwerpunkt der automatisierten Datenerfassung im Bereich der Ganganalyse und hier besonders bei der Gehgeschwindigkeit liegt. Im Bereich der Balance (besonders die Balance in der Bewegung) gibt es weniger Systeme und auch weniger Ansätze, die eine sensorgestützte Messung vornehmen. Dies liegt unter anderem an den Anforderungen, die teilweise eine dreidimensionale Messung voraussetzen, welche erst mit neuen, günstigen Sensortechnologien in den letzten Jahren einen Forschungsschub erhalten haben. Einige Komponenten werden nach den Recherchen des Autors bislang so gut wie nicht mit automatischen Sensoren im Sinne einer Assessment-Test-Durchführung erfasst (so z.B. Schritthöhe, Tandemstand, umdrehen und nach hinten schauen).

Es gibt ebenfalls eine Reihe von kommerziellen Systemen zur Bewegungsanalyse, allerdings liegt hier der Schwerpunkt besonders im Bereich der Sportanalyse und medizinischen Analyse zur Rehabilitation. Geriatrische Assessments gehören nicht zum Standard-Portfolio der Anbieter. Nahezu alle Systeme basieren dabei auf optischem Tracking mit oder ohne Marker (siehe Abschnitt 3.1.3).

Die in der Tabelle genannten Komponenten wurden aus den Beschreibungen der einzelnen Tests extrahiert (s. Abschnitt 3.1.1). Kommerzielle technische Systeme, die auf einen Labor-Einsatz ausgerichtet sind, werden nicht explizit betrachtet, da das Anwendungsfeld dieser Arbeit die unauffällige ambiente Messung ist. Die Auswahl der genannten technischen Lösungen stellt einen Überblick über aktuelle Entwicklungen und am Markt verfügbare Systeme dar, ein Anspruch auf Vollständigkeit kann aufgrund der großen Spannbreite und teilweise unscharfen Definitionen der Komponenten nicht garantiert werden. Diese Tabelle ist somit als Überblick über die in diesem Rahmen untersuchten Quellen zu verstehen.

3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments

Tabelle 3.3.: Übersicht der maßgeblichen Komponenten der Mobilitäts-Assessment-Tests und technische Ansätze zur automatisierten Messung. Weitere Erläuterungen siehe Abschnitt 3.1.5. TUG = Timed Up and Go Test, TTI = Tinetti-Test, BBS = Berg Balance Scale, aTUG = automated Timed Up and Go [61], BM = Smart/Basic Balance Master (Fa. NeuroCom) [114], iTUG = instrumented Timed Up and Go [171], iSway = instrumented test of postural sway [130], iWalker = instrumented rollator [206], Simi = Simi Motion (Simi Reality Motion Systems GmbH), Gaitrite = GAITRite (Fa. CIR Systems Inc.), OT = OrthoTrak (Fa. Motion Analysis), Sensfloor (Fa. Future Shape GmbH)

Art	Nr.	Komponenten	Test	tech. terst.	Un-	Sensorik	Quellen
Transfer Sitz/ Stand	1	Aufstehen	TUG, TTI	aTUG, iTUG		ACC, PRES	[61, 122, 148, 219, 218, 171, 228, 22, 31, 147]
	2	Hinsetzen	TUG, TTI	aTUG, iTUG		ACC, PRES	[61, 122, 148, 219, 218, 171, 228, 31, 147]
Gang	3	Gehgeschwindigkeit	(TUG) ET- GUG	aTUG, iTUG, iWalker, Simi, Sens- floor, Gaitrite. OT		ACC, PRES, RAD, LS, US, SmH, RFID, CAM	[61, 148, 219, 72, 218, 132, 171, 228, 10, 13, 16, 35, 42, 82, 84, 104, 139, 156, 157, 158, 160, 177, 187, 192, 206, 224, 226, 231, 230, 193]
	4	Schrittauslösung	TTI	aTUG, Simi, Gaitrite, OT		ACC	[61, 148, 219, 72, 218, 132, 171, 228, 10, 13, 16, 36, 115]
	5	Schritthöhe	TTI	Simi, OT			

3. Stand der Technik

Art	Nr.	Komponenten	Test	tech. Un- terst.	Sensorik	Quellen
	6	Schrittlänge	TTI	aTUG, iTUG	PRES, RAD, LS, US, RFID, CAM	[61, 72, 218, 132, 171, 228, 13, 16, 35, 37, 42, 67, 84, 94, 115, 139, 156, 177, 187, 192, 65]
	7	Gangkontinuität	TTI	aTUG, iTUG, Simi, OT	ACC, CAM	[61, 72, 171, 228, 13, 104, 139, 187]
	8	Wegabweichung	TTI	aTUG	LS	[61]
Gang	9	Rumpfstabilität	TTI	iTUG, iWal- ker, OT	ACC, PRES, CAM	[132, 171, 228, 35, 187, 206, 214]
	10	Schrittbreite	TTI	aTUG, Gaitri- te, OT	LS,US	[61, 13, 111]
Balance	11	Balance (5sec)	TTI	aTUG, BM, ISway, OT	ACC, PRES, LS	[61, 95, 206, 130, 131, 38]
	12	Stehsicherheit	BBS, TTI	ISway	ACC	[40, 122, 136, 214, 130, 131, 38]
	13	Balance m. geschl. Augen	BBS, TTI	BM, ISway	ACC, PRES	[122, 95, 130, 131, 38]
	14	Balance sitzen	BBS	aTUG	PRES	[61, 122]
	15	Balance Füße ge- schlossen	BBS	ISway	ACC	[130, 38]
	16	Tandemstand	BBS			
	17	Einbeinstand	BBS	BM	PRES	[40]
	18	Stoß gegen die Brust	TTI		ACC	[122]

3.1. Technisch unterstützte geriatrische (Mobilitäts-) Assessments

Art	Nr.	Komponenten	Test	tech. terst.	Sensorik	Quellen
Drehung/ Bewegung	19	Drehung 360°	BBS, TTI		ACC	[122]
	20	Drehung 180°	TUG	aTUG, iTUG	ACC, LS	[61, 148, 219, 72, 171, 228]
	21	Umdrehen, nach hinten schauen	BBS			
	22	ausgestr. Arm nach vorn reichen	BBS			
	23	Gegenstand aufheben	BBS			
	24	Füße abwechselnd auf Stufe stellen	BBS		ACC	[148, 219]

3.2. Soziale / technische Interaktion (im häuslichen Umfeld)

Technisch unterstützte Assessment-Tests benötigen zwangsläufig Interaktion mit dem Benutzer. Dies kann sich entweder auf reine Bedienungsinteraktion oder auch auf räumliche Interaktion beziehen, was besonders im heimischen, häuslichen Umfeld ins Gewicht fällt. Herkömmliche Methoden wie ambiente oder körpernahe Anbringung von Messsystemen wird bereits seit mehreren Jahren technisch wie auch seitens der Akzeptanz untersucht. Neu ist hingegen der Ansatz, eine mobile Roboterplattform für die Untersuchung zu nutzen, aus der sich automatisch neue Problem- bzw. Fragestellungen ergeben. Auch hier spielt die direkte Interaktion zwischen Mensch und Maschine zum Zweck der Steuerung / Kontrolle sowie die indirekte Interaktion durch das (Bewegungs-)Verhalten eine wichtige Rolle.

Die soziale Interaktion ist für die Menschen innerhalb der Gesellschaft ein zentraler Aspekt der Lebensqualität. Durch die Veränderungen der sozialen Beziehungen und Umweltbedingungen bekommt dieser Aspekt im Alter eine besondere Bedeutung. Auf der einen Seite verändern sich soziale Netzwerke mit der Zeit und auf der anderen Seite verändert sich die Umwelt sowie die persönliche Fähigkeit zur Teilhabe (z.B. verschlechterte Mobilität, Verminderung kognitiver Fähigkeiten). Für die Entwicklung von Servicerobotern, die zum einen eine medizinische Funktion wie Datenaufnahme zur Verfügung stellen, aber gleichzeitig auch Funktionen zur Mediation zwischen Personen (Telepräsenz) ermöglichen, spielt also die Eingliederung in diese sozialen Strukturen eine große Rolle für die Akzeptanz und den subjektiv empfundenen Nutzen.

3.2.1. Relevante Interaktionsformen

Interaktion ist ein weit verbreiteter und in vielen Kontexten verwendeter Begriff. Grundsätzlich wird unter Interaktion das wechselseitige Aufeinanderwirken von Akteuren oder Systemen verstanden. Minsel und Roth definieren Interaktion folgendermaßen: „In der Alltagssprache versteht man unter Interaktion die aufeinander bezogenen Handlungen / Tätigkeiten / Bewegungen von zwei oder mehreren Subjekten (Personen / Tieren / Maschinen usw.). *Soziale Interaktion* bedeutet, dass die aufeinander bezogenen Handlungen zwischen Subjekten stattfinden, die ein gemeinsames Verständigungssystem besitzen - also zwischen Menschen oder Tieren einer Art“ [143]. In den letzten Jahren hat die Interaktion zwischen Menschen und Maschinen deutlich an Bedeutung gewonnen. Immer mehr Systeme in Industrie, Haushalt und Freizeit nutzen zur Steuerung Computersysteme oder Ähnliches, die durch den Mensch bedient werden müssen. Durch

immer komplexere Systeme sind die Ansprüche an die Benutzerschnittstellen ebenfalls gewachsen. Der Forschungsbereich der Mensch-Maschine-Interaktion hat sich daher stark vergrößert.

Im Rahmen dieser Arbeit, wird Interaktion als das wechselseitige Aufeinanderwirken von Mensch und Roboter (Maschine) verstanden. Von besonderem Interesse ist die Rolle, die der Roboter innerhalb dieser Interaktion und Kommunikation einnimmt und wie diese im speziellen Fall der Bewegungsplanung akzeptiert wird. In dem vorliegenden Fall sind zwei wesentliche Formen der Interaktion zu beachten, die Interaktion zwischen Mensch und Roboter und die Interaktion zweier (oder mehr) Menschen vermittelt durch den Roboter.

Mensch-zu-Mensch-Interaktion unterstützt durch Roboter Der Roboter kann als vermittelnde Plattform (Mediator) angesehen werden (s. Grafik in Abbildung 3.9a), die es ermöglicht, Kommunikation bzw. Interaktion zwischen zwei oder auch mehreren Personen herzustellen. Der klassische Fall und auch die Grundfunktionalität für fast alle Ansätze in diesem Bereich ist die Telepräsenz. Hierbei wird es einem Interaktionsteilnehmer ermöglicht, eine Bild- und Tonverbindung zum anderen Teilnehmer aufzubauen. Der Unterschied zur klassischen Videotelefonie liegt darin, dass es dem entfernten Teilnehmer möglich ist, den Roboter vor Ort (in bestimmten Grenzen) zu kontrollieren. Die entfernte Person kann sich also mit Hilfe der beweglichen Plattform und der Videokommunikation bewegen, als wäre sie selbst vor Ort. Es ist möglich sich beispielsweise umzugucken oder dem Gesprächspartner zu folgen. Auch Hilfestellungen können so besser bzw. direkt am richtigen Ort gegeben werden. Weitere Anwendungsfälle sind kollaborative Tätigkeiten wie Spielen oder das Lösen von Aufgaben unterstützt durch die Telepräsenzfunktion. Je weniger der Benutzer von der Teilnahme des Roboters merkt, desto besser und lückenloser ist die Integration in den Interaktionsablauf.

Mensch-zu-Roboter-Interaktion Die Mensch-Roboter-Interaktion (Human robot interaction (HRI), Abb. 3.9b) ist eine Form des sehr umfangreichen Bereichs der Mensch-Maschine-Interaktion (Human machine interaction (HMI)). HMI wird häufig im Zusammenhang mit der Robotik gebraucht, schließt aber auch andere Felder wie den allgemeinen Umgang mit Technologie, beispielsweise Personal Computer, mit ein. In diesem Fall ist die direkte Interaktion mit Robotern von besonderem Interesse. Das Forschungsfeld der HRI ist im Verhältnis relativ jung. So benennt Dautenhahn den Beginn der RO-MAN Konferenz (IEEE International Symposium on Robots and Human

3. Stand der Technik

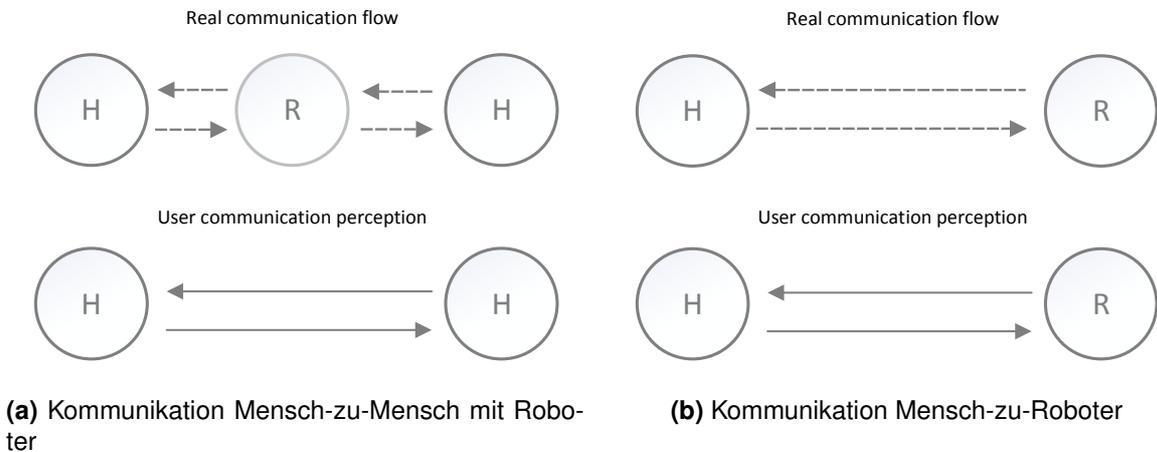


Abbildung 3.9.: Kommunikationswege zwischen Mensch und Roboter (nach [53])

Interactive Communications) 1992 als einen der Eckpfeiler zum Start der gezielteren Forschung an diesem Thema [45]. Anders als bei der klassischen Robotik und den Ingenieurwissenschaften steht die direkte Interaktion mit dem Menschen im Vordergrund.

Im Zusammenhang mit der Durchführung von Mobilitäts-Assessments mit Hilfe einer mobilen Roboterplattform ist die oben genannte Interaktion mit dem Menschen von speziellem Interesse. Von einer sehr gut an den menschlichen Bedürfnissen angepassten Verhaltensweise profitiert auch die roboterunterstützte Mensch-zu-Mensch-Kommunikation. In dem vorliegenden Fall wird der Fokus allerdings auf die möglichst optimale Durchführung der Assessments und somit der Mensch-Roboter-Interaktion gelegt.

3.2.2. Mensch-zu-Mensch-Interaktion (mit Roboter)

Im Bereich der Mensch-zu-Mensch-Interaktion unterstützt durch Robotertechnologien ist der Hauptanwendungsfall die Telepräsenz. Telepräsenz „amalgamiert drei technologische Prinzipien: Robotik, Telekommunikation und Virtual Reality. So vermag ein Nutzer in einem virtuellen Environment per Telekommunikation durch einen ferngesteuerten Roboter in die Umwelt einzugreifen und umgekehrt ein sensorielles Feedback zu empfangen, eine sinnliche Erfahrung des fernen Geschehens: Telepräsenz virtualisiert das, was eigentlich physikalisch berührbare Existenz besitzt.“ [71]. Robotische Teleoperations- und -präsenzsysteme haben in den letzten Jahren eine Entwicklung von reinen Steuerungsaufgaben in der Industrie (Roboter wird an gefährlichen oder

3.2. Soziale / technische Interaktion (im häuslichen Umfeld)

schlecht zugänglichen Stellen eingesetzt und aus der Ferne gesteuert) über Telemedizinroboter (entfernter Arzt steuert Roboter im Operationssaal) hin zu direkter, im eigentlichen Sinne verstandener Telepräsenz (Mensch zu Mensch Kommunikation mit Roboter als Vermittler am Ort des einen Kommunikationspartners) vollzogen.

Telepräsenz-Roboter bzw. -Systeme beginnen seit Kurzem (etwa zwei bis drei Jahre) den kommerziellen Markt zu erschließen (die Preise sanken deutlich unter die 5000-USD-Marke). Durch die gesunkenen Kosten ist die Verbreitung rasant gestiegen. Primäres Anwendungsfeld ist hier das betriebliche Umfeld, in dem Telepräsenzsysteme es Mitarbeitern ermöglichen, aus großer Entfernung an Meetings teilzunehmen. Gleich danach folgen medizinische Anwendungen, bei denen in erster Linie Fernbetreuung unterstützt wird (diese liegen aber noch im höherpreisigen Segment). Telepräsenzsysteme ermöglichen heute auch Schülerinnen und Schülern, die durch Krankheit oder andere Umstände keine Möglichkeit hätten, am Unterricht in der Schule teilzuhaben. Solche Systeme sind entweder dediziert als Telepräsenzroboter ausgelegt (beispielsweise VGo, siehe Abbildung 3.10a, VGo Robotics, Nashua, USA) oder auch als mobile Plattform für ein Endgerät (Tablet-PC) (siehe Abbildung 3.10b, Double, Double Robotics, Sunnyvale, USA). Als erstes System erhielt der RP-VITA Telepräsenzroboter (iRobot, Bedford, USA) Anfang 2013 eine Zulassung der FDA (U.S. Food and Drug Administration) für amerikanische Krankenhäuser („The RP-VITA is FDA cleared for telemedicine consults inclusive of active patient monitoring in high-acuity environments where immediate clinical action may be required. The FDA clearance specifically allows RP-VITA to be used for active patient monitoring in pre-operative, peri-operative and post-surgical settings, including cardiovascular, neurological, prenatal, psychological and critical care assessments and examinations.“ [87]).

Maßgebliche Elemente dieser Roboter sind eine mobile Basis, in der Regel bestehend aus zwei bis vier Reifen, ein Korpus (meist höhenverstellbar) in Höhe von etwa 0,80 bis 1,70 m und ein „Kopf“ mit Display, Mikrofonen und (HD-)Kamera. Dem Operateur ist es möglich, sein Umfeld durch die Kamera zu betrachten und gleichzeitig den gesamten Roboter zu steuern, sich also einem Gesprächspartner zuzuwenden oder einen bestimmten Bereich zu betrachten. Dadurch wird ihm die Möglichkeit gegeben, sich vor Ort „präsent“ zu fühlen. Der Roboter stellt hier nur eine vermittelnde Funktion zur Verfügung und steht der Kommunikation untergeordnet im Hintergrund. Die Autonomie beschränkt sich überwiegend auf eine automatische Hinderniserkennung bzw. Kollisionsvermeidung und automatisches Docking/Parken des Systems.

Weitere Anwendungsfälle der robotergestützten Mensch-Mensch-Interaktion ist das Nutzen des Roboters als Spielgerät, bei dem einer der Spielpartner durch den Roboter



(a) VGo Roboter von VGo Robotics, erhältlich seit 2011 (Foto Eigentum von VGo)



(b) Double „iPad on Wheels“ von Double Robotics, voraussichtlich erhältlich ab Herbst 2013 ©Double Robotics

Abbildung 3.10.: Telepräsenzroboter Double und VGo Robotics

repräsentiert wird. Dies wird zum einen im Bereich der Therapie bei Kindern eingesetzt (Keepon-Roboter, [105], allerdings mit größerem Fokus auf Mensch-Maschine-Interaktion), zum anderen aber auch besonders im Bereich der Robotik für ältere Menschen. Die europäischen Forschungsprojekte Florence, ALIAS und CompanionAble [53, 5, 41] haben unter anderem Szenarien untersucht, in denen der Roboter als (gesteuerter) Spielpartner eingesetzt wird. Im Projekt Florence wurde beispielsweise erforscht, inwiefern der Roboter für Karten- oder Brettspiele als Telepräsenzmedium genutzt werden kann [93, 123].

3.2.3. Mensch-zu-Roboter-Interaktion

Die HRI kann in drei, sich nicht zwangsweise gegenseitig ausschließende, Kategorien eingeteilt werden [45]:

Roboter-zentrierte HRI Hierbei wird der Roboter als eine Art „eigenständiges Wesen“ betrachtet, das seine eigenen Ziele verfolgt und die Interaktion mit Menschen zur Erfüllung seiner Ziele einsetzt. Diese Ziele sind in der Regel im Vorfeld modelliert und in den Roboter integriert worden.

Mensch-zentrierte HRI Bei der Mensch-zentrierten HRI wird die Priorität darauf gelegt, wie der Roboter zur Erfüllung seiner Ziele sich so verhalten kann, dass er möglichst akzeptabel und angenehm für den Menschen agiert. Hier ist insbesondere interessant, wie die Menschen auf das Äußere und auch die Verhaltensweisen des Roboters reagieren. Eine Herausforderung ist das sogenannte „Unheimliche Tal“ (Uncanny Valley, siehe Abschnitt 3.2.4), das es zu vermeiden gilt. Des Weiteren ist die Wahrnehmung stark beeinflusst von der Tendenz der Vermenschlichung von Maschinen und dem Hang zum Behandeln von Maschinen als soziale Entitäten [168].

Roboter-Kognitions-zentrierte HRI Hier wird der Roboter, als nach traditionellem Verständnis der künstlichen Intelligenz, „intelligentes Wesen“ betrachtet. Es handelt sich um eine Maschine die eigene Entscheidungen fällt und Probleme eigenständig löst. Die hauptsächlichen Forschungsfelder sind beispielsweise maschinelles Lernen und „problem solving“.

Diese Kategorien schließen sich nicht nur gegenseitig nicht aus, sie sind für ein vollständig entwickeltes und integriertes Robotersystem sogar alle notwendig. Ein Robotersystem das sich sozial akzeptabel verhält braucht eine Richtlinie für soziales Verhalten, muss das menschliche Verhalten verstehen und einbeziehen können und schließlich die richtige Reaktion zeigen.

3.2.4. Uncanny Valley

Der Begriff bzw. das Konzept „Uncanny Valley“ bzw. „Unheimliches Tal“ wurde erstmals 1970 von Masahiro Mori geprägt [144]. Er bezeichnete damit den Zusammenhang von Erscheinungsbild einer Sache und deren Vertrautheit, der von Menschen empfunden wird (siehe Abb. 3.11). Er verglich dieses Konzept mit einer mathematischen Funktion $y = f(x)$, bei der vom normalen Verständnis der Wert von y steigt, wenn der Wert von x erhöht wird. Er stellte fest, dass es sich bei der Vertrautheit, die Menschen einer künstlichen Sache entgegenbringen, anders verhält, wenn man versucht eine menschliche Person nachzubilden. Hier gibt es einen Bereich, in dem die Akzeptanz stark abfällt und sogar in Ablehnung übergeht, bevor sie wieder ansteigt. Dieses „Tal“ nannte er Uncanny Valley.

Ein Industrieroboter sieht in der Regel sehr „maschinell“ aus und ähnelt dem Menschen nicht. Als Aufgabe übernimmt er allerdings Tätigkeiten, die durchaus auch von Menschen durchgeführt werden können. Da das Aussehen den Roboter klar als Maschine definiert, wird vom Benutzer keine Beziehung auf eine Menschlichkeit der Ma-

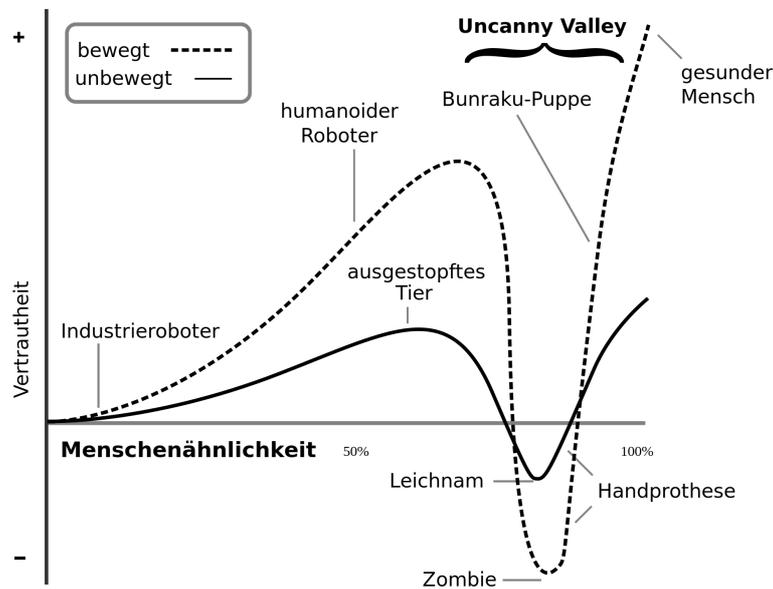


Abbildung 3.11.: Uncanny Valley nach [144], ©2013

schine hergestellt, obwohl die Tätigkeit ähnlich ist. Bei einem Spielzeugroboter ist es möglicherweise gewünscht, menschliche Attribute aufzunehmen, also Beine, Arme und einen Kopf ähnlich der menschlichen Physiologie zu designen. Da hier vor allem durch Größe, Aufgabe und Material eine Abgrenzung erfolgt, ist zwar die Menschenähnlichkeit und die Vertrautheit größer, allerdings wird es nicht als Bedrohung oder Ähnliches empfunden. Ein Ziel eines Zweigs der Roboterentwicklung besteht darin einen menschlichen Roboter zu entwickeln, der optisch und verhaltensmäßig quasi nicht mehr vom biologischen Menschen zu unterscheiden ist. Dabei wird versucht, die menschliche Physiologie nachzubilden, beispielsweise mit künstlichen Gesichtern oder schlicht einer hautfarbenen Färbung der „Körperteile“ (s. auch Abbildung 3.13b). Erreicht man eine hinreichende Annäherung, so dass auf den ersten Blick keine Unterscheidung mehr möglich ist, gibt es einen Effekt, der abstoßend sein kann. Mori zieht den Vergleich mit einer Handprothese, die so gut designed ist, dass man sie nicht von einer normalen Hand unterscheiden kann. Dadurch, dass optisch keine Unterschiede sichtbar sind, geht man von einer Hand aus, die aus der Erfahrung bekannt ist. Berührt man diese Hand, stellt man fest, dass es sich um etwas Unvertrautes handelt, weil die Hand kalt und möglicherweise auch mechanisch hart ist. Das führt laut Mori zu einer Reaktion, die sogar entgegengesetzt ist, die Hand wird als unheimlich empfunden, die Vertrautheit ist mathematisch gesehen negativ. Dies ist das „Unheimliche Tal“ der

Kurve. Das Gleiche gilt nicht nur für das Aussehen einer/s Maschine/Puppe/Roboters sondern auch für die Bewegungen. Sieht ein Roboter sehr menschlich aus, wird auch erwartet, dass er sich entsprechend verhält. Bewegt er sich anders (schneller, langsamer, abgehackt), wird auch hier Ablehnung erzeugt. Das Gleiche gilt für die Mimik, ist diese schneller oder langsamer als „normal“, wird sie als unnatürlich oder abstoßend empfunden.

Nachfolgende Arbeiten belegen Moris Aussage teilweise (Übersicht u.a. in [165, 125], zeigen aber auch, dass nicht nur die Faktoren Aussehen und Bewegung wesentliche Aspekte darstellen, auch weitere wie zum Beispiel das Alter des Betrachters [142] oder die Stimme des Roboters haben Einfluss [96]. Andere Studien wiederum können zwar ähnliche Effekte feststellen, aber keine einheitliche Kurve für das Uncanny Valley festlegen [124]. Grundsätzlich lässt sich sagen, dass es (nach Wissensstand des Autors) keine Arbeit gibt, die das Uncanny Valley anhand von fest definierbaren und nachvollziehbaren Parametern prüfen konnte, so dass es für die These zwar eine Reihe Anhaltspunkte gibt, aber der empirisch abschließende Beweis noch aussteht. Dies mag auch damit zusammen hängen, dass sich die Effekte hoch interdisziplinär zusammensetzen. Die These wird im Allgemeinen (besonders im Bereich der Robotik) aber als grundsätzlich richtig angenommen. Die Studie von Meyer bestätigt diesen Zusammenhang für Senioren: „Die Ergebnisse weisen eher darauf hin, dass eine zu große Menschenähnlichkeit den Probanden Angst einflößt. Mechanische Dienstboten sollen maschinenähnlich bleiben und nicht pseudo-menschlich werden.“ [140].

3.2.5. Sozial agierende Serviceroboter

Wie man am Effekt des Uncanny Valleys erkennen kann, ist die Entwicklung eines sozial akzeptierten Roboters von vielen Faktoren abhängig. Ein Roboter ist im sozialen Gefüge als soziale Entität anzusehen, an die Erwartungen gestellt werden und die ihrerseits Anforderungen an die Umwelt hat. Der Roboter nimmt eine Rolle als Gegenüber des Menschen ein, die durch sein Aussehen und sein Verhalten definiert wird. Dabei können Design und Verhaltensweisen von ganz unterschiedlicher Art sein. Grob klassifizieren lassen sich diese Rollen in (haus-)tierartig, menschenähnlich oder maschinell geprägt.

Roboter als (Haus-)Tier Seit Beginn der Domestizierung von Tieren haben Menschen oft ein besonderes Vertrauensverhältnis zu Tieren. Klassische Arten der Haustiere wie etwa Hunde oder Katzen sind hierbei in Westeuropa und Nordamerika oft

3. Stand der Technik



(a) Paro-Roboter, therapeutisches Werkzeug ©AIST, Japan (b) Nao Next Gen Roboter ©Aldebaran Robotics

Abbildung 3.12.: Roboter in Tier-Form, Paro und humanoider Roboter, Nao.

in soziale (Familien-)Strukturen integriert [176]. Es liegt also nahe, durch die Nachbildung eines Tieres, zu dem die Menschen schnell Vertrauen aufbauen können, einem Robotersystem ebenso eine gewisse Vertrautheit zu verleihen. Zusätzlich wird automatisch eine gewisse „Unvollkommenheit“ der Kommunikation mit dem „Tier“ akzeptiert, so dass die Anforderungen an die Kommunikationsmechanismen des Roboters deutlich niedriger als für ein menschenähnliches System sind. Ein Beispiel für den Einsatz von tierartigen Robotern auch besonders im Umgang mit älteren Menschen ist die Roboterrobbe Paro [212] (Abb. 3.12a). Paro wird bereits seit über 10 Jahren im Bereich der Therapie und speziell mit älteren Menschen genutzt und erprobt, seit 2006 auch in deutschen Altenheimen mit Demenzpatienten. Die offensichtlichen Fähigkeiten von Paro sind dabei auf kleine Bewegungen und Geräusche begrenzt. Im Hintergrund findet allerdings eine weitere Datenverarbeitung zur Verhaltensanpassung und -auswertung statt. Studien zum Einsatz der Robbe geben ein gespaltenes Bild ab, teilweise werden mit der Robbe Erfolge in der Therapie erzeugt, teilweise wird die Robbe auch von den Patienten abgelehnt (Übersicht u.a. in [140]). Ein weiteres Beispiel ist der Roboter-Hund AIBO der Firma Sony, der auch auf seine Wirkung auf ältere Menschen hin untersucht wurde [17]. Hier ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen einem echten Hund und dem Roboterhund zur Betreuung bei Einsamkeit feststellen.

Menschenähnlicher Roboter Wie im Abschnitt zum Uncanny Valley beschrieben, ist es schwierig, ein Robotersystem sehr menschenähnlich zu gestalten und gleichzeitig die damit einhergehenden Erwartungen an das System zu erfüllen. Bewegungen und kognitive Fähigkeiten werden schnell als nicht ausreichend empfunden. Dem Autor ist



(a) Care-O-bot 3, ©Fraunhofer IPA



(b) Geminoid-DK, Universität Aalborg, Foto Eigentum von Geminoid.DK

Abbildung 3.13.: Care-O-bot als maschinenähnlicher Roboter, Geminoid-DK als Android/Kopie einer menschlichen Vorlage

daher kein sozial agierender Roboter für die Interaktion mit älteren Menschen bekannt, der auf einem wirklich menschenähnlichen Aussehen beruht. Es gibt eine Reihe humanoider Roboter, die jedoch immer auf den ersten Blick von einem Menschen zu unterscheiden sind. Beispiele sind hier der Roboter Nao (Abb. 3.12b) der Firma Aldebaran oder Taizo von AIST und General Robotix. Diese Roboter sind alleine durch ihre Größe von unter 60 cm gut von einem Menschen zu unterscheiden und werden als „niedlich“ empfunden. Während Taizo direkt als Coaching-Roboter für die Rehabilitation von älteren Menschen entworfen wurde, ist Naos Ursprung im Bereich der Lehr-Robotik angesiedelt. Inzwischen gibt es aber eine ganze Reihe von Untersuchungen zur Interaktion von Nao mit Senioren (u.a. im europäischen Forschungsprojekt KSERA [110]).

Roboter als Maschine/Gerät Versucht man nicht, den Roboter exakt einem Menschen oder Tier nachzubilden, vermeidet man das Problem des Ablehnungseffekts des Uncanny Valley. Da aber auch der Vergleich mit einem bekannten Äußeren fehlt, verschwindet die automatische Vertrautheit ebenso. Ziel ist es daher, bei nahezu allen Robotern dieser Kategorie weder Mensch noch Tier nachzubilden, aber durchaus

3. Stand der Technik

Anleihen an deren Aussehen zu machen. Der überwiegende Teil dieser Roboter verfügt über Augen oder sogar einen vollständigen Kopf, der je nach Design mehr oder weniger in der Lage ist, einfache Emotionen auszudrücken. Manche Kopfformen sind Tieren nachempfunden. Die Fortbewegung basiert in der Regel auf Plattformen mit Rädern (keine Beine), des Weiteren sind häufig Displays in verschiedenen Größen anzutreffen, um Informationen grafisch darstellen zu können. Gängig sind Sprachaus- und -eingabe, wie allerdings auch bei den beiden vorigen Kategorien. Beispiele für Roboter dieser Art sind Scitos G5 von MetraLabs, Care-o-bot von Fraunhofer IPA (Abb. 3.13a) oder Kompaï von Robosoft. Einer der ersten Vertreter war Pearl, der „Nursebot“, entwickelt von der Carnegie Mellon University und der University of Pittsburgh. In mehreren internationalen Forschungsprojekten werden diese und ähnliche Roboter unter anderem auf ihre Einsatzfähigkeit mit älteren Menschen getestet. Beispiele aus dem europäischen Raum sind CompanionAble, Alias, Florence oder WiMi-Care.

Von den drei genannten Kategorien ist diese die zahlenmäßig wohl größte Gruppe, da die anderen einen recht speziellen Teil kapseln. Dies liegt auch an den geringeren Hardware-Design-Kosten, da für diese Roboter oftmals Basistechnologien aus der Industrie übernommen werden können (Antriebsplattformen) und durch die Größe der Systeme mehr Platz zum Unterbringen der verschiedenen Komponenten bleibt.

3.2.6. Bewegung als Teil der Interaktion

Ein wesentlicher Aspekt der Interaktion mit einem Roboter ist dessen Bewegungsstrategie. Die Bewegungsplanung ist somit sehr wichtig, und dazu gehört nicht nur eine kollisionsfreie Pfadplanung. Ein Roboter sollte gleichzeitig gute, sozial akzeptierte und lesbare Bewegungen planen [181]. Damit Roboter und Menschen in der gleichen Umgebung aktiv sein können, sind bestimmte Voraussetzungen nötig. Dieser Aspekt spielte in der herkömmlichen, industriellen Robotik zunächst kaum eine Rolle, da die Roboter dort fast ausschließlich in abgesicherten Zonen agierten und dort somit kein Kontakt stattfinden konnte. Mit der Verlagerung in das häusliche Umfeld bekommen diese Aspekte jedoch eine zentrale Bedeutung. Die Sicherheitsbetrachtung ist also ein wesentlicher Bestandteil der Bewegungsplanung [3, 221]. Ein großer Unterschied zur industriellen Robotik ist das dynamische Umfeld. Hindernisse und Personen können ihre Position verändern und so einen anfänglich als sicher geplanten Pfad blockieren. Serviceroboter müssen in ihrer Wegplanung auf diese Besonderheiten eingehen.

Bei der Pfadplanung ist auch zu beachten, dass die Bewegungen des Roboters an sich auch eine indirekte Interaktion mit dem Benutzer darstellen. In der menschlichen

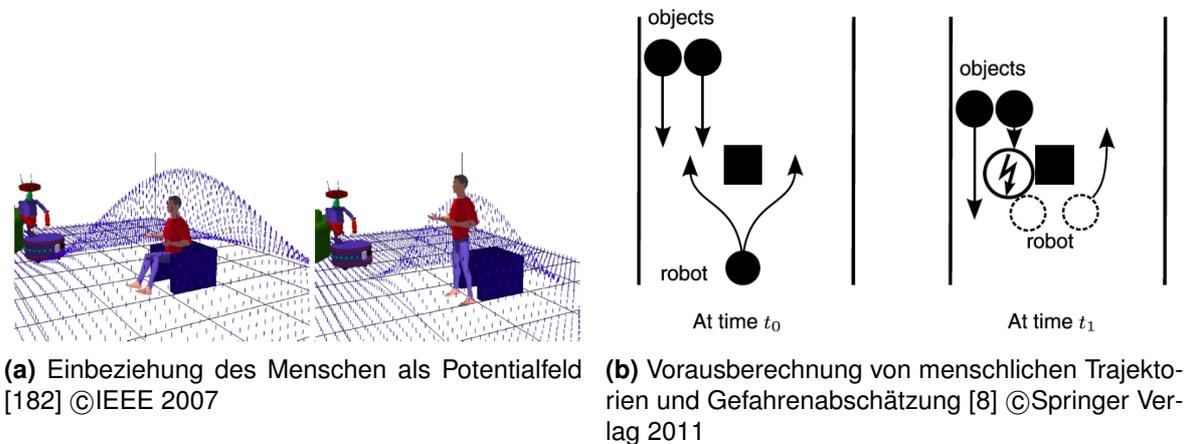


Abbildung 3.14.: Verschiedene Ansätze zur Kollisionsvermeidung mit dem Menschen

Kommunikation würde man von „Körpersprache“ sprechen. Das heißt, die Art und Weise, in der sich der Roboter bewegt, hat einen Einfluss auf die empfundene Beziehung des Menschen zur Maschine. Dazu gehört auch die Distanz zwischen zwei Personen (Proxemik, [75]), die unterbewusst/nonverbal ausgewählt wird und die vom Roboter ebenfalls „richtig“ eingehalten werden sollte [55, 155]. Bewegt sich der Roboter schnell und mit plötzlichen Richtungsänderungen, wird die Bewegung als Angst einflößend bzw. unberechenbar empfunden. Treten häufige Berechnungspausen auf, kann der Eindruck erweckt werden, der Roboter sei bereits am Zielort angekommen oder ist bei der Navigation gescheitert. Des Weiteren gibt es Rückkopplungseffekte, die die Bewegungsplanung weiter erschweren. Soll sich der Roboter einfach nur mit einem gehenden Menschen mitbewegen, kann es schwierig sein, die richtige Geschwindigkeit zu finden, da sich der Mensch auch selbst bewusst oder unterbewusst der Geschwindigkeit des Roboters anpasst [199].

3.2.7. Robotische Bewegungsplanung unter Einbeziehung von menschlichen Akteuren

Soll eine Bewegung geplant werden, die garantiert keine Berührungen mit Hindernissen beinhaltet, ist es nötig, ein vollständiges Modell der Umwelt mit allen Akteuren und Hindernissen zu haben. Dann kann eine Bewegung so geplant werden, dass Kollisionen ausgeschlossen sind. Voraussetzung ist aber, dass von allen Objekten die Eigendynamik und das zukünftige Verhalten bekannt ist. Besonders das eingeschränkte Sichtfeld der Sensoren sollte auch in die Planungen einfließen [23].

3. Stand der Technik

Die Frage der Bewegungsplanung ist nicht nur in der häuslichen Robotik von Interesse, auch die Entwicklungen der autonomen Fahrzeuge hängen ganz entscheidend davon ab, sicher auf eine sich dynamisch ändernde Umwelt reagieren zu können. Diese Ansätze können sich durchaus gegenseitig inspirieren, auch wenn die globalen Gegebenheiten teilweise recht unterschiedlich sind. Hier sei beispielhaft verwiesen auf Ansätze zur (sicheren) Pfadplanung von Fahrzeugen im Straßenverkehr von Broadhurst et al. oder Dolgov et al. [24, 49]. Übertragen lassen sich diese Prinzipien aber durchaus auch auf Fälle wie die Steuerung von (teil)autonomen Rollstühlen [207].

Fraichard hat drei Kriterien für eine Sicherheitsbewertung von Navigations-Ansätzen definiert: (1) Einbeziehung der Eigendynamik, (2) Einbeziehung des zukünftigen Verhaltens von Objekten der Umwelt und (3) einen unendlichen Zeithorizont betrachten [57]. Keine der herkömmlichen Ansätze erfüllt alle Kriterien zufriedenstellend, der Ansatz der Inevitable Collision States (ICS) von Fraichard und Asama kann sie zwar vollständig erfüllen, ist aber auf ein vollständiges Modell der Umwelt angewiesen [58]. Althoff et al. haben diesen Ansatz erweitert, um dynamische Objekte mit aufnehmen zu können (Abb. 3.14b) [8]. Der Ansatz der Probabilistic Collision States (PCS) kann eine probabilistische Bewegungsabschätzung für Objekte einbeziehen und kann somit auch Probleme auflösen, in der zum gegenwärtigen Zeitpunkt keine kollisionsfreie Planung zum Zielpunkt möglich ist („freezing robot problem“, der Roboter bleibt in der aktuellen Position stehen, weil kein gültiger Pfad gefunden wird), aber durch Bewegung der Hindernisse noch möglich werden kann. Der Roboter bleibt bei einem verdeckten Ziel also nicht einfach stehen, sondern bewegt sich in die günstigste Position, um den Pfad bei fortbewegten Objekten trotzdem nehmen zu können.

Sisbot et al. beziehen zwei Parameter in ihre Pfadplanung ein, das „safety criterion“ und das „visibility criterion“ [181, 179, 182, 180]. Damit sollen zwei wesentliche Aspekte der HRI abgedeckt werden. Diese Kriterien werden als numerische Werte gespeichert und in einem zweidimensionalen Raster (entspricht der Karte der Umwelt) abgelegt (Abb. 3.14a). Abhängig von der Position des Roboters und des Menschen werden die Gewichte der einzelnen Felder im Raster berechnet. Durch die Gewichtungen entstehen Potentialfelder in der Karte, die beispielsweise um jede Person im Raum ein erhöhtes Potential besitzen. Dadurch können Pfade vermieden werden, die zu hohe Potentialwerte schneiden würden. Gleichzeitig wird davon ausgegangen, dass es als angenehmer empfunden wird, wenn sich der Roboter im Sichtfeld des Menschen befindet. Daher wird vom Blickfeld des Menschen aus gesehen das Potential in allen nicht sichtbaren Bereichen erhöht. Weitere Untersuchungen dieser Forschungsgruppe finden sich in [4, 107, 109, 108]

3.2. Soziale / technische Interaktion (im häuslichen Umfeld)

Ein Beispiel für einen Ansatz, in dem weitere Regeln für das Bewegungsverhalten aufgestellt werden ist von Lam et al. vorgestellt worden [112]. Bei dem „human centered sensitive navigation“, HCSN, werden verschiedene Faktoren einbezogen und gewichtet, die „harmonious rules“. Sechs Regeln werden dazu verwendet um eine möglichst harmonische Beziehung zwischen den Bewegungen des Roboters und den interagierenden Menschen zu erzeugen. Diese Regeln sind

1. *„Collision-free rule:* It is the most fundamental behavior a robot should have. The host robot has to maintain its safety and be able to reach the goal destination.
2. *Interference-free rule:* The host robot should not enter the personal space of a human and the working space of any other robot unless its task is to approach any of them.
3. *Waiting rule:* Once the host robot enters the personal space of a human carelessly or unwillingly, it has to stop and wait for a threshold time.
4. *Priority rule:* The host robot with low priority should yield to the robot with higher priority when two are both moving.
5. *Intrusion rule:* The host robot intruding other robots' working spaces should leave immediately. The robot whose working space has been intruded should stop working for safety concern.
6. *Human rule:* Humans have the highest priority. Once a robot is serving humans, it only needs to maintain the „collision-free rule“ and „interference-free rule“. “ [112]

Zusätzlich werden noch eine Reihe von „sensitive fields“ definiert, Zonen, in denen sich Mensch, Roboter oder beide befinden können und jeweils unterschiedlich gewichtet werden. Erste Ergebnisse sind vielversprechend (Abb. 3.15b), allerdings müssen möglichst zu jeder Zeit die Positionen von Roboter und Menschen exakt bekannt sein und es kann noch das *freezing robot problem* auftauchen, falls es (in der aktuellen Situation) keinen Pfad zum Ziel zu geben scheint.

Soll der Roboter direkt mit dem Mensch in Interaktion treten, ist auch hier die Pfadplanung und besonders die Annäherung relevant. Koay et al. haben in einer Studie mit zwölf Probanden untersucht, wie groß der Abstand und die Richtung basierend auf verschiedenen Aktionen sein sollte [102]. Für die Richtung ergibt sich: Über 80 % der Probanden bevorzugten eine Annäherung von vorne oder vorne rechts. Die durchschnittliche Distanz betrug 66,8 cm (Standardabweichung $sd=6,96$ cm), das Minimum 58 cm, das Maximum 82 cm, wobei zwei Cluster um 72,42 cm und 61,25 cm auszumachen waren, was sich mit der Persönlichkeit der Probanden in Zusammenhang bringen

ließ (Offenheit/Intellekt/Vertrautheit). Höhe: Für die Übergabe eines Objekts wurde eine durchschnittliche Höhe von 78,9 cm (min. 73 cm, max. 86 cm) gemessen. In weiteren Untersuchungen ließen sich auch leichte Unterschiede zwischen den Geschlechtern feststellen [44]. Auch Wizard of Oz-Studien (siehe auch Kapitel 5.1) wurden in diesem Kontext durchgeführt [85]. Althaus et al. haben hierzu untersucht, wie sich ein Roboter einer Gruppe von Menschen annähern sollte [7].

Sasaki und Hashimoto verfolgen den Ansatz, die Pfade der Personen innerhalb des Bereichs zu erfassen, in dem sich auch der Roboter bewegt, um Kollisionen zu vermeiden [172]. Hierbei greifen sie nicht nur auf die Sensoren des Roboters zurück, sondern auf viele verteilte Sensoren, „Intelligent Space“ genannt. Die Idee geht auf Ansätze von Appenzeller et al. und Tanaka et al. zurück, die ebenfalls Sensoren (größtenteils Kameras, aber auch Mikrofone etc.) nutzen, um Menschen in einer Karte zu orten und andere Flächen als „frei“ für die Navigation des Roboters zu markieren, da freie Bereiche aus Sicht des Roboters oftmals durch Hindernisse verdeckt und somit nicht bekannt sind (Abb. 3.15a) [11, 202]. Sasaki und Hashimoto nutzen diese Information ebenfalls um Pfade zu planen, die den Benutzer möglichst wenig stören sollen. Allerdings wird hier die Navigation genutzt, um genau auf den gemessenen Pfaden zu fahren. Die Kontrolle des Roboters wird von der überwachenden Umgebung (Kontrollsystem im Intelligent Space) durchgeführt, nicht vom Roboter selbst.

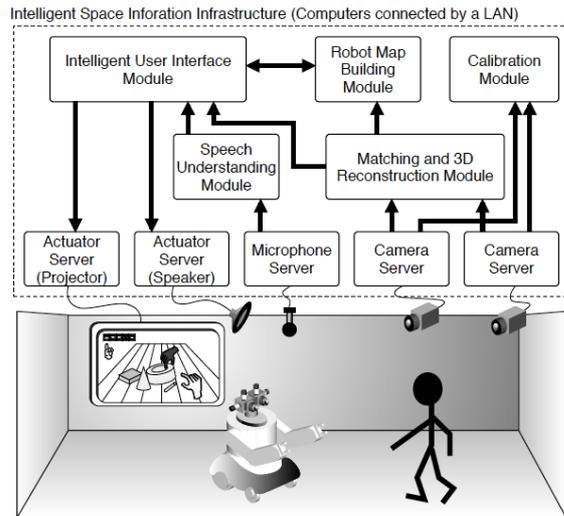
Als ein wichtiger Faktor für die Akzeptanz sehen Lichtenthaler et al. die „Lesbarkeit“ des Verhaltens des Roboters. In den hier entwickelten Strategien wird besonderer Wert drauf gelegt, dass der Nutzer die nächsten Aktionen, Ziele und Intentionen des Roboters genau und exakt erkennen kann [116, 117]. Getestet wurde der hierbei entwickelte Planer in Simulationen.

Ein weiteres Feld ist die Untersuchung von Situationen, in denen Roboter und Mensch Objekte austauschen („hand-over motions“), die natürlich auch die Bewegung in Gegenwart des Menschen betrachten müssen (u.a. [128]). Da in diesem Kontext aber keine solchen Aktivitäten geplant sind, wird dies nicht weiter betrachtet.

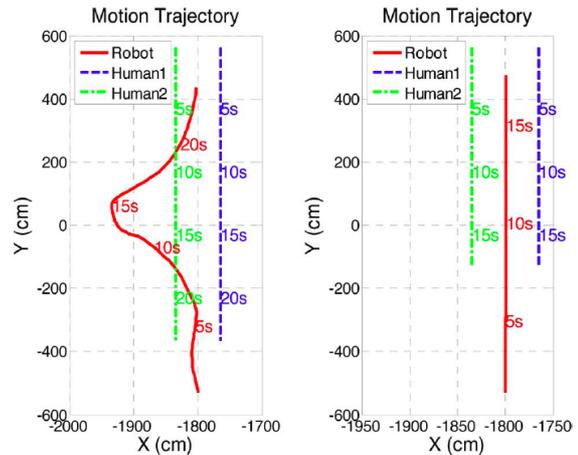
3.2.8. Akzeptanz bei Senioren – Studien

Studien, die sich explizit mit der (allgemeinen) Akzeptanz von Servicerobotern in der Gruppe der Senioren befassen, gibt es bislang sehr wenige. Etwas mehr Ergebnisse gibt es aus Studien, die sich direkt mit einem bestimmten Anwendungsfall beschäftigen, insbesondere aus Forschungsprojekten, die die entwickelten Anwendungsfälle zusammen mit Senioren getestet haben. Allgemein lässt sich sagen, dass diese Fra-

3.2. Soziale / technische Interaktion (im häuslichen Umfeld)



(a) Intelligent Space als Informationsquelle für die Navigation [11] ©IEEE 1997



(b) Gegenüberstellung von Human Aware Planner (links) und Shortest Way Planner (rechts) [112] ©IEEE 2011

Abbildung 3.15.: Weitere Ansätze zur Kollisionsvermeidung mit dem Menschen

gestellungen erst seit etwa zehn Jahren forciert bearbeitet werden und erst in den letzten Jahren deutlich an Zuspruch gewonnen haben.

Eine intensive Untersuchung zur Akzeptanz von Robotern wurde 2011 von Beer et al. durchgeführt [18]. Hier wurde der Fokus allerdings auf die Gesamtbevölkerung und nicht nur auf ältere Menschen gelegt. Als Ergebnis wurde eine Liste von offenen Fragen für die Roboterentwicklung genannt, in der auch der Punkt der altersabhängigen Akzeptanz als offenes Problem dargestellt wird.

Die Ergebnisse der Studien müssen natürlich vor dem Hintergrund betrachtet werden, dass mit der schnellen technologischen Entwicklung der letzten Jahre auch eine Veränderung des in-Berührung-kommens mit der Technik einhergeht. Die aktuellen Entwicklungen im Robotik-Bereich haben zurzeit einen mittleren Horizont von fünf bis zehn Jahren bis zur Markteinführung. Personen, die zukünftig das „Seniorenalter“ erreichen, haben wesentlich mehr Erfahrung mit digitaler Technik als die Personen, die sich zurzeit im Zielgruppenalter befinden und dieser Trend wird sich weiter fortsetzen. Internet, e-Mail und Mobiltelefone haben ihre Bedeutung im Wesentlichen in den letzten 20 Jahren, besonders im Arbeitsalltag, entfaltet. Personen, die sich innerhalb dieser Zeit bereits im Rentenalter befanden, haben oft weniger Kontakt gehabt und tun sich folglich schwerer im Umgang damit. Perspektivisch wird diese Gruppe immer kleiner und diejenigen mit Erfahrung immer größer [43]. Besonders stark ist der Effekt zu

3. Stand der Technik

beobachten, dass Technik trotz allem sogar wesentlich besser als erwartet akzeptiert wird, so lange deren Nutzen klar ersichtlich ist [138, 43].

Eine ausführliche Studie zur Akzeptanz von Servicerobotern bei Senioren in Deutschland wurde 2011 von Meyer durchgeführt [140]. Für den quantitativen Teil der Studie wurden 192 Personen befragt, wobei sowohl Senioren als auch Techniker und Pflegekräfte einbezogen waren, die ebenfalls am Akzeptanzprozess beteiligt sind. Für den qualitativen Teil wurden verschiedene Anwendungsszenarien in leitfragengestützten Interviews mit 20 Personen durchgeführt. Die Gruppe der 192 Personen bestand zu 62 % aus Frauen und zu 58 % aus der Altersgruppe bis 64 Jahre, 22 % 65-74 Jährige und 22 % waren älter als 75 Jahre. Die Zustimmung zum Einsatz von Robotik für ältere Menschen betrug insgesamt 52 %, bei Senioren (aller Altersklassen), sogar etwas mehr als bei Pflegekräften (56 % zu 50 %, Techniker bei 75 %). Die spontane Ablehnungsquote lag gesamt bei 26 %, bei der Seniorengruppe allerdings bei 40 %. 66 % lehnen Roboter ab, weil sie „unheimlich“ sind und 86 % bezweifeln die Funktionsfähigkeit. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es eine große Bereitschaft bei den Senioren gibt, allerdings auch eine starke Gruppe der Ablehnenden. Besonders Alleinlebende sind eher dazu geneigt, einen Roboter zu akzeptieren. Weitere ausführliche Ergebnisse finden sich in [140]. Bei den Anwendungsszenarien zum Roboter als Alltagsassistenten wird unter anderem hervorgehoben, dass es sehr darauf ankommt wie sich der Roboter verhält, um Kontakt zum Benutzer aufzunehmen. Besonders akzeptiert wurden Funktionen wie Staubsaugen und Wischen, gefolgt von Monitoring und Coaching über sozial-verbale Kommunikationshilfe bis hin zu den am wenigsten akzeptierten „emotional robotics“/Therapieanwendungen.

Parallel zur Studie von Meyer fand innerhalb der USA eine schriftliche Befragung von 177 Personen statt, mit dem Ziel die Akzeptanz von Servicerobotern zu erfassen [51]. Hierbei wurde verglichen, inwiefern sich die Akzeptanz von Servicerobotik-Szenarien zwischen jüngeren (18-25 Jahre) und älteren (65-86 Jahre) Menschen unterscheidet. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Altersgruppen ließ sich nicht feststellen, solange jeweils der Nutzen des Systems ausreichend erkennbar ist. Die älteren Personen waren allerdings aufgeschlossener, was „kritische“ Funktionalitäten (Notfallservices) der Roboter anging. Ähnliche Ergebnisse erbrachte eine weitere Umfrage der gleichen Forschergruppe [50].

Diese Studien bezogen sich allerdings auf ein breiteres Spektrum der Servicerobotik und wurden in Form von Befragungen umgesetzt, ohne konkrete Technologien direkt zu testen. Üblicherweise wurden Fotos von Robotern oder Szenen vorgelegt und diskutiert. Nichtsdestotrotz lässt sich hieraus die genannte Reihe von Indikatoren (u.a.

Akzeptanz sofern Nutzen erkennbar, Distanz zu Technik) ableiten, die das Verhältnis von Senioren zur Servicerobotik und auch zur Technologie charakterisiert. Was aber bislang nach Wissen des Autors grundsätzlich fehlt, ist eine systematische Untersuchung der Ursachen, die ältere Menschen zu Akzeptanz oder Ablehnung der Systeme bewegen.

Durch die zunehmende Forschung im Bereich der Servicerobotik für ältere Menschen gibt es auch eine steigende Anzahl von Erhebungen, die das Zusammenspiel von Senior und Roboter untersuchen, häufig bezogen auf einen konkreten Anwendungsfall.

Smarr et al. haben 2011 in ihrer Studie versucht, einen Überblick über die aktuellen Entwicklungen im Bereich der Roboterassistenz für ältere Menschen zu geben [185]. Besonders wurden hier Roboter gesucht, die Aktivitäten des täglichen Lebens unterstützen. Die Suche basierte auf Suchmaschinen im Internet sowie Dokumentdatenbanken. Je nach Art der Tätigkeit wurden zwischen 61 und 147 verschiedene Robotersysteme gefunden, die ältere Menschen bei Aktivitäten des täglichen Lebens unterstützen sollen. Das zeigt die große Relevanz, die die Roboter zunehmend erhalten, aber gleichzeitig ist das Fazit dieser Untersuchung, dass es noch keine umfassenden Studien gäbe, die genau die Bedürfnisse und Wünsche der Senioren aufnehmen und es besonders wichtig sei, die Roboter im realen Umfeld mit realen Benutzern zu testen.

Im Jahr 2012 wurden Szenarien untersucht, die mit dem PR2-Roboter von Willow Garage Inc. durchgeführt wurden [19]. Hierzu wurden verschiedene Tätigkeiten wie die Navigation, Greifen eines Objekts oder weiterführende Funktionalitäten wie Öffnen einer Tür oder Falten von Wäsche per Video vorgeführt und anschließend gefragt, ob man sich vorstellen könne, diese Tätigkeiten von einem Roboter durchführen zu lassen. Auch hier war das Ergebnis stark von der vorgestellten Tätigkeit abhängig. Für einfache Handhabungstätigkeiten (Küche putzen, Fenster putzen, Objekte finden / vom Boden aufheben) wurde der Roboter stark bevorzugt, bei anderen wiederum (Geschirr abwaschen) wurde der Roboter nicht als Vorteil empfunden. Die Autoren verweisen hier auch darauf, dass die Beweggründe der Entscheidungen genauer untersucht werden müssten.

Weitere Untersuchungen auf europäischer Ebene wurden in den Robotik-Projekten CompanionAble, Alias oder Cogniron durchgeführt. Hier wurden jeweils in Abstimmung mit der Zielgruppe Szenarien entworfen, anschließend entwickelt und wiederum mit der Zielgruppe evaluiert. Auch hier waren die Untersuchungen speziell auf einzelne Anwendungsfälle zugeschnitten und können nicht automatisch verallgemei-

nert werden. Einzelne Ergebnisse finden sich in den Projekt-Deliverables oder auch in [69, 174, 86, 46].

3.3. Kritik am Stand der Technik

Im Hinblick auf die aufgezeigte Problemstellung und die Übersicht über den Stand der Technik ergeben sich folgende offene (Kritik-)Punkte:

Klinische Mobilitäts-Assessments. Probleme sind hierbei fast immer der Ort des Assessments, die Prüfungssituation des Probanden, subjektive Ausführung, Personalaufwand für Ausführung und Dokumentation. Weiterhin liefern diese Tests nur eine Momentaufnahme der Situation und lassen kaum Rückschlüsse auf Trends zu. Da die Person sich der Prüfungssituation bewusst ist, kann der Test dadurch verzerrt werden, dass die Person versucht, besonders gut abzuschneiden. Man misst hier also eher die Leistungsfähigkeit der Person, nicht die Leistung, die sie im Allgemeinen aufbringen kann.

Technisch unterstützte Mobilitäts-Assessments. Für körpernahe Sensorik müssen die Sensoren explizit angelegt und bedient werden. Das bedeutet einen zusätzlichen Aufwand, der zum einen kontrolliert werden muss und zum anderen dazu verleitet, auf die Tests zu verzichten (durch umständliches Anlegen oder komplizierte Bedienung auf die Nutzung zu verzichten). Zusätzlich sind sich die Personen durchgängig bewusst, dass sie vermessen werden. Das Anbringen von ambienten Sensoren erfordert in der Regel einen recht großen Eingriff in die bestehende Infrastruktur der Wohnung. Es müssen neue Geräte installiert, Kabel verlegt und Stromquellen integriert werden. Günstige Sensoren sind nicht sehr genau, exakte Sensoren sehr teuer. Wenn die Sensoren nur vorübergehend oder aufgrund eines Akutereignisses eingebaut werden, entsteht nur ein zeitlich eingeschränkter Eindruck. Zusätzlich sind die Sensoren statisch und können nur einen eingeschränkten Erfassungsbereich überwachen.

Automatisierte Mobilitäts-Assessments. Um die Optimierungspotentiale klinischer Assessments zu nutzen, wurden erste Ansätze zur automatisierten Assessment-Durchführung entwickelt. Auch hier sind noch Optimierungen möglich, so wird unter anderem eine mobile Anbringung des LRS zur Bewegungsvermessung genannt [61]. Auch weitere Verbesserungen der Sensorik wie die Fusion von LRS-Daten aus verschiedenen

Positionen und verbesserte Kraftsensorik werden vorgeschlagen. Zusätzlich lässt die reine Messung mit einem zweidimensionalen LRS die Informationen über die dreidimensionale Bewegung außer Acht. Keiner der bislang entwickelten Ansätze ermöglicht es, aus einzelnen vermessenen Komponenten verschiedene Mobilitäts-Assessment-Tests parallel zu evaluieren und somit auch einen Zusammenhang zwischen den Ergebnissen direkt herzustellen. Die automatische Analyse der Balance wird zu diesem Zweck nach Wissen des Autors bisher noch nicht eingesetzt.

AAL-Servicerobotik, Akzeptanz und Navigation. Die Servicerobotik im Bereich von assistiven Diensten befindet sich momentan noch in der Findungsphase. Es wird in erster Linie ausgelotet, welche Services die Roboter anbieten können, welche Akzeptanz die Systeme erfahren und welche Märkte zur Verfügung stehen könnten. Auch die Basisfunktionalität wie das Anpassen der Bewegungen an den Menschen und das Lernen der menschlichen Verhaltensweisen für die Navigation ist noch nicht im Fokus der breiten Forschung. Des Weiteren ist dem Autor zum aktuellen Zeitpunkt kein Assessment-Service bekannt, der von einem Roboter angeboten wird. Die Einbeziehung des Menschen geschieht im Wesentlichen zur Kollisionsvermeidung, nicht aber zur Beobachtung. Es ist kein Ansatz bekannt, der ausschließlich die mobile Sensorik der Plattform zur Verhaltensanpassung im Hinblick auf eine verbesserte Beobachtung nutzt. Es wurde der Hinweis gegeben, dass sich der Roboter „sozial akzeptabel“ bewegen soll, eine Evaluierung fand bislang aber nur für einzelne Trajektorien in festen Wegpunktszenarien statt. Für alle Ansätze gilt, dass die Erkennung des Menschen die Grundlage für die Interaktion oder Pfadplanung darstellt. Dem Autor ist nur ein Ansatz bekannt, in dem Kinect-Sensor und LRS zusammen zum Personentracking genutzt werden, hierbei ist der LRS allerdings in der Mitte des Roboters angebracht und nicht in Fußhöhe, so dass keine genaueren Informationen über die Beinbewegung erfasst werden [223, 120].

3. Stand der Technik

Folgende Kritikpunkte lassen sich zusammenfassend hieraus ableiten:

- K1 Subjektive Ausführung der klinischen Assessment-Tests, Verfälschung der Messung durch Prüfungssituation**
- K2 Aufwändige Installation technisch unterstützter Mobilitäts-Assessments, zeitlich eingeschränkte Überwachung**
- K3 Keine Möglichkeit vorhanden, Komponenten aus verschiedenen Assessment-Tests miteinander zu verknüpfen**
- K4 Kein Ansatz zur Durchführung von Mobilitäts-Assessments mit Hilfe von Servicerobotik verfügbar, Akzeptanz ungeklärt**
- K5 Navigation nicht auf die Bedürfnisse eines Mobilitäts-Monitorings zugeschnitten**

4

Eigener Ansatz: Mobilitäts-Assessments mit mobilem Roboter

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Verfahrens, das es ermöglicht, Assessment-Tests im häuslichen Umfeld mit Hilfe einer mobilen Roboterplattform durchzuführen. Die Konzentration liegt hierbei auf den besonderen wechselseitigen Bedingungen, die ein Robotersystem und die häusliche Umgebung für das Gesamtsystem erfordern. Die Herausforderung ist die Umwandlung bisheriger stationärer Ansätze zur Assessment-Durchführung (siehe Kapitel 3, Stand der Technik) in die grundsätzlich verschiedene Form der dynamischen Datenerfassung auf einem mobilen Robotersystem. Dabei soll zum einen das Assessment von der mobilen Plattform profitieren (verbesserte Assessments), zum anderen aber auch die mobile Plattform durch die Informationen der gemessenen Daten (optimierte Navigation). Ein Teil des Fokus liegt hierbei auch auf dem Aspekt der sozialen Interaktion und Teilhabe, u.a. der Erforschung von Bewegungsprimitiven, die akzeptiert werden, um damit zusätzliche Anwendungen wie z.B. Videoconferencing zu ermöglichen/verbessern.

4.1. **Eingeführte Neuerungen**

Innerhalb dieser Arbeit werden im Wesentlichen vier Aspekte verfolgt, die den Stand der Technik im Hinblick auf die medizinische Problemstellung um folgende Neuerungen erweitern:

Neuerung 1: Sensorik (2D-Laser Range Scanner (LRS)) zur Personenverfolgung im häuslichen Umfeld beweglich gestalten Da die Sensoren auf einer mobilen Roboterplattform angebracht sind, ist es einerseits nicht mehr zwingend nötig, diverse redundante Sensoren (z.B. Bewegungsmelder in jedem Raum) in der Wohnung anzubringen und andererseits kann die Beobachtungsposition und -orientierung beliebig verändert werden. Des Weiteren wird ermöglicht, dass der Roboter Bewegungen erkennt, während er sich selbst in Bewegung befindet. Der Ansatz besteht darin, eine modellbasierte Erfassung des Menschen (bzw. der Beine) zu erstellen, die innerhalb der zweidimensionalen Daten den Menschen erkennt und auch in Bewegung verfolgen kann. Hierdurch können auch statische Objekte wie z.B. Tischbeine ausgeschlossen werden.

Neuerung 2: Validierung der 2D-LRS-Daten durch Datenfusion mit 3D-Informationen Innerhalb dieses Ansatzes werden 3D-Informationen genutzt, um die Personenerkennung zu verbessern. Basis bleibt weiterhin die LRS-Erkennung, die den Vorteil des großen Sichtbereichs und der (relativ) genauen Messwerte bei geringem Datenaufkommen bietet. Die Probleme der zweidimensionalen Abtastung werden dann durch den Einsatz eines 3D-Tiefensensors (in dessen Sichtbereich) ausgeglichen. Dadurch ist es möglich, Personen mit deutlich höherer Sicherheit zu erkennen und zu verfolgen. Zudem soll durch die 3D-Tiefeninformation ein größeres Repertoire an Parametern der Person erfasst werden. Die Herausforderung ist eine Umsetzung der 3D-Informationen in eine Position einer Person, die mit den 2D-Daten in Übereinstimmung gebracht werden kann. Der Ansatz ist hier auf vorhandene Skeletterkennungsalgorithmen aufzusetzen.

Neuerung 3: Automatisches Auswählen einer optimalen Beobachtungsposition Der Vorteil, eine mobile Plattform einzusetzen manifestiert sich im wesentlichen darin, dass die Beobachtungsposition optimal gewählt werden kann. Das wird auf Basis der vorliegenden Messergebnisse und Analysen der Umgebung durchgeführt. Diese können sich auch über die Zeit verändern, so dass das System immer optimale Messer-

gebnisse liefern und die Aussagekraft der durchgeführten Messungen erhöhen kann. Die Herausforderung dabei ist, die Positionen so zu wählen, dass der Roboter keine neue Stolperfalle darstellt, dass die gewünschten Bewegungen beobachtet werden können und die Bewegungen leicht akzeptiert werden. Dazu werden die Positionen entsprechend bewertet.

Neuerung 4: Prüfung der Akzeptanz bzgl. des Bewegungsverhaltens der Plattform Damit ein System wie das hier entwickelte auch Einzug in den tatsächlichen Alltagsgebrauch finden kann, ist eine Betrachtung der Akzeptanz und entsprechende Umsetzung des Bewegungsverhaltens des Roboters von großer Bedeutung. Dazu zählen eine sichere Annäherung an die Person sowie Ausweichstrategien und Pfadplanungen, hierzu ist die Einbeziehung der geplanten Zielgruppe von entscheidender Bedeutung. Die Anforderung ist hier, auf die Bedürfnisse der besonderen Zielgruppe, einzugehen und die Schwierigkeit, aus einer teilweise inhomogenen Zielgruppe die gemeinsamen Bedürfnisse zu extrahieren. Das Ergebnis sollen akzeptierte Bewegungsprimitive sein.

Neuerung 5: Komponentenbasierte Assessment-Test-Auswertung über mehrere Tests Es ist bisher nicht möglich, verschiedene Scores aus verschiedenen Assessment-Tests parallel zu errechnen und aufzuzeichnen. Es soll daher potenziell nicht nur ein Assessment-Test aufgezeichnet werden können, sondern theoretisch alle der genannten drei (Timed Up & Go (TUG), Tinetti-Test (TTI), Berg Balance Scale (BBS)) und auch weitere Assessment-Tests. Da sich die Tests teilweise überlappen, können einzelne Komponenten für mehrere Tests gleichzeitig genutzt werden. Durch die gemeinsame Aufzeichnung / Auswertung könnten neue Erkenntnisse über inter-Test-Zusammenhänge festgestellt werden.

4.2. Systemarchitektur und Abgrenzung

Das Gesamtkonzept basiert darauf, eine mobile Roboterplattform, den TurtleBot der Firma Willow Garage (Menlo Park, USA), mit der Funktionalität auszustatten, Mobilitäts-Assessments durchzuführen und dabei die Aspekte, die aus der Interaktion heraus entstehen, besonders zu betrachten. Hierzu wird der TurtleBot-Roboter mit einem LRS ausgestattet, der es ermöglicht, Personen (bzw. Beine) innerhalb eines großen Sichtfeldes zu erkennen. Zusätzlich werden 3D-Informationen genutzt, um erkannte Perso-

4. Eigener Ansatz: Mobilitäts-Assessments mit mobilem Roboter

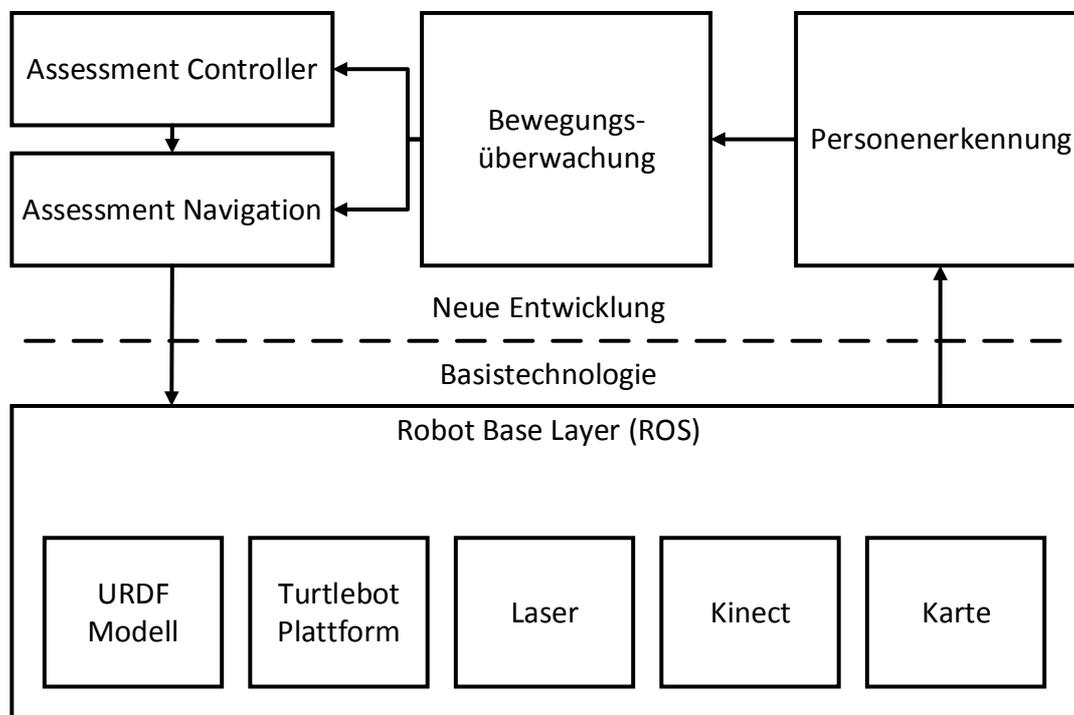


Abbildung 4.1.: System-Sicht, Übersicht der genutzten und entwickelten Systemteile

nenkandidaten zu validieren. Wenn die Position der Person im Raum bekannt ist, kann begonnen werden, für Assessments interessante Bewegungsabläufe aufzuzeichnen und auszuwerten. Für den Roboter selbst liefern diese Daten Anhaltspunkte, um eine möglichst sichere und optimale Navigation zu erreichen und für die Assessments liefern sie Zeiträume und Bewegungsfolgen, die zur Auswertung nötig sind. Im Fokus steht hierbei auch die Entwicklung und Evaluierung der Interaktionsmechanismen, die durch die Rolle des Roboters und seine Bewegungsstrategien beeinflusst werden.

Die Systemarchitektur kann in zwei grundlegende Schichten eingeteilt werden. Die untere Schicht enthält die genutzten Hardwarekomponenten mit ihren jeweiligen Treibern und Verarbeitungsalgorithmen sowie die Basisfunktionalitäten der Roboterplattform. Hierzu zählen Navigationsalgorithmen und Kollisionsvermeidung. Diese Komponenten stammen aus der Robot Operating System (ROS) Middleware (siehe Abschnitt 4.2.5). Darauf aufbauend wurden Komponenten entwickelt, die diese Basisfunktionalitäten nutzen, um die Assessment-Steuerung / -Regelung / -Ausführung sowie -Navigation durchzuführen. Die genutzten Basistechnologien werden im Folgenden beschrieben, die neu entwickelten Komponenten im Realisierungskapitel (Kapitel 5).

4.2.1. TurtleBot

Das entwickelte System nutzt die TurtleBot-Plattform, die von der amerikanischen Firma Willow Garage entwickelt wurde. Sämtliche Konstruktionspläne und ebenso die Software stehen unter der Open Source-Lizenz zur Verfügung, so dass die Herstellung und Veränderung des Systems erlaubt und einfach möglich ist. Das TurtleBot-Kit besteht aus einer mobilen Roboterplattform (iRobot Create, siehe Abschnitt 4.2.2), einem Netbook für die Steuerungssoftware, einem Microsoft Kinect Sensor (Kinect) (Abschnitt 4.2.4) und einer Erweiterungsplatine, die Stromanschlüsse sowie einen Gyroskop-Sensor beherbergt. Folgende Änderungen wurden im Vergleich zur Originalausstattung vorgenommen (Realisierungsdetails siehe Kapitel 5):

- Der Kinect-Sensor wurde in einer anderen Höhe montiert (50 cm), um den Erfassungswinkel für die Personenerkennung zu optimieren.
- Es wurde ein zusätzlicher Akku (Lithium Polymer-Akku (LiPo), 14,4 V, 15 Ah) eingebaut, um die Sensoren (Kinect-Sensor, LRS) mit Strom zu versorgen, da der interne Akku des Create nicht für große Lasten ausgelegt ist.
- Es wurde ein Kontrollpanel eingebaut, mit dem der Strom für verschiedene Komponenten geschaltet werden kann.
- Eine Mehrfarb-LED zur Statusanzeige wurde installiert.
- Ein Arduino Uno Mikrocontroller-Board wurde einbaut, um Hardwarefunktionen steuern zu können (Messung der Akkuspannung, Steuerung der Status-LED).
- Das Netbook wurde durch einen leistungsfähigeren Laptop ersetzt (Intel Core i7 Prozessor).

4.2.2. Basis

Als mobile Basis wird der Create Roboter der Firma iRobot (Bedford, USA) genutzt (Abb. 4.3). Dieser Roboter basiert auf den bekannten Roomba Staubsaugerrobotern, die ebenfalls von iRobot vertrieben werden. Der Create ist eine Art Lern-Plattform, mit der die Handhabung von dieser Art Robotern gelernt werden kann. Dazu wurde die Staubsaugereinheit der Saugroboter entfernt und durch eine sogenannte Cargo bay ersetzt, die Kleinteile und zusätzliche Hardware aufnehmen kann. Zusätzlich erlaubt diese Plattform den Zugriff auf einen Erweiterungsport, über den Befehle an die Steuerungslogik übergeben und externe Ports abgefragt oder gesetzt werden können. Dazu steht ein 25 poliger DB25-Connector („Cargo bay connector“) zur Verfügung. Über diesen Port oder eine weitere serielle Schnittstelle kann auf den internen Mikrocontroller

4. Eigener Ansatz: Mobilitäts-Assessments mit mobilem Roboter



(a) Willow Garage TurtleBot (Produktbild, ©2013 turtlebot.com)



(b) Aufgebaute Entwicklungsplattformen, links Prototyp mit Mehrebenenlaserscanner, rechts der später genutzte Systemaufbau. Der LRS befindet sich hinter der schlitzzartigen Öffnung.

Abbildung 4.2.: Dargestellt: iRobot Create Plattform im Ursprungszustand und darauf aufbauend genutztes Entwicklungssystem

zugriffen werden, um interne Sensoren abzufragen und die Motoren anzusteuern. Es gibt folgende (relevante) interne Sensoren:

1. Klippensensoren (zur Erkennung von Treppenstufen oder anderen Abgründen)
2. „Wheel drop“-Sensoren (zur Feststellung, ob der Roboter angehoben wurde)
3. 2 Stoßsensoren zur Erkennung einer Kollision (links, rechts)
4. Ladestatus, Spannung, Strom, Temperatur des Akkus
5. 4 digitale I/O Pins, 1 analoger I/O Pin
6. 2 Drehencoder für die Motoren (32 Ticks / Umdrehung)

Die (relevanten) Aktoren sind in folgender Liste aufgeführt:

1. 2 Motoren (links und rechts) (Geschwindigkeit: -500 bis $500 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$)
2. 3 digitale I/O Pins

Um die Sensoren auszulesen und Aktoren anzusteuern steht die serielle Schnittstelle bereit, die nach der „Create Open Interface“ Spezifikation arbeitet. Über die Schnittstelle lässt sich der Roboter in einen von vier Operationsmodi schalten:

- OFF (Roboter aus oder lädt, kann über Startkommando angeschaltet werden),

- PASSIVE (Roboter ist eingeschaltet, Sensoren können abgefragt werden, Aktoren können nicht gesteuert werden),
- SAFE (normaler Betriebsmodus, alle Funktionen können gesteuert werden, die Sicherheitsfunktionen sind angeschaltet, d.h. bei Auslösung der Klippen- oder Wheel-drop-Sensoren oder beim Einstecken des Ladekabels stoppt der Roboter und schaltet in den Passive-Modus) und
- FULL (komplette Kontrolle über alle Funktionen, die Sicherheitsfunktionen sind ausgeschaltet und müssen ggf. selbst gesteuert werden).

Das Protokoll zur Steuerung des Roboters ist in [88] vollständig beschrieben. Im Rahmen dieser Arbeit werden von den Sensoren die Encoder der Motoren und der Status des Akku direkt genutzt, von den Aktoren die beiden Motoren. Da der Roboter in der Regel im Betriebsmodus SAFE genutzt wird, sind die Sicherheitsfunktionen, die weitere interne Sensoren nutzen, im Hintergrund aktiv.

Genauigkeitsbetrachtung Motoren

Da es für den Create Roboter kein offizielles Datenblatt gibt, beziehen sich die folgenden Angaben auf die Protokollspezifikation, die etwas genauere Angaben macht.

Die Motoren werden per Geschwindigkeitsbefehl gesteuert. Es gibt zwei Varianten des Befehls. Der erste Befehl, „Drive“ besteht aus zwei Teilen, einem Parameter für die Geschwindigkeit der Motoren von -500 bis $500 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ (negative Werte bedeuten Rückwärtsdrehung), der andere ist der Drehradius im Bereich von -2000 bis 2000 mm. Es gibt noch zwei gesonderte Befehle für Drehung auf der Stelle und Geradeausfahrt. Bei der zweiten Variante namens „Drive direct“ wird ein Geschwindigkeitswert (gleiche Werte wie oben) pro Motor übergeben. Als Rückmeldung der Motorencoder steht nur ein Distanzwert zur Verfügung, der angibt, wie viele Millimeter sich der Roboter seit der letzten Abfrage bewegt hat und ein Winkelwert, der angibt, um wie viel Grad sich der Roboter seit der letzten Abfrage gedreht hat. Beide Werte werden in 16 bit angegeben und abgeschnitten, falls der Wert $-32\,768$ oder $32\,767$ unter- bzw. überschreitet (wenn die Sensorabfrage zu langsam erfolgt, wird die Berechnung dementsprechend fehlerhaft). Um die Genauigkeit zu erhöhen und dem Drift bei langer Geradeausfahrt entgegenzuwirken wird für den TurtleBot gleich ein Gyroskop-Sensor mitgeliefert, der genutzt wird, um die gemessenen Werte zu korrigieren.

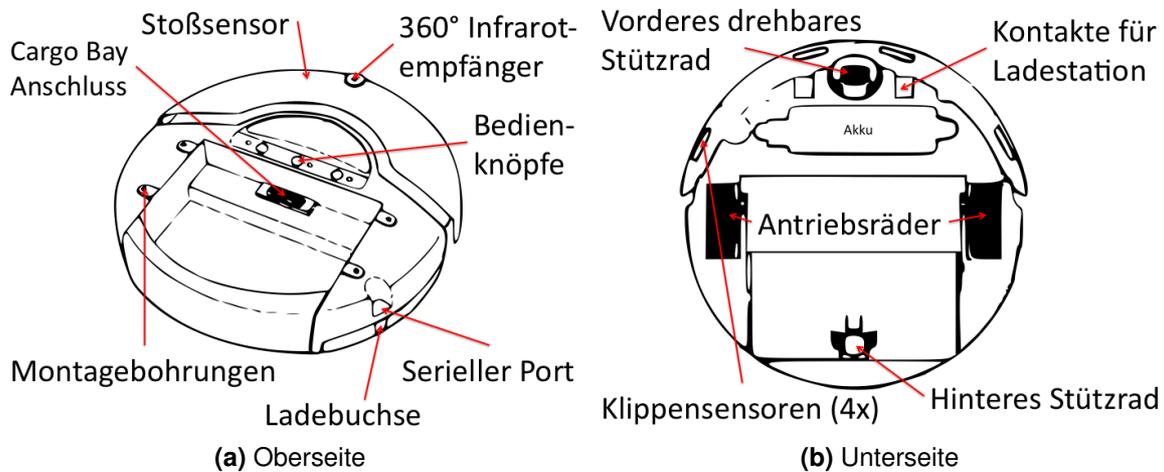


Abbildung 4.3.: iRobot Create Plattform, Darstellung nach [89]

4.2.3. Laserscanner

Bei dem in diesem Kontext verwendeten LRS handelt es sich um das Modell URG-04LX der Firma Hokuyo Automatic Co., Ltd. (Osaka, Japan; Abb. 4.4a). Die notwendigen technischen Daten können Tabelle 4.1 entnommen werden. Dieser LRS zeichnet sich durch seine kleine Bauweise und seinen im Verhältnis zu den technischen Werten günstigen Anschaffungspreis aus. Der Scanner kommuniziert mit dem Hostgerät über die USB-Schnittstelle. Pro Messvorgang wird eine Abtastung von 240° durchgeführt und für jeden Messpunkt (alle $0,36^\circ$, entspricht 683 Abtastpunkten) der Abstandswert zurückgeliefert (Abb. 4.4b). Die wesentlichen technischen Daten sind in der Tabelle 4.1 dargestellt. Der Scan-Bereich lässt sich, falls gewünscht, auch enger einstellen wodurch sich aber keine Änderung der Scan-Geschwindigkeit von 10 Hz ergibt (nur die Datenrate sinkt).

Der Scanner ist an der Stirnseite des TurtleBot in einer Höhe von 26 cm montiert. Die Verbindung erfolgt mit dem Roboter-Kontroll-PC und die Stromversorgung über den zusätzlich in den Roboter integrierten Akku.

Genauigkeitsbetrachtung LRS

Die messbare Reichweite des Scanners wird mit 20 bis 4095 mm Entfernung angegeben. Innerhalb des ersten Meters soll die Genauigkeit ± 10 mm betragen, anschließend $\pm 1\%$. In [153] wurde die Genauigkeit überprüft und eine allgemeine Abweichung von $0,3\%$ ermittelt (abhängig von Farbe, Material und Ausrichtung des Prüfobjekts).

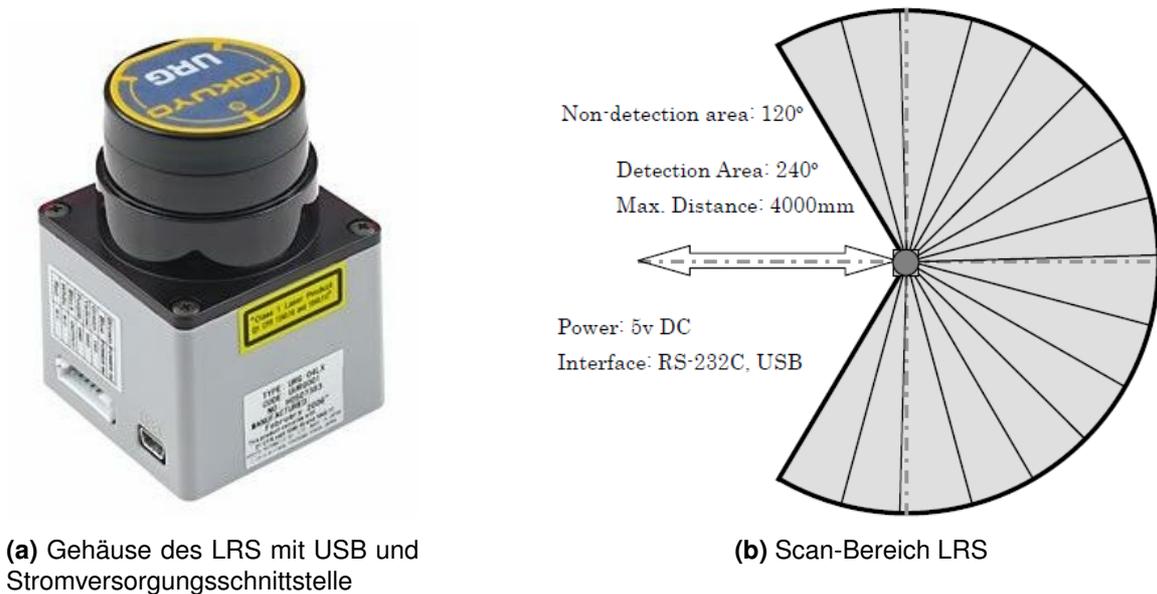


Abbildung 4.4.: LRS Hokuyo URG-04LX ©Hokuyo Automatic Co., Ltd

Da die Werte von einer Punktquelle kreisförmig ausgehen, wird der Abstand zwischen zwei Messpunkten mit steigender Entfernung immer größer. Bei der maximalen Entfernung von 4095 mm ergibt sich rechnerisch ein Abstand der Messpunkte von 25,7 mm, zusätzlich kommt noch der potentielle Messfehler hinzu. Diese Tatsachen müssen bei der Personenerkennung berücksichtigt werden, da die Erkennungsgenauigkeit mit der Entfernung abnimmt (bei einem Durchmesser von 12 Zentimetern würde ein gescanntes Bein bei Maximaldistanz nur noch aus etwa vier Messpunkten bestehen, womit eine Erkennung stark fehlerbehaftet sein kann).

Tabelle 4.1.: Relevante Daten des LRS [81]

Spezifikationen URG04-LX	
Detektion	60 bis 4095 mm (garantierte Distanz mit ang. Genauigkeit) 20 bis 5600 mm (maximale Distanz)
Genauigkeit	Distanz 20 bis 1000 mm: $\pm 10\text{mm}$ Distance 1000 bis 4000 mm: $\pm 1\%$
Auflösung	1 mm
Scanbereich	240°
Winkelauflösung	0,36° (360° / 1024)
Scangeschwindigkeit	100 ms/scan
Dimensionen (BxTxH)	50 x 50 x 70mm

4.2.4. Microsoft Kinect

Der Kinect-Sensor wurde von Microsoft (Redmond, USA) in erster Linie als Eingabegerät für die Spielekonsole XBOX entwickelt und produziert (Abb. 4.5b). Die zugrundeliegende Technik stammt von der Firma PrimeSense. Das Prinzip basiert auf der Projektion eines Punkt-Musters mit Hilfe eines Infrarot-Lasers, das von einer Kamera erfasst und ausgewertet wird. Aus der Verzerrung der Musters kann die Entfernung von Objekten berechnet werden. Aus den Entfernungsdaten, der sogenannten Depth-Map können dann weitere Informationen gewonnen werden, wie eine dreidimensionale Umwelterkennung oder auch Objekterkennung. Da der Kinect-Sensor für die Spielekonsole darauf ausgelegt ist, Personen zu erkennen, sind die hierfür genutzten Algorithmen (z.B. Skeletterkennung) bereits in den Treiberpaketen enthalten [178]. Treiber werden zum einen durch Microsoft selbst (Kinect-Software Development Kit (SDK)) und auch durch Open Source Projekte (OpenNI: <http://www.openni.org>, OpenKinect: <http://openkinect.org>) angeboten.

Das vom Kinect-SDK erkannte Skelett besteht aus 20 Gelenkpunkten, wie in Abbildung 4.5a dargestellt. Diese Punkte werden als Koordinaten im dreidimensionalen Raum angegeben.

Durch die Einführung in den Massenmarkt der Spielekonsolen konnte ein so geringer Preis für den gesamten Sensor erzielt werden, dass auch in der (low cost-) Robotik die vorher gängige, sehr teure 3D-Sensorik basierend beispielsweise auf Stereokameras, durch den Kinect-Sensor ersetzt werden konnte, was sehr günstige Robotersysteme mit 3D-Sensorik ermöglicht.

Genauigkeitsbetrachtung Kinect

Der Kinect-Sensor zeichnet Tiefeninformation und Bilddaten bei einer Auflösung von 640×480 Pixeln mit einer Rate von 30 Frames per second (FPS) auf (die Auflösung des Infrarotsensors ist höher, wird aber heruntergerechnet). Diese Daten werden als sogenannte 3D-Punktwolke zur Verfügung gestellt, die etwa 300 000 Punkte pro Frame enthält. Die Messgenauigkeit wird einerseits durch die Hardware, andererseits aber auch durch die Umgebungsbedingungen eingeschränkt. Starkes Sonnenlicht kann das projizierte Infrarotmuster überstrahlen und keine oder falsche Messungen erzeugen. Das Messvolumen reicht von etwa 0,8 bis 4 m, bei einem vertikalen Winkel von 43° und einem horizontalen Winkel von 57° (Abb. 4.6). In [99] wurde der Fehler der Tiefenberechnung untersucht und mit einem mittleren Fehler von wenigen Millimetern bei 0,5 m

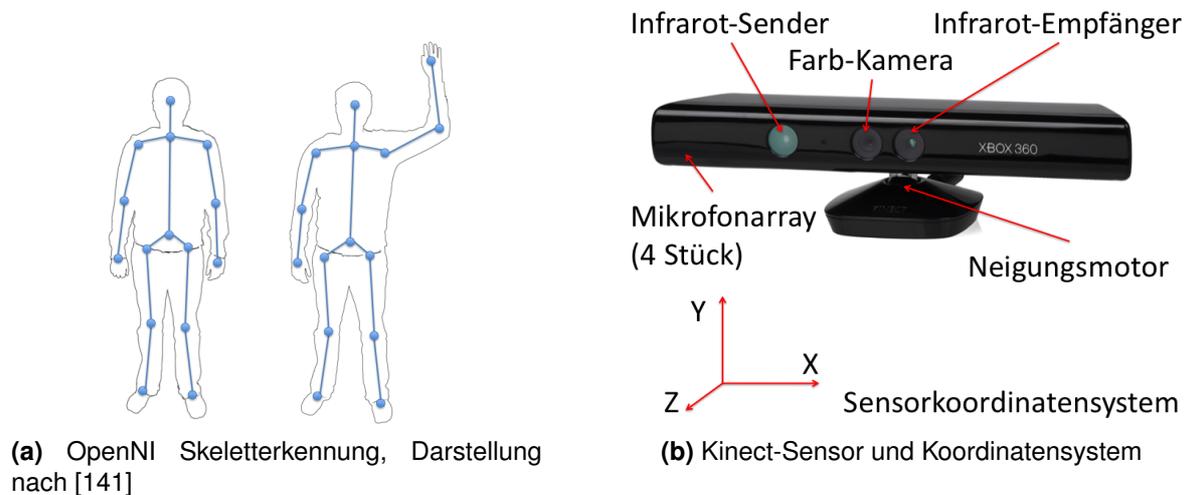


Abbildung 4.5.: Erkannte Gelenkpunkte des OpenNI Skelett-Trackers und Darstellung des Sensors mit sensoreigenem Koordinatensystem

Distanz (nicht genauer beziffert) bis hin zu etwa 4 cm bei Maximaldistanz. Weiterhin liegt die Punktdistanz des Infrarotmusters in 5 m Entfernung bei 7 cm (bei einem Meter: 2 mm), wodurch die Erkennung von kleinen Objekten erschwert/unmöglich wird.

Die Skeletterkennung wurde unter anderem in [121] mit dem Ergebnis untersucht, dass der durchschnittliche Messfehler in den Skelettdaten bei 1,2 m etwa 1,3 mm (Standardabweichung $sd = 0,75$ mm) und bei 3,5 m etwa 6,9 mm ($sd = 5,6$ mm) beträgt. Allerdings ist das Rauschen über die einzelnen Achsen nicht gleich verteilt, am stärksten rauschte die z-Achse (Tiefe) gefolgt von x- und dann y-Achse. Für die relative Genauigkeit der Person im Verhältnis zu einem Referenzobjekt wurde ein Fehler von 5,6 mm ($sd = 8,1$ mm) festgestellt. Sind mehrere Personen im Sichtfeld, wird der Fehler größer, von 1,4 mm bei einer Person über 1,8 mm bei zwei Personen bis 2,4 mm bei drei Personen.

4.2.5. ROS

Für die Steuerung der Roboters wird das Framework / die Middleware ROS eingesetzt. Hierbei ist ROS nicht wie vom Namen suggeriert als vollständiges Betriebssystem zu sehen, sondern als Konzept einer Kommunikationsstruktur für Roboteranwendungen (selbst bezeichnet als „Meta-Betriebssystem“). Es wird ein Standard-Betriebssystem zur Funktionsfähigkeit von ROS benötigt. Empfohlen wird Unix/Linux bzw. speziell Ubuntu Linux als Betriebssystem für die Roboterkontrollhardware zu nutzen. Es gibt

4. Eigener Ansatz: Mobilitäts-Assessments mit mobilem Roboter

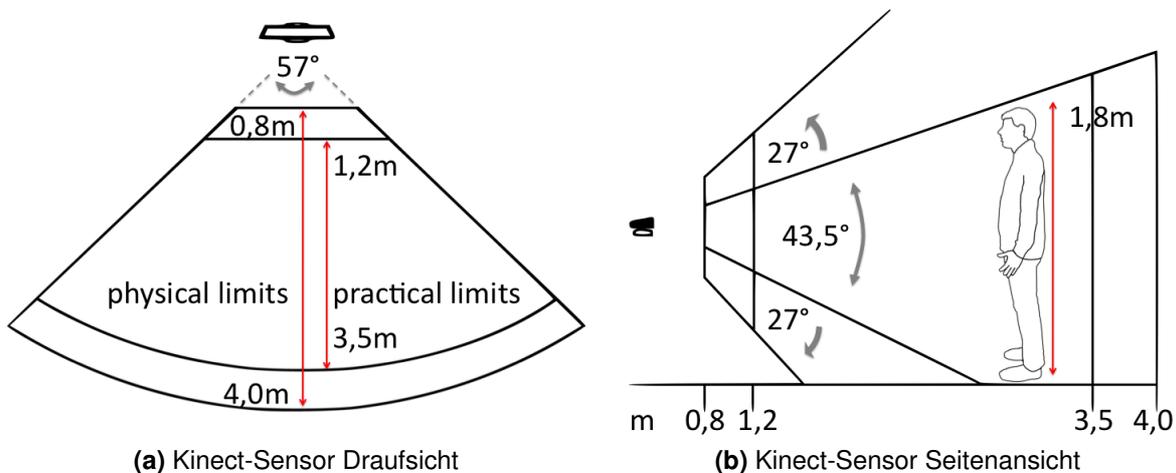


Abbildung 4.6.: Field of View vom Kinect-Sensor, links: Draufsicht, rechts: Seitenansicht, Darstellung nach [141]

Portierungen und Anpassungen für eine ganze Reihe weiterer Systemumgebungen, von eingebetteten System (u.a. ARM-Architekturen) bis hin zu Microsoft Windows. Volle Unterstützung wird aber nur für Ubuntu Linux garantiert. Die Community um ROS wächst stetig und gehört zu einer der aktivsten Robotik-Software-Communities weltweit. Der TurtleBot ist mit und für ROS entwickelt worden. Dies ist der Grund, warum ROS als Basissoftware gewählt wurde.

Aufbau / Kommunikationsstruktur ROS

ROS bietet sämtliche Elemente eines Betriebssystems wie Hardware-Abstraction-Layer, Low-Level Device Control, Kapselung von häufig verwendeten Funktionen und Package Management. ROS an sich ist nicht echtzeitfähig, ist aber in der Lage, mit echtzeitfähigen Architekturen zusammenzuarbeiten.

Die Kommunikation läuft prinzipiell innerhalb von Peer-to-Peer Netzwerken ab, genannt „Computation Graph“. In diesem Graphen werden verschiedene Funktionalitäten zur Verfügung gestellt. Der sogenannte *Master* steuert die Kommunikation indem er die Registrierung und Suche von vorhandenen Komponenten in der Topologie bietet. Die *Nodes* sind die eigentlichen Programme, die die Berechnungen durchführen. Das können Treiber für Hardware wie auch Algorithmen (z.B. zur Kollisionsvermeidung) sein. Programmiert werden diese Nodes in der Regel in C++ oder Python, es gibt aber auch Adapter für eine ganze Reihe von weiteren Programmiersprachen. Die Kommunikation zwischen den Nodes, die sich über den Master finden können, geschieht über *Mes-*

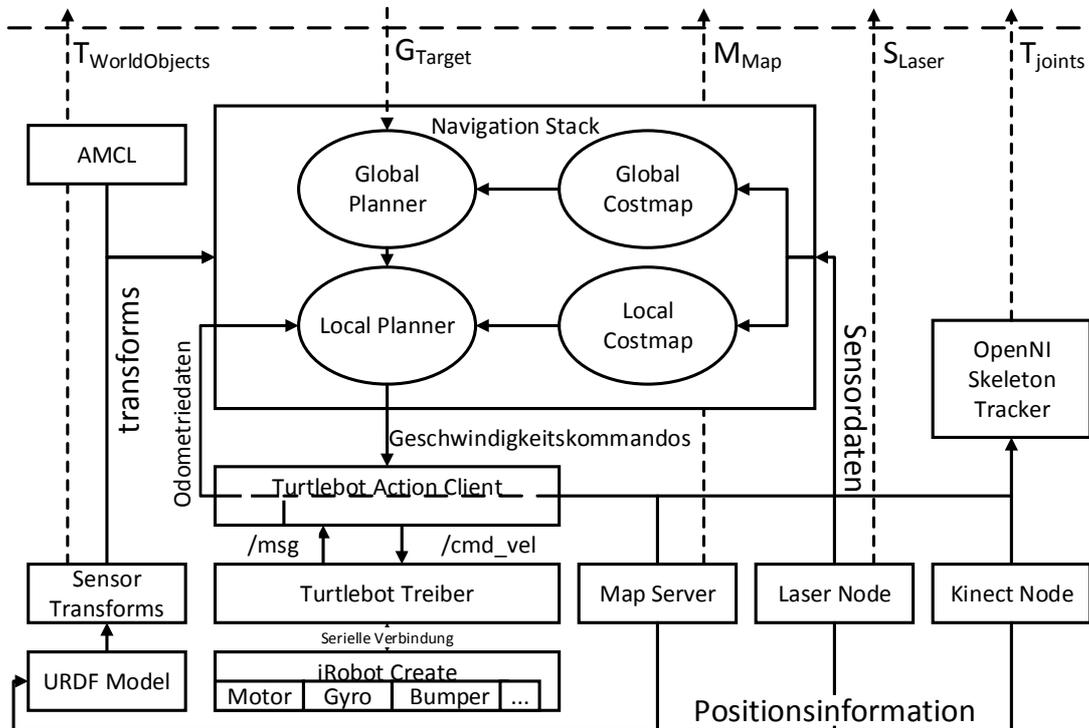


Abbildung 4.7.: Systemarchitektur der genutzten ROS Komponenten

sages. Messages sind die Datentypen, die übertragen werden können. Das schließt primitive Datentypen wie Strings oder Integer ein, wie auch komplexere, neu definierte Strukturen. Das Senden und Empfangen von Messages wird über *Topics* realisiert. Ein Topic ist ein eindeutiger Name, über den Messages in einem bestimmten Format verschickt werden. Nodes können Nachrichten unter einem Topic versenden und auch empfangen. Beispielsweise sendet der Treiber des LRS unter dem Topic „/scan“ die Nachrichten (Entfernungswerte) die gemessen wurden. Möchte eine Komponente (andere Node) die Daten des LRS verwenden, „abonniert“ sie den Topic „/scan“ und bekommt fortan diese Daten zugeschickt. Das ermöglicht u.a. auch, dass mehrere Komponenten auf den gleichen Daten (Sensoren etc.) arbeiten können. Diese Kommunikation erfolgt nach dem Fire-and-forget-Prinzip, bei welchem Daten gesendet werden ohne zu überprüfen, ob ein Empfänger diese Daten annimmt. Für eine bilaterale Kommunikation werden sogenannte *Services* genutzt. Die Services arbeiten nach dem Request-Response-Prinzip, wodurch eine gegenseitige Kontrolle des Datenflusses ermöglicht wird.

Genutzte Komponenten

Die Philosophie von ROS ist es, möglichst viele wiederverwertbare Komponenten zu erstellen. Im Repertoire von ROS sind somit bereits eine Menge Funktionalitäten abgedeckt. In Tabelle 4.2.5 werden die wichtigsten der off-the-shelf-Komponenten genannt, eine grafische Übersicht ist in Abbildung 4.7 zu sehen.

Tabelle 4.2.: Komponenten von ROS, die wiederverwendet wurden. Die Datenrückgabeelemente beziehen sich auf Abbildung 4.7. Eine genauere Beschreibung dieser Komponenten befindet sich in der ROS-Dokumentation unter wiki.ros.org

Name in Diagramm	Relevante Datenrückgabe
<p>URDF Model</p> <p>Der Roboter und sämtliche fixen Punkte der Weltumgebung des Roboters werden im sogenannten Unified Robot Description Format (URDF)-Model beschrieben. Die Beschreibung ist in eine Baumstruktur gegliedert, bei der ein Knoten den Bezugspunkt für alle weiteren Knoten angibt. Der Hauptbezugspunkt ist in der Regel die Karte, kann aber auch der Roboter sein. Für jedes Objekt werden Links (Teile) und Joints (Gelenke) definiert, die Position und Drehung sowie Gelenkachsen im Raum angeben. Durch die Baumstruktur ist es möglich, komplexe Objekte aus einzelnen Teilen zu definieren und diese einfach wiederzuverwerten. Für den TurtleBot gibt es eine Standard-Beschreibung, die um die neuen Objekte (z.B. Laser) erweitert wurde. Anhand der im Modell angegebenen Parameter werden vom <i>tf</i> (Transform) Server die entsprechenden Umrechnungen von einem in das andere Koordinatensystem vorgenommen bzw. angeboten.</p>	-
<p>Sensor Transforms</p> <p>Alle Sensoren sind durch das URDF-Model in ihrer Position im Weltkoordinatensystem eingeordnet. Als Basis wird hierfür in der Regel der <i>base_footprint</i> des Roboters als Bezugspunkt genutzt, falls sich die Sensoren auf dem Roboter befinden. So können die Daten von allen Sensoren schnell und einfach in das gewünschte Koordinatensystem umgerechnet werden (per <i>tf</i> Server). Wenn ein Datum von einem Sensor empfangen wird, kann per „Sensor Transform“ die entsprechende Umrechnung in das jeweils relevante Zielsystem vorgenommen werden.</p>	$T_{WorldObjects}$

TurtleBot	-
<p>Das Paket für den TurtleBot besteht aus mehreren einzelnen Nodes, die für die Kommunikation (Treiber-Node), die Steuerung (TurtleBot Action Client) und Kalibrierung (TurtleBot Model) verantwortlich sind. In diesem Fall wird nur die Sensorinformation des Gyros und der Räder genutzt um Odometriedaten zu generieren und es werden Geschwindigkeitsbefehle an die Basis geleitet, um die Plattform zu bewegen.</p>	
Navigation	G_{Target}
<p>Der Navigation-Stack bietet die Funktionen, eine (zweidimensionale) Karte der Umgebung zu nutzen und innerhalb der Karte zu navigieren. Dazu gehören der globale und der lokale Planer, die die Pfadplanung übernehmen. Der globale Planer berechnet basierend auf der globalen „Costmap“, also eines Verzeichnisses der Hindernisse der Umwelt, den globalen Pfad von der aktuellen Position bis zum Ziel. Der lokale Planer übernimmt die konkrete Planung des aktuellen Pfades und bezieht dabei Hindernisse in der direkten Umgebung des Roboters ein (u.a. auch bewegliche Objekte). Dabei versucht der lokale Planer dem Pfad des globalen Planers zu folgen (Details der tatsächlichen Planung sind stark parametrierbar). Informationen über Hindernisse werden aus den Sensordaten gewonnen. Der Navigation-Stack empfängt Ziele (Goals) aus übergeordneten Prozessen und setzt sie in Befehle für die Roboterplattform um.</p>	
AMCL	-
<p>Die Adaptive Monte Carlo Localization (AMCL)-Komponente sorgt, basierend auf den Sensordaten und der Kartengeometrien, für die Lokalisierung des Roboters in der Karte. Hierbei kommt eine probabilistische Monte Carlo Lokalisierung zum Einsatz.</p>	
Map Server	T_{Map}
<p>Der Map Server stellt den Zugriff auf die Daten der Welt-Karte zur Verfügung, welche als Bilddatei vorliegt. Die Kodierung von Objekten wird anhand des 8-Bit-Farbwertes vorgenommen. Zusätzlich gibt es Meta-Informationen, die beispielsweise angeben, welche Fläche ein Pixel der Karte in die Realität abgebildet darstellt. Die Karte selbst muss dem System zur Verfügung gestellt werden. Dafür ist es entweder notwendig, eine manuelle Aufzeichnung oder eine automatische Exploration durchzuführen. In diesem Fall wird für neue Umgebungen eine manuelle Aufzeichnung der Karte durchgeführt.</p>	

4. Eigener Ansatz: Mobilitäts-Assessments mit mobilem Roboter

Laser (Hokuyo) Node	S_{Scan}
Treiber für den Hokuyo LRS. Unter dem Topic /scan werden die Daten kontinuierlich zur Verfügung gestellt.	
Kinect Node	-
Dieses Paket ist für die Kommunikation mit dem Kinect-Sensor zuständig. Der Skeleton Tracker greift auf dieses Paket zu, um die Skelett-Daten zu berechnen. Weitere Funktionalitäten werden innerhalb dieser Arbeit nicht verwendet.	
OpenNI Skeleton Tracker	T_{Joints}
Der OpenNI Skeleton Tracker führt die Skeletterkennung basierend auf den von der Kinect Node gelieferten Daten durch. Anschließend werden die generierten Daten als Transform-Objekte zur Beschreibung der Gelenkpositionen jedes Gelenks zur Verfügung gestellt.	

5

Realisierung

Dieses Kapitel legt die Realisierung der durchgeführten Arbeiten dar. Hierzu werden zunächst die Ergebnisse der durchgeführten Nutzerstudien vorgestellt und anschließend die darauf aufbauenden Entwicklungen. Dazu wird ein kurzer Überblick über die entwickelte Architektur gegeben und darauffolgend die entwickelten Komponenten genauer dargelegt. Die hierzu parallel durchgeführten Funktionstests sind ebenfalls eingeschlossen. Die Evaluierung des Gesamtsystems wird dann in Kapitel 6 beschrieben.

5.1. Einbeziehung der Zielgruppe

Essentiell für die Akzeptanz des fertigen Systems ist die Einbeziehung der Zielgruppe der Endanwender vom Anfang des Designprozesses bis zur Fertigstellung. Um das hier vorgestellte System zu entwickeln, wurden Nutzerstudien auf verschiedenen Ebenen durchgeführt. Beginnend mit Fokusgruppen-Befragungen vor Entwicklungsstart über Wizard-of-Oz-Tests bis hin zur Evaluation unter realen Bedingungen wurden Studien durchgeführt. Da Studien mit Einbeziehung von Probanden einer strengen Kontrolle unterliegen, wurde vor Durchführung der Tests das Votum der Ethik-Kommission der Universität Oldenburg eingeholt. Der Antrag ist im Anhang (Abschnitt A.1) beigefügt.

5.1.1. Techniken

Die Vor- und Parallelstudien können von den angewandten Techniken her in zwei Gruppen eingeteilt werden. Fokusgruppen-Interviews wurden zu Beginn der Entwicklungsphase geführt und mit dem bereits weiter in der Entwicklung vorangeschrittenen System wurden Wizard of Oz-Tests durchgeführt.

Fokusgruppeninterviews Fokusgruppen sind ein gängiges Mittel, um die Sichtweisen der Teilnehmer zu einem bestimmten Sachverhalt aufzunehmen [127]. Hierzu wird eine Gruppe von ca. sechs bis zehn Personen nach einem Leitfaden befragt. Der Leitfaden gibt bestimmte Themenaspekte vor und anschließend wird frei diskutiert. Die Teilnehmer sind aufgefordert, sowohl positive wie auch neutrale oder negative Aspekte zu benennen, ohne weitere Einschränkungen. In der Regel gibt es eine Moderation, die verschiedene Themen oder Leitfragen vorgibt, zu denen diskutiert wird.

Wizard of Oz / Living Lab Die Technik des Wizard of Oz-Tests wurde bereits Anfang der 1980er Jahre beschrieben [97], damals OZ-Paradigma genannt und nach der Geschichte „Der Zauberer von Oz / The wizard of oz“, in der ein Zauberer alles kontrolliert ohne selbst gesehen zu werden benannt. Im Rahmen von Produktuntersuchungen werden Wizard of Oz-Tests eingesetzt, um Prototypen oder noch nicht vollständig funktionierende Systeme mit der Zielgruppe zu testen. Die eigentliche Funktionalität ist dabei in der Regel nicht im System integriert, sondern wird von außen kontrolliert, ohne dass die zu testende Person sich darüber im Klaren ist. Im Bereich der Roboterforschung können hiermit zum Beispiel Bewegungsstrategien getestet werden, die nicht autonom vom Roboter durchgeführt sondern ferngesteuert werden. Ein weiteres Beispiel ist die Spracherkennung, bei der die Erkennung nicht per Software, sondern von einer nicht sichtbaren Person durchgeführt wird, welche die Reaktion des Systems steuert. Der Testkandidat geht mit dem System so um, als wenn es richtig funktionieren würde und deckt so mögliche Fehl Designs auf.

Die hier vorgestellten Wizard of Oz-Tests wurden im Integrated Development Environment for Ambient Assisted Living (IDEAAL)-Living Lab durchgeführt. Im Gegensatz zu Labortests kann in einem Living Lab ein System im gesamten Kontext der Wohnsituation beurteilt werden und ist nicht auf den technischen Einsatzzweck reduziert, gleichzeitig ist aber eine laborähnliche Ausstattung vorhanden und die Testsituation kann von außen beobachtet werden. In der Regel bilden Living Labs einzelne Zimmer oder ganze Wohnungen/Häuser nach, sind aber in einen größeren Gebäude-

kontext integriert, so dass es zusätzliche Beobachtungsstandpunkte gibt. Meist findet eine zusätzliche Video- und Audioüberwachung statt. Die Probanden haben hier die Möglichkeit, das zu testende System von Größe, Form und Aussehen beispielsweise im Kontext eines Wohnzimmers zu beurteilen und sie können sich besser auf reale Umgebungen mit verschiedenen Lichtverhältnissen oder Hindernissen einstellen.

5.1.2. Ergebnisse mit Relevanz zum Forschungsgegenstand

Die im Weiteren vorgestellten Studien wurden zum Teil im Kontext des Forschungsprojekts Florence durchgeführt, so dass der allgemeine Fokus teilweise etwas breiter gefächert ist, im Folgenden wird aber nur auf die für diese Arbeit relevanten Teilaspekte eingegangen, weitere Ergebnisaufstellungen finden sich in den Projekt-Deliverables [53].

Fokusgruppen I

In Oldenburg wurden vom 13.9. bis 4.11.2010 drei Fokusgruppeninterviews mit Senioren durchgeführt. Insgesamt nahmen 15 Senioren im Alter von 59 bis 87 Jahren (Durchschnittsalter 65 Jahre, 10 weiblich, 5 männlich) an den Interviews teil. Zwei Interviews wurden in den Räumlichkeiten des OFFIS-Instituts durchgeführt, ein Interview wurde in den Räumlichkeiten der Firma Hörtech in Oldenburg geführt.

Zu Beginn der Interviews wurde das Projekt und der Projektkontext erläutert und anschließend vier Szenarien vorgestellt und durch die Teilnehmer bewertet und diskutiert. Die Szenarien umfassten (jeweils bezogen auf den Einsatz eines Roboters als primäres Gerät):

1. Detektion / Reaktion auf einen Sturz
2. Unterstützung durch Hausautomatisierung
3. Erhöhen der Lebensqualität
4. Datenanalyse / Empfehlungen

Die Szenarien beinhalten unter anderem folgende Aspekte:

Inhalt / Nutzen Der Roboter sammelt (medizinische Daten) und stellt sie dem medizinischen Betreuungspersonal zur Verfügung.

Aktion Der Florence-Roboter überwacht das Training und bietet ein Tagebuch, in das Eindrücke und Gefühle eingetragen werden können, damit Arzt oder Pfleger Bescheid wissen. Pflegekräfte können Einträge für den Arzt oder Kollegen ablegen.

5. Realisierung

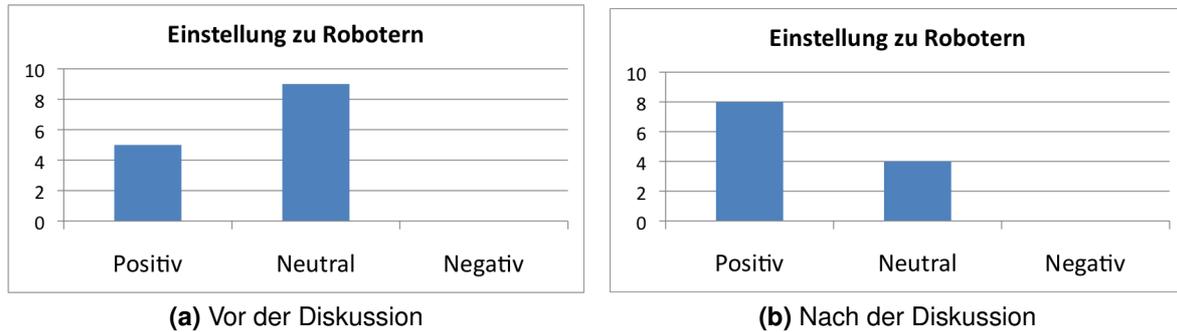


Abbildung 5.1.: Einstellung zur Robotik (Fokusgruppe II)

Das Gangverhalten wird überwacht, so dass Veränderungen bemerkt werden und Hilfen wie Gehstöcke oder das Umstellen von Möbeln empfohlen werden können.

Akteure Benutzer: jede/r BenutzerIn; telemedizinischer Dienst: kann Daten abfragen und so den Status des Patienten ermitteln; Florence-Roboter: Der Roboter sammelt die Daten im Hintergrund, ohne dass der/die BenutzerIn gestört wird. Florence fungiert als Logbuch.

In Tabelle 5.1 sind beispielhaft ein paar der Aussagen der Teilnehmer dargestellt. In Anhang A.2 ist beispielhaft ein Protokoll der Kommentare einer der Sitzungen aufgeführt.

Interpretation der Ergebnisse Man kann an diesen Beispielen bereits erkennen, dass die Probanden grundsätzlich einem Service, der die Gesundheit überprüft, sehr positiv gegenüberstehen. Allerdings gibt es auch starke Bedenken, was die Sicherheit der Daten angeht. Hier muss also besonders beachtet werden, das Vertrauen der Nutzer durch gute Sicherheitsvorkehrungen vor Datenmissbrauch zu gewinnen. Was die Größe des Roboters angeht, gehen die Meinungen auseinander, ein Konsens lässt sich aber dahingehend finden, dass der Roboter nicht zu groß (Mehrheit bei ca. 1 bis 1,5 m Höhe, bei Nichtgebrauch noch kleiner) und nicht zu menschenähnlich wirken sollte. Über alle Befragungen hinweg haben die Services, die die Sicherheit des Nutzers erhöhen (Reaktion auf Sturz, Verfolgung des Gesundheitszustandes), die größten Zustimmungswerte. Solange der Nutzen eines Services deutlich erkennbar ist, ist die Akzeptanz auch gegeben.

Tabelle 5.1.: Auswahl von Aussagen, die von den Fokusgruppenteilnehmern getroffen wurden

Positiv	<ul style="list-style-type: none"> • Sicherheitsfunktionen sind wesentlich (Gesundheits-/ Sicherheitsüberwachung) • Die Beobachtung ist nicht so schlimm, solange der Nutzen deutlich erkennbar ist • Trends aufzeigen durch Analyse ist ein gutes Verfahren
Negativ	<ul style="list-style-type: none"> • Er soll nicht immer folgen, z.B. nachts, könnte sonst auf die Nerven gehen • Wie ist die Sicherheit? Wer hat Zugriff? Arzt, Pflegedienst, Familie, Nachbarn (oft genannt) • Wie sieht es mit elektrischer Strahlung aus?
Allgemein / Neutral	<ul style="list-style-type: none"> • Was passiert, wenn Batterie leer ist? Wenn die Ladestation blockiert ist? Man den Weg mit einer Einkaufstasche blockiert? • Ausfallsicherheit muss gewährleistet werden! Mensch stellt sich auf Zuverlässigkeit ein! • Der Mensch kann dem Roboter vermutlich nicht helfen.
Aussehen	<ul style="list-style-type: none"> • nicht zu klein, hüfthoch, gut zu sehen • kompakt, tragbar, transportabel • Monitor im Sitzen bedienbar • für Hilfe in Küche aber größer -> ausfahrbar • eher praktisch aussehen, kompakt, technisches Äußeres • eigene Stimme haben • Beziehung: Kamerad, keine Emotionen (männliche Probanden), würde Namen bekommen (weibliche Probanden) • wenn nicht gebraucht, eher unauffällig, niedrig • eher Maschine als humanoid

Folgende Ergebnisse können als Resultat der Fokusgruppeninterviews mit Senioren festgehalten werden:

- Ein Service, der durch Beobachtung Auskunft über den Gesundheitszustand gibt,

5. Realisierung

Tabelle 5.2.: Ergebnisse Fokusgruppe Pflegeschüler

Als Pflegende/r: Welche Informationen sollte mir der Roboter zur Verfügung stellen? (medizinische Daten, Protokolle etc.)	
<ul style="list-style-type: none">• außergewöhnliche Aktivitäten• Bewegungsprotokolle• Stürze• Tagesablauf• Lage des Patienten• Wach/Schlafzeiten• Toilettengänge	<ul style="list-style-type: none">• Medikamenteneinnahme• Arztbesuche• Blutdruck• Puls• Blutzucker• Trinkmenge• Temperatur
Welche Funktion vom Roboter halte ich für am wichtigsten?	
<ul style="list-style-type: none">• Überwachung Bewegung• Hinweise geben• nicht aufdringlich sein• Medikamentenerinnerung• Sturzüberwachung	<ul style="list-style-type: none">• Umweltüberwachung (Herd, Fenster)• schnelle Einarbeitung, Verstehen• Warnsignale geben• Hilfe holen• Terminerinnerung

ist grundsätzlich akzeptiert, wenn gewisse Rahmenbedingungen eingehalten werden (siehe nächste Punkte).

- Daten, die der Roboter aufnimmt, müssen grundsätzlich vor Missbrauch geschützt werden, der Zugriff soll nur bestimmten Personenkreisen (z.B. Arzt, Betreuer) zugänglich gemacht werden können.
- Soll der Roboter unauffällig im Hintergrund agieren, sollte er möglichst kompakt und klein sein.
- Die Bewegungen des Roboters sollen nicht stören.

Fokusgruppe II

Am 19. Januar 2012 fand eine weitere Fokusgruppenbefragung mit einer Gruppe von 13 Pflegeschülern und Betreuern (Altersgruppe 16 bis 50 Jahre, 13 weiblich, 1 männlich) der Berufsbildenden Schulen Oldenburg statt. Hier wurden verschiedene Szenarien mit dem Roboter vorgestellt und die Machbarkeit bzw. der Nutzen eingeschätzt. Tabelle 5.2 stellt eine Reihe der getroffenen Aussagen dar.

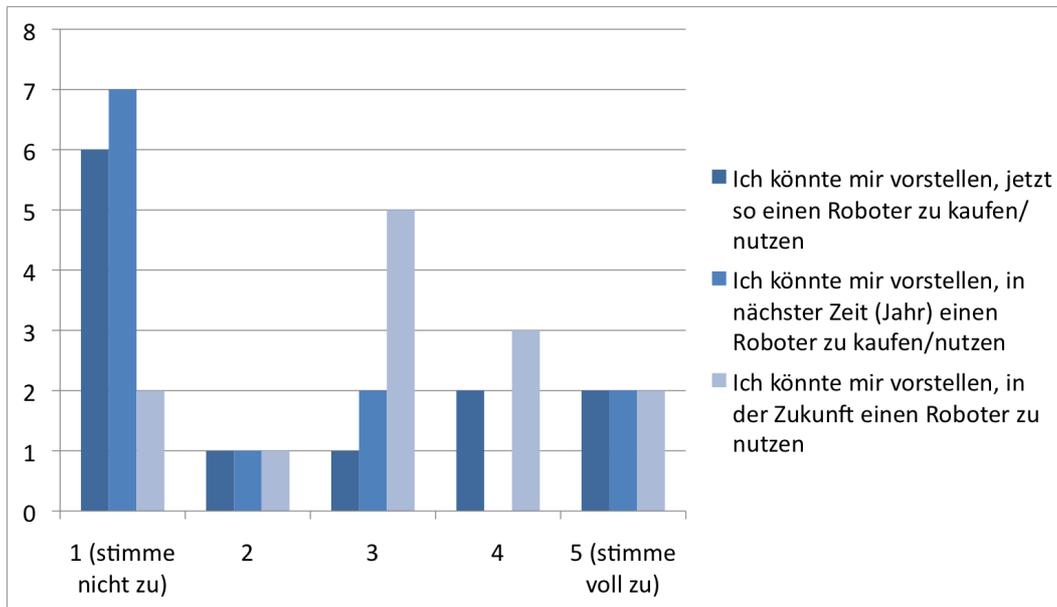


Abbildung 5.2.: Tatsächliche Einsatzbereitschaft von Robotern in der Pflege

Interpretation der Ergebnisse Zusätzlich zur eigentlichen Diskussion wurde vor und nach der Diskussion die Einstellung zur Robotik abgefragt. Abbildung 5.1 zeigt, dass sich die Einstellung innerhalb dieser Gruppe ins Positive verschoben hat. Daran lässt sich ein grundsätzliches Interesse und die Erkenntnis, dass der Roboter in verschiedenen Situationen eine Hilfe sein kann, erkennen. Allerdings wird davon ausgegangen, dass es noch eine längere Zeit dauert, bis die Roboter tatsächlich einsatzfähig sind, zurzeit würde nur eine Minderheit einen Roboter einsetzen (siehe Abbildung 5.2). Der negative Bias der Ergebnisse kann möglicherweise auch durch die extreme Geschlechterverteilung erklärt werden, da in vorigen Studien eine größere Ablehnung der Robotertechnologien bei Frauen als bei Männern festgestellt wurde (siehe Stand der Technik). Dies müsste aber für eine verlässliche Aussage mit einer wesentlich größeren Probandenzahl genauer geprüft werden.

Folgende Ergebnisse können festgehalten werden:

- Der Einsatz eines Serviceroboters ist auch bei jüngeren Personen nicht per se gut akzeptiert.
- Es sind diverse Einsatzorte und -zwecke denkbar.
- Der Roboter könnte das Personal entlasten, wird aber momentan nicht als realistische Option angesehen.

Wizard of Oz

Die Wizard-of-Oz-Tests wurden im IDEAAL-Labor des OFFIS-Instituts durchgeführt. Die Versuche fanden vom 2.12. bis 6.12.2010 statt, es nahmen sechs Personen im Alter von 59 bis 75 Jahren (3 männlich, 3 weiblich) teil. Bei den Tests waren jeweils der Proband (immer einzeln), ein Protokollant und der Sitzungsleiter anwesend, in einem nicht einsehbaren Raum befand sich ein Techniker, der die Robotersteuerung durchführte und per Kamera und Mikrofon mit der Testumgebung verbunden war. Dadurch war es möglich, die Reaktionen des Roboters in Echtzeit zu simulieren.

Eine Sitzung dauerte ca. 45 Minuten, direkt mit dem Roboter wurde etwa 30 Minuten interagiert. Die Aufstellung im Anhang A.3 zeigt den Ablauf einer Sitzung.

Vor der Durchführung wurde der Proband über die Intention der Studie aufgeklärt und eine Einverständniserklärung unterzeichnet, um die bei den Tests aufgenommenen Daten fachgerecht weiterverwenden zu können. Die Erklärung ist innerhalb des Ethik-Antrags in Anhang A.1 abgedruckt.

Das Anfahren einer Person ist von fundamentalem Interesse für die Interaktion mit dem Roboter (siehe Stand der Technik). Dabei spielt die Richtung, aus der der Roboter kommt, eine Rolle, genauso wie die Geschwindigkeit. Ebenso ist das Folgen einer Person sehr wichtig (siehe Stand der Technik), da ein störendes Verhalten zur Ablehnung führen kann. Zwei Prinzipien sollten innerhalb des Tests geprüft werden: das direkte Folgen und das Intervall-Folgen. Beim direkten Folgen versucht der Roboter immer den gleichen Abstand zur Person zu halten, das heißt er folgt ihr also direkt bei jeder Bewegung. Beim Intervall-Folgen bewegt sich der Roboter nur, wenn die Person sich aus dem Sichtfeld der Person begibt. Der Abstand zur Person ist also variabel und ermöglicht Szenarien, in denen der Roboter möglichst unauffällig Beobachtungen durchführen soll.

Wenn der Roboter zufällig im Weg der Person steht und entsprechend ausweichen muss, gibt es auch hier verschiedene Strategien. Eine Möglichkeit ist, dass der Roboter möglichst schnell versucht in eine sichere Ecke zu navigieren, er könnte auch nur eine kleine Bewegung rückwärts machen, um den aktuellen Pfad freizugeben oder versuchen, den Pfad der Person vorherzusehen und entsprechend entweder aus diesem Weg gehen oder ihn rückwärts entlangzufahren. Noch vor oder während der Ausweichbewegung könnte der Roboter Signaltöne abgeben, um auf sich als Hindernis hinzuweisen. Diese Situationen werden vermutlich am häufigsten in engen Umgebungen wie Fluren auftreten, in denen oft nicht viel Platz zum Ausweichen ist (siehe auch Beispiele in Abbildung 5.3).

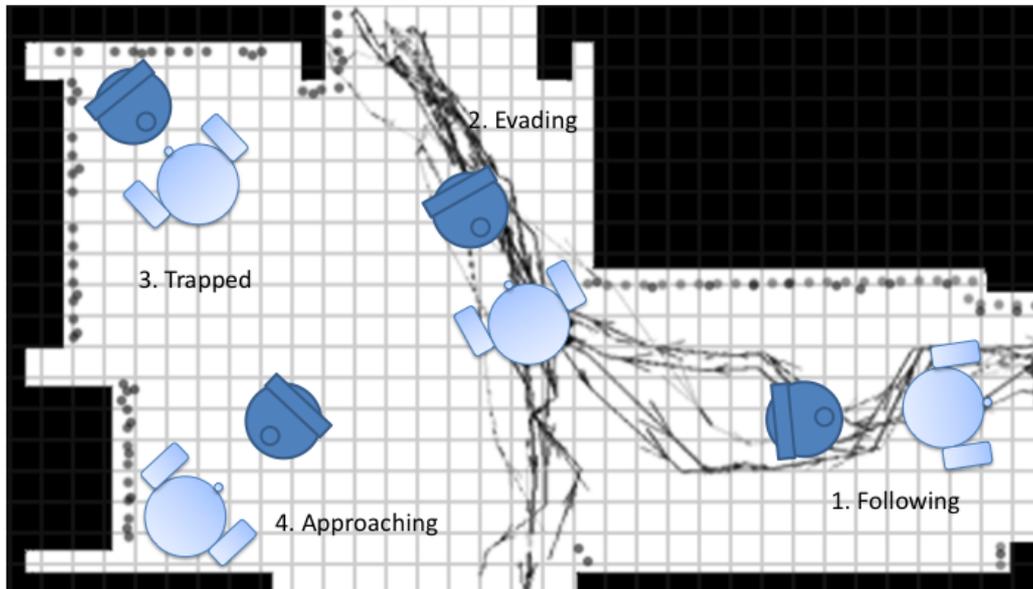


Abbildung 5.3.: Übersicht von möglichen Positionen (Beispielhaft in einem Flur dargestellt), in denen die getesteten Szenarien auftreten können. Situation 1: der Roboter folgt der Person, Situation 2: der Roboter soll der Person ausweichen, Situation 3: der Roboter wird am Fahren gehindert, Situation 4: der Roboter nähert sich der Person

Ergebnisse Die Resultate der Wizard of Oz Tests ergeben, dass eine angenehme Distanz für die direkte Interaktion mit dem Roboter bei 50 bis 60 cm liegt. Die Richtung aus der die Person angefahren wird (links, Mitte, rechts) spielt dabei keine signifikant große Rolle. Dies ist sehr individuell ausgeprägt. Als Ergebnis lässt sich hier festhalten, dass es günstigerweise möglich sein sollte, dem Roboter die präferierten Optionen einzuprogrammieren oder im optimalen Fall den Roboter das gewünschte Verhalten lernen zu lassen.

Beim direkten und indirekten bzw. Intervall-Folgen gibt es eine klare Präferenz für das letztgenannte. Das direkte Folgen wird in der Regel als störend oder belästigend empfunden, mit der Ausnahme, dem Roboter wurde befohlen zu folgen. Für alle weiteren Szenarien wird es als angenehmer empfunden, wenn der Roboter nur dann folgt, wenn der Mensch aus dem Sichtfeld verschwindet. Hierbei waren die Probanden erstaunt, dass der Roboter sie hinter einer Ecke oder Tür finden konnte, obwohl keine Sichtverbindung bestand. Der Wizard war aber zu jeder Zeit in der Lage, die gesamte

5. Realisierung

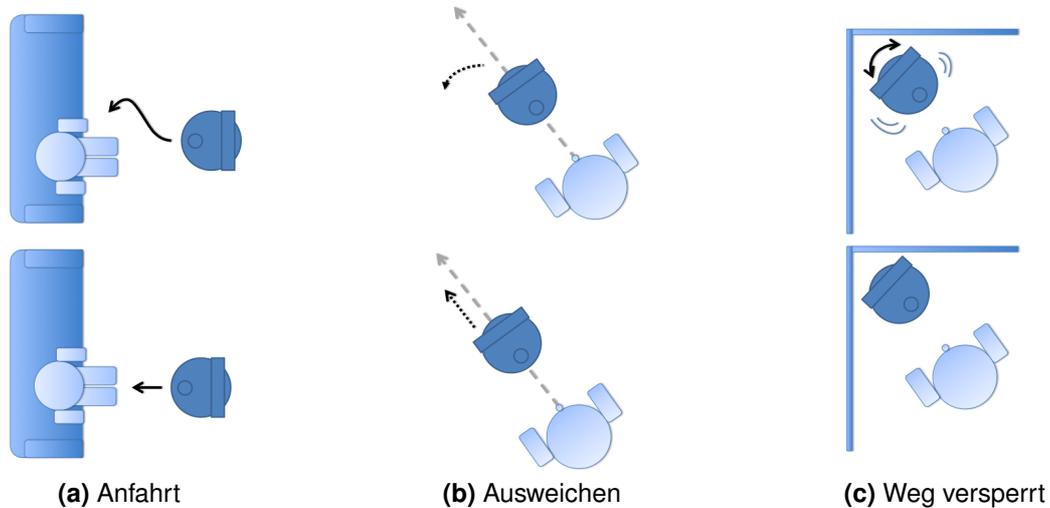


Abbildung 5.4.: Darstellung der durchgeführten Versuche: (a) Anfahrt einer auf einem Sofa befindlichen Person frontal oder von der Seite, (b) Ausweichen in entlang der Trajektorie der Person oder aus der Trajektorie heraus und (c) versperrter Weg, Roboter bleibt still oder signalisiert Fahrbereitschaft.

Situation zu überblicken und konnte dementsprechend reagieren und diese technisch kompliziertere Aufgabe leicht lösen.

Beim Versuch der Ausweichverfahren wurde der Roboter in der Mitte des Weges zwischen Couch und Küche platziert und der Proband aufgefordert in die Küche zu gehen. Der Roboter wich entweder seitlich aus oder fuhr den kompletten Weg rückwärts vor der Person her. Die Probanden zogen hier das schnelle, seitliche Ausweichen vor, da die Rückwärtsfahrt zu langsam und als unsicher empfunden wurde. Je schneller der Roboter ausweicht, desto souveräner wird die Steuerung empfunden.

Anschließend wurde der Roboter in eine Position manövriert, aus der er nicht entweichen konnte, solange ein Mensch davorstand (beispielsweise Zimmerecke). Es wurde der Befehl gegeben, dass der Roboter sich an ein anderes Ziel begeben soll. Zwei Optionen standen hier zur Auswahl: entweder der Roboter bewegt sich gar nicht, da das Ziel nicht erreicht werden kann, oder der Roboter beginnt sich hin und her zu drehen, um zu signalisieren, dass er eine Bewegung durchführen will, aber nicht kann. Hier war eine starke Präferenz für die zweite Option bei den Probanden festzustellen, da durch das „wackelnde“ Verhalten eine intuitive Reaktion ausgelöst wird, den Weg freizugeben und deutlich gemacht wird, dass der Roboter eine Bewegung plant. Im ersten Fall ist die Bewegung des Roboters sehr überraschend, sobald der Weg freigegeben wird und der Roboter doch noch losfährt. Das Verhalten des Roboters ist dann weniger „lesbar“.

Während aller Tests tendierten die Probanden dazu, den Roboter durch einen leichten Tritt gegen den vorderen Stoßsensor zum Stoppen zu bewegen, falls das gewünscht war. Dies scheint eine intuitive Form für einen Not-Halt-Mechanismus zu sein.

Die Sprachsteuerung des Roboters wurde als sehr angenehm und intuitiv empfunden. Es war keine lange Übungszeit nötig, bis die Kommandos während aller Tests recht sicher gegeben werden konnten. Ein Problem wurde allerdings deutlich: ein Kommando wie „links“ oder „rechts“ entsprach durchaus nicht immer der erwarteten Bewegung, da die Seiten invertiert sind, sobald der Roboter dem Menschen zu- oder abgewandt ist. Das Feedback zur Sprachsteuerung darf hierbei allerdings nicht überbewertet werden, da die Erkennung von einem Menschen übernommen wurde und somit eine hohe Fehlertoleranz vorhanden war. Die Art der Stimme, das Geschlecht oder der Dialekt spielten dabei also kaum eine Rolle. Welche Stimme der Roboter für die Sprachausgabe nutzt, ist individuell sehr unterschiedlich und sollte daher für jeden Nutzer anpassbar sein.

Trotz Spracheingabe wurde auch ein Touchscreen-Interface gewünscht. Die Probanden scheinen einem System, das durch physischen Kontakt (Drücken von Knöpfen) bedient wird, grundsätzlich eher zu vertrauen. Hierbei muss der Gesundheit des Nutzers entsprechend auf Charakteristika wie beispielsweise große Anzeigeelemente geachtet werden.

Ein paar zusätzliche Anmerkungen der Probanden umfassten

- Nachrichten sollten auf dem Display so lange angezeigt werden, bis sie bemerkt wurden
- eine Höhe von 1,4 m war für die Interaktion im Sitzen sehr gut, im Stehen leicht zu niedrig, eine Höhenverstellung wäre daher optimal
- der Roboter wirkte in der Wohnzimmerumgebung trotz der vergleichsweise geringen Ausmaße noch zu groß
- es ließ sich nicht immer auf den ersten Blick erkennen, welche Aktion der Roboter als nächstes ausführt
- Zusätzliche Funktionalitäten wurden gewünscht wie
 - Tablett um Dinge zu transportieren
 - Treppensteigen
 - Reinigungsarbeiten wie Boden säubern

Die Probanden waren insgesamt von den Fähigkeiten beeindruckt, besonders von der Spracherkennung, bevor sie wussten, dass diese Funktionalitäten ferngesteuert kon-

5. Realisierung

trolliert wurden. Bei den getesteten Bewegungsmustern wurden in der Regel die vorher als angenehmer eingeschätzten Paradigmen auch von den Probanden so bewertet.

Interpretation der Ergebnisse Folgende relevante Ergebnisse können als Resultat der Wizard of Oz-Tests festgehalten werden:

- Der Roboter sollte sich einer Person auf höchstens 50 bis 60 cm annähern, und das auch nur im Fall einer konkreten Interaktion, die Richtung spielt dabei keine übergeordnete Rolle.
- Wenn der Roboter der Person folgen soll, dann nach Möglichkeit nicht dauerhaft, sondern nur dann, wenn die Person außer Sichtweite gerät.
- Beim Ausweichen sollte der Roboter möglichst schnell versuchen, sich aus dem vermuteten Pfad der Person zu entfernen und dabei nicht lange vor der Person herfahren.
- Wenn der Roboter in einer Situation gefangen ist, aus der kein Pfad zum Ziel frei ist, sollte er dies durch Bewegungen anzeigen.

Einzelne Aussagen der Teilnehmer aller Tests können hier aus Platzgründen nicht abgedruckt werden, daher wird an dieser Stelle auf die Veröffentlichungen der Ergebnisse [66] und die Florence Deliverables D1.4 und D6.1-6 verwiesen [53].

5.2. Hardware-Entwicklungen

Im Zuge der Entwicklungen am Roboter wurden auch verschiedene Modifikationen und Ergänzungen an der Roboterhardware durchgeführt. In erster Linie sollten hiermit die aus den Nutzertests hervorgegangenen Anforderungen umgesetzt werden. Hierzu gehörten im Einzelnen:

- Montage von Microsoft Kinect Sensor (Kinect)-Sensor auf neuer Position
- Montage des Laser Range Scanner (LRS)
- Ergänzung eines Arduino-Mikrocontrollers zur visuellen Ausgabe von Debug-Informationen (RGB-LED) und zum Anschluss von externen analogen Sensoren (u.a. Akku-Ladestandsüberwachung)
- Entwicklung einer Spannungswandlerplatine zur Verteilung der 5 V- und 12 V-Spannungen für die Sensoren und Integration eines zusätzlichen Akkus.

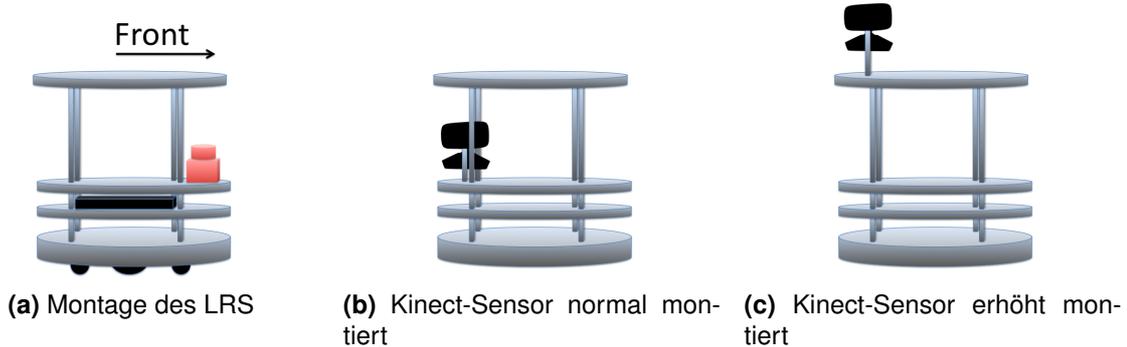


Abbildung 5.5.: Montage des LRS und des Kinect-Sensors, angedeutet durch schwarze Box: Position Laptop

5.2.1. Montage Kinect

Da der Kinect-Sensor in diesem Fall nicht als Orientierungssensor für den Roboter agieren soll, sondern zur Erkennung von Menschen, wurde der Kinect-Sensor nicht wie im Originalaufbau auf der mittleren Ebene (Abb. 5.5b), sondern auf der obersten Ebene des Roboters montiert (Abb. 5.5c). Daraus ergibt sich ein größeres Sichtfeld, um Personen zu erkennen. Das ist wichtig, um die Bewegungserkennungen möglichst korrekt und ohne störende Bewegungen des Roboters durchführen zu können, die von den Nutzern nicht gewünscht sind.

5.2.2. Montage LRS

Für den TurtleBot ist in der Standard-Konfiguration kein LRS vorgesehen und der Kinect-Sensor wird als Ersatz verwendet. Um eine höhere Präzision zu erreichen, wurde der LRS Hokuyo URG-04-LX in den Roboter integriert. Hierzu wurde eine Halteplatte konstruiert, die den LRS aufnimmt und am Roboter befestigt werden kann. Dieser wurde so montiert, dass die Höhe mittig zum Schienbein der Probanden ausgerichtet ist (Abb. 5.5a).

5.2.3. Mikrocontroller-Board

Um dem Nutzerwunsch nachzukommen, dass der Roboter deutlich signalisieren sollte, wenn er aktiv ist, wurde ein Mikrocontrollerboard in den Roboter integriert, das u.a. eine 12 mm-RGB-LED ansteuert, die den aktuellen Zustand des Roboters auf einen Blick erfassbar macht. Zusätzlich wird einer der Analog/Digitalwandler dazu genutzt,

5. Realisierung

die Spannung des zusätzlichen LiPo-Akkus zu messen, da dieser sonst nicht in der Robotersoftware erfasst wird.

Als Mikrocontrollerboard kommt ein Arduino-Uno-Board zum Einsatz. Dieses Board verfügt über einen 8 bit Atmel ATmega328-Mikrocontroller mit 32 kB Programmspeicher und 16 MHz Prozessortakt. Über einen FTDI USB-Seriell-Wandlerchip wird eine serielle Kommunikation über den USB-Port des Roboter-PCs möglich. Auf dem Mikrocontroller wird eine Firmware ausgeführt, die eine spezielle ROSserial-Bibliothek nutzt, um direkt aus der ROS-Welt mit dem Mikrocontroller kommunizieren zu können.

Die „Mikrocontroller-Node“ stellt einen Topic `/arduino_leds` zur Verfügung, um die Farbe der angeschlossenen LED zu ändern. Hier kann ein RGB-Wert mit 8 bit-Auflösung pro Kanal gewählt werden. Gleichzeitig abonniert die Node die Status-Topics der Navigations-Komponenten (`/move_base/goal`, `/move_base/status`), um selbstständig die Farbe der LED bei vorhandenen Navigationszielen zu ändern. Die Zustände der LED bedeuten zurzeit (weitere Zustände per Software einstellbar):

- **Grün** - Roboter ist in Bereitschaft
- **Rot** (auf- und abschwelend) - Roboter folgt einem Navigationsbefehl
- **Blau** - Fehler bei der Navigation aufgetreten

Ein am Mikrocontroller angeschlossener Taster ermöglicht zudem das Abbrechen des aktuellen Navigationsbefehls, falls der Roboter sich falsch verhält. Dies ist in erster Linie Entwicklungszwecken geschuldet. Als technisch korrekter Notausschalter ist der Taster nicht geeignet, da er nur softwareabhängig funktioniert.

5.2.4. Spannungswandlerplatine und Akku

Da der Akku der Create Plattform nicht in der Lage ist, alle Sensoren und die zusätzlich angebrachten Komponenten über eine längere Zeit mit Energie zu versorgen, wurde ein zusätzlicher Akku in den Roboter integriert. Eine sehr kurze Laufzeit führt nach den Erfahrungen der Nutzerstudien dazu, dass das System nicht als alltäglich nutzbar angesehen wird.

Die Create-Plattform verfügt über einen 14,4 V Nickel-Metallhydrid-(NiMH)-Akku mit 3,5 Ah (43,2 Wh) Kapazität. Der Kinect-Sensor benötigt im Maximalfall ca. 1 A bei 12 V, also 12 W, der LRS 0,5 A bei 5 V (2,5 W). Ohne Nutzung der Motoren und weiterer Hardware ist der Roboter somit in unter drei Stunden entleert, zusätzlich benötigt auch die interne Elektronik noch weitere Ressourcen, so dass in der Praxis (mit moderater

Nutzung der Motoren) nur knapp über eine Stunde Einsatzzeit verblieb. Daher wurde ein zusätzlicher Lithium Polymer-Akku (LiPo)-Akku mit 15 Ah eingebaut, um Kinect-Sensor und LRS sowie sämtliche Zusatzhardware (u.a. Arduino-Board) zu versorgen. Um die richtigen Spannungen zu erhalten, wurden ein 12 V-Linearregler und ein 5 V-Schaltregler gebaut und im Gehäuse integriert. Beide Regelpfade sind getrennt abschaltbar, über einen Hauptschalter lässt sich das ganze System an- und abschalten.

5.3. Struktur der technischen Realisierung

In Abbildung 5.6 ist die Architektur des entwickelten Systems dargestellt. Das Design lässt sich grundsätzlich in vier Teilbereiche einteilen.

1. **Personenerkennung** Die hier integrierten Komponenten sind zuständig für das Erkennen von Personen, basierend auf den Sensordaten von LRS und Kinect-Sensor. Hierbei werden die positiven Eigenschaften beider Sensoren kombiniert, um einen großen Erfassungsbereich und eine möglichst zuverlässige Personenerkennung zu erhalten.
2. **Bewegungserkennung** Ist eine Person erkannt, können ihr Bewegungen zugeordnet werden. Dabei gibt es verschiedene Kategorien von Bewegungen, beispielsweise Gang oder Balance.
3. **Assessment-Kontrolle** Diese Komponenten verknüpfen einzelne Bewegungsabläufe zu komplexeren Assessmentabläufen. So ist es möglich, aus einzelnen Bewegungen eine Gesamtbeurteilung zu erstellen.
4. **Assessment-Navigation** Mit den vorhandenen Daten der Personenbeobachtung und der Assessment-Anforderungen kann die Navigation entsprechend angepasst werden. Hierzu zählt auch die möglichst gut akzeptierte Bewegung des Roboters.

In den folgenden Abschnitten sind jeweils die Teilbereiche und die darin befindlichen Komponenten genauer erläutert. In Anhang A.5 ist eine Übersicht über die wichtigsten Parameter der entwickelten Algorithmen gegeben. Das Verfahren wurde in [91] veröffentlicht.

Zugrundeliegende Datentypen (Robot Operating System (ROS)) Aus der Architektur der zugrundeliegenden TurtleBot-Plattform werden die im Folgenden erklärten

5. Realisierung

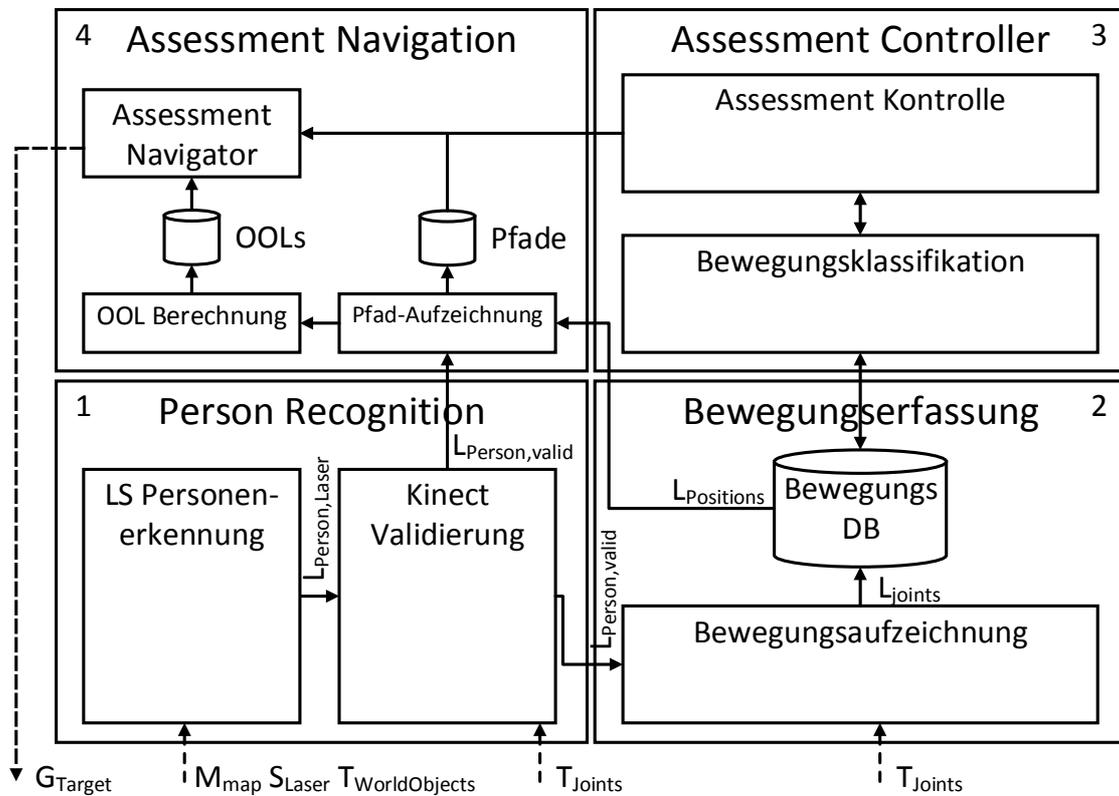


Abbildung 5.6.: Übersicht der entwickelten Systemkomponenten. 1: Personenerkennung, 2: Bewegungserfassung, 3: Assessment-Controller, 4: Assessment-Navigation; nur die wesentlichen Informationsflüsse dargestellt

Daten benötigt. Diese Daten stehen als ROS-Messages zur Verfügung. ROS-Messages beschreiben eine einfache Datenstruktur, die aus typisierten Feldern besteht. Messages können einfache primitive Datentypen beinhalten (Integer, Boolean), Arrays derselben und wiederum weitere Messages. Die Definition der /SCAN-Nachricht ist in Algorithmus 8 im Anhang A.4 abgebildet. Diese Nachricht enthält eine Reihe von Parametern und eine weitere Message als Datentypen, die Message /HEADER. Diese ist in Algorithmus 9 (Anhang A.4) dargestellt. Hier ist auch ersichtlich, dass die /HEADER-Message auch wiederum einen verschachtelten Datentyp time enthält. So können beliebige Nachrichtenformate entsprechen der Anforderungen definiert werden.

5.3. Struktur der technischen Realisierung

Formal lassen sich die durch ROS definierten Basisdatentypen so beschreiben (Einheiten in m):

$$\textit{Point } \mathcal{P} = (x, y, z) \quad (5.1)$$

$$\textit{Quaternion } \mathcal{Q} = (x, y, z, w) \quad (5.2)$$

$$\textit{Vector3 } \mathcal{V} = (x, y, z) \quad (5.3)$$

$$\textit{Header } \mathcal{H} = (seq, t, id) \quad (5.4)$$

Dabei bezeichnen x, y, z Koordinaten im Raum, w einen Drehwinkel (alle Typ *float64*), seq eine Sequenznummer (*int32*), t den Zeitstempel der Nachricht (*int32*) und id eine Identifizierungszeichenkette. Diese Messages werden in weiteren Messages gekapselt:

$$\textit{Pose } \mathcal{O} = (\underbrace{\mathcal{P}}_{\textit{Position}}, \underbrace{\mathcal{Q}}_{\textit{Orientierung}}) \quad (5.5)$$

$$\textit{Transformation } \mathcal{T} = (\underbrace{\mathcal{V}}_{\textit{Translation}}, \underbrace{\mathcal{Q}}_{\textit{Rotation}}) \quad (5.6)$$

Der Aufbau dieser Datentypen ist durch die ROS-Architektur vorgegeben. So scheinen Informationen mitunter doppelt abgelegt zu sein (beispielsweise enthält die Pose eine Position und Orientierung, letztere enthält auch x,y,z-Koordinaten genau wie die Position). Dies ist durch die internen Berechnungsalgorithmen bedingt, die mit bestimmten Datentypen in vorgegebenen Formaten rechnen. Nicht benötigte Informationen werden automatisch ignoriert. Im Folgenden wird nun der Aufbau der wichtigsten verwendeten Messages erläutert.

/LASERSCAN Die /LASERSCAN-Nachricht enthält die gemessenen Daten des LRS, bestehend aus

$$S^{\textit{Laser}} = (\alpha^{\min}, \alpha^{\max}, \alpha^{\textit{inc}}, t^{\textit{inc}}, t^{\textit{scan}}, d^{\min}, d^{\max}, \langle d_1, d_2, \dots, d_n \rangle, \langle i_1, i_2, \dots, i_n \rangle) \quad (5.7)$$

mit $d^{\min} \leq d_i \leq d^{\max}$ und $0 \leq n \leq \frac{\alpha^{\max} - \alpha^{\min}}{\alpha^{\textit{inc}}}$. Dabei bezeichnen α^{\min} und α^{\max} die Grenzen des Erfassungsbereichs (Winkel) und $\alpha^{\textit{inc}}$ die Schrittweite in Grad. Daraus lässt sich die Anzahl der Messwerte berechnen. $t^{\textit{inc}}$ gibt die Zeit zwischen den Messungen an, was allerdings nur für dreidimensionale Scanner zur Interpolation bei Bewegungen genutzt wird. $t^{\textit{scan}}$ ist die Zeitdauer eines Scans, d^{\min} und d^{\max} geben die minimale und maximale Distanz des Scanners wieder.

5. Realisierung

Die Sequenz der Distanz-Werte d_i enthält alle Entfernungsmessungen des LRS, die Sequenz der Intensitätswerte i_i , falls der Scanner diese pro Messpunkt berechnet (hier nicht der Fall). Die Nachrichten des Topics /LASERSCAN werden von der Grundkonfiguration auf das Topic /SCAN weitergeleitet, daher kann das /SCAN-Topic synonym verwendet werden.

/POINT_CLOUD2 In der /POINT_CLOUD2-Datenstruktur ist die dreidimensionale Punktwolke der Kinect-Daten enthalten. Die Punktwolke besteht aus einer Sequenz von Punkten,

$$\text{PointField } \mathcal{P}^f = (\text{name}, \text{offset}, \text{datatype}, \text{count}) \quad (5.8)$$

$$\begin{aligned} \text{point_cloud2} = & (\mathcal{H}, \text{width}, \text{height}, \langle \mathcal{P}_1^f, \mathcal{P}_2^f, \dots, \mathcal{P}_m^f \rangle, \\ & \text{is_bigendian}, \text{point_step}, \text{row_step}, \langle dp_1, dp_2, \dots, dp_i \rangle, \text{is_dense}) \end{aligned} \quad (5.9)$$

Dabei beschreiben die Punkte dp_i die gemessenen Punkte relativ zum Sensor. Mit *width* und *height* wird die Größe des Datenfeldes beschrieben, die PointFields definieren die Datentypen, in denen die Messpunkte vorliegen (beispielsweise als kartesische Koordinate oder als Farbwert). m und o geben die Gesamtzahl der Pointfields bzw. Messpunkte an, die je nach Konfiguration unterschiedlich sein kann. Im weiteren Verlauf werden für die Verarbeitung nicht direkt die /POINT_CLOUD2-Daten verwendet, sondern die vom Skelett-Tracker berechneten Transformationen pro Gelenk. Die Daten stehen aber trotzdem zur Verfügung, falls eine dreidimensionale Erkennung von Objekten notwendig ist.

/TF /TF liefert die Transformationen der verschiedenen Koordinatensysteme des Roboters und den Objekten der „Welt“. Übertragen wird dafür eine *TransformStamped*-Message, die außer dem Header die ID des Kind-Koordinatensystems und die Transformation zwischen dem Koordinatensystem der Header-ID (Vater) und der Kind-ID beinhaltet:

$$\text{TransformStamped } \mathcal{T}_{A \rightarrow B}^s = (\mathcal{H}, \text{child_frame_id}, \text{transformation}_{A \rightarrow B}) \quad (5.10)$$

Die Verknüpfung von zwei Koordinatenpunkten ist intern ein 6-DOF-Beschreibungsvektor, bestehend aus Translations- und Rotationsbeschreibung

$$v = (x, y, z, w_1, w_2, w_3) \quad (5.11)$$

Intern basiert die Berechnung auf 4×4 Transformationsmatrizen, die die Translation und Drehung vom einen (A) in das andere (B) Koordinatensystem vorgeben. Die enthaltene 3×3 -Matrix (x_x bis z_z) berechnet dabei die Drehung der Achsen, der Vektor p_x, p_y, p_z beschreibt die Rotation. Die angefügte untere Zeile dient der Berechenbarkeit durch Matrizenmultiplikation.

$${}^A T_B = \begin{pmatrix} x_x & y_x & z_x & p_x \\ x_y & y_y & z_y & p_y \\ x_z & y_z & z_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5.12)$$

Die Berechnung dieser Matrizen wird vom ROS Framework übernommen und muss daher nicht von den entwickelten Komponenten durchgeführt werden. Weitere Details finden sich in der Online-Dokumentation unter www.ros.org. Auch die Daten des Kinect-Skelett-Trackers werden als Transformationen zur Verfügung gestellt. Wird eine Person erkannt, werden die Positionen der Gelenke nicht als eigenes Datenformat sondern als einzelne Transformationsinformationen übermittelt. So kann die Position dieser Gelenke jederzeit direkt im gewünschten Bezugs-Koordinatensystem genutzt werden. Eine solche Transformation hat das Format (Beispieltransformation für die Kopfposition):

$$\mathcal{T}_{\text{map} \rightarrow \text{head}}^s = (\mathcal{H}_{\text{map}}, \text{head}, {}^{\text{map}} T_{\text{head}}) \quad (5.13)$$

/MAP Die Karte der Umwelt ist als zweidimensionale Datenstruktur unter dem Topic `/MAP` gegeben. Die hier zur Verfügung gestellten Informationen bestehen aus Metadaten (Größe der Karte etc.) und den eigentlichen Punkten der Karte.

$$\text{metadata} = (t^{\text{load}}, \text{resolution}, \text{width}, \text{height}, \mathcal{O}^{\text{origin}}) \quad (5.14)$$

$$\text{Map} = (\text{metadata}, \langle e_1, e_2, \dots, e_p \rangle) \quad (5.15)$$

t^{load} gibt den Zeitpunkt des Landens der Karte an, resolution die Auflösung in Metern pro Zelle, width und height die Breite und Höhe der Karte in Zellen und

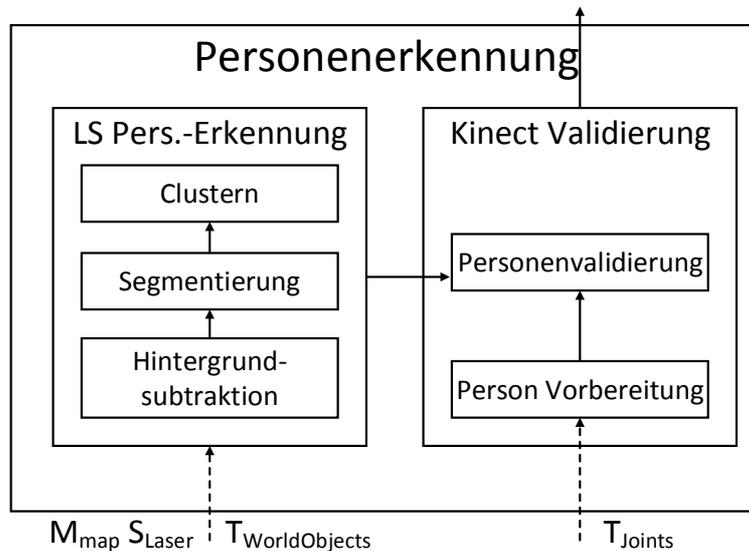


Abbildung 5.7.: Architektur der Personenerkennung, bestehend aus Personen-Erkennung mit drei Subkomponenten Hintergrundsubtraktion, Segmentierung und Clustern, deren Daten nach der Verarbeitung in den Kinect-Validierer übergehen und anhand der Kinect-Daten validiert werden.

$\mathcal{O}^{\text{origin}}$ die Ursprungsposition der Zelle (0,0) in der Karte. Die /MAP-Message enthält dann eine Sequenz von Punkten e_i , die als 8 bit-Werte kodiert sind, also die Werte 0 bis 255 annehmen können. Für die Belegung der Karte wird dieser Wert auf Werte zwischen 0 und 100 normalisiert, unbekanntest Gebiet mit -1 belegt $e_i \in [-1, 100]$ für $i = 1, \dots, n$. Abstufungen von Objekt-Dichten sind theoretisch möglich, werden aber in diesem Fall nicht eingesetzt, so dass eine Karte in diesem Kontext aus den Werten -1, 0 und 100 (unbekannt, frei, blockiert) besteht.

5.4. Personenerkennung

Die Personenerkennung besteht aus den drei Subkomponenten Hintergrundsubtraktion, Segmentierung und Clustern sowie der Kinect-Validierung (s. Abbildung 5.7). Im folgenden werden die einzelnen Komponenten im Detail vorgestellt.

5.4.1. Dynamische Personenerkennung (LRS)

Validität der LRS-Daten Wie in Formel 5.7 beschrieben, liefert der LRS bauartbedingt eine sequentielle Folge von Messpunkten. Hierbei muss sichergestellt werden,

dass durch diesen Umstand keine wesentliche Verfälschung der Messergebnisse eintritt.

Der LRS tastet die Umgebung in einer kreisförmigen Drehbewegung ab, bei der jeder Messpunkt der Reihe nach aufgenommen wird. In diesem Fall besitzt der LRS eine Winkelauflösung von $0,36^\circ$. Die Bewegung der Mechanik geschieht kontinuierlich, d.h. der Laserstrahl wechselt nicht die Richtung, sondern dreht sich weiter und beginnt wieder beim Nullpunkt. Daher treten keine Ungleichmäßigkeiten durch Beschleunigung oder Verzögerung auf. Bei einer Messrate von 10 Hz (Scandurchlauf 100 ms) und 1024 Messungen pro Durchlauf ergibt sich ein zeitlicher Abstand zwischen zwei Messwerten von 0,098 ms.

Je nach Abstand zum Sensor hat dies unterschiedliche Auswirkungen, da der Abstand der einzelnen Messpunkte mit größer werdendem Radius immer mehr zunimmt. Im Folgenden werden daher die beiden Extremfälle an den Erfassungsbereichen betrachtet. Es wird jeweils vom Szenario ausgegangen, dass sich die Person quer bzw. idealerweise auf einer Kreisbahn um den Scanner bewegt, so dass alle Messpunkte auf einem Kreissegment liegen und daher äquidistante Abstände zueinander haben. Die Situation ist in Abbildung 5.8a dargestellt. Während der sequentiellen Aufnahme von den Messpunkten A, B und C durch die Laserstrahlen zum Zeitpunkt t_1 , t_2 und t_3 bewegt sich das Bein von der Stelle. Sollte die Geschwindigkeit der Bewegung in etwa so schnell sein wie die Änderung des Abtastwinkels des LRS, ergibt sich die beschriebene Situation, dass die Messwerte A, B und C aufgenommen werden, die hier fast auf einer Linie bzw. an der gleichen Stelle des Beins liegen. Richtig wäre aber, die Messwerte a, b, und c aufzunehmen (in diesem Beispiel zum Zeitpunkt t_3).

Bei der maximalen Messdistanz (4095 mm) beträgt der räumliche Abstand zwischen zwei Messpunkten 25,7 mm. Nimmt man für den Durchmesser des durchschnittlichen Beins (idealisiert) 125 mm an, werden 5 Messungen vom Bein erfasst. Der Messzeitraum beträgt somit $5 \times 0,098 \text{ ms} = 0,49 \text{ ms}$. In dieser Zeit kann sich das Bein bei einer normalen Gehgeschwindigkeit von $1,5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ 0,7 mm fortbewegen. Das führt also zu einer Streckung oder Stauchung (je nach Gehrichtung), die allerdings so minimal sind, dass sie nicht Fall vom LRS erfasst werden könnten.

Eine potentiell andere Situation ergibt sich bei der minimalen Distanz zum Sensor, etwa 200 mm (technisch ist die minimale Distanz zum Scanner 60 mm, diese kann aber konstruktionsbedingt nicht von einem Bein erreicht werden). Bei dieser Distanz wird das Bein von gerundet 97 Messpunkten erfasst. Daraus ergibt sich ein Messzeitraum von 9,5 ms. In dieser Zeit bewegt sich das Bein bei einer Gehgeschwindigkeit von $1,5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ 14 mm fort. Der minimale Abstand zwischen zwei Messpunkten beträgt bei

5. Realisierung

dieser Entfernung 1,25 mm, so dass in diesem Fall eine messbare Verzerrung auftritt. Das Bein wird somit im Maximalfall um 14 mm gestreckt bzw. gestaucht. Das gilt es für die Beinerkennung zu beachten. Dies wird durch den ohnehin vorhandenen Umstand aufgefangen, dass die Beine unterschiedlicher Personen auch unterschiedliche Umfänge aufweisen und die Parameter zur Erkennung entsprechend ausgelegt werden müssen.

Die zeitliche Abhängigkeit innerhalb eines Datensatzes kann also in diesem Anwendungsfall (für zu erwartende Geschwindigkeiten von etwa 0,8 bis 1,5 $\frac{m}{s}$ [13]) vernachlässigt werden, womit die LRS-Daten wie folgt definiert werden können:

$$S^{\text{laser}} = (\alpha^{\min}, \alpha^{\max}, \alpha^{\text{inc}}, t^{\text{scan}}, d^{\min}, d^{\max}, \langle d_1, d_2, \dots, d_n \rangle) \quad (5.16)$$

Die Werte betragen in diesem Fall $\alpha^{\min} = -120^\circ$, $\alpha^{\max} = 120^\circ$, $\alpha^{\text{inc}} = 0,36^\circ$, $t^{\text{scan}} = 0,1 \text{ s}$, $d^{\min} = 60 \text{ mm}$ und $d^{\max} = 4095 \text{ mm}$. Die Sequenz von Messwerten d_n besteht also aus $\frac{\alpha^{\max} - \alpha^{\min}}{\alpha^{\text{inc}}}$ Messwerten, der Wertebereich pro Messwert ist 60 bis 4095 mm.

Personenerkennung

Die Personenerkennung mit Hilfe von LRS-Daten basiert auf drei wesentlichen algorithmischen Schritten. Die Erkennung muss robust gegenüber Bewegungen der Umgebung sein, da sich sowohl Mensch als auch Roboter während der Erkennung bewegen können. Im ersten Schritt wird hierzu eine Unterscheidung in Hintergrund und bewegliche Objekte getroffen. Anschließend können die beweglichen Objekte analysiert und klassifiziert werden um Kandidaten für Beine zu erhalten. Schließlich werden Beine zusammengefasst, um eine Person zu definieren.

Hintergrundsubtraktion In diesem Schritt wird der Hintergrund von beweglichen Objekten getrennt. Da sich die Position $\mathcal{O}^{\text{robot}}$ bzw. dadurch auch $\mathcal{O}^{\text{laser}}$ sich während der Zeit ändern kann, müssen die Messwerte des LRS S_j^{laser} für jeden Scan j in das globale Welt-Koordinatensystem (der Karte) transformiert werden. Die transformierten Daten $P_{i,j}^{\text{laser,map}}$ können nun in der Karte markiert werden. Bewegt sich der Roboter, werden die LRS-Daten weiterhin an den gleichen Weltkoordinaten gehalten. Da sich die Position des Roboters in der Praxis nicht ganz exakt bestimmen lässt (Sensordrift, Motorsteuerung, Untergrund) wird für die LRS-Daten ein etwas gröberes Raster aufgebaut als die theoretische Genauigkeit des LRS erlauben würde. Die Karte der Umwelt /MAP wird mit einer Auflösung von 0,05 m/Pixel (Kantenlänge eines Pixels 5 cm) ver-

waltet, für die Daten des LRS $S_{i,j}^{\text{laser,map}}$ ist die Auflösung res^{map} auf standardmäßig 4 cm Kantenlänge (konfigurierbar) festgelegt. Das heißt, die Auflösung des LRS ist für die Berechnung höher als die der Karte, aber geringer als die theoretische Genauigkeit des LRS (Messwerte werden in 4×4 cm-Blöcke eingeteilt statt der Millimeter-Genauigkeit der LRS-Daten). So kann ein gewisses Messrauschen und Drift in Kauf genommen werden.

Zur Umrechnung der LRS-Daten in das kartesische Kartenkoordinatensystem werden aufgrund der Zweidimensionalität des LRS nur die x- und y-Koordinaten betrachtet, der z-Wert ist konstant bei 0. Die Transformation (Translation und Rotation) vom Ursprung der Karte zum LRS (Ursprung der gemessenen LRS-Daten) wird hierbei aus der von ROS bereitgestellten Transformation $\mathcal{T}_{\text{map} \rightarrow \text{laser}}^{\text{s}}$ berechnet. Da die Orientierung als Quaternion $\mathcal{Q}^{\text{laser}}$ angegeben ist, findet eine Umrechnung in Euler-Winkel statt. Die Drehung des Roboters/LRS sei der Yaw-Winkel $\beta \in \mathcal{Q}^{\text{laser}}$. Der Winkel des Messpunkts zum LRS ergibt sich zu

$$\alpha_i = \alpha^{\text{min}} + (\alpha^{\text{inc}} \cdot i) \quad (5.17)$$

Dabei ist i die Zählvariable innerhalb eines Scans. Der Gesamtwinkel ω_i ergibt sich aus der Addition der beiden Winkel

$$\omega_i = \alpha_i + \beta \quad (5.18)$$

Somit ergeben sich für die absoluten Koordinaten in x- und y-Richtung für die gemessenen Entfernungspunkte:

$$\mathcal{P}_i^{\text{laser,map}} = (\mathcal{P}_x^{\text{laser}} + \cos \omega_i \cdot d_i, \mathcal{P}_y^{\text{laser}} + \sin \omega_i \cdot d_i) \quad (5.19)$$

Damit werden nun für jeden Scan-Durchlauf j pro Messpunkt i die absoluten x- und y-Koordinaten beschrieben. Diese Punkte werden nun in den Maßstab des Rasters übertragen.

$$\mathcal{P}_i^{\text{grid}} = \frac{\mathcal{P}_i^{\text{laser,map}}}{res^{\text{map}}} \quad (5.20)$$

Mit den jetzt vorliegenden Informationen kann begonnen werden, Hintergrundobjekte von beweglichen Objekten zu unterscheiden. Hierzu wird bei jedem Scan j für jeden gemessenen Punkt i geprüft, ob er bereits als festes Objekt markiert wurde oder als bewegliches Objekt determiniert werden kann. Der Algorithmus geht dazu wie in Algorithmus 1 dargestellt vor.

5. Realisierung

Algorithmus 1 Pseudocode Segmentierung eines Messdurchlaufs, Schleife wird für jeden Scan j durchlaufen.

```
1: global grid: G
2: temporary scan values: temp
3: list of moving points: MovingObjects
4: index of last known point: lastKnownPoint
5: for  $i = 1 \rightarrow \text{NumberOfScanPoints}$  do
6:   if  $P_i^{\text{laser}} \in G$  then
7:      $\text{MovingObjects}_i \leftarrow 0$ 
8:     if  $\text{lastKnownPoint} \geq 0$  then
9:       if  $i - \text{lastKnownPoint} > 0$  then
10:         $\text{MovingObjects}_i \leftarrow [\text{temp}_{i-\text{lastKnownPoint}}, \text{temp}_i]$ 
11:         $\text{temp} = 0$ 
12:      end if
13:    else
14:      if  $\text{gridIsEmpty} = \text{true} \vee \text{robotIsMoving} = \text{true}$  then
15:         $G \leftarrow P_i^{\text{laser}}$ 
16:      end if
17:    end if
18:     $\text{lastKnownPoint} \leftarrow i$ 
19:  else
20:     $\text{temp}_i \leftarrow P_i^{\text{laser}}$ 
21:  end if
22: end for
23: if  $\text{gridIsEmpty} = \text{true} \vee \text{robotIsMoving} = \text{true}$  then
24:    $G \leftarrow [\text{temp}_{i-\text{lastKnownPoint}}, \text{temp}_i]$ 
25: end if
26: return  $\langle \text{MovingObjects}_1, \text{MovingObjects}_2, \dots, \text{MovingObjects}_n \rangle$ 
```

Ausformuliert bedeutet dies: Beim ersten Messdurchlauf befinden sich noch keine Punkte im Raster, so dass zunächst alle gemessenen Punkte in das Raster aufgenommen, also als statisch markiert werden (Zeile 24). In den folgenden Durchgängen wird überprüft, ob es neue Messpunkte gibt, die nicht im bisher bekannten Raster bekannt sind. Befinden sich diese Punkte zwischen bereits bekannten Punkten, werden diese Punkte als bewegliches Objekt markiert (Z. 10), da das Gebiet als bekannt gilt und vorher kein Objekt vorhanden war. Dazu kommt noch der Sonderfall, dass die neuen Punkte am Anfang oder am Ende der bisher bekannten Punkte auftauchen. Hier gibt es zwei Möglichkeiten: 1) der Roboter hat sich bewegt und somit den Sichtbereich verändert und 2) der Roboter hat sich nicht bewegt, also ist ein bewegliches Objekt erschienen. Im ersten Fall werden entsprechende Messpunkte als statisch markiert (Z.

15), im zweiten Fall als beweglich (Z. 10). Das Gleiche gilt für Messpunkte, die am Ende der bisher bekannten Rasterpunkte auftreten. Ein kritischer Fall ist die Bewegung einer Person parallel zur Bewegung des Roboters direkt am Rand des Messbereichs, da diese Punkte ja als statisch markiert werden. Da die Erkennung von Personen so nah an der Erfassungsgrenze ohnehin instabil ist (beispiw. ein Bein verlässt den Erfassungsbereich), kann dieser Umstand vernachlässigt werden und für eine sichere Erkennung die Anforderung aufgestellt werden, dass sich die Person für eine sichere Erkennung mindestens 50 cm innerhalb des maximalen Erfassungsradius befinden sollte.

Um den Ungenauigkeiten der Navigation entgegenzuwirken, wird in regelmäßigen Abständen das Raster für statische Objekte neu aufgebaut. Dies resultiert aus der Tatsache, dass durch verschiedene Effekte wie Schlupf oder Steuerung der Motoren nur über die Motorspannung die tatsächliche Position des Roboters leicht von der erwarteten Position abweicht, was sich mit jeder Bewegung des Roboters verstärkt. Die Navigation korrigiert fehlerhafte Positionsinformationen basierend auf den Sensordaten, allerdings in der Regel nicht schnell und exakt genug, um die genauen LRS-Daten über lange Zeiträume im gewählten Raster zu halten. Zusätzlich wird das verwendete Raster noch mit einem Filter versehen, so dass nicht immer exakt ein Punkt im Raster markiert wird, sondern die 3×3 -Nachbarschaft. Damit wird dem Problem entgegengewirkt, dass ein Messpunkt, der genau auf der Grenze zwischen zwei Raster-Feldern landet, nicht fälschlich als dynamisch angesehen wird, falls er vom einen in das andere Feld wechselt.

Ergebnis der Hintergrundsubtraktion ist eine Sequenz von Punkten, die in der gleichen Form wie der Laserscan S_j^{laser} vorliegt, bei der jedoch alle Werte, die zu statischen Punkten gehören, auf 0 gesetzt wurden: S_k^{objects} . Diese Nachricht wird in der gleichen Frequenz wie der Laserscan vorgehalten, allerdings mindestens um einen Takt verschoben $k \geq j + 1$, da zunächst ein vollständiger Laserscan durchgeführt werden muss, bevor eine gefilterte Nachricht verschickt wird. Es ist auch möglich, diese Frequenz zu ändern (mehrere Scans zu einem zusammen zu fassen um Rauschen zu unterdrücken), was hier aber nicht genutzt wird.

Segmentierung Nachdem die Messpunkte als Kandidaten für bewegliche Objekte S_k^{objects} gefiltert wurden, findet anschließend eine Segmentierung statt, die bewegliche Objekte einer festgelegten Größe als Kandidaten für menschliche Beine klassifiziert.

Prinzipiell basiert die Klassifizierung auf den euklidischen Abständen der Messpunkte zueinander. Hierdurch werden zusammenhängende Punkte identifiziert und diese

5. Realisierung

zu Gruppen von Punkten (Segmente) zusammengefügt. Hierfür werden folgende Parameter benötigt, zusätzlich angegeben die Standardwerte:

$$gap^{max} = 0,06 \text{ m} \quad (5.21)$$

$$width^{min} = 0,20 \text{ m} \quad (5.22)$$

$$width^{max} = 0,04 \text{ m} \quad (5.23)$$

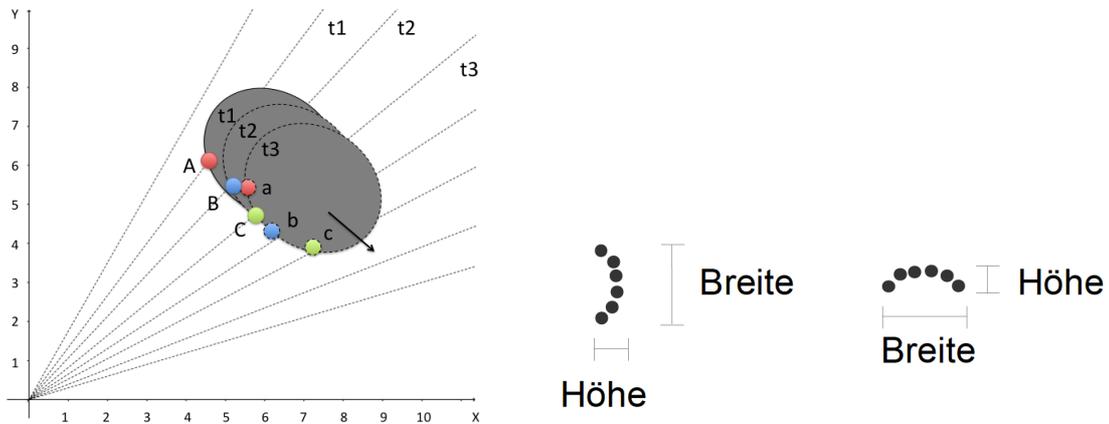
$$height^{min} = 0,10 \text{ m} \quad (5.24)$$

$$height^{max} = 0,02 \text{ m} \quad (5.25)$$

gap^{max} gibt den maximal zulässigen Abstand an, den die Punkte haben dürfen, um als zusammenhängend erkannt zu werden. $width$ und $height$ geben die Grenzen für Breite und Höhe eines Segmentes an, um als Bein akzeptiert zu werden (s. Abbildung 5.8b). Der Algorithmus geht der Reihe nach alle Abstandswerte in $S_k^{objects}$ durch (Zeile 1 in Algorithmus 2), markiert zusammenhängende Punkte (Z. 4), und überprüft für jedes Segment Größe und Breite (Z. 5). $size(temp)$ berechnet hierbei die maximale Ausdehnung einer Reihe von Punkten jeweils in x- und y-Richtung. Anschließend werden alle gültigen Kandidaten (Z. 11) dem nächsten Verarbeitungsschritt als Liste von Mittelpunkten der Segmente zugeführt ($L_l^{segments}$). Die Mittelpunkte werden von $center(L^{temp})$ berechnet und mit Hilfe der Position des LRS in der Karte absolut verortet.

Auch hier gilt, $l \geq k + 1$, die erste Sequenz von Mittelpunkten steht erst zur Verfügung, nachdem eine $S_k^{objects}$ -Nachricht verarbeitet wurde, ist also im Verhältnis zur ersten Nachricht des LRS um zwei Takte verschoben.

Bei der Abstandsauswertung der Segmentierung ist es wichtig, die Charakteristika des LRS mit einzubeziehen. Wie im Abschnitt 4.2.3 beschrieben, vergrößert sich der Abstand zweier nebeneinanderliegender Messpunkte mit dem Abstand zum LRS (Strahlen vom Mittelpunkt mit Winkel $0,36^\circ$). Dadurch besteht ein Abbild eines Objektes in größerer Entfernung zum Scanner aus weniger Messpunkten. Bei der maximalen Reichweite des Scanners von 4095 mm ergibt sich ein Abstand der Messpunkte auf der Kreisbahn von 25,7 mm, integriert man zusätzlich den Messfehler des Scanners von 1 %, kann der maximale Fehler der Distanz sogar bei etwa 60 mm liegen (erster Messwert 1 % (= 40,95 mm) zu lang gemessen, zweiter Messwert 1 % zu kurz gemessen). Dies muss bei der Wahl der Parameter für die Segmentunterscheidung beachtet werden, um grobe Fehler zu vermeiden.



(a) Betrachtung der Verzerrung durch sequentielle Aufnahme durch den LRS mit tatsächlich gemessenen Werten A, B, C zu den Zeitpunkten t1, t2, t3 und den theoretisch zu messenden Werten des Beins bei stillstehendem Bein. (b) Klassifizierung der Beinsegmente, Größen von Beinsegmenten, [205], Abdruck mit freundlicher Genehmigung des Autors.

Abbildung 5.8.: Betrachtung der Verzerrung durch sequentielle Datenaufnahme, Klassifizierung der Beinsegmente.

Clustering In diesem Schritt wird die Liste der Positionen von Beinkandidaten L_i^{segments} durchsucht, um für eine Person charakteristische Beinabstände zu finden. Befinden sich zwei Beinkandidaten $\mathcal{P}^{c1}, \mathcal{P}^{c2}$ innerhalb eines definierbaren Radius werden diese Kandidaten als Beine einer Person behandelt. Der Radius ist parametrisiert, so dass optimale Abstände passend gewählt werden können.

$$L^{\text{personen,laser}} = \{ \|\mathcal{P}^{c1}, \mathcal{P}^{c2}\| \in L_i^{\text{segments}} : d(\mathcal{P}^{c1}, \mathcal{P}^{c2}) < \text{threshold} \} \quad (5.26)$$

Um eine einzelne Person verfolgen und verschiedene Personen auseinanderhalten zu können, wird jedem erkannten Beinpaar eine Personen-ID zugeordnet. Es wird eine Liste von Personen $L^{\text{personen,laser}}$ geführt, in der eindeutige IDs zum jeweils erkannten Beinpaar gespeichert werden. Das Clustering erkennt zunächst nur ein Beinpaar an einer bestimmten Position \mathcal{P}^{c_i, c_j} . Nun wird die Liste der bekannten Personen durchsucht, ob sich eine ID für eine Position in der Nähe der vorliegenden Position existiert. Der Abstand hierfür ist ebenfalls parametrisiert. Befindet sich die vorliegende Position ausreichend nahe an einer gespeicherten Position, wird die gleiche Personen-ID vergeben und die Position aktualisiert. Ist die vorliegende Position zu weit von bekannten Positionen entfernt, wird eine neue ID angelegt.

Im Abschluss der Verarbeitung wird eine Personen-Nachricht an das System ge-

5. Realisierung

Algorithmus 2 Pseudocode Segmentierung eines Messdurchlaufs

```

1: for  $i = 1 \rightarrow \text{NumberOfScanPoints} - 1$  do
2:    $\text{dist}_{i,i+1} = \sqrt{d_i^2 + d_{i+1}^2 - 2 \times d_i \times d_{i+1} \times \alpha_{inc}}$ 
3:    $L_i^{\text{temp}} \leftarrow d_i$ 
4:   if  $\text{dist}_{i,i+1} < \text{gap}^{\text{max}}$  then
5:      $x, y \leftarrow \text{sizeXY}(L^{\text{temp}})$ 
6:     if  $x > y$  then
7:        $\text{height} = x, \text{width} = y$ 
8:     else
9:        $\text{height} = y, \text{width} = x$ 
10:    end if
11:    if  $\text{width}^{\text{min}} < \text{width} < \text{width}^{\text{max}} \wedge \text{height}^{\text{min}} < \text{height} < \text{height}^{\text{max}}$  then
12:       $\mathcal{P}_i^{\text{segment,map}} \leftarrow \mathcal{O}^{\text{laser}} + \text{center}(L^{\text{temp}})$ 
13:       $h \leftarrow h + 1$ 
14:       $L_{l,h}^{\text{segments}} \leftarrow \mathcal{P}_i^{\text{segment,map}}$ 
15:    end if
16:    else
17:       $L^{\text{temp}} \leftarrow 0$ 
18:    end if
19:  end for
20: return  $L_l^{\text{segments}}$ 

```

schickt, die alle gewonnenen Informationen beinhaltet. Da auch mehrere Personen erkannt werden können, enthält die Nachricht ein Array von einzelnen Personendaten:

- Header mit Zeitstempel und Bezugskordinatensystem (standardmäßig die Karte der Umgebung)
- Array von erkannten Personen

Pro Person ist folgende Information enthalten:

- ID
- Zeitstempel
- Position
- Position linker Fuß
- Position rechter Fuß

$$\text{Person}\mathcal{E}^{\text{laser}} = (ID, \text{timestamp}, \mathcal{P}^{\text{center}}, \mathcal{P}^{\text{leftfoot}}, \mathcal{P}^{\text{rightfoot}}) \quad (5.27)$$

$$\text{Personennachricht}\mathcal{N}^{\text{laser}} = (\mathcal{H}, L^{\text{personen}}) \quad (5.28)$$

5.4.2. Erkennungs-Validierung LRS+Kinect

Da der LRS durch die zweidimensionale Datenaufnahme zwar Beine, Bein- und Personenpositionen berechnen kann, bleibt doch immer eine gewisse Unsicherheit, da die Erkennung nur auf den charakteristischen, zweidimensionalen Eigenschaften der Beine in etwa 30 cm Höhe, also zwei mehr oder weniger exakten Halbkreisen basiert. Objekte wie Tisch- oder Stuhlbeine können eine ähnliche Charakteristik besitzen, im Fall von Stuhlbeinen sich möglicherweise auch in gewissem Rahmen ähnlich bewegen. Des Weiteren kann keine Aussage über dreidimensionale Aspekte der beobachteten Objekte getroffen werden. Zu diesem Zweck wurde der Kinect-Sensor integriert. Der Sensor ermöglicht eine dreidimensionale Abbildung des Raumes. Der Nachteil ist in diesem Fall der geringe Sichtbereich im Vergleich zum LRS. Es wurde daher der Ansatz gewählt, beide Stärken der Sensoren zu verbinden. Mit dem Kinect-Sensor ist es möglich, eine wesentlich höhere Sicherheit der Personenerkennung zu gewährleisten. Anschließend ist es mit dem LRS möglich, die Person über eine weitaus größere Distanz zu verfolgen. Im Weiteren ist die Auswertung der Kinect-Daten und die Kombination mit den LRS-Daten beschrieben.

Skelett-Filter

Die Personenerkennung mit Hilfe des Kinect-Sensors basiert auf der zur Verfügung gestellten Skelett-Erkennung. Zur Erkennung der Skelett-Parameter wird der *openni_tracker* eingesetzt. Diese Komponente nutzt die NITE-Skelett-Tracking-Software der Firma PrimeSense als Plugin des OpenNI-Framework. Der *openni_tracker* erhält die Informationen über getrackte Skelette von NITE und wandelt sie in *skeleton frames* um, die über das Transformation-Package */TF* zur Verfügung stehen. Da das Format etwas unglücklich gewählt ist, für jede erkannte Person wird eine ID an das Ende der Transformationsnachricht angehängt, ist nicht auf den ersten Blick ersichtlich, wie viele Personen erkannt wurden und welche IDs zugeordnet wurden. Der Filter *openni_person_Preparation* durchsucht daher den */TF*-Baum und extrahiert die wesentlichen Informationen: erkannte Personen und die zugehörigen Positionen (Schwerpunkt, linker und rechter Fuß). Input sind */TF*-Nachrichten der Form:

- *left_foot_frame_IDXY*
- *right_foot_frame_IDXY*

5. Realisierung

Output der Komponente ist eine Personen-Nachricht analog zu der des LRS. Diese Nachrichten stehen dem System dann formal gesehen als Liste $L^{\text{personen,kinect}}$ zur Verfügung.

$$Person\mathcal{E}^{\text{kinect}} = (ID, timestamp, \mathcal{P}^{\text{center}}, \mathcal{P}^{\text{leftfoot}}, \mathcal{P}^{\text{rightfoot}}) \quad (5.29)$$

$$Personennachricht\mathcal{N}^{\text{kinect}} = (\mathcal{H}, L^{\text{personen}}) \quad (5.30)$$

Kombination von LRS+Kinect Sind Personen vom Skelett-Tracker $L^{\text{personen,kinect}}$ und /oder LRS $L^{\text{personen,laser}}$ erkannt worden, werden diese Informationen in der Personen-Validierung zusammengeführt. Die Positionen von erkannten Personen werden verglichen und bei einer ausreichenden Übereinstimmung der Position (parametrisiert) wird eine erkannte Person als valide angesehen. Da diese Person von beiden Erkennungsalgorithmen bestätigt wurde, gilt sie trotzdem als valide, sobald sie den Scanbereich eines Sensors verlässt. Nur das vollständige Verlassen des Scanbereichs beider Sensoren führt zur Löschung der identifizierten Person. m und n geben dabei die Anzahl der gefundenen Personen pro Sensor an: $\exists i, j \in \mathbb{N}, 0 \leq i \leq n, 0 \leq j \leq m$. Die valide Person bekommt eine ID, mit der sie verfolgt werden kann.

$$L^{\text{personen,valid}} = \{\mathcal{E}_i^{\text{valid}} : \|\mathcal{P}_i^{\text{laser}} - \mathcal{P}_j^{\text{kinect}}\| < threshold\} \quad (5.31)$$

$$\mathcal{E}_i^{\text{valid}} \leftarrow \begin{cases} \mathcal{P}_i^{\text{laser}}, & \exists \mathcal{P}_i^{\text{laser}} \vee (\mathcal{P}_i^{\text{laser}} \wedge \mathcal{P}_j^{\text{kinect}}) \\ \mathcal{P}_j^{\text{kinect}}, & \nexists \mathcal{P}_i^{\text{laser}} \wedge \exists \mathcal{P}_j^{\text{kinect}} \\ -1, & \text{sonst} \end{cases} \quad (5.32)$$

Ist eine Person erst einmal als valide markiert, bleibt diese Eigenschaft bis zum Verlassen des Scanbereichs für diese Person erhalten, auch wenn nur noch ein Sensor die Position erfasst. Da der LRS eine höhere Genauigkeit und einen größeren Erfassungsbereich gegenüber dem Kinect-Sensor aufweist, werden die Positionsergebnisse priorisiert.

Ausgabe Personenerkennung

Das finale Resultat der Personenerkennung ist also eine Liste von validierten Personen-Positionen. Die Informationen, die in dieser Liste enthalten sind, sind die ID der

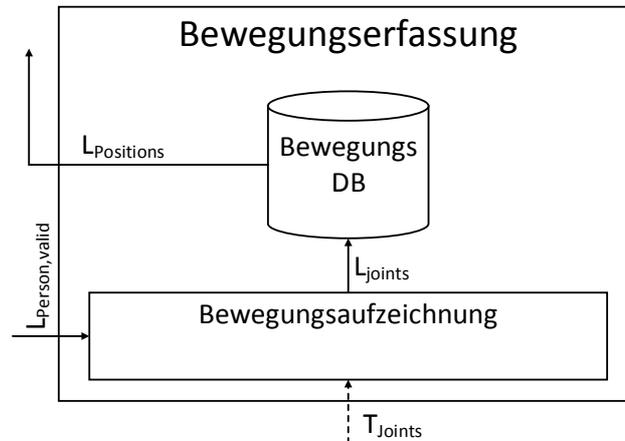


Abbildung 5.9.: Struktur der Komponenten zur Bewegungserfassung, die Bewegungsaufzeichnung fasst erkannte Bewegungen zusammen und speichert sie in der Bewegungsdatenbank.

Person ID , der Zeitstempel der letzten Erfassung $t^{\text{erfassung}}$, die Position der Person (Schwerpunkt der Fußpositionen) $\mathcal{P}^{\text{person}}$ und die Positionen der Füße $\mathcal{P}^{\text{fusslinks}}$, $\mathcal{P}^{\text{fussrechts}}$.

$$L_i^{\text{person,valid}} = (ID, t^{\text{erfassung}}, \mathcal{P}^{\text{person}}, \mathcal{P}^{\text{fusslinks}}, \mathcal{P}^{\text{fussrechts}}) \quad (5.33)$$

5.5. Bewegungserfassung

Nachdem valide Personenpositionen $L_i^{\text{person,valid}}$ vorliegen, kann damit begonnen werden, Bewegungen der zugehörigen Person zu erfassen und zuzuordnen. Diese Daten werden innerhalb einer Datenbank (SQLITE3) gespeichert, um jederzeit Zugriff auf diese Daten zu erlauben. Dieses Verfahren ermöglicht theoretisch auch Komponenten, die nicht direkt in Verbindung mit den Systemkomponenten stehen, einen Zugriff auf die Bewegungsdaten. Das heißt, es wäre denkbar, ein medizinisches Analyse-Tool mit den Daten zu versorgen (eine entsprechende sichere Verbindung wäre dafür zu entwickeln).

Das Datenbankschema ist in Abbildung 5.10 dargestellt. Die wesentlichen Container sind die Tabellen PERSON_POSITION und SKELETON. Für jede erkannte Person wird eine ID in der PERSON-Tabelle gespeichert, deren ID dann jeweils auch als Schlüssel in den beiden genannten Tabellen genutzt wird. Zur Person könnten hier auch weitere Daten gespeichert werden, in diesem Fall ist beispielhaft das Feld „Name“ vorgesehen, das zurzeit allerdings nicht genutzt wird. Die ID entspricht der ID_i der

5. Realisierung

validen Personen $L_i^{\text{personen,valid}}$. Im Feld FIRST_SEEN wird gespeichert, wann die betreffende Personen-ID zum ersten Mal erkannt wurde. Zusätzlich gibt es noch eine Tabelle zur Speicherung einer Versionsnummer, was bei potentiellen zukünftigen Änderungen von Datenbankstrukturen eine Unterscheidung erlaubt.

In der Tabelle PERSON_POSITION wird pro ID und Zeitpunkt (Timestamp) die Position (Pose) und Orientierung (Quaternion) sowohl von beiden Füßen/Beinen sowie des berechneten Schwerpunkts gespeichert. Da in der aktuellen Implementierung keine Möglichkeit besteht, die Orientierung der Füße zu bestimmen, ist der resultierende Winkel leer und es wird ausschließlich mit der Position gearbeitet. Dies ließe sich in weiter entwickelten Systemen entsprechend leicht anpassen. Mit Hilfe dieser Daten kann dann beispielsweise die Position der Person über die Zeit und damit ihre Geschwindigkeit bestimmt werden.

Die Tabelle SKELETON enthält die vom Kinect-Sensor zur Verfügung gestellten Gelenkpositionen. Auch hier werden pro Gelenk Position und Orientierung gespeichert, allerdings sind die Orientierungsdaten extrem fehlerbehaftet und teilweise beliebig, so dass diese Daten zurzeit nicht genutzt werden. Da sich die Zahl der Gelenke mit neueren Sensoren ändern kann, wurde hier nicht für jedes Gelenk eine Zahl von Spalten reserviert, sondern ein TYPE-Feld eingeführt, mit dem der jeweilige Gelenktyp bestimmt werden kann. In der aktuellen Ausführung werden somit pro Messung des KinectSensors 15 Zeilen entsprechend der 15 gemessenen Gelenke in die Tabelle geschrieben, jeweils mit gleichem Zeitstempel und gleicher Personen-ID. Sucht man nach einem bestimmten Gelenk, müssen die entsprechenden Zeilen zuvor herausgesucht werden.

In den nächsten Abschnitten sind beispielhaft Verfahren dargelegt, mit denen sich aus den gespeicherten Gelenk-/Körperpositionen relevante Aspekte für Mobilitäts-Tests extrahieren lassen.

5.5.1. Bewegungserfassung am Beispiel Aufstehen / Hinsetzen

Um charakteristische Merkmale für das Aufstehen und Hinsetzen zu ermitteln, wurden sechs Testpersonen vom Roboter aufgenommen, während sie sich auf einen Stuhl setzten und wieder aufstanden. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 5.11 dargestellt. In diesem Fall stand der Roboter in einer Entfernung von 2,5 m vom Stuhl entfernt, die Person stand direkt vor dem Stuhl, um sich ohne zu laufen hinsetzen zu können. Anschließend sollten sich die Testpersonen jeweils fünfmal mit Unterstützung der Arme und ohne Unterstützung der Arme auf den Stuhl setzen und wieder aufstehen. Die Be-

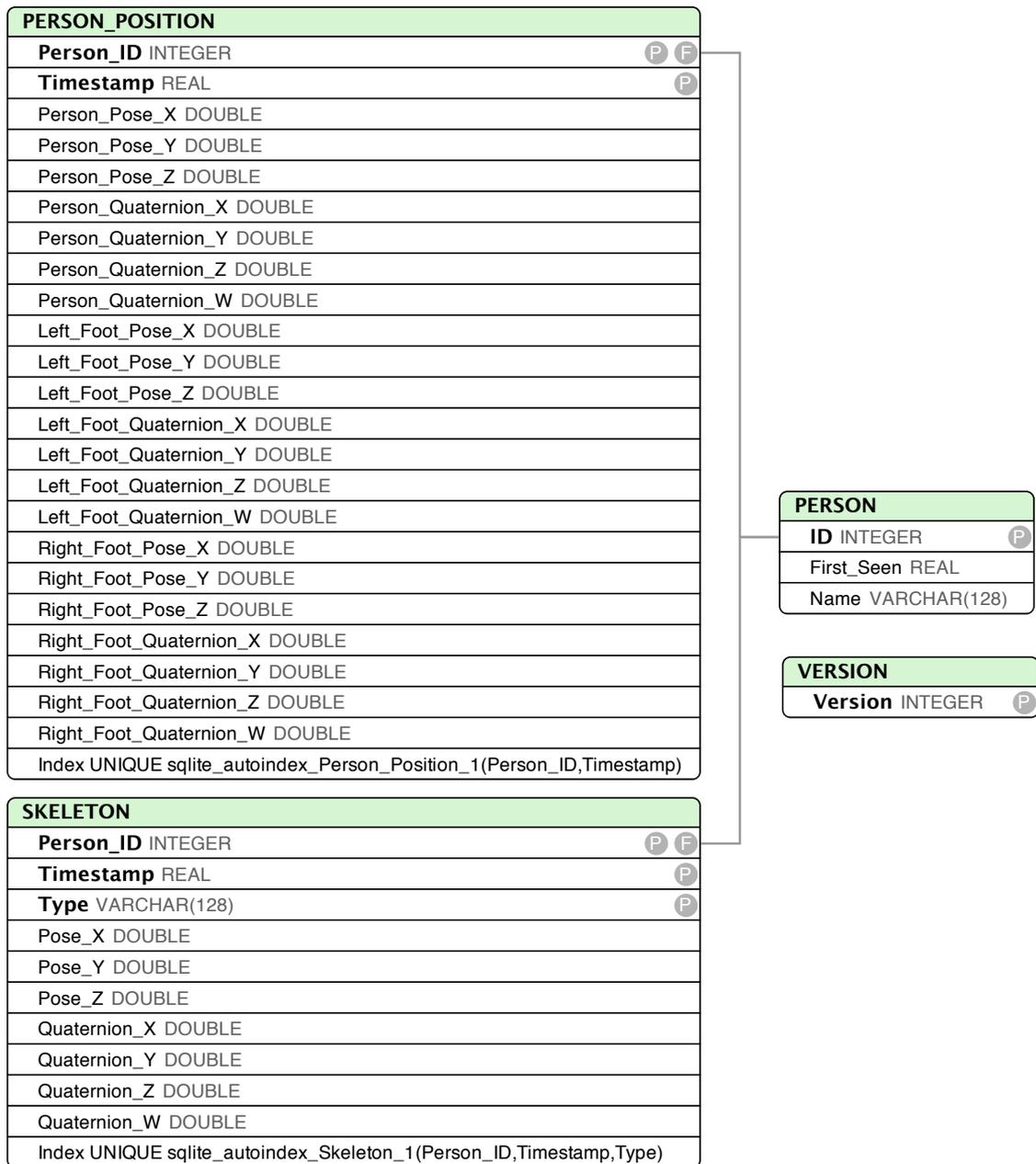


Abbildung 5.10.: Datenbankstruktur der Bewegungserfassung

5. Realisierung

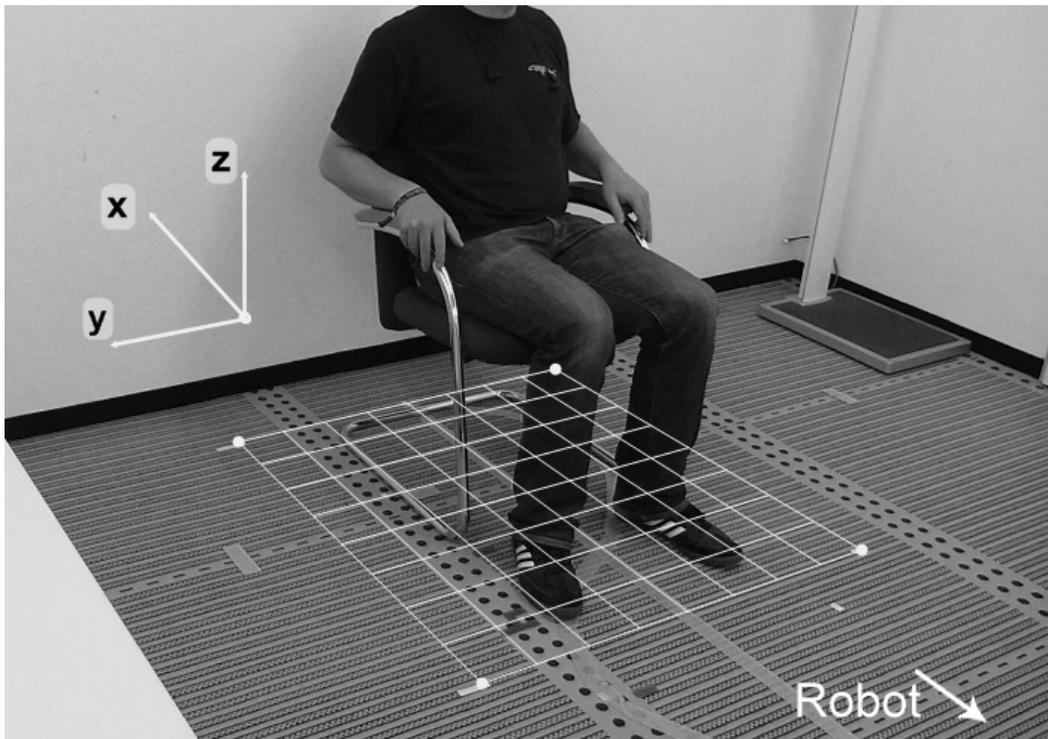


Abbildung 5.11.: Versuchsaufbau und Welt-Koordinatensystem

wegungen wurden vom Roboter und zur Kontrolle per Video aufgezeichnet. Der LRS liefert hier nur eine Erkennung der Beine, was für den Vorgang nur insofern interessant ist, als dass sich die Person vor dem Stuhl befindet, aber sonst keine weitere Information liefert. Daher wurde hier auf die Daten des OpenNI Skeleton Trackers zurückgegriffen, der die folgenden 15 Gelenke/Schwerpunkte des erkannten Skeletts liefert:

- | | |
|----------------------------------|--|
| 1. Kopf | 6. Torso (als Schwerpunkt der Schulter- und Hüftgelenke) |
| 2. Nacken | 7. Linke und rechte Hüfte |
| 3. Linke und rechte Schulter | 8. Linkes und rechtes Knie |
| 4. Linker und rechter Ellenbogen | 9. Linker und rechter Fuß |
| 5. Linke und rechte Hand | |

Diese Daten werden in der Bewegungsdatenbank gespeichert, sobald eine valide Personenerkennung vorliegt. Anschließend bzw. auch zur Laufzeit kann dann eine Analyse der Daten vorgenommen werden. Die hier durchgeführte Analyse fand nach der Aufzeichnung statt.

In Abbildung 5.12 sind beispielhaft die Messungen einer Person, die fünfmal ohne

die Arme zu benutzen aufgestanden ist und sich wieder hingesetzt hat (rot/blau) und anschließend das Gleiche mit Benutzung der Arme (grün/magenta) eingezeichnet. Diese Daten zeigen den Versuchsaufbau aus der Seitenansicht, d.h. der Roboter stand an der linken Seite des Graphen und die Blickrichtung war entlang der Abszissenachse gerichtet. Die Person blickte in Richtung der negativen Abszissenachse.

Zwischen den Kurven lassen sich auf den ersten Blick bereits Unterschiede erkennen. Die Beugung des ganzen Oberkörpers (Torso) ist ohne Benutzung der Arme deutlich stärker, da die fehlende Kraft der Arme durch Verlagerung des Schwerpunkts ausgeglichen wird. Werden die Arme genutzt, bewegt sich der Oberkörper in einer geraderen Linie zum Endpunkt. Die Ellenbogen erlauben die deutlichste Abgrenzung, da sie beim Abstützen in eine höhere Position gebracht werden und in der Folge in einer geraden Linie zum Endpunkt gebracht werden. In den nächsten Abschnitten sind diese Charakteristika noch einmal im Hinblick auf den Informationsgewinn spezifisch betrachtet.

5.5.2. Phasen des Aufstehens / Hinsetzens

Wie im Stand der Technik, Abschnitt 3.1.4 beschrieben, gibt es Ansätze, den Aufstehvorgang bzw. Sit-stand-sit-cycle mit technischer Hilfe zu vermessen und in Phasen einzuteilen, wie es beispielsweise bei den Gangphasen auch der Fall ist.

Daher wurde untersucht, ob diese Phasen auch aus den mit dem Roboter aufgenommenen Daten extrahiert werden können. Die Aufnahme des Roboters ist grundsätzlich verschieden, da keine Sensorik an der Testperson angebracht ist und auch die Sitzhöhe nicht reguliert wird. Die aufgenommenen Daten wurden anschließend mit dem beschriebenen Ansatz von Kerr et al. verglichen [98].

Um die Phasen zu erkennen, wurde zunächst jeweils ein Zyklus von Sitzen-Aufstehen-Sitzen separiert und anschließend ausgewertet. Es lässt sich hier bereits erkennen, dass es einen Unterschied zwischen dem Aufstehen mit und ohne Benutzung der Arme gibt (Abb. 5.13). Ohne Benutzung der Arme sind die von Kerr et al. erkannten Phasen gut erkennbar, bei der Benutzung der Armlehnen, werden die Phasen verändert, besonders die Bewegung des Kopfes ist nicht mehr so stark ausgeprägt und die Phase des maximalen Vorbeugens kann nicht mehr erkannt werden (bzw. ist nicht mehr vorhanden).

Um eine Vergleichbarkeit mit der Vorlage zu erreichen, wurden daher nur die Versuche herangezogen, bei denen die Testpersonen ohne die Benutzung der Armlehnen aufgestanden sind. Eine solche Analyse ist in Abbildung 5.14 dargestellt. Die verschie-

5. Realisierung

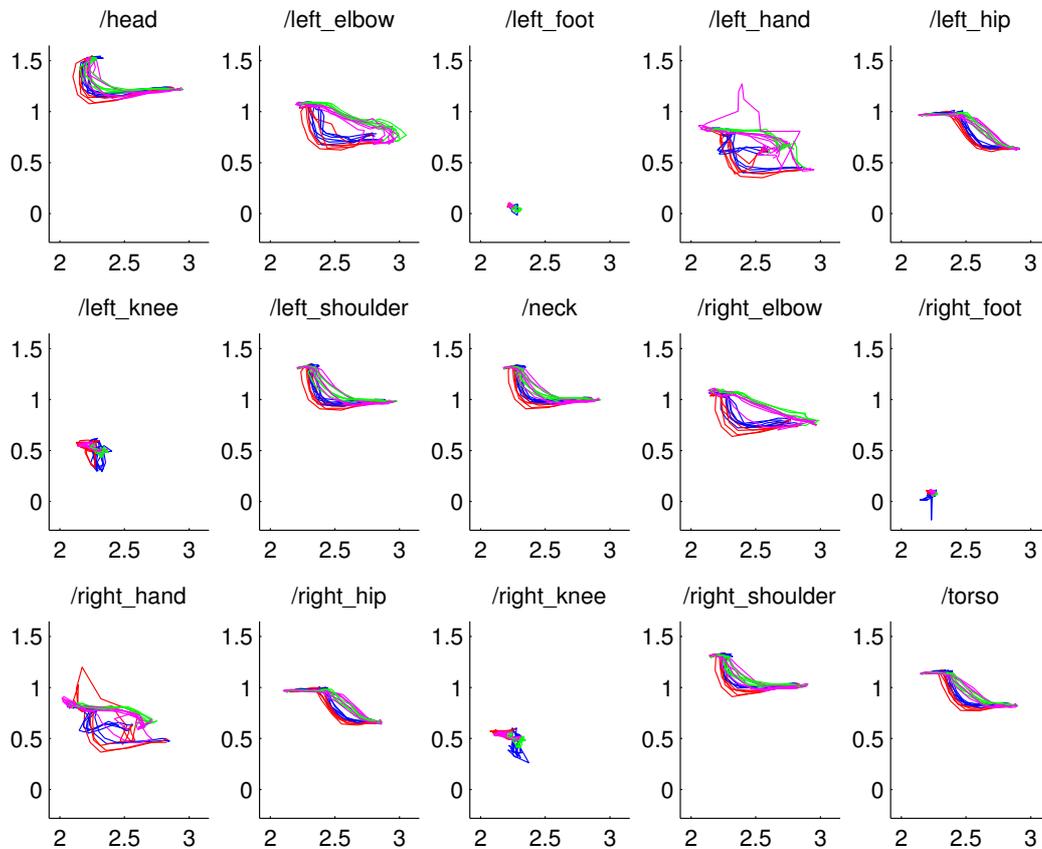


Abbildung 5.12.: Darstellung der aufgenommenen Gelenke in der Seitenansicht (Achsen X-Z), d.h. der Roboter steht an Position $x = 0$ und die Ordinatenachse gibt die Höhe des Gelenks an (jeweils in Metern). Beispiel für einen zufällig ausgewählten Probanden. Die Farbkodierung stellt Aufstehen (rot/violett) und Hinsetzen (blau/grün) dar, sowohl mit (violett / grün) als auch ohne Benutzung der Armlehnen (rot / blau).

denen Phasen werden analog zu Kerr et al. berechnet. Um die verschiedenen Phasen zu erkennen, wird die punktweise Ableitung der (zeitlich äquidistanten) Messpunkte gebildet und die Wechsel von Verläufen mit und ohne Steigung bestimmt (n bezeichnet die Anzahl der Messpunkte).

$$f = \{x_1, x_2, \dots, x_n\} \quad (5.34)$$

$$f' = \frac{x_2 - x_1}{dx}, \frac{x_3 - x_2}{dx}, \dots, \frac{x_n - x_{n-1}}{dx} \quad (5.35)$$

Nach dem alle Ableitungspunkte bestimmt sind, werden per Algorithmus mit einem Schwellwertverfahren die Punkte ausgewählt, bei denen als Erstes die Änderung oberhalb des Schwellwertes liegt (Algorithmus 3). Diese Punkte werden gespeichert und als Kandidaten für die Phasenmarkierung genutzt. Kommen dabei zu viele Phasen-

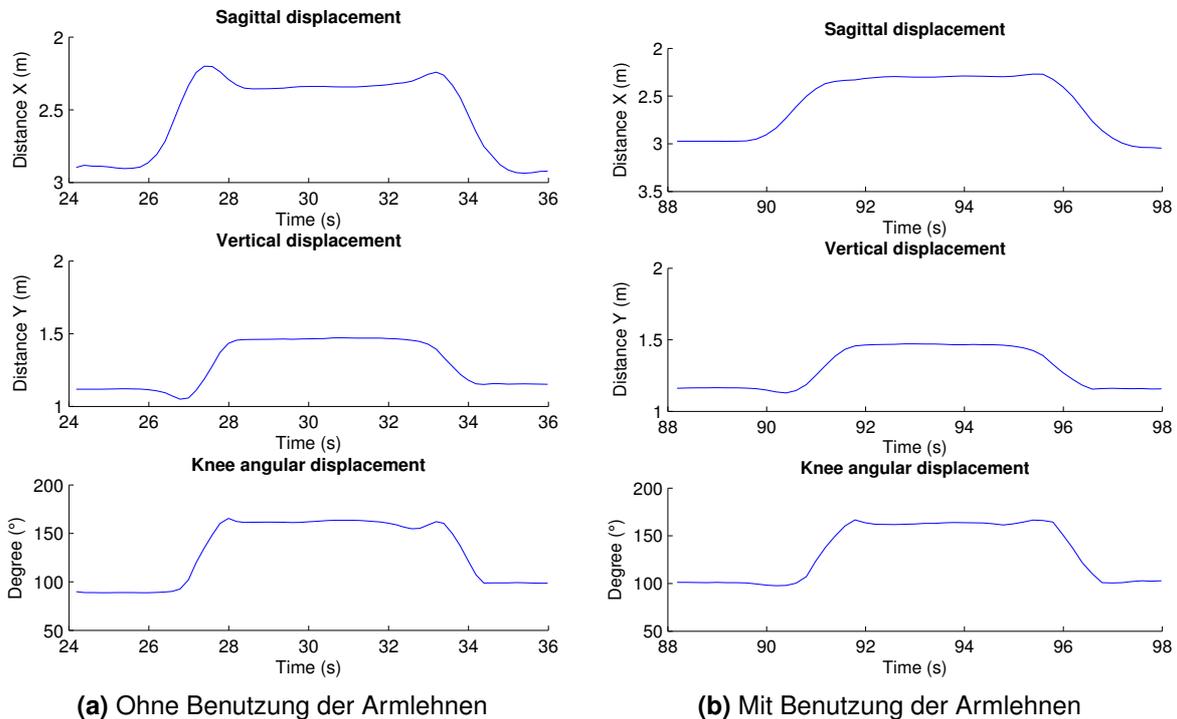


Abbildung 5.13.: Darstellung der aufgenommenen Bewegungen von Kopf (oben), Nacken (mitig) und Winkel zwischen Fuß-Knie- und Hüftgelenken, Vorgabe siehe Abbildung 3.7a

markierungen zu Stande (z.B. durch verrauschte Messungen), müssen die Punkte im aktuellen Stand der Entwicklung manuell deselektiert werden.

Im direkten Vergleich liegen die Werte der hier entwickelten Messung mit denen von Kerr et al. in der gleichen Größenordnung (beispielsweise „Total time to rise“: 158,2 bis 245 ms, Roboter: 280 ms; „Overshoot Distance“: 68 bis 282 mm, Roboter: 156 mm), allerdings hängen die Daten wie die Dauer des Aufstehvorgangs stark von der Versuchsdurchführung und der individuellen Ausführung der Versuchspersonen ab. Bei beiden Versuchen war die Geschwindigkeit von den Testpersonen selbst gewählt, also absolut individuell. Daher lässt sich keine absolute Aussage machen, allerdings sind die Daten vielversprechend. Es kann somit gezeigt werden, dass prinzipiell aus den mit dem Roboter gewonnenen Daten eine ähnliche Analyse wie die von Kerr et al. durchgeführt werden kann. Ein besonderer Vorteil des Roboters ist seine Positionierungsunabhängigkeit, so dass er sich optimal für die Messung positionieren kann, während in den herkömmlichen Verfahren statische Aufbauten nötig sind.

5. Realisierung

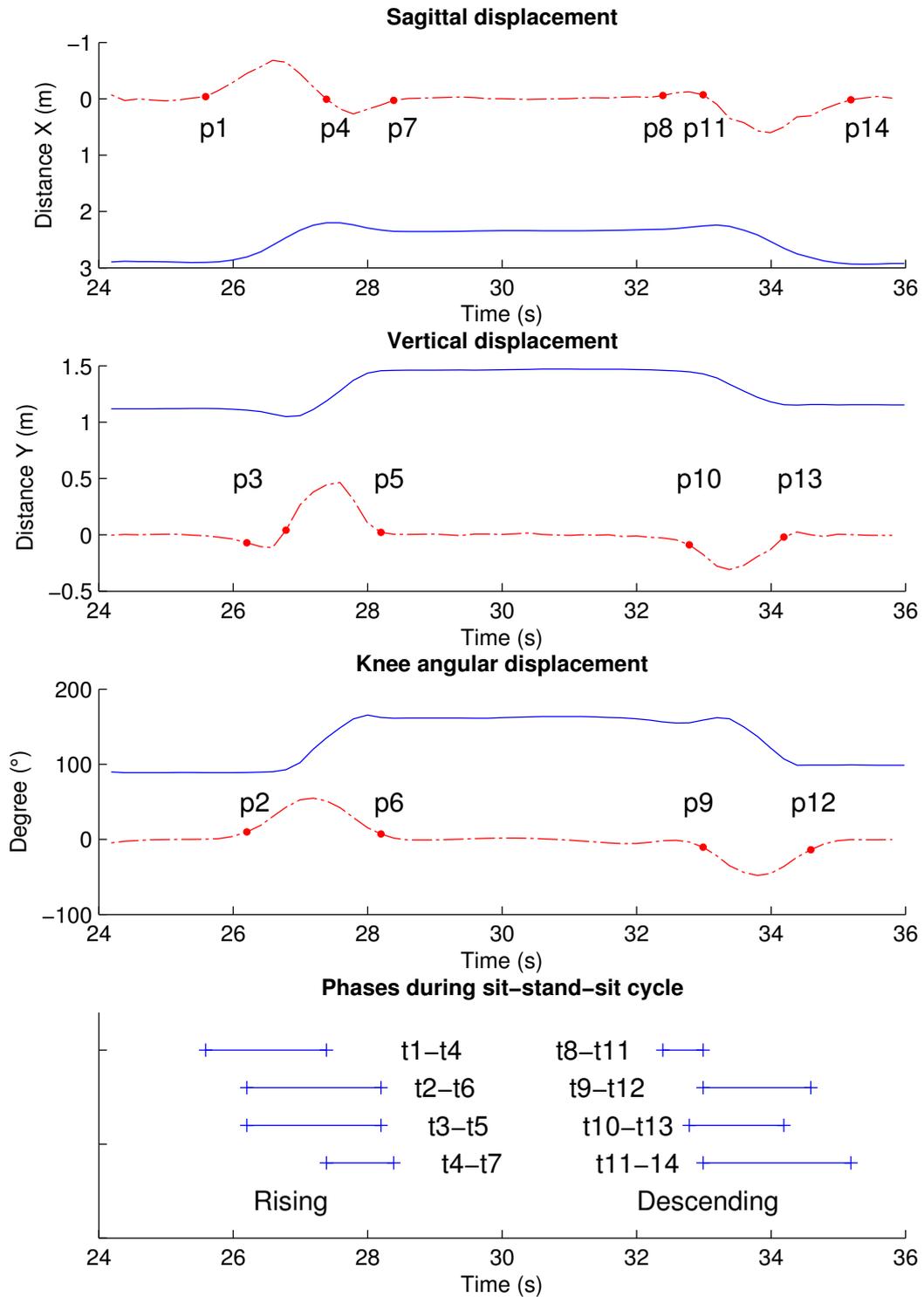


Abbildung 5.14.: Segmentierte Phasen des Sit-stand-sit-cycles nach Kerr et al. (siehe Tabelle 3.2). Blaue durchgehende Kurven stellen den tatsächlichen Messwert dar, rote unterbrochene Linien die jeweiligen Ableitungen (gleiche Skala der Ordinatenachse, Werte in m/s bzw. °/s). Die Zeitmarken t_x entsprechen den Zeitpunkten der Phasenmarkierungen p_x .

Algorithmus 3 Pseudocode Bestimmung der Phasenmarkierungen. Dazu wird auf die Änderung der Ableitungsfunktion geprüft. Da die Daten mit einem gewissen Rauschen behaftet sind, ist diese Schwellwert-Selektion stabiler als das Bilden von weiteren Ableitungen zur Bestimmung der Extrempunkte.

```

1: threshold = 0.09
2: ListOfPoints[] = 0
3: f(x) = JointCoordinates
4: for i = 2 to length(f'(x)) - 1 do
5:   if (f'(i) < -threshold ∨ f'(i) > threshold) then
6:     if not(f'(i - 1) < -threshold ∨ f'(i - 1) > threshold) then
7:       ListOfPoints[end + 1] = f'x(i - 1)
8:     end if
9:     if not(f'(i + 1) < -threshold ∨ f'(i + 1) > threshold) then
10:      ListOfPoints[end + 1] = f'x(i + 1)
11:    end if
12:  end if
13: end for

```

5.5.3. Nutzung der Armlehnen

Die grafische Betrachtung der Gelenkbewegungen (siehe Abbildung 5.12) lässt vermuten, dass sich der Verlauf der Bewegung beim Aufstehen sowie Hinsetzen mit Benutzung der Armlehnen differenzierbar von der Bewegung ohne Armlehnenutzung unterscheidet. Optisch besonders markante Bewegungsverläufe (ähnlich Hysteresekurven) ergaben sich für die Hüft-, Torso-, Schulter- und Ellenbogengelenke. Daher wurden diese Gelenke eingehender betrachtet. Diese Bewegungen beziehen sich auf die Bewegung der Person in der sagittalen Ebene, im Weltkoordinatensystem dieses Versuchs der X-Z-Achse (Seitenansicht der Person).

Zur Untersuchung der Gelenkbewegungen müssen zunächst Fixpunkte bestimmt werden, die eine nachträgliche Bewertung unabhängig von der Versuchsperson erlauben. Hierzu werden wie die Schwerpunkte der Steh- und Sitzphase m^1 und m^2 bestimmt.

Dazu wird der k-Means-Algorithmus (u.a. [126]) verwendet. Der Algorithmus geht nach dem nachfolgend beschriebenen Schema vor. Die Voraussetzungen sind:

- Datenpunkte werden als $\{x^n\}$ bezeichnet, $n = 1, \dots, \text{Zahl der Punkte}$.
- Es gibt eine Metrik zur Bestimmung des Abstands zweier Punkte, in diesem Fall wurde die Manhattan-Distanz $d(a, b) = \sum_i |a_i - b_i|$ gewählt, da sie bessere Ergeb-

5. Realisierung

nisse liefert als die standardmäßig in der genutzten Implementierung verwendete quadrierte euklidische Distanz $\|a - b\|^2$.

Initialisierung: Wähle k zufällige Mittelwerte (Means $m^{(k)}$), in diesem Fall $k = 2$, aus dem Datensatz. Diese zwei Cluster geben später den Schwerpunkt der stehenden Haltung sowie des Sitzens wieder. Anschließend folgt ein iterativer, zweistufiger Prozess:

Zuordnungs-Schritt: Jedes Datum n wird dem nächstliegenden Cluster zugeordnet. Dabei bezeichnet $\hat{k}^{(n)}$ die Annahme, dass der Punkt $x^{(n)}$ zu $k^{(n)}$ gehört. Dazu werden sog. Verantwortlichkeit-Indikator-Variablen $r_k^{(n)}$ genutzt, wobei $r_k^{(n)} = 1$ wenn der Mittelpunkt k am nächsten an Datum $x^{(n)}$ liegt, ansonsten 0.

$$r_k^{(n)} = \begin{cases} 1 & , \hat{k}^{(n)} = k \\ 0 & , \hat{k}^{(n)} \neq k \end{cases} \quad (5.36)$$

Aktualisierungsschritt: Neuberechnung der Mittelpunkte der Cluster mit den neu enthaltenen Punkten:

$$m^{(k)} = \frac{\sum_n r_k^{(n)} x^{(n)}}{R^{(k)}} \quad \text{mit} \quad (5.37)$$

$$R^{(k)} = \sum_n r_k^{(n)} \quad (5.38)$$

Die letzten beiden Schritte werden so oft durchgeführt, bis keine Änderung mehr an den Zuweisungen geschehen.

Anschließend wird der Mittelpunkt des Vektors \mathbf{M} bestimmt, der m^1 und m^2 verbindet. Durch diesen Mittelpunkt wird ein weiterer orthogonaler Vektor \mathbf{O} gelegt. Anschließend werden die Schnittpunkte der Bewegungstrajektorien zwischen Sitz- und Stehposition mit dem Vektor \mathbf{O} bestimmt (siehe Abbildung 5.17b). Nun kann geprüft werden, ob der Schnittpunkt zwischen Trajektorie und \mathbf{O} oberhalb oder unterhalb von \mathbf{M} liegt. Dies wird für alle Trajektorien durchgeführt. Anschließend wird die Wahrscheinlichkeitsdichte für die Wahrscheinlichkeit, dass die Trajektorien über oder unterhalb des Vektors \mathbf{M} verlaufen, bestimmt. Die Wahrscheinlichkeitsdichte gibt die Wahrscheinlichkeitsverteilung für den definierten Bereich an. Die Werte können somit größer 1 sein, die Fläche unter der Funktion ist immer gleich 1. Die Daten wurden dazu vorher mit Chi-Quadrat-Test auf Normalverteilung (5%-Signifikanzlevel) geprüft und eine Ausgleichsfunktion bestimmt. In Abbildung 5.15 sind beispielhaft die Ergebnisse des Verfahrens für eine Person dargestellt. Es gibt große Unterschiede zwischen einzelnen

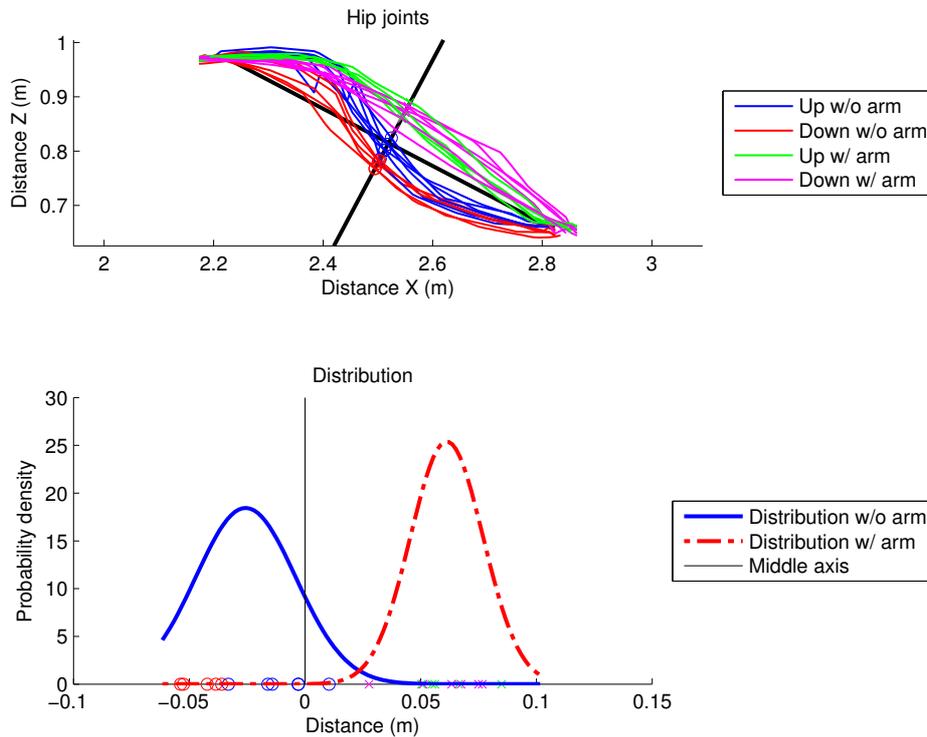


Abbildung 5.15.: Unterscheidung zwischen Aufstehvorgängen mit und ohne Armlehnenbenutzung, dazu wurde eine Ebene zwischen Sitz- und Stehposition gezogen und in deren Mittelpunkt die Senkrechte bestimmt. Anschließend wurden die Schnittpunkte mit der Mittelsenkrechten berechnet und die Wahrscheinlichkeitsverteilung (Wahrscheinlichkeitsdichte) aufgetragen.

Testpersonen, daher wurden die Daten über alle Testpersonen gemittelt, um eine generelle Aussage treffen zu können. Für die ausgewählten Gelenke sind die gemittelten Daten in Abbildung 5.16 dargestellt.

Es zeigt sich, dass nur die Hüftgelenke eine relativ mittige Trennung der Trajektorien durch die gewählte Mittelachse M erlauben, aber auch hier mit großem Überlappungsbereich. Das heißt, dass zumeist das Hüftgelenk vermutlich die besten Ergebnisse liefern wird, dies ist aber wie gesagt individuell verschieden. Da der spätere Anwendungsfall die Nutzung des Systems in der Regel auf eine Person beschränkt, bietet sich die Möglichkeit, das System auf die entsprechende Person zu eichen (Probeaufnahmen zur Ermittlung der Parameter), um anschließend eine hohe Erkennungsrate zu erhalten.

Es ist weiterhin möglich, dass sich durch eine andere Berechnung der Mittelachse bei diesen oder anderen Gelenken noch bessere Ergebnisse erzielen lassen, das sollte in einer weitergehenden Betrachtung untersucht werden, erfolgt hier jedoch nicht, da

5. Realisierung

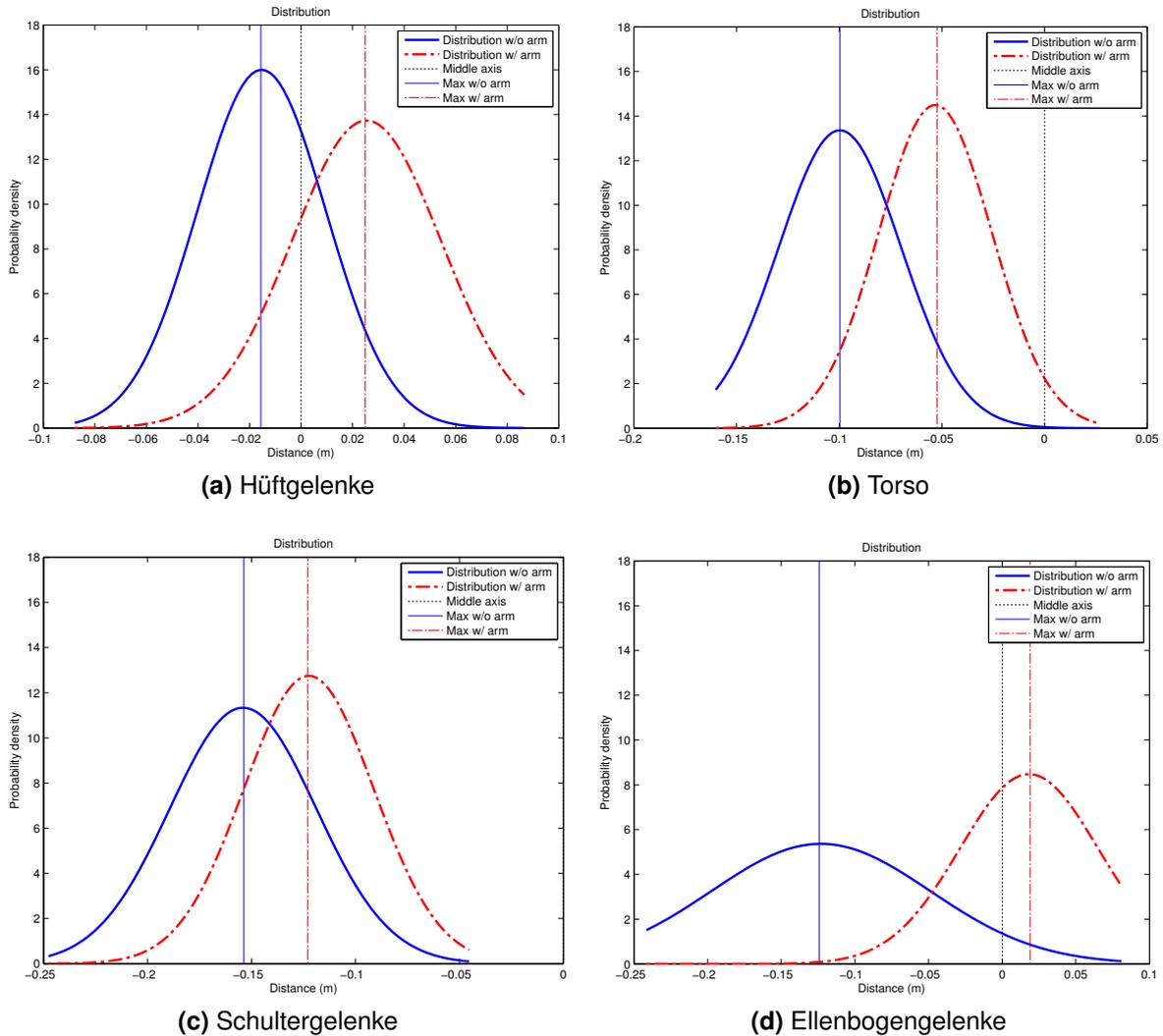


Abbildung 5.16.: Gemittelte Werte für die unterschiedlichen Gelenke

es zu weit vom eigentlichen Fokus wegführt. Die größte Herausforderung wird es dabei sein, gute Fixpunkte alternativ zu den hier vorgestellten Schwerpunkten zu finden, um die Koordinaten der Mittelachse algorithmisch festlegen zu können.

Auch hier gilt es zu untersuchen, ob und wie sich diese Ergebnisse für ältere Menschen validieren lassen. Es ist beispielsweise anzunehmen, dass die Nutzung der Arme bei dieser Zielgruppe zur Regel gehört, und diese Unterscheidung dann nicht mehr ins Gewicht fällt.

5.5.4. Balance nach dem Aufstehen

Die Balance direkt nach dem Aufstehen ist eine wichtige Frage in verschiedenen Mobilitätstests, die unter anderem Aufschluss darüber geben kann, wie sicher der Aufstehvorgang abgeschlossen wird (siehe auch Abschnitt 3.1.1, Stand der Technik). Daher ist es interessant zu untersuchen, ob mit den aufgenommenen Daten auch ein Rückschluss auf die Balance/Schwankung des Körpers gezogen werden kann.

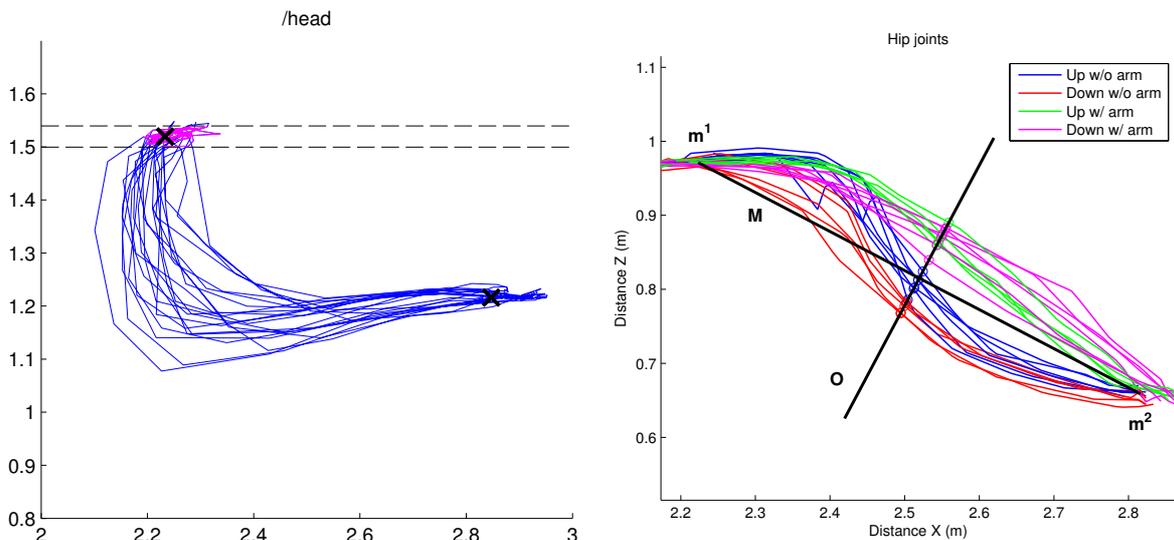
Um die Schwankung der Person möglichst genau zu bestimmen, obwohl es keine definierte Endposition des Aufstehvorgangs gibt (jede Person steht nach dem Aufstehen an einer anderen Stelle im Raum), wird ein mehrstufiges Verfahren eingesetzt. Zunächst muss die Position der stehenden Person festgestellt werden, um anschließend festzustellen, wie stark die Person um diesen Punkt schwankt. Dabei muss auch die zeitliche Komponente mit einbezogen werden, damit beispielsweise ein Ausfallschritt oder Weiterlaufen nach dem Aufstehen nicht als Körperschwankung berechnet wird. So führt der genannte Ausfallschritt dazu, dass zwar kurzzeitig die Schwankung von der alten zur neuen Position richtigerweise wahrgenommen wird, anschließend aber nur die Schwankungen um die neue Position.

Zur Auswahl des (Positions-)Schwerpunkts der Person nach dem Aufstehen wird der k-Means-Algorithmus genauso wie im vorigen Abschnitt beschrieben angewendet. Nachdem die Mittelpunkte m^1 und m^2 gefunden wurden, wird derjenige mit dem größeren Wert der Z-Position gewählt, da angenommen wird, dass die Person durch das Aufstehen den Körpermittelpunkt bzw. alle Gelenke oberhalb der Knie nach oben bewegt. Dies ist nur dann nicht der Fall, wenn die Person im Sitzen mit den Füßen einen Abstand zum Boden hat, der mindestens der Länge ihrer Oberschenkel entspricht. In diesem Fall kann aber ohnehin davon ausgegangen werden, dass die Person vom Stuhl rutschen/springen muss und sich eine andere Charakteristik des Aufstehvorgangs ergibt. Daher wird dieser Fall ausgeschlossen.

$$m^{\text{stehend}} = \begin{cases} m^1 & , \quad m_z^1 > m_z^2 \\ m^2 & , \quad \textit{sonst} \end{cases} \quad (5.39)$$

Um den Mittelpunkt des stehenden Gelenks m^{stehend} wird in Z-Richtung (Höhe) ein gewisses Maß an Streuung der Messwerte erlaubt, experimentell wurde hier ± 2 cm ermittelt. Nun wird mit Hilfe eines Algorithmus geprüft, wie groß die Schwankungen in der X-Ebene innerhalb des festgelegten Tunnels sind. Dazu wird ein Fenster über die Messdaten geschoben, da nicht die maximale Schwankung insgesamt, sondern die jeweilige Schwankung zum Ende eines einzelnen Aufstehvorgangs gemessen werden

5. Realisierung



(a) Ergebnis der Separierung der Schwankung, Beispiel Kopf; Bestimmung der zwei Schwerpunkte (Sitzen und Stehen, Auswahl des höheren Punktes, Bildung von Varianzintervall ± 2 cm, Bestimmung der Schwankung im Intervall)

(b) Test auf Armlehnenutzung, Beispiel Hüftgelenke; Bestimmung der Schwerpunkte Stehen und Sitzen (m^1 , m^2), Mittelachse M , orthogonaler Vektor O und Markierung der Schnittpunkte mit kleinen Kreisen.

Abbildung 5.17.: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Algorithmen für Schwankungsanalyse und Armlehnen-Erkennung.

soll. Die Länge des Fensters ist parametrierbar und experimentell bestimmt standardmäßig auf drei Sekunden festgelegt. Das Ergebnis ist in Abbildung 5.17a dargestellt.

Diese Auswertung kann für jedes Gelenk vorgenommen werden, das in der Bewegungsdatenbank vorliegt. In Abbildung 5.18 ist die Auswertung grafisch dargestellt. Aufgetragen sind für jedes Gelenk die maximale und mittlere Schwankung (die minimale Schwankung liegt im Millimeterbereich und ist in der Auflösung nicht sichtbar).

Tabelle 5.3 gibt eine Übersicht über zufällig ausgewählte Versuchsdurchläufe jeweils mit mittlerer und maximaler Schwankung der Gelenke. Diese Übersicht soll eine Größenordnung der gemessenen Schwankung aufzeigen. Eine Analyse, ob diese Schwankungen mit der Mobilität der Person zusammenhängen, kann an dieser Stelle aus Ingenieurssicht nicht durchgeführt werden. Dies bleibt medizinischem Fachpersonal überlassen.

Die Analyse der Schwankung gibt somit eine detaillierte Auskunft über das Schwanken der erfassten Gelenke. Die Betrachtung, inwiefern diese Daten für unterschiedliche Personengruppen charakteristisch ausfallen und in die medizinische Auswertung einfließen können, kann im Rahmen dieser Arbeit nicht genauer untersucht werden und bedarf weiterer Forschung.

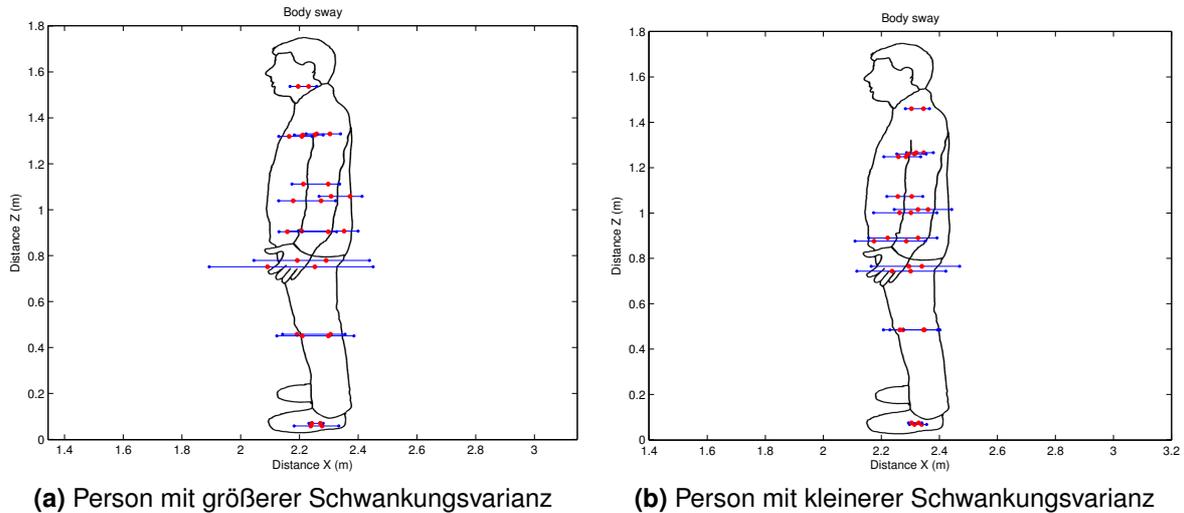


Abbildung 5.18.: Grafische Darstellung der Schwankungsanalyse. Die Personensilhouette ist nicht maßstabsgetreu und dient der reinen Veranschaulichung. Von oben nach unten sind folgende Gelenke dargestellt: Kopf; Nacken und beide Schultern; Torso; Ellenbogen; Hüfte; Hände; Knie; Füße. Für alle Gelenke mit Ausnahme von Kopf, Nacken und Torso gibt es jeweils linkes und rechtes Gelenk, die in der Abbildung fast übereinander liegen.

5.5.5. Rückschlüsse auf Umweltfaktoren

Durch die Position der Gelenke lassen sich auch Rückschlüsse auf die Umgebungsbedingungen des Vorgangs schließen, im Speziellen können Parameter des Stuhls abgeleitet werden, auf dem die Person saß/sitzt. Aus der Position von Knie- und Hüftgelenken lässt sich die Höhe der Sitzfläche abschätzen, aus der Position der Hände die Breite des Stuhls bzw. der Armlehnen.

Tabelle 5.3.: Quantitative Messwerte für die horizontale Schwankung einzelner Gelenke zufällig ausgewählter Probanden, zur besseren Übersicht die doppelten Gelenke weggelassen, Werte in cm.

Joint	P1 max	P1 mean	P2 max	P2 mean	P3 max	P3 mean
'/head'	12,13	05,36	08,95	04,73	07,64	03,05
'/left_elbow'	26,22	12,80	14,11	07,32	17,27	04,00
'/left_foot'	07,58	03,33	11,44	02,73	28,75	08,49
'/left_hand'	71,42	20,09	23,14	12,62	42,85	11,31
'/left_hip'	37,80	20,64	22,80	16,43	19,61	10,54
'/left_knee'	15,21	07,86	06,16	03,70	17,55	07,37
'/left_shoulder'	15,35	08,13	06,03	03,36	06,66	02,91
'/neck'	15,99	08,40	05,42	02,94	06,68	02,79
'/torso'	22,91	13,38	11,72	08,09	10,60	05,67

5. Realisierung

Die Höhe der Sitzfläche kann grob aus der Höhe der Hüftgelenke im Sitzen extrahiert werden. Da die Skeletterkennung hier allerdings teilweise sehr stark approximiert, ergeben sich teilweise Unterschiede in der Hüftgelenk-Höhe von fast 20 cm bei Personen von ähnlicher Statur aber unterschiedlicher Körpergröße (vgl. Tabelle 5.4). Die Approximation lässt sich auch an den Knien erkennen, deren Höhe sich vom Sitzen zum Stehen um durchschnittlich etwa 5 bis 10 cm erhöht, obwohl tatsächlich keine Erhöhung stattfindet. Da die internen Algorithmen der Skeletterkennung nicht offenlegt sind, lässt sich hier keine genaue Fehlerbetrachtung durchführen, es liegt aber die Vermutung nahe, dass die Knie in durchgestreckten Beinen (also geraden Linien) schwer auszumachen sind und demnach stark, möglicherweise abhängig von der Körpergröße, approximiert werden. Das Gleiche gilt für die Hüftgelenke, diese sollten um einen bestimmten Betrag über der Sitzfläche schweben (da der Mittelpunkt der Gelenke gewählt wird). Es wurde angenommen, dass für die Berechnung dieses Mittelpunkts (also auch den Gewebeanteil zwischen Mittelpunkt des Gelenks und Sitzfläche) eine Schätzung anhand der Körpergröße durchgeführt wird, was aber nicht bestätigt werden konnte. Die Korrelation von tatsächlicher Körpergröße und Hüfthöhe liegt zwar in der gleichen Größenordnung (Faktor etwa 0,29), der Kinect-Sensor erfasst die Körpergröße aber dermaßen fehlerhaft (für Körpergrößen von 1,90 m und 1,70 m wurde teilweise vom Kinect-Sensor die gleiche Körpergröße gemessen), dass dieses Verhältnis nicht automatisch bestimmt werden kann.

Durch eine Kombination von Knie- und Hüftgelenken (im Sitzen) lässt sich die Abschätzung aber verbessern, so liegt die Abweichung bei dem Mittelwert aus Knien

Algorithmus 4 Pseudocode zur Bestimmung der Schwankungsbreite

```
1: WindowLength = 3
2: for LeftBorder = 0 to  $t_{\max}$ ; LeftBorder++ do
3:   RightBorder = 0
4:   while true do
5:     RightBorder++
6:     if ( $t_{\text{RightBorder}} - t_{\text{LeftBorder}} > \text{WindowLength}$ )  $\vee$  ( $t_{\text{RightBorder}} > t_{\max}$ ) then
7:       RightBorder = RightBorder - 2 ▷ return last valid value
8:       break
9:     end if
10:  end while
11:  sway_array [end + 1] =  $\left\| \max(x_{t_{\text{LeftBorder}}}^{t_{\text{RightBorder}}}) - \min(x_{t_{\text{LeftBorder}}}^{t_{\text{RightBorder}}}) \right\|_2$ 
12: end for
13: return sway_array
```

Tabelle 5.4.: Berechnung der Sitzhöhe, Referenzhöhe ca. 0,45 m, alle Angaben in m.

Proband	1	2	3	4
Höhe der Knie	0,4995	0,3879	0,5090	0,3269
Höhe der Hüfte	0,6590	0,5090	0,4303	0,5386
Mittelwert	0,5792	0,4484	0,5049	0,4327
Gesamtdurchschnitt				0,4913

Tabelle 5.5.: Berechnung der Sitz-/Armlehnenbreite, Referenzbreite ca. 0,50 m, alle Angaben in m.

Proband	1	2	3	4
L+R Ellenbogen	0,5075	0,4758	0,3979	0,4205
L+R Hand	0,4805	0,4479	0,4097	0,4259
Gemittelt	0,4940	0,4618	0,4038	0,4232
Gesamtdurchschnitt				0,4457

und Hüfte dann nur noch im Bereich von etwa 5 cm, allerdings mit einer relativ großen Standardabweichung von 6,6 cm. Im Durchschnitt wurde eine Höhe von etwa 50 cm gemessen, bei einer tatsächlichen Höhe von etwa 45 cm. Diese Aussagen basieren auf vergleichsweise wenig Testresultaten, da dies nicht im Fokus der Untersuchung stand.

Die Breite des Stuhls bzw. der Armlehnen des Stuhls kann ebenfalls aus den Daten berechnet werden. Auch hier gilt, dass die Daten des Kinect-Sensors teilweise stark rauschen, vor allem, sobald sich die Gelenke nah am Körper befinden (siehe Tabelle 5.5). Mittelt man jedoch über die Breite der Ellenbogen und Hände, so ergibt sich ein etwas stabileres Bild. Hier gilt es zu beachten, dass die Ellenbogen natürlicherweise nicht die Sitzbreite wiedergeben, sondern individuell beim Aufstehen eng angelegt oder abgespreizt werden können, da aber die Positionen der Ellenbogen in die Berechnung der Handpositionen einfließen (wie weiter oben beschrieben, allerdings nicht dokumentiert in welcher Art), ergab sich insgesamt eine leichte Verbesserung bei Einbeziehung der Ellenbogen. In Tabelle 5.5 sind die Messwerte von den gleichen Versuchspersonen wie in Tabelle 5.4 dargestellt. Der gemessene Abstand der Armlehnen betrug ca. 50 cm, der tatsächliche Abstand hängt allerdings davon ab, wo und wie sich die Personen tatsächlich abgestützt haben (wurde aber nicht explizit vermessen, da dies nicht im Fokus stand). Somit kann diese Auswertung nur eine Tendenz abgeben, für eine Validierung müssten noch genauere Tests durchgeführt werden.

5.6. Assessment-Controller

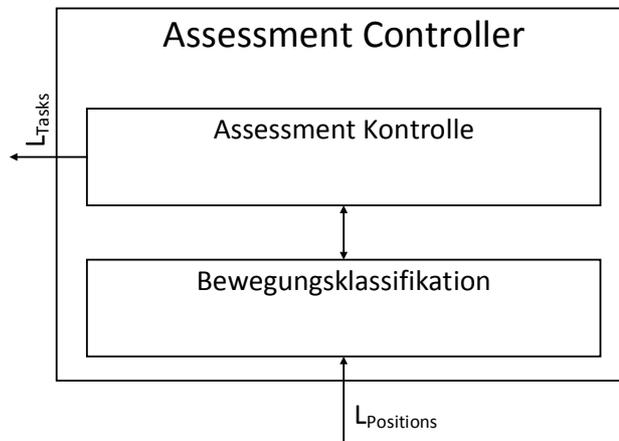
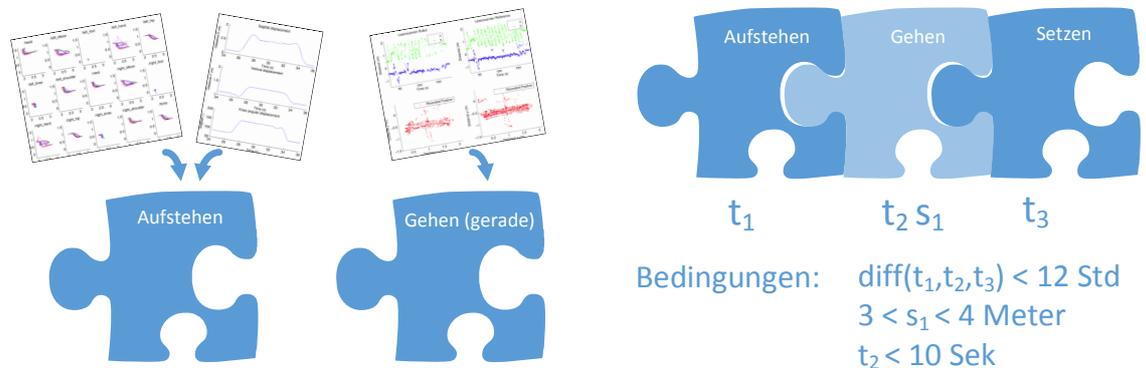


Abbildung 5.19.: Struktur der Komponenten zur Assessment-Kontrolle bestehend aus Bewegungsklassifikation und Assessment Kontrolle zur Auswertung.

Im Abschnitt 5.5 zur Bewegungserfassung wurde die Datenbank zur Erfassung sämtlicher (räumlicher) Informationen über erkannte Personen vorgestellt sowie die Auswertung hinsichtlich des Komplexes Aufstehen/Hinsetzen der Person. Anhand der Daten in der Datenbank sind diverse Auswertungen möglich, die das Bewegungsverhalten der Person beurteilen. Bezogen auf die eingangs beschriebenen Mobilitätstests Timed Up & Go (TUG), Tinetti-Test (TTI) und Berg Balance Scale (BBS) lassen sich daher für jedes Szenario die erforderlichen Daten zusammenfassen und bewerten (siehe Tabelle 3.3). Da es im Rahmen dieser Arbeit nicht möglich ist, alle unterschiedlichen Komponenten zu untersuchen, wurden beispielhaft die Komponenten des Aufstehens/Setzens untersucht. Von Frenken wurde bereits belegt, wie mit ähnlicher, aber stationärer Sensorik (LRS) verschiedene Parameter des Ganges erfasst werden können [61]. Diese Möglichkeit besteht hier auch, da die Daten des LRS ebenso zur Verfügung stehen. Durch Verwendung der dreidimensionalen Bewegungserfassung wird das Spektrum hier deutlich erweitert.

Um die hier untersuchten und die noch zu untersuchenden Aspekte in ein System zu kapseln, ist die Entwicklung eines Assessment-Controllers vorgesehen. Dieser wurde in dieser Arbeit nicht implementiert, da es in diesem Rahmen nicht möglich war, Auswertungsfunktionen für sämtliche Komponenten der Assessments zu erstellen. Daher wird im Folgenden das Konzept des Assessment-Controllers dargelegt.

Der Assessment-Controller besteht aus drei Elementen, die aufeinander aufbauen.



(a) Bewegungen werden verschiedenen Teilkomponenten zugeordnet.

(b) Es werden Abläufe und Bedingungen definiert, die das fertige Assessment beschreiben.

Abbildung 5.20.: Vorgehen der Assessment-Auswertung, zunächst Zusammenfügen von Teilkomponenten, anschließend Komposition zu Gesamtassessments

Zunächst werden Vorgaben für bestimmte Assessment-Komponenten definiert. Diese Definitionen können nach individuellen Voraussetzungen festgelegt werden. Anschließend wird eine Aufzeichnung der Bewegungen der Person vorgenommen und zu Teilassessments zusammengesetzt. Ist ein gesamter Assessment-Test aufgezeichnet, kann eine Beurteilung dieses Assessment-Tests vorgenommen werden.

5.6.1. Teilassessments

Vorgaben für ein Assessment können je nach Bedarf zusammengestellt werden. Hierfür ist es nötig, dass verschiedene Teilkomponenten festgelegt werden, die anschließend zusammengesetzt werden können. Im Weiteren wird das Beispiel des TUG-Tests zur Veranschaulichung genutzt. Für den TUG-Test ist es nötig, einen Aufstehvorgang (Descriptor) D_{standup} , zwei 3 m lange Gehstrecken D_{walk} und einen Hinsetzvorgang D_{sitdown} sowie eine Drehung um 180° zu beobachten. Damit diese Teilkomponenten später für den Assessment-Test genutzt werden können, müssen diese Bewegungen aus der Datenbank extrahiert werden. Dazu werden charakteristische Merkmale der Körperbewegungen genutzt. Für den Aufstehvorgang wird daher nach einem Muster gesucht, bei dem sich die Person über eine definierte Mindestdauer nicht verändert und anschließend ein charakteristisches Muster für die Bewegung von Hüfte, Torso und Kopf auftritt. Der Aufstehvorgang kann wie in Abschnitt 5.5 beschrieben entsprechend untersucht werden. Anschließend werden Zeitmarker und IDs zum zugehörigen Descriptor zugefügt: $D_{\text{standup}} = \{ID, joint, t_{\text{start}}, t_{\text{stop}}\}$. Über die Informationen des De-

5. Realisierung

scriptors können die relevanten Informationen aus der Bewegungsdatenbank gelesen werden.

Für die Gehstrecke ist es erforderlich, eine Positionsänderung der Person über eine Mindestdistanz (beispielsweise drei Meter) zu beobachten. Hierbei sollte auch beachtet werden, welcher Art die Trajektorie ist, etwa geradeaus oder kurvig. Werden diese Merkmale entdeckt, werden auch hier Zeitstempel und zugehörige IDs der Datenbank-einträge gespeichert $D_{\text{walk}} = \{ID, t_{\text{start}}, t_{\text{stop}}\}$. Anschließend können diese Daten für die Assessment-Test-Komponenten-Auswertung verwendet werden.

5.6.2. Vorgaben

Basierend auf den definierten und vom System erkennbaren Teil-Assessments können dann Vorgaben gemacht werden, die ein Assessment-Test erfüllen soll, um als Gesamt-Test bewertet zu werden. Diese Vorgaben können in drei Dimensionen festgelegt werden:

- Art der Bewegung: z.B. Gehstrecke von 3 Metern Länge, Kurven erlaubt (beispielsweise weil keine ausreichend lange freie Strecke zur Verfügung steht).
- Dauer der Bewegung: z.B. Dauer der Bewegung von 1 bis 10 Sekunden (um auszuschließen, dass die Person unterwegs stehen geblieben ist und andere Aktivitäten ausgeführt hat).
- Intervall der Bewegungen: z.B. Aufzeichnung innerhalb eines Tages (damit gemessene Werte noch im Verhältnis zueinander stehen).

In diesem Beispiel könnte dies zu folgenden Bedingungen $L_{\text{specification}}$ führen:

$$t_{\text{start}}(D_{\text{sitdown}}) + t_{\text{start}}(D_{\text{walk}}) + t_{\text{start}}(D_{\text{standup}}) \leq 24h \quad (5.40)$$

$$\text{distance}(D_{\text{walk}}) > 3m \quad (5.41)$$

$$t_{\text{stop}}(D_{\text{walk}}) - t_{\text{start}}(D_{\text{walk}}) \leq 10s \quad (5.42)$$

Daraus ergibt sich die Gesamtbeschreibung $A_{\text{tug}} = (D_{\text{standup}}, D_{\text{walk}}, D_{\text{sitdown}}, L_{\text{specification}})$.

5.6.3. Abarbeitung

Sind die Vorgaben zu einer Beschreibung A_{tug} verbunden, wird die Datenbank nach entsprechenden Einträgen $D_{\text{component}} \cup L_{\text{specification}}$ durchsucht und die passenden Daten (sobald verfügbar) zurückgeliefert.

Eine weitere Auswirkung der Vorgaben ist die Beeinflussung der Roboternavigation durch die zu observierenden Bewegungen. Sind beispielsweise bereits ausreichend Aufsteh- und Hinsetzvorgänge beobachtet worden, sollte der Roboter an einer Stelle positioniert werden, an der die Beobachtung von einer möglichst den Kriterien entsprechenden Gehstrecke möglich ist. Dazu wird ein Log angelegt, in dem die gewünschten Bewegungsprimitive enthalten sind. Ist eine der Bewegungen erkannt, wird diese Bewegung aus dem Log entfernt, so dass nur die noch zu observierenden Bewegungen übrig bleiben.

Algorithmus 5 Pseudo Code des Algorithmus, um eine Assessment-Beschreibung abzuarbeiten. Für alle geforderten Komponenten wird gesucht, ob in der Datenbank ein Eintrag vorhanden ist, falls ja, wird dieser gespeichert, falls nicht, wird er zur Aufgabenliste zugefügt. Letztlich wird geprüft ob die Beschreibung vollständig ist, falls nicht, wird die Liste der Aufgaben zurückgegeben.

```

1: for  $i = 1$  to  $length(A_{assessment})$  do
2:    $result = searchInDB(A_{assessment,i})$ 
3:   if  $result = 0$  then
4:      $TaskList = A_{assessment,i}$ 
5:   else
6:      $AssessmentReport+ = result$ 
7:   end if
8:   if  $length(AssessmentReport) == length(A_{assessment})$  then
9:     return  $AssessmentReport$ 
10:  else
11:    return  $TaskList$ 
12:  end if
13: end for

```

5.6.4. Gesamtbeurteilung

Die Gesamtbeurteilung $AssessmentReport$ erhält die kombinierten Daten, sobald ein Satz von Vorgaben $A_{assessment}$ vollständig erfüllt ist. Da diese Daten die Indizes der beobachteten Bewegungen enthalten, kann hierbei falls notwendig bis auf die Grunddaten (Bewegungen einzelner Gelenke) zurückgegriffen werden. Es kann also eine detaillierte Analyse der Bewegungszyklen (im Rahmen der Genauigkeit der Sensoren) durchgeführt werden. Ein Beispiel für den Teilaspekt des Aufstehens / Hinsetzens wurde in Abschnitt 5.5 bereits dargestellt.

Von Frenken wurde ein Modell vorgestellt, um die gewonnenen Daten in ein klinisches Dokumentenformat zu übertragen [61]. Dieses Modell kann vom Grundprinzip

5. Realisierung

übernommen werden, mit entsprechenden Anpassungen für die veränderten messbaren Komponenten.

Hier wird auch auf die ICF, Bezug genommen, die mit der standardisierten Beschreibung von Mobilitätsparametern in die Beurteilungsbeschreibung integriert werden kann. Für diverse Komponenten wie beispielsweise Beugen (ICF-Code d4105), Stehen (d4104), oder Setzen/Sitzen (d4103) gibt es Entsprechungen in der ICF, die hier ebenfalls integriert worden sind. Die Bewertung dieser Komponenten ist nicht absolut festgelegt und wird anhand der Kriterien aus Tabelle 5.6 vorgenommen. Sofern eine gute Übereinstimmung zwischen der hier produzierten Gesamtbeurteilung und den Merkmalen der ICF nachgewiesen werden kann, ergäbe sich die Möglichkeit, hier eine klarere Bewertungsmöglichkeit zu schaffen.

Die ICF betont die Notwendigkeit, objektive Messverfahren zu entwickeln, worin diese Bewertungen potentiell einfließen könnten: „Die Prozentwerte müssen für die unterschiedlichen Domänen als Perzentile mit Bezug auf Bevölkerungsstandards kalibriert werden. Um diese Quantifizierung einheitlich benutzen zu können, müssen Assessmentverfahren durch Forschung entwickelt werden.“ [48]. Hiermit wäre ein solches Assessmentverfahren gegeben, die letzte Auswertung kann nur von medizinischem Fachpersonal erfolgen und wird daher innerhalb dieser Arbeit nicht durchgeführt.

5.7. Assessment-Navigation

5.7.1. Pfad-Kartografie

Diese Komponente ist für die Aufzeichnung der Pfade der Personen im Umfeld der Roboters zuständig. Die Information über häufig genutzte Pfade ist für die Navigation

Tabelle 5.6.: Skala zur Beschreibung des Ausmaßes und der Größe des Problems bezogen auf Leistung und Leistungsfähigkeit nach ICF [48]. Für bereits bestehende, kalibrierte Verfahren sind die Prozentbereiche angegeben.

Kodierung	Beschreibung	Prozentual
xxx.0	Problem nicht vorhanden (ohne, kein, unerheblich ...)	0-4%
xxx.1	Problem leicht ausgeprägt (schwach, gering ...)	5-24%
xxx.2	Problem mäßig ausgeprägt (mittel, ziemlich ...)	25-49%
xxx.3	Problem erheblich ausgeprägt (hoch, äußerst ...)	50-95%
xxx.4	Problem voll ausgeprägt (komplett, total ...)	96-100%
xxx.8	nicht spezifiziert	
xxx.9	nicht anwendbar	

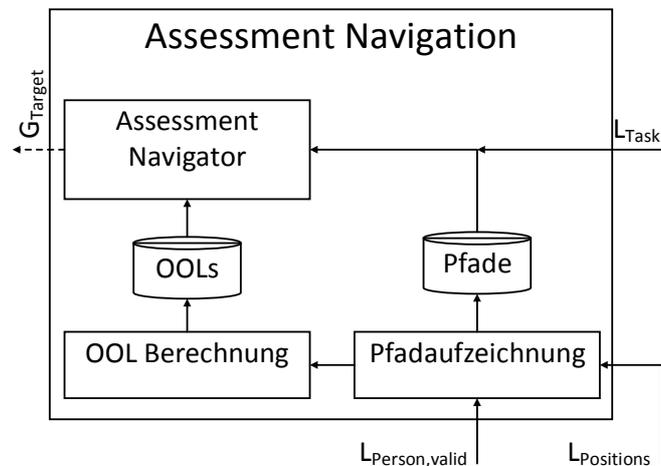


Abbildung 5.21.: Struktur der Komponenten zur Assessment-Navigation. Informationen über die Bewegungen der Person(en) werden von der Pfadaufzeichnung kondensiert und als Pfadkarte und zur OOL Berechnung zur Verfügung gestellt, die vom Navigator verarbeitet werden.

und die Assessment-Beobachtung relevant. Folgende Aspekte stehen dabei im Vordergrund:

- Erkennung von sicheren Aufenthaltspositionen für den Roboter (wenig Benutzerbewegung)
- Erkennung von optimalen Positionen zur Assessment-Messung (OOL)
- Erkennung von störenden Aufenthaltspositionen (im Weg des Nutzers)

Das Konzept wurde bereits in [90] und [62] vorgestellt. Im ersten Schritt werden hierzu die Bewegungen der Person(en) beobachtet. Damit diese auch dann zur Verfügung stehen, wenn das System zwischendurch neu gestartet wird, werden diese Daten gespeichert.

Zunächst wartet die Komponente PERSON_OBSERVATION auf die Informationen der Karte /MAP, die als Grundlage für die weitere Berechnung dient. Mit Hilfe der Daten aus der Karte wird eine zweite Karte map^{path} erstellt, die anschließend die Positionen der Personen verzeichnet. Die neue Karte ist von ihrer Größe und Dimension identisch mit der Karte der Umgebung. Genauso wird mit einer zweiten neuen Karte verfahren, der Karte zur Sicherheitsberechnung der Orte in der Karte map^{safety} . Für beide neuen Karten wird allerdings eine deutlich gröbere Auflösung verwendet, in diesem Fall 0,5 m (parametrisierbar, s. Abbildung 5.22 (a)). Dies ist bedingt durch die Größe der Grundfläche des Roboters, da, wie im weiteren Verlauf ersichtlich wird, die Rasterpunkte als Aufenthaltspunkte des Roboters dienen sollen und daher entsprechend der ungefähren Größe dimensioniert wurden.

5. Realisierung

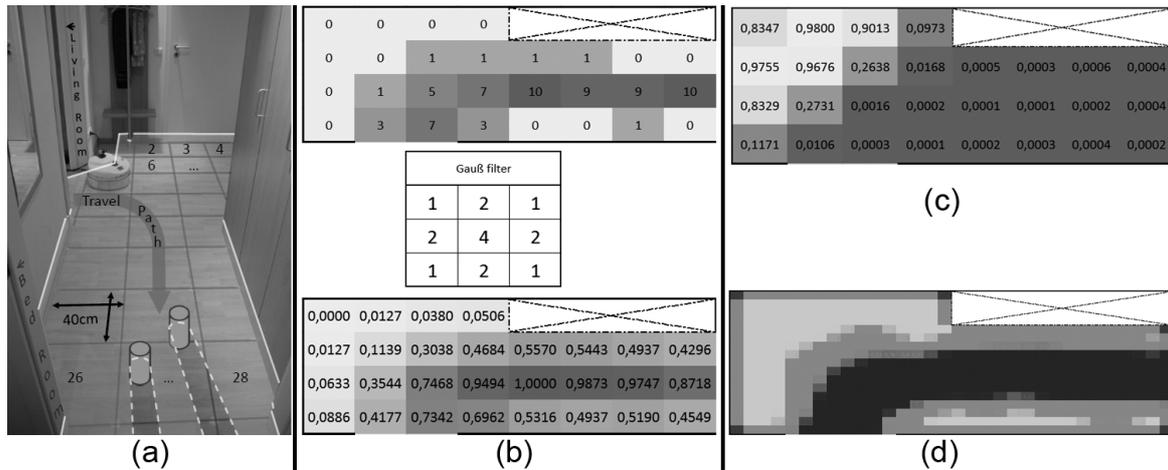


Abbildung 5.22.: Vorgehen der Sicherheitsberechnung. (a) Versuchsaufbau im Flur des Living-Labs. (b) Aufnahme von Pfadinformationen, Filterung und Normalisierung. (c) Berechnung des Sicherheitswertes. (d) Grafische Darstellung des Sicherheitswertes, hellere Werte sind sicherere Positionen ©Springer 2012

Jedes Mal, wenn eine neue Personen-Liste $L^{\text{personen,valid}}$ vorliegt, wird die Position von allen darin enthaltenen Personen, zusätzlich zu den aus früheren Zyklen bekannten Positionen, in die Pfad-Karte map^{path} eingezeichnet. Durch eine inkrementelle Aufzeichnung ist es möglich, besonders häufig genutzte Felder zu identifizieren. Bei jeder Nutzung eines der Felder wird der Feldzähler inkrementiert und gibt so die Häufigkeit des Betretens an (Abbildung 5.22 (b) oben).

Algorithmus 6 Pseudocode Erstellung der Pfad-Karte

- 1: Path Map: map^{path}
- 2: Resolution: $map_{\text{resolution}}^{\text{path}} = 0.5$
- 3: **for** $i = 1 \rightarrow \text{NumberOfValidPersons}$ **do**
- 4: $map^{\text{path}} \leftarrow \frac{P_i^{\text{personen,valid}}}{map_{\text{resolution}}^{\text{path}}}$
- 5: **end for**
- 6: **return** map^{path}

5.7.2. Berechnung von Sicherheitskriterien

Nachdem die Informationen vorliegen, wie häufig einzelne Felder des Kartenrasters betreten wurden (map^{path}), kann eine Berechnung durchgeführt werden, die verschiedene Faktoren einbezieht, um eine Sicherheitsbewertung der Felder zu bestimmen. Als ein Grundsatz wird angenommen, dass eine Parkposition für den Roboter desto ungünstiger ist, je öfter diese Position von einer Person betreten wird. Der Roboter würde

diesem Grundsatz nach im Weg stehen. Des Weiteren werden die Fluchtmöglichkeiten in sichere Gebiete einbezogen, falls der Roboter ausweichen muss. Grundlage bietet hier der Zähler der betretenen Felder. Allerdings sind auch unbenutzte Felder nicht automatisch immer als sicher zu betrachten, vor allem je näher sie an betretenen Feldern liegen. Daher wird als erster Schritt ein Gauss-Filter auf das Raster angewendet (Abbildung 5.22 (b) mittig) und der Wert anschließend auf $[0, 1]$ normiert (Abbildung 5.22 (b) unten).

Diese normalisierten Werte werden nun verwendet, um zwei wesentliche Sicherheitsmerkmale zu berechnen. Der erste Faktor ist der Ausweich-Faktor (*avoidance factor*). Je höher dieser Wert ist, desto stärker soll das Feld vermieden werden. Bei beiden Faktoren werden Wände nicht mitgezählt.

$$f_a = \frac{1}{k_i} \left(\sum_{j=0}^{k_i} (1 - r_j) \right)^2 \quad (5.43)$$

Die Gleichung ist in 5.43 zu sehen. k_i ist die Anzahl der Kreuznachbarn, wobei i das aktuelle Feld bezeichnet. j ist der Index des aktuellen Nachbarfeldes und r_j beschreibt die Betretens-Wahrscheinlichkeit dieses Feldes. Der Ausweich-Faktor berechnet eine höhere Sicherheit, je mehr Felder um das betrachtete herum eine geringe Aufenthaltswahrscheinlichkeit von Personen haben. Das heißt, es gibt mehr Plätze, auf die sich der Roboter zurückziehen kann, die wahrscheinlich nicht von einer Person betreten werden. Diese Felder werden als sicherer betrachtet.

Zusätzlich wird der „Stolper-Faktor“ (*stumbling factor*) berechnet:

$$f_s = \frac{1}{n_i} \sum_{j=0}^{n_i} r_j \quad (5.44)$$

Dieser Faktor f_s bezeichnet das Risiko, eine Stolperfalle darzustellen. n_i bezeichnet alle existierenden Nachbarfelder. Felder am Rand des Rasters haben weniger Nachbarn als Felder in der Mitte. r_j ist die aktuelle Betretens-Wahrscheinlichkeit des Nachbarn j . Dieser Faktor betrachtet die Aufenthaltswahrscheinlichkeit der Person auf dem aktuellen Feld: je höher diese Wahrscheinlichkeit ist, desto schlechter ist die Position für den Verbleib des Roboters. Zusammengefasst ergibt sich folgende Gesamtgleichung. Das Ergebnis σ_i ist ein Wert zwischen 0 und 1 (erzeugt durch die Nutzung der natürli-

5. Realisierung

chen Exponentialfunktion) und bezeichnet den Sicherheitswert des jeweiligen Feldes. Je höher der Wert (näher an 1), desto höher die Sicherheit.

$$\sigma_i = \frac{1}{1 + e^{3.14 \tanh(r_i + f_a - f_s)}} \quad (5.45)$$

Das Ergebnis ist in Abbildung 5.22 (c) zu sehen. Oft genutzte Felder werden als schlecht bewertet und in dunkler Farbe dargestellt. Die Sicherheit eines Feldes wird als besser bewertet, je mehr Platz (Felder) für den Roboter zum Ausweichen existiert und je geringer die Wahrscheinlichkeit ist, dass sich der Mensch dort aufhält. In Abbildung 5.22 (d) ist eine solche Karte mit höherer Auflösung dargestellt (die Felder sind hier kleiner als die Robotergrundfläche). Diese Informationen werden in der Navigation berücksichtigt, um die optimale Position für den Roboter zu finden (OOL).

5.7.3. Navigation

Die Navigation des Roboters kann grundsätzlich von zwei Standpunkten aus betrachtet werden: dem des Roboters (bzw. der medizinischen Sicht in diesem Fall) und dem des Benutzers. Aus medizinischer Sicht wäre es wünschenswert, ein möglichst lückenloses Bewegungsprofil erstellen zu können, um Veränderungen bestmöglich feststellen zu können. Aus den Nutzerbefragungen geht hervor, dass diese allerdings durch ständige Beobachtung bzw. Verfolgung gestört werden und dann dazu neigen, die Nutzung des Roboters abzulehnen. Daher wird versucht, ein Mittelweg zwischen Beobachtung und Bewegung zu finden. Der Ansatz basiert darauf, durch die vorhergehende Beobachtung der Person, optimale Beobachtungspositionen zu finden, aus denen eine Beobachtung eines größtmöglichen Bereichs gegeben ist, der Roboter aber nicht durch seine Anwesenheit stört (Sicherheitsbewertung). Verlässt die Person diesen Bereich, soll der Roboter nicht kontinuierlich folgen, sondern nur bei zu langer Abwesenheit der Person beginnen zu suchen (Abb. 5.23). Dieses Verhalten wurde innerhalb dieser Arbeit nach diesem Prinzip umgesetzt, für weitere Strategien hier sind noch Verbesserungen denkbar, siehe Kapitel 8, Ausblick.

Für die Navigation werden mehrere Informationen benötigt: $L^{\text{personen,valid}}$, map^{path} , map^{safety} und $L^{\text{potentialOOL}}$. Nach dem initialen Start des Roboters wird zunächst geprüft, ob eine Person im Sichtfeld ist. Falls dies der Fall ist, wird trotzdem nach einem neuen OOL gesucht, da der Roboter möglicherweise nicht in einem OOL gestartet wurde. Anschließend wird das normale Suchverhalten gestartet, das in den folgenden Abschnitten erklärt und im Diagramm 5.23 abgebildet ist.

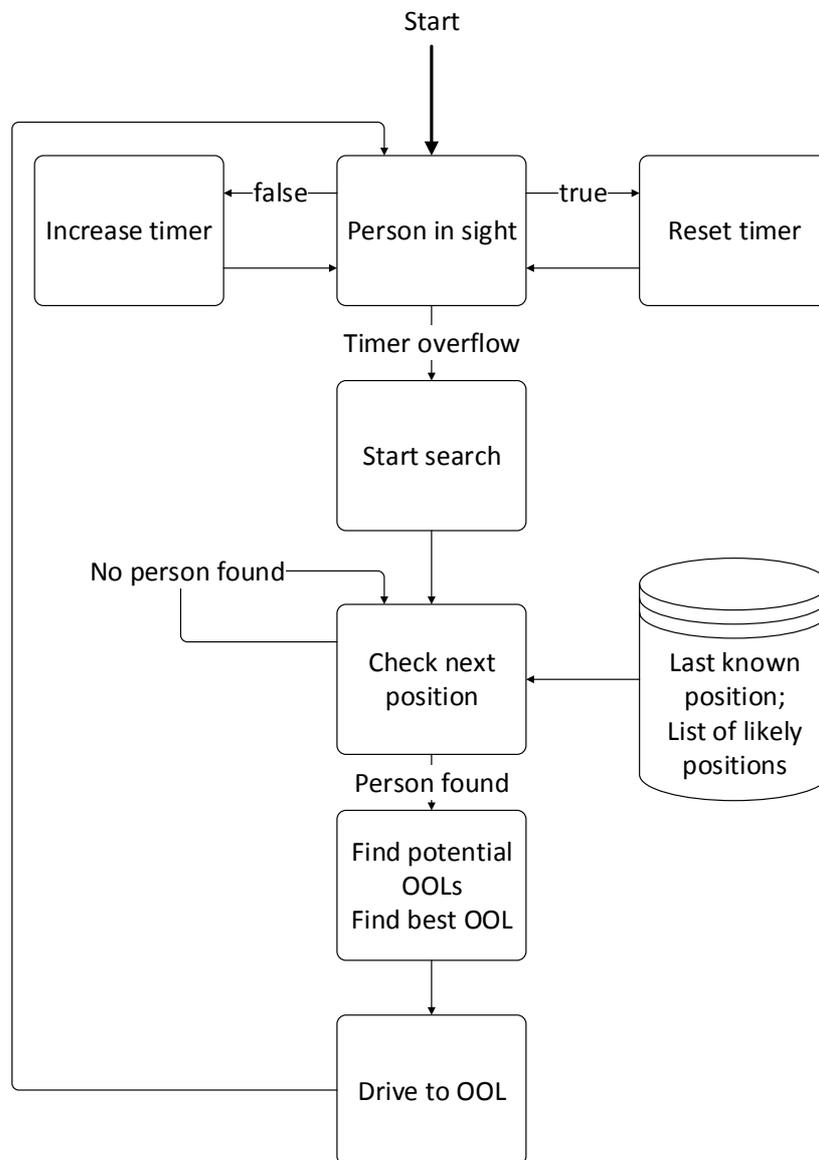
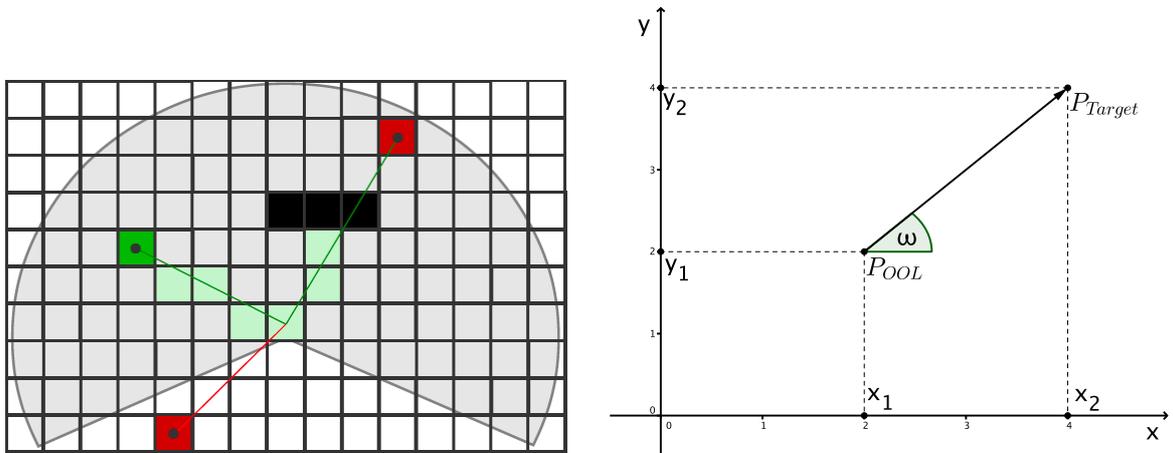


Abbildung 5.23.: Prinzipieller Ablauf des Suchverfahrens

Falls der Roboter nun in einer Position steht, von welcher aus die Person beobachtet werden kann, ist zunächst keine Änderung der Position nötig. Falls die Person jedoch den Sichtbereich zu lange verlässt, werden folgende Schritte eingeleitet:



(a) Überprüfung, ob Punkte sichtbar sind, [205], Abdruck mit freundlicher Genehmigung des Autors (b) Auswahl der OOL Felder, Berechnung des Winkels von der OOL-Position zum Zielpunkt

Abbildung 5.24.: Überprüfung der Sichtbarkeit von Zielen, Berechnung des Winkels für neue Position

Suche nach Person Zunächst wird eine Suche durchgeführt, die das Ziel hat, eine zu beobachtende Person zu finden. Hierzu werden die letzten bekannten Positionen der Person bzw. die Orte mit den höchsten Auftrittswahrscheinlichkeiten abgesucht. Jeder abgesuchte Ort wird intern markiert, um keine doppelten Suchen durchzuführen. Dies wird so lange ausgeführt, bis eine Person gefunden wird oder alle potentiellen Standorte abgesucht sind. Tritt der letztgenannte Fall ein, bleibt der Roboter auf dem zuletzt besuchten OOL stehen und wartet auf die neuerliche Erkennung einer Person. Wird die Person gefunden, wird versucht, eine passende Beobachtungsposition zu finden. Für den Suchalgorithmus ist es nicht zwingend notwendig, dass das Ziel eine Person ist, es sind auch andere Ziele wie beispielsweise ein Sessel denkbar, falls der Roboter den Sessel (bzw. die Person darin) beobachten soll. Diese Möglichkeit wird aber zurzeit nicht verwendet.

Potentielle OOL Der erste Schritt bei der Suche nach einer neuen Position besteht darin, eine Liste der potentiellen optimalen Beobachtungspositionen zu erstellen. Dafür wird die Position der Person $\mathcal{P}^{person,valid}$ genutzt, um eine Position zu finden, bei der die Person noch im Blickfeld ist. Es wird ein Bereich um die gesehene Person A^{search}

definiert, der den potentiellen Raum für den Roboter vorgibt. Die Größe ist definierbar, standardmäßig wird ein Bereich von 5×5 m abgesucht.

$$x_1 = \mathcal{P}_x^{\text{person, valid}} - \frac{A^{\text{search}}}{2}, \quad y_1 = \mathcal{P}_y^{\text{person, valid}} - \frac{A^{\text{search}}}{2} \quad (5.46)$$

$$x_2 = \mathcal{P}_x^{\text{person, valid}} + \frac{A^{\text{search}}}{2}, \quad y_2 = \mathcal{P}_y^{\text{person, valid}} + \frac{A^{\text{search}}}{2} \quad (5.47)$$

Die Felder der Region A^{search} mit den Grenzen $(x_1, y_1), (x_2, y_2)$ werden nun nach potentiellen OOL durchsucht. Für jedes Feld in A^{search} wird der Sicherheitswert (s. Abschnitt 5.7.2) berechnet und geprüft, ob der Sicherheitswert über einem definierbaren Schwellwert liegt. Der Schwellwert kann manuell festgelegt werden und wird je nach Beschaffenheit der Umgebung auch unterschiedlich ausfallen.

$$L^{\text{potFields}} = \{\mathcal{F}_1^{\text{pot}}, \mathcal{F}_2^{\text{pot}}, \dots, \mathcal{F}_n^{\text{pot}}\}, n \in \mathbb{N}, \mathcal{F}_n^{\text{pot}} \in A^{\text{search}}, \text{safety}(\mathcal{F}_n^{\text{pot}}) > \text{threshold} \quad (5.48)$$

Falls kein potentielles Feld gefunden wird, kann der Suchbereich erweitert werden. Standardmäßig werden drei erweiterte Läufe mit einer Vergrößerung der Region um einen Meter durchgeführt. Wenn dann immer noch kein Feld gefunden ist, wird die Suche abgebrochen.

Auswahl des OOL Zur Auswahl des anzufahrenden OOL wird die Liste der potentiellen OOL $L^{\text{potFields}}$ und die Position der getrackten Person $\mathcal{P}^{\text{person, valid}}$ genutzt. Grundsätzlich basiert das Verfahren darauf, eine Position zu finden, die einen guten Sicherheitswert hat und gleichzeitig freie Sicht auf die zu beobachtende Person bietet. Dafür wird zunächst für jedes potentielle OOL-Feld geprüft, ob die Person von hier aus sichtbar ist (Abbildung 5.24a) und anschließend wie viele Felder insgesamt von diesem OOL sichtbar sind. Das Feld mit dem größten Sichtbereich und freier Sicht auf die Person wird ausgewählt. Schließlich wird eine Position für das gewählte OOL-Feld mit Blickrichtung auf die Position der Person erstellt (Abbildung 5.24b) und an den Roboter übergeben (s. Algorithmus 7).

Anfahren des OOL Nachdem der beste OOL optimalField ausgewählt wurde, wird für die Robotersteuerung ein entsprechendes Goal $\text{Goal} = (\mathcal{P}, \mathcal{O})$ berechnet, zu dem

5. Realisierung

der Roboter geschickt wird. Dieses Ziel setzt sich aus den Koordinaten des OOL und dem Winkel zum Beobachtungstarget zusammen.

$$\mathcal{P}_x^{\text{goal}} = \text{optimalField}_x \quad (5.49)$$

$$\mathcal{P}_y^{\text{goal}} = \text{optimalField}_y \quad (5.50)$$

$$\mathcal{O}_w^{\text{goal}} = \text{atan2}(\text{optimalField}_y - \mathcal{P}_y^{\text{target}}, \text{optimalField}_x - \mathcal{P}_x^{\text{target}}) \times \frac{180}{\pi} \quad (5.51)$$

Der Roboter wird folglich, mit Blickrichtung zum Target P^{target} , auf die x- und y-Koordinate des OOL positioniert, siehe Abbildung 5.24b. Damit ist es nun möglich, sich optimal zu positionieren, um die Person zu beobachten. Die Personensuche kann auch für weitere Zwecke genutzt werden, wie z.B. die Videotelefonie: hier kann bei einem ankommenden Gespräch möglichst effizient nach der angerufenen Person gesucht werden, um den Anruf zu melden. Idealerweise steht der Roboter ohnehin nicht weit entfernt, da er in einem OOL positioniert ist.

Algorithmus 7 Pseudocode Auswahl des OOL zur Beobachtung

```
1: target =  $\mathcal{P}^{\text{person, valid}}$ 
2: for  $i = 1 \rightarrow \text{NumberOfPotentialFields}$  do
3:    $x_{\min}, x_{\max}, y_{\min}, y_{\max} \leftarrow \text{checkMaximumScanAreaAround}(\text{target})$ 
4:   for  $x = x_{\min} \rightarrow x_{\max}$  do
5:     for  $y = y_{\min} \rightarrow y_{\max}$  do
6:       if  $\text{fieldInSight}(\mathcal{L}_i^{\text{potFields}}, \text{Field}(x, y))$  then
7:          $\text{count}++$ 
8:       end if
9:     end for
10:  end for
11:  if  $\text{count} > \text{count}^{\text{max}}$  then
12:     $\text{optimalField} \leftarrow \mathcal{L}_i^{\text{potFields}}$ 
13:     $\text{count}^{\text{max}} \leftarrow \text{count}$ 
14:     $\text{count} \leftarrow 0$ 
15:  end if
16:  return  $\text{optimalField}$ 
17: end for
```

6

Evaluation und Diskussion

In den folgenden Abschnitten werden die durchgeführten Evaluationen vorgestellt und diskutiert. Dabei wird jeweils zunächst ein Überblick über die getesteten Funktionalitäten und das Vorgehen gegeben, gefolgt von den Ergebnissen und einer kritischen Betrachtung der Ergebnisse. Für die Interaktion mit der „Welt“ benötigt der Roboter in der Regel eine Karte der Umgebung, in der er sich befindet. Soweit nicht anders angegeben, wurde diese Karte für die einzelnen Versuche im Vorfeld manuell aufgezeichnet.

6.1. Einsatz eines mobilen Serviceroboters im häuslichen Umfeld

6.1.1. Zielsetzung

Bei der hier durchgeführten Evaluation handelt es sich um einen *Controlled Home Environment Test*. Dieser Test bedeutet, dass das System in einer natürlichen Umgebung aber unter kontrollierten Bedingungen getestet wird. Dazu wird das zu testende System zu den Testpersonen nach Hause gebracht, dort aber nur unter kontrollierten Bedingungen getestet. So ist während der Versuche Personal anwesend, das die Funktion des Systems und den Ablauf überwacht. Das System wird also unter realen Bedingungen getestet, aber falls unvorhergesehene Umstände oder Fehler eintreten, kann direkt

eingegriffen werden. Die Probanden bekommen die bestmögliche Einschätzung, wie das System in der Realität funktionieren könnte. Von besonderem Interesse ist nicht nur das Feedback der Probanden, sondern auch die weiteren Umstände des Tests, beispielsweise welche Probleme in realen Umgebungen auftreten.

Das Experiment zielte auf der einen Seite darauf ab, inwiefern sich das Robotersystem unter realen Umgebungsbedingungen verhält und auf der anderen Seite, wie die Benutzer auf das System reagieren.

6.1.2. Aufbau und Methodik

Das im Florence-Projekt entwickelte Robotersystem [53], mit dem das hier vorgestellte System eng verwandt ist, wurde im November und Dezember 2012 mit fünf Probanden im Alter zwischen 68 und 86 Jahren (4 männlich, 1 weiblich) in einer niederländischen betreuten Wohnanlage (Organisation Carint Reggeland) vor Ort getestet. Die Experimente wurden vom niederländischen Projektpartner Stichting Novay (NL) durchgeführt, das getestete Gesamtsystem enthielt Komponenten aller Projektteilnehmer des Florence-Konsortiums, unter anderem auch Komponenten des hier vorgestellten Forschungsansatzes. Die Ergebnisse gelten somit auch in diesem Kontext.

Damit die Roboterplattform in den wesentlichen Aspekten getestet werden konnte, wurden verschiedene Kriterien an die Wohnung der Probanden gestellt, um eine generelle Nutzung zu ermöglichen:

- Breitband-Internetverbindung vorhanden
- Mindestens 70 cm Platz zwischen den Möbeln (für eine sichere und schnelle Navigation)
- Boden entweder hart und glatt (Fliesen, Parkett) oder fester, kurzfloriger Teppich
- Türschwellen unter 1 cm Höhe

Für die Probanden wurden ebenfalls Kriterien festgelegt:

- alleinlebend
- keine physischen oder mentalen Einschränkungen, die die Versuchsdurchführung verhinderten, ein gewisser Grad an Notwendigkeit von externer Unterstützung war tolerierbar
- keine Haustiere, um verschiedene Sensoren (u.a. Bewegungsmelder) nicht zu stören
- optimalerweise lag eine Verschreibung von Medikamenten vor, um die Notwendigkeit eines Erinnerungsservice realistisch prüfen zu können

- nach Möglichkeit gleiche Verteilung von Frauen und Männern

Um eine Überwachung der Tests zu ermöglichen, wurden in den Räumlichkeiten zusätzliche Sensoren, in erster Linie Kameras installiert, die eine Überwachung des gesamten Tests sowie eine konkrete Beobachtung des Roboters erlaubten.

6.1.3. Ergebnisse

Die *Controlled Home Environment*-Tests waren primär darauf ausgelegt, die entwickelten Anwendungsszenarien des Robotik-Projektes zu testen. Die meisten dieser Szenarien sind hier nicht relevant, aber die darum herum gewonnenen Erkenntnisse, die aus Problemen und Fehlern aus dem Zusammenspiel von Roboter, Proband und Umwelt resultierten, sind von großer Bedeutung. Die folgenden Ergebnisse sind daher auch im Abschlussbericht der Nutzerstudie enthalten (Florence Deliverable D6.6).

Autonome Navigation. Die autonome Navigation in einer Wohnzimmerumgebung war eine schwierige Aufgabe. Trotz der Möglichkeit, die Umgebungen vor Versuchsbeginn zu besuchen und das System entsprechend vorzubereiten, traten diverse Probleme auf. Das verwendete Setup nutzte einen Microsoft Kinect Sensor (Kinect), der in einem Meter Höhe angebracht war, und einen zweidimensionalen Laser Range Scanner (LRS) (Höhe 20 cm) zur Kartographie. Der LRS lieferte in den getesteten Umgebungen in der Regel Daten über hauptsächlich freie Flächen mit wenigen verteilten Hindernissen. Diese Hindernisse gehörten meist zu Stuhl- oder Tischbeinen. In der Realität gab es nur wenige Pfade, die ohne Kollisionen mit Möbeln befahrbar waren. Als besonders problematisch stellten sich Couchtische und Esstische heraus, bei denen die Beine weit auseinander liegen und der Roboter entsprechend Pfade durch den freien Raum dazwischen plante.

Weitere Fehlerquellen:

- Der LRS detektiert kein Glas, daher mussten verschiedene Objekte bedeckt werden, damit sie als Hindernis erkannt werden konnten. Das betrifft beispielsweise tiefe Fenster oder Blumentöpfe mit besonderem Design.
- Der Stoßsensor des Roboters unterbricht die Ansteuerung der Motoren, was zwar dazu führt, dass der Roboter sofort anhält, gleichzeitig aber auch dazu, dass er, sofern das Hindernis nicht beweglich ist und der Sensor weiterhin blockiert ist, sich nicht mehr vom Hindernis entfernen kann und manuell bewegt werden muss.
- Türschwellen und verschiedene Auslegeware konnten nicht überfahren werden.

6. Evaluation und Diskussion

- Es gibt keine Möglichkeit, Gebiete in der Karte als „nicht erlaubt zu betreten“ zu markieren, so dass diese Gebiete (möglicherweise mit gefährlichen Hindernissen oder Geometrien) nicht gesperrt werden können.
- Wiederholt war das Verhalten des Roboters schwer vorherzusagen, da nicht zu erkennen war, ob ein anvisiertes Ziel erreicht war oder nicht. Dieser Effekt wurde durch die Tatsache verstärkt, dass der Roboter bei schwer zu berechnenden Pfaden zwischendurch stehen bleibt und sich irgendwann plötzlich wieder weiterbewegt. Eine Anzeige der High-Level-Ziele wäre wünschenswert.

Anschließende Interviews. Nach der Durchführung der verschiedenen Tests wurden abschließende Interviews geführt. In diesen Interviews wurde ein Feedback zu den einzelnen Testdurchläufen aber auch zum Gesamtsystem und allen weiteren Aspekten gesammelt. Folgende Anregungen wurden dabei unter anderem gegeben:

- Der Installationsaufwand vor dem Start der Tests war groß und zeitraubend, was den Probanden teilweise nicht zusagte.
- Die Navigation wurde intensiv diskutiert, die Geschwindigkeit wurde als angenehm empfunden, die Fahrgeräusche allerdings als unangenehm, besonders auf Holzfußboden. Der Roboter verlor zwischendurch mehrfach die eigene Position und musste manuell korrigiert werden, was als störend empfunden wurde. Die Nutzer hatten in diesem Punkt höhere Erwartungen an das System.
- Generelle Aussage: Navigation verbessern, Betriebsgeräusche vermeiden.
- Kommentar einer professionellen Pflegekraft: der Roboter wird den generellen Arbeitsaufwand besonders bei Tele-Care Services nicht verringern, da trotzdem immer eine medizinische Fachkraft zu Rate gezogen werden muss, allerdings wird es vereinfacht, Vorfälle zu priorisieren, indem es schon vorher eine Einschätzung zum Fall gibt.
- Durch die technischen Probleme war es nicht möglich, das „normale“, alltägliche Verhalten der Probanden zu testen/ zu beobachten.

Insgesamt wurde das Konzept als wertvolles Sicherheitsinstrument angesehen. Der bisherige Workflow in der Einrichtung könnte mit diesem System sehr gut unterstützt werden. Besonders wichtig sind hierbei also die Sicherheitsfunktionen des Roboters (Sturzbehandlung, medizinische Beobachtung), soziale Aspekte (Videotelefonie mit Verwandten/ Bekannten) wurden als interessanter Zusatz angesehen.

6.1.4. Interpretation der Ergebnisse

Zusammengefasst lassen sich folgende Punkte aus diesen Tests extrahieren:

- Das wesentliche Merkmal für ein praktikabel arbeitendes System ist eine funktionierende Navigation.
- Die Navigation ist von vielen Faktoren abhängig die schwer voraussagen sind.
- Der Benutzer sollte abschätzen können, welche Aktionen ausgeführt werden.
- Services vom Roboter werden zwar als sinnvoll angesehen, allerdings nur dann, wenn sie auch vollständig funktionieren.

6.2. Evaluation Personenerkennung mit LRS und Kinect, Datenfusion

6.2.1. Zielsetzung

In dieser Evaluation wurde untersucht, wie verlässlich die fusionierte Erkennung von Personen durch LRS und Kinect-Sensor ist. Dazu wurden die Messungen des LRS und Kinect-Sensors mit Videoaufnahmen als Referenz und zusätzlich zwei Fusionsverfahren miteinander verglichen.

6.2.2. Aufbau und Methodik

Mit diesem Experiment wurde untersucht, wie exakt die errechneten Personen-Positionen von LRS und Kinect mit Referenzdaten übereinstimmen und ob durch eine Fusion beider Sensoren einen Vorteil bei der Positionserkennung zu erzielen ist. Dazu wurden Probanden gebeten, verschiedene vordefinierte Pfade abzuschreiten, wobei sie von LRS, Kinect und manuell beobachtet wurden.

Um eine möglichst vergleichbare Messung zu erhalten, wurden auf dem Boden frontal zum Roboter Markierungen angebracht, die den Probanden eine bestimmte Wegstrecke vorgab. Diese Strecke wurde anschließend mehrfach abgelaufen und die Zeiten und exakten Strecken vermessen. Der Aufbau ist in Abbildung 6.1 ersichtlich. Da es bei diesem Versuch um den reinen Vergleich des LRS und des Kinect-Sensors ging, wurde der Roboter während des Versuchs nicht bewegt (die Kinect-Treiber können keine zuverlässige Personenerkennung gewährleisten, während sich der Sensor bewegt).

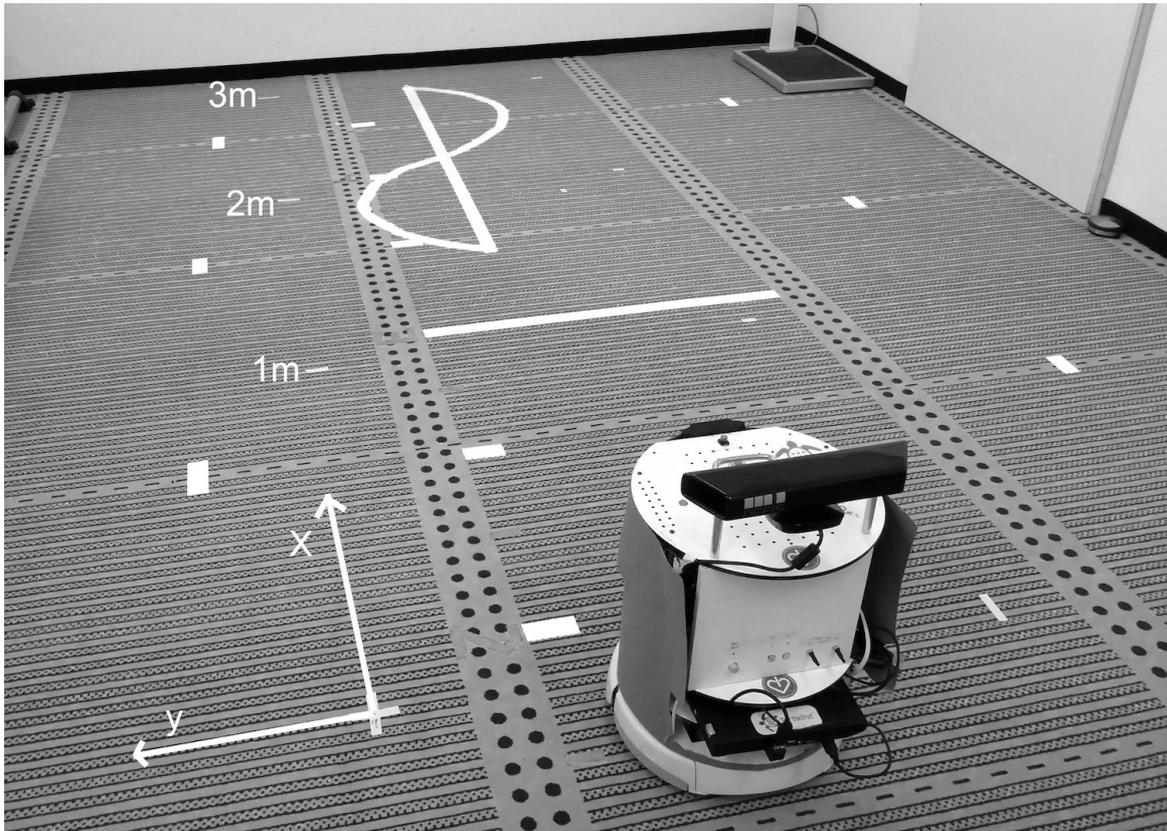


Abbildung 6.1.: Versuchsaufbau, die Teststrecke beginnt bei 1,5 m Entfernung zum Roboter und endet bei 3 m. Die kurvig verlaufende Strecke ist 2 m lang. Ursprung des Kartenkoordinatensystems an der gezeichneten Stelle.

Die Probanden wurden aufgefordert, fünfmal eine gerade Strecke von 1,5 m Länge abzugehen, dabei jeweils am Ende umzudrehen und die gleiche Strecke zurückzugehen. Anschließend sollte fünfmal eine sinusförmige Strecke zurückgelegt werden, ebenfalls mit einer Drehung am Ende. Es wurde immer nur eine Person zur selben Zeit aufgenommen. Der Startpunkt befand sich vom Roboter aus gesehen 1,5 m entfernt und direkt entlang der Mittelachse des Roboters. Alle Werte des Robotersystems werden im Kartenkoordinatensystem ausgewertet, welches seinen Ursprung an der eingezeichneten Stelle in Abbildung 6.1 vorne links hat. Die X-Achse der Karte läuft in diesem Fall in Richtung des Messbereichs, die Y-Achse verläuft aus Sicht des Roboters nach links, so dass der Roboter im Bild auf den Koordinaten $(x; y) = (0; -0,5)$ m positioniert ist. Die gerade Messstrecke beginnt demnach bei $(1,5; -0,5)$ m und endet bei $(3; -0,5)$ m. Dieser Aufbau wurde gewählt um sicherzustellen, dass sowohl LRS als auch Kinect-Sensor den Probanden im Blickfeld behalten. Nach der Aufnahme der Positionen der Probanden wurden die Messwerte der Sensoren einzeln und fusioniert

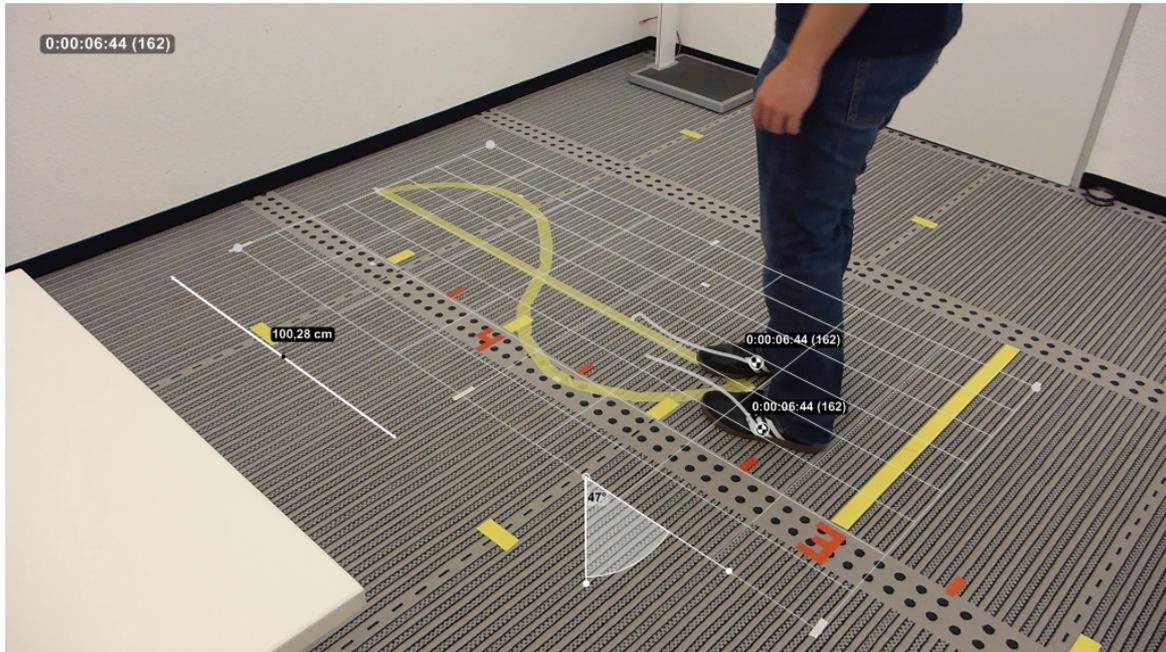


Abbildung 6.2.: Standbild der Videovermessung.

mit einem Mittelwert- sowie Kalman-Filter mit der Video-Referenz-Messung verglichen. Dabei war das Ziel, eine Verbesserung der Messwerte durch die Fusion zu erreichen.

6.2.3. Ergebnisse

Der Versuch wurde mit neun Probanden durchgeführt. Da die meisten Probanden mehr als die geforderten zehn Strecken (fünfmal gerade, fünfmal kurvig) liefen, ergab sich insgesamt ein Datensatz von 147 abgelaufenen Strecken (91 mal 1,5 m, 56 mal 2 m). Diese Strecken wurden jeweils automatisch von LRS und Kinect-Sensor vermessen sowie manuell per Videoauswertung. In Abbildung 6.2 ist ein Screenshot der Videoauswertung zu sehen. Anschließend wurden die Daten des LRS und Kinect-Sensors separat sowie fusioniert mit der Video-Referenzmessung verglichen. Die Fusion der Sensordaten bestand aus einer Mittelwert-Filterung sowie einer Kalman-Filterung.

In den Abbildungen 6.3 und 6.4 sind die Ergebnisse als Übersicht dargestellt. Die jeweils dicker gezeichnete Linie stellt die Referenzmessung dar. Aufgetragen sind die jeweiligen Zeit-, Distanz- und Geschwindigkeitswerte über den Samples der Messungen (jedes Sample ist eine vollständig zurückgelegte Strecke). Optisch lässt sich bereits eine überwiegend recht gute Korrelation erkennen, die allerdings auch durch vereinzelte Ausreißer in positive wie auch negative Richtung begleitet wird. Die gemessene Geschwindigkeit liegt trotz junger, gesunder Probanden (Alter 22-34 Jahre) im Schnitt

6. Evaluation und Diskussion

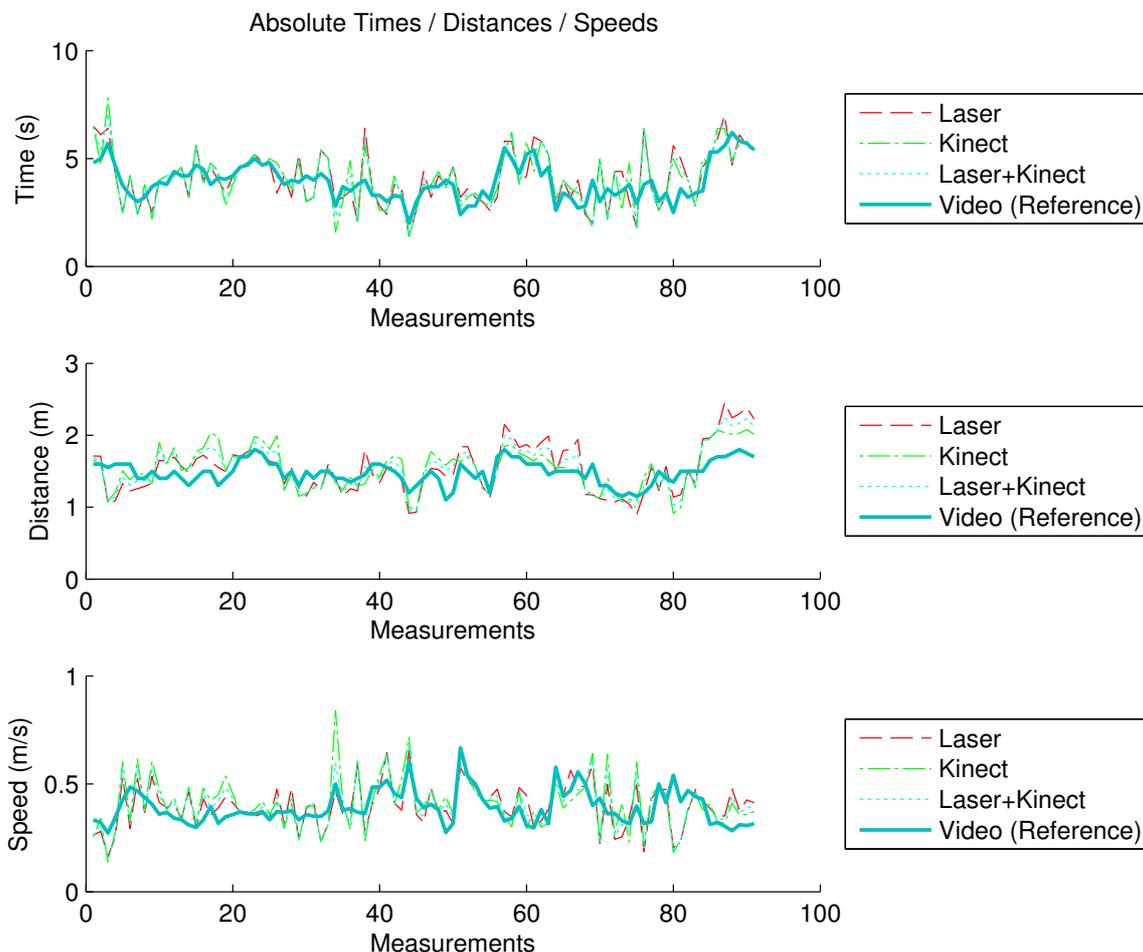


Abbildung 6.3.: Gemessene Werte für LRS, Kinect-Sensor, L+K-Fusion und Video-Referenz für die Strecke 1,5 m

deutlich unter $0,5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$, was damit zu erklären ist, dass die Strecke zu kurz war, um auf normale Gehgeschwindigkeit zu beschleunigen und die Probanden zusätzlich darauf achteten, möglichst auf der Linie entlangzulaufen. Dabei wurden auch unterschiedliche Gangmuster verwendet, wie das exakte Gehen auf der Linie (FüÙe voreinander setzend) als auch weite, ausfallende Schritte. Die Personen- / Positionserkennung funktionierte mit allen Gangarten.

In der Tabelle 6.1 ist die quantitative Auswertung der Ergebnisse zu sehen. Als Referenz gilt wie gehabt die Video-Messung, für die Messwerte von LRS, Kinect und den jeweiligen Fusionen wurden Fehler und Abweichungen berechnet. Der Chi-Quadrat-Test akzeptiert die Nullhypothese für eine Normalverteilung bei 5 %-Signifikanzlevel bei den Messdaten für LRS und Kinect-Sensor.

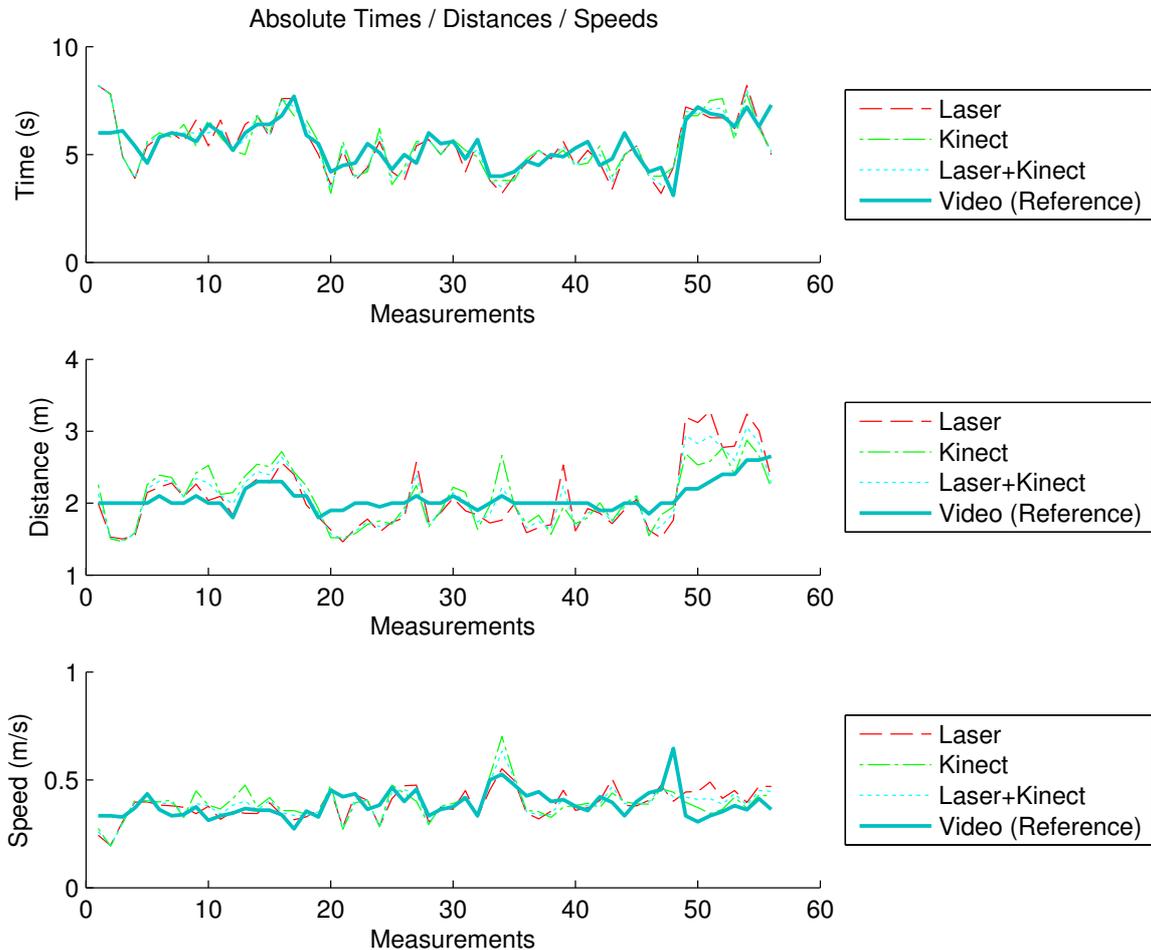


Abbildung 6.4.: Gemessene Werte für LRS, Kinect-Sensor, L+K-Fusion und Video-Referenz für die Strecke von 2 m

6.2.4. Interpretation der Ergebnisse

Wie der Tabelle 6.1 zu entnehmen ist, ist die Korrelation aller aufgenommenen Daten sehr hoch. Ziel des Versuchs war es zu prüfen, ob die fusionierte Datenbasis aus LRS und Kinect-Sensor eine bessere Messung als die jeweiligen Einzelmessungen liefert. Die Ergebnisse zeigen, dass die Veränderung der Mittelwert-Filterung in nahezu allen Fällen nur im kleineren, einstelligen Prozentbereich (Varianz: $-9,36$ bis $5,98$ %, quadratischer Mittelwert: $-3,19$ bis $3,69$ %) liegt. Insgesamt kann eine leichte Verbesserung der Messungen für die längere Strecke festgestellt werden, bei den Messungen der 1,5 m-Strecke fand eine leichte Verschlechterung statt. Durch die Kalman-Filterung lässt sich das Ergebnis verbessern (Varianz: $77,50$ bis $79,65$ %, quadratischer Mittelwert: $5,56$ bis $18,60$ %), besonders die Varianz wird stark gesenkt. Betrachtet man

6. Evaluation und Diskussion

Tabelle 6.1.: Ergebnis- und Fehlerberechnung für die 1,5 m Strecke. Die Zeilen der prozentualen Verbesserung geben die Verbesserung der fusionierten Werte gegenüber dem nächstbesten Wert von LRS oder Kinect-Sensor an. Die Messwerte von Kinect-Sensor und LRS wurden mit Chi-Quadrat-Test auf Normalverteilung geprüft. (M) = Mittelwertfilterung, (K) = Kalmanfilterung, Werte in m/s

Gehgeschwindigkeit (m/s)	Referenz	Messwerte	Differenz	Varianz	Standardabw.	Mittlere quadratische Abweichung	Quadratischer Mittelwert
1,5 m							
(M) Laser	0,390	0,398	-0,008	0,010	0,093	0,009	0,093
(M) Kinect	0,390	0,409	-0,019	0,015	0,111	0,013	0,112
(M) Laser+Kinect	0,390	0,402	-0,012	0,011	0,096	0,009	0,096
prozentuale Verbesserung				-9,360	-2,790	-6,470	-3,190
(K) Laser	0,390	0,388	0,003	0,003	0,078	0,006	0,078
(K) Kinect	0,390	0,390	0,000	0,003	0,078	0,006	0,078
(K) Laser+Kinect	0,390	0,388	0,002	0,002	0,076	0,006	0,076
prozentuale Verbesserung				77,500	2,290	33,740	18,600
2,0 m							
(M) Laser	0,386	0,389	-0,002	0,005	0,070	0,005	0,070
(M) Kinect	0,386	0,390	-0,004	0,005	0,066	0,004	0,065
(M) Laser+Kinect	0,386	0,389	-0,003	0,005	0,063	0,004	0,063
prozentuale Verbesserung				5,980	3,580	7,230	3,690
(K) Laser	0,386	0,390	-0,004	0,001	0,067	0,004	0,066
(K) Kinect	0,386	0,394	-0,008	0,001	0,061	0,004	0,061
(K) Laser+Kinect	0,386	0,392	-0,006	0,000	0,062	0,004	0,061
prozentuale Verbesserung				79,650	-1,510	10,810	5,560

allerdings die eigentlichen Messergebnisse, liegen die Unterschiede im Bereich von maximal $0,02 \frac{m}{s}$, wobei sich die Frage stellt, ob diese geringen Abweichungen in der Praxis eine Rolle spielen. Insgesamt kann trotz dessen eine Verbesserung festgestellt werden, allerdings wurde nur eine beschränkte Menge an kurzen Teststrecken getestet, die im Alltag natürlich anders ausfallen, so dass eine langfristige Vermessung wünschenswert wäre, die eine genauere alltagstaugliche Zahl angibt. Hier ist allerdings der Vergleich mit einer manuellen Videoauswertung nur bedingt praktikabel, es müssten andere Vergleichsmittel, die nach Möglichkeit automatisch funktionieren, herangezogen werden.

6.3. Evaluation Beobachtungsposition (OOL)

6.3.1. Zielsetzung

Der Roboter soll mit Hilfe der aus der menschlichen Bewegung gewonnenen Informationen die optimalen Beobachtungspositionen finden. Ziel war es, zu evaluieren, ob der Roboter tatsächlich optimale Positionen findet. Die Herausforderung dabei bestand in der Abwägung von technischen und subjektiven Einflüssen auf die Bewertung einer Position, da die subjektiven Kriterien nicht vergleichbar sind.

6.3.2. Aufbau und Methodik

Um die Auswahl der Optimal Observation Lots (OOL) zu bewerten, wurde der Roboter in einer Wohnung (Zimmer) aufgestellt und nahm Bewegungsdaten auf. Aus diesen Daten wurden anschließend die OOL berechnet und angezeigt, die der Roboter als optimal berechnete. Zusätzlich wurde vom Bewohner eine Liste von potentiellen Positionen erfragt, an denen der Roboter stehen sollte (den Benutzer also am wenigsten stört, gut oder gar nicht sichtbar ist, etc.).

Hierzu wurde zunächst als Grundlage eine Karte des Raumes erstellt. Dann wurde der Roboter initial im Raum platziert. Die Position wurde sinnvoll gewählt, um Bewegungspfade im Sichtbereich aufnehmen zu können (Sensorausrichtung in den Raum und nicht gegen die Wand o.ä.). Anschließend bewegten sich eine oder mehrere Personen durch den Raum. Hierbei sollten möglichst auch die üblichen Gehstrecken gewählt werden, beispielsweise von der Tür zum Sofa oder vom Sessel zum Fernseher. Die Pfade wurden aufgezeichnet und das Sicherheits-Raster (siehe Abschnitt 5.7.2) berechnet. Der Roboter zeigte anschließend an, welche Positionen als OOL in Frage kommen. Anschließend wurden die errechneten Positionen dem Bewohner zur Beurteilung vorgelegt. Diese Bewertung floss als subjektive Akzeptanzbewertung in die allgemeine Bewertung ein, die zusätzlich noch um die objektiven Kriterien wie Sichtbereich und Sturzhindernis erweitert wurden.

Die OOL-Berechnung wurde in fünf Wohnungen durchgeführt, darunter eine Seniorenwohnung und das IDEAAL-Living-Lab. Dabei wurden die OOL in der Regel von mindestens zwei Personen bewertet. Die Screenshots in Abbildung 6.6 zeigen verschiedene Situationen von Versuchsdurchläufen in den unterschiedlichen Wohnungen (siehe Abbildung 6.5). Um die OOL zu berechnen, werden zunächst die von Personen betretenen Flächen ausgewertet. Da im Anschluss nur Positionen berechnet werden sollen, auf denen der Roboter als Ganzes stehen kann, wird dabei die Karte in Felder

6. Evaluation und Diskussion

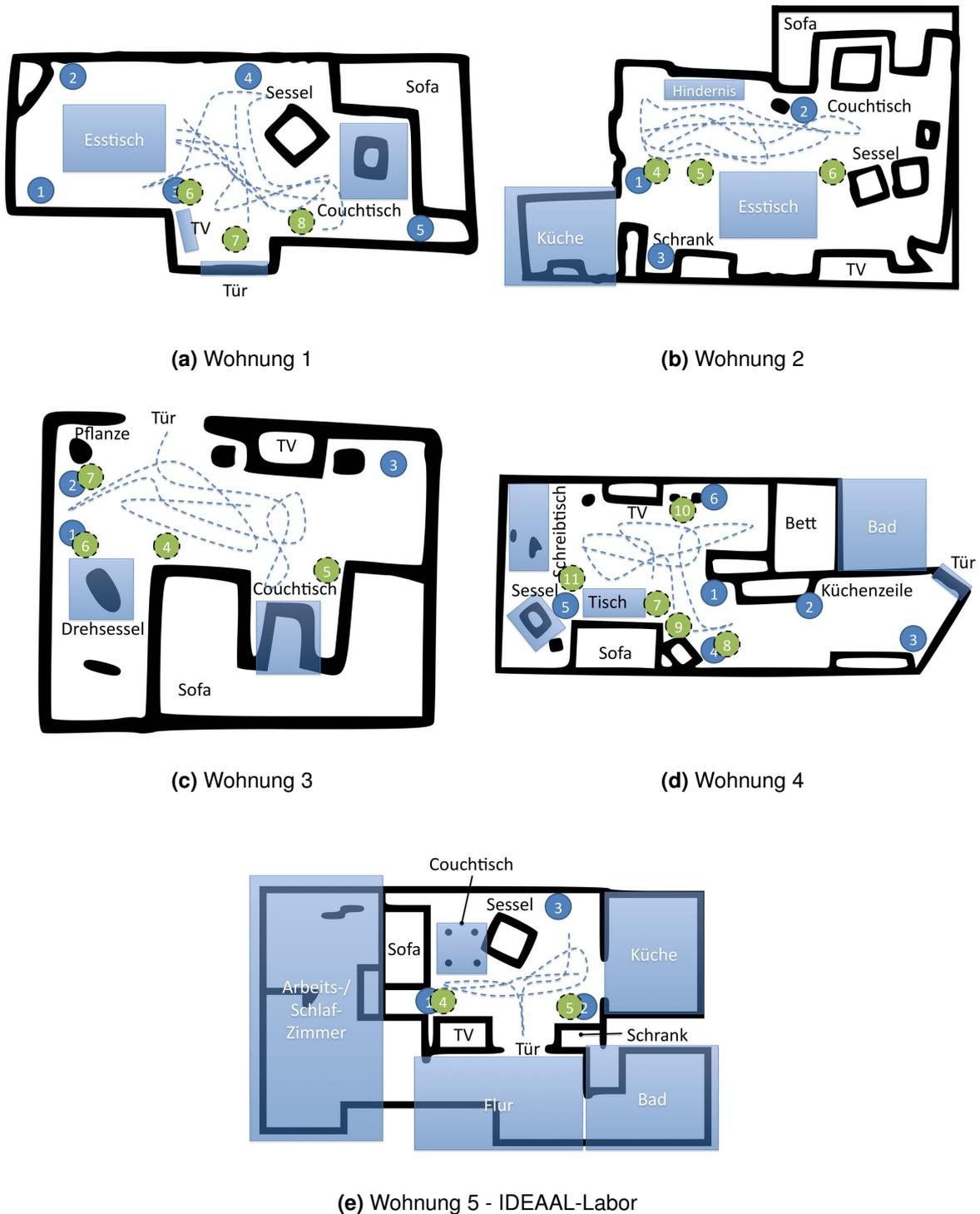
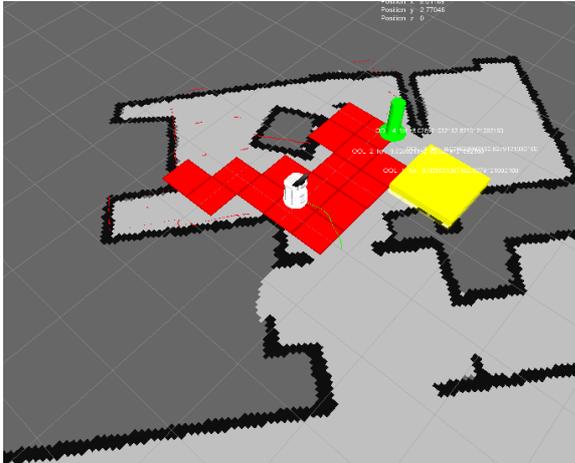
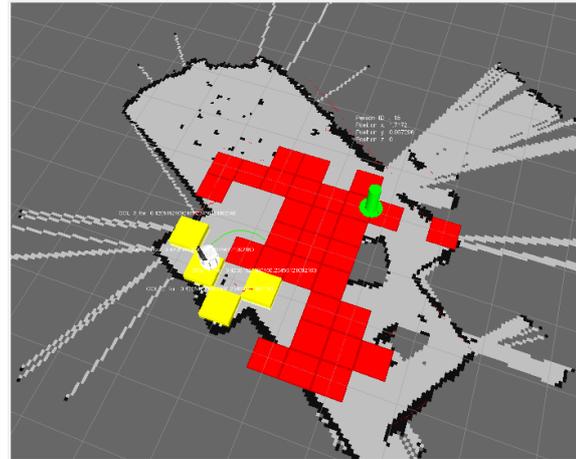


Abbildung 6.5.: Grundrisse der Wohnungen / Zimmer mit von den Bewohnern gewählten OOL (dunkelblaue Kreise), vom Roboter während der Tests gewählten OOL (grün-gestrichelt), Andeutung der gelaufenen Pfade (Näherung, entspricht nicht den tatsächlich gemessenen Pfaden) und Objekten in der Wohnung, Maßstabsverhältnisse basierend auf Roboter-Messung

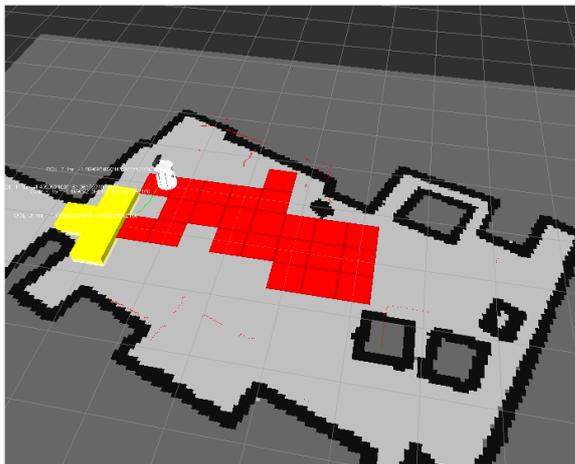
6.3. Evaluation Beobachtungsposition (OOL)



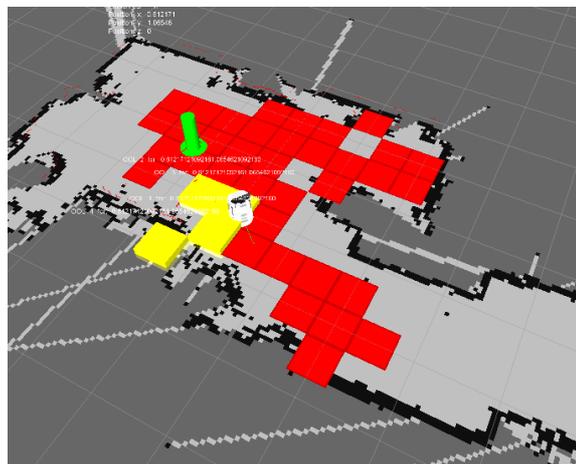
(a) IDEAAL-Labor, Berechnung potentieller OOL



(b) Wohnung 1, Auswahl des besten OOL



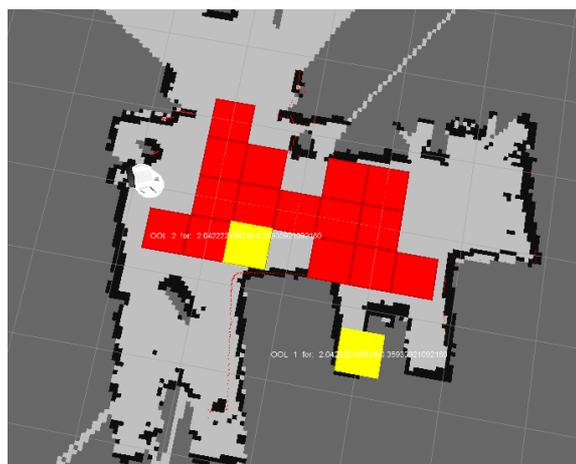
(c) Wohnung 2, Berechnung der potentiellen OOL



(d) Wohnung 4, Fahrt zu OOL



(e) Wohnung 3, Erkennen der Person



(f) Wohnung 3, Berechnung der OOL für erkannte Person (Person gerade nicht sichtbar)

Abbildung 6.6.: Beispiele für gemessene Pfade (rote Flächen) und gewählte OOL (gelbe Flächen). Gerade sichtbare Personen sind mit grünem Pfeil dargestellt.

der Robotergröße (bzw. etwas größere, 50x50 cm große Felder) eingeteilt. Wird ein solches Feld betreten, wird es insgesamt markiert. Diese Felder sind in den Abbildungen rot dargestellt. Erkannte Personen werden durch grüne, nach unten gerichtete, Pfeile eingezeichnet. Wenn während eines definierten Zeitraums keine Person mehr sichtbar ist, startet die Personensuche. Dies ist beispielsweise in Abbildung 6.6a der Fall. Die Personensuche wurde gestartet und eine Person an der durch den Pfeil markierten Stelle erkannt. Nun werden basierend auf der Position der erkannten Person die potentiellen OOL berechnet. Diese sind in der Abbildung als gelbe Felder zu sehen. Anschließend werden diese potentiellen OOL geprüft und das Feld mit der höchsten Wertung ausgewählt und der Roboter dort platziert (hier noch nicht geschehen, aber z.B. in Abbildung 6.6b). Bei der Berechnung der potentiellen OOL werden zunächst nur die Sicherheitskriterien für die aktuellen Felder berechnet, eine Plausibilitätsprüfung findet dann im nächsten Schritt statt, bei der für jeden potentiellen OOL weitere Kriterien wie Sichtbarkeit der zu beobachtenden Person ausgewertet werden. Daher liegt ein potentieller OOL noch auf einem Hindernis (Wand), was in der nächsten Iteration aufgrund dieser Kriterien ausgeschlossen werden sollte.

6.3.3. Ergebnisse

Die Ergebnisse der durchgeführten Versuche lassen sich nicht pauschal bewerten. Grundsätzlich gibt es zwei maßgebliche Einflussfaktoren auf die Auswertung, die subjektive Einschätzung der Probanden und die auf den vorliegenden Daten basierenden Berechnungen des Roboters. Hierbei ist letztlich die subjektive Einschätzung die entscheidende, da ein zwar technisch korrektes aber nicht akzeptiertes Verhalten zur Ablehnung des Systems führt, womit der Einsatz fraglich erscheint. Es kann daher kein allgemeingültiges Urteil geben, ob die hier berechneten Punkte die in jeder Hinsicht optimalen Punkte sind, vielmehr sollte eine grundsätzliche Ablehnung vermieden bzw. ein grundsätzliches Verständnis für die gewählten Punkte erzeugt werden.

In Abbildung 6.5 sind die Grundrisse der untersuchten Zimmer und die von den Bewohnern/Nutzern „gewünschten“ OOL durch dunkelblaue Kreise gekennzeichnet, die während der Versuche tatsächlich berechneten OOL durch grüne. Die gestrichelte Linie zeigt den Bereich, in dem sich die Personen während der Versuchsphase bewegten. Es handelt sich in dieser Grafik um eine Abstraktion zur Veranschaulichung, nicht die tatsächlich gemessenen Pfade. Es ist erkennbar, dass die Positionen der gewünschten OOL und der berechneten OOL in einigen Fällen nahe beieinander liegen, in anderen Fällen deutlich differieren. Ein Hauptaspekt für nicht erreichte, gewünschte

OOL ist die begrenzte Pfadaufnahme (z.B. Abb. 6.5a, OOL 1 und 2; Abb. 6.5d, OOL 2 und 3). Da die berechneten OOL immer in der Nähe der gemessenen Pfade liegen, werden abgelegene Punkte nicht betrachtet.

Die Ergebnisse der berechneten OOL-Positionen lassen sich in drei Kategorien einteilen:

Übereinstimmungen Von 17 berechneten OOL gab es neun Übereinstimmungen mit den Erwartungen der Nutzer. Übereinstimmungen wurden dann gewertet, wenn OOL und gewünschte Position in einem Abstand von etwa 30 cm lagen. Genauer konnten die Vergleichspositionen nicht gemessen werden, da sie von den Bewohnern auf einem gezeichneten Grundriss markiert wurden, und somit keine echte Maßangabe existiert.

Für die übereinstimmenden Punkte wurde als Gütekriterium die prozentuale Abdeckung der bisher erfassten Pfade vom gewählten OOL aus berechnet. Die Abdeckung pro OOL liegt zwischen 62,3 bis 97,9 % der erfassten Pfade. Nimmt man die mit den Nutzerwünschen übereinstimmenden OOL des ganzen Durchgangs (also alle OOL-Paare die in der Wohnung entstanden sind), ergibt sich eine Abdeckung von 82,7 bis 99,0 %.

technisch korrekt / nicht akzeptiert Die verbleibenden acht OOL wurden zwar technisch korrekt berechnet (auf aus Robotersicht sicherer Position), allerdings wurde die Auswahl aus Sicht des Bewohners als ungünstig erachtet. Diese Fälle können auf die Versuchsdurchführung zurückgeführt werden. Die OOL wurden auf Positionen berechnet, die im normalen Alltag als Weg (Pfad) genutzt werden, allerdings während der Durchführung nicht betreten wurden. Da die Durchführung auf einen Raum beschränkt war, wurden beispielsweise Türdurchgänge nicht erkannt und der Roboter dort platziert. Werden diese Punkte mit in die Güteberechnung für die Pfadabdeckung mit einbezogen, ergibt sich eine Gesamtabdeckung von 97,3 bis 99,0 %.

technisch ungünstig / akzeptiert Von den 20 vorgeschlagenen OOL konnten sieben als technisch ungünstige Positionen betrachtet werden, da es sich um Positionen handelt, in denen der Roboter den Bewohner zwar nicht stört, allerdings ist die Sicht des Roboters in diesen Bereich so eingeschränkt, dass eine Positionierung hier im Vergleich zu den anderen Positionen wenig sinnvoll erscheint.

Parallel konnte in diesem Versuchs-Setting auch die validierte Personenerkennung getestet werden, da die Umgebungen stark unterschiedlich und wenig strukturiert wa-

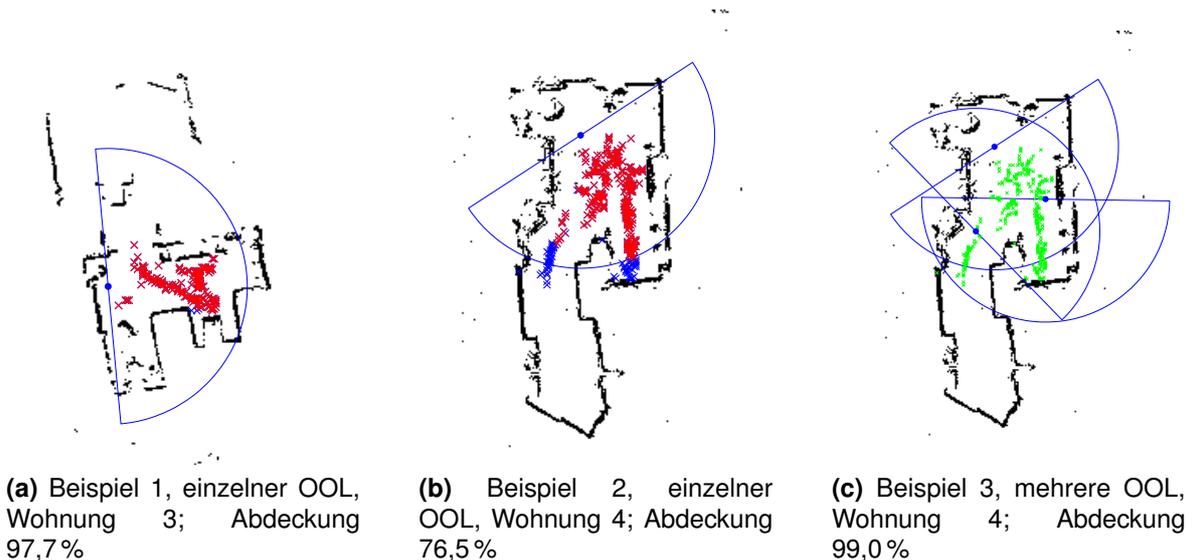


Abbildung 6.7.: Beispiele für den Abdeckungsgrad der Personenpositionen durch den LRS. In diesem Fall wurde mit einem Sichtbereich von 180° gerechnet, tatsächlich ist der Bereich noch etwas größer, in den Randbereichen ist die Personenerkennung allerdings begrenzt stabil. In Beispiel 1 ist in OOL abgebildet, von aus fast komplette Abdeckung möglich ist (97,9%). Beispiel zwei und drei zeigen die Kombination von OOL in einer komplizierteren Raumgeometrie, mit dem einzeln dargestellten Punkt ist die Abdeckung 76,5%, kombiniert man alle OOL die mit den Benutzerwünschen übereinstimmen, ergibt sich eine Abdeckung von 99,0%.

ren, im Gegensatz zu definierten Labor-Settings. In Abbildung 6.8 sind die Ergebnisse beispielhaft für eine Wohnung zu sehen. Die LRS-Daten zeigen zwar die richtigen Bewegungsmuster der Person, aber zusätzlich viele Fehlmessungen besonders an Kanten von Objekten im Raum. Bei der validierten Erkennung sind diese Fehlmessungen fast gänzlich eliminiert. Daher wird auch die aufgenommene Pfadkarte deutlich verbessert. In den hier durchgeführten Messungen konnten die Fehlerkennungen um den Faktor von 2 bis 7 verringert werden.

6.3.4. Interpretation der Ergebnisse

Als Fazit lässt sich also sagen, dass bei 20 gewünschten OOL, von denen sieben aus technischer Sicht ausgeschlossen wurden, neun Übereinstimmungen mit den Wünschen der Bewohner erzielt werden konnten (69,2% Erfolgsquote). Die restlichen acht berechneten OOL konnten als technisch korrekt, aber aufgrund der unzureichenden Messdaten als objektiv ungünstig/schlecht akzeptiert klassifiziert werden. Durch eine

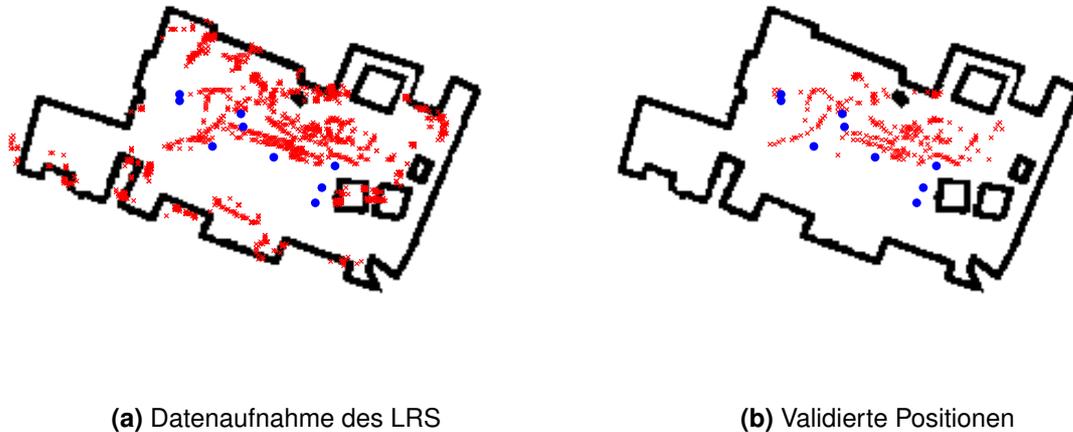


Abbildung 6.8.: Vergleich der Messdaten von LRS alleine und validierten Personenpositionen (rot: erkannte Positionen, blaue einzelne Punkte: Standorte des Roboters, entweder OOL oder zwischenzeitlicher Stopp). Die LRS-Daten rauschen aufgrund der sehr ungenauen Odometrie des Roboters, dadurch werden bei Bewegung des Roboters viele Fehlmessungen erzeugt. Die validierten Positionen entsprechen den tatsächlich durchgeführten Bewegungen (vgl. Abb 6.5b)

Erweiterung der Datenbasis würden diese OOL aber ohnehin ausgeschlossen. Vier von den Bewohnern akzeptierte und technisch sinnvolle Positionen wurden vom Roboter nicht berechnet. Dies kann ebenfalls auf unzureichende Messdaten zurückgeführt werden (dort keine Person beobachtet) oder diese Positionen sind trotz subjektiv anderer Einschätzung für den Algorithmus nicht möglich (zu wenig freie Fläche, Hindernisse in der Nähe). Durch die berechneten OOL konnten zusätzlich nahezu alle aufgezeichneten Positionen (Abdeckung von etwa 75 bis 99 %) erfasst werden.

Es lassen sich eine Reihe von Schlussfolgerungen aus diesem Versuch ableiten. Grundsätzlich lässt sich sagen, dass die Auswahl der OOL aus technischer Sicht den Kriterien des Algorithmus entspricht. Das heißt, die OOL werden so ausgewählt, dass der Roboter nicht auf einem Nutzerpfad steht und einen möglichst großen Bereich beobachten kann. Allerdings kann hierdurch aus Nutzersicht keine wirkliche Aussage über die zu erwartende Akzeptanz getroffen werden, da diese individuell stark verschieden ist. Es kann resümiert werden, dass die Positionen aus Sicht des Roboters optimal gewählt wurden, aus Sicht des Nutzers jedoch nicht immer. Am stärksten fällt dabei die Tatsache ins Gewicht, dass innerhalb des Testzeitraums (jeweils ca. 20 Minuten Pfadaufnahme und OOL-Berechnung) nicht alle möglichen Pfade von den Personen genutzt wurden und der Roboter dementsprechend mitten in ungewünschten

Bereichen platziert wurde. Durch eine längere Trainingsphase und eine Option, den Roboter auf Wunsch auf eine bessere Position zu schicken (und die aktuelle Position als ungünstig zu markieren), könnten hier noch bessere Ergebnisse erzielt werden. Es ist daher zu empfehlen, diesen Testdurchlauf zu wiederholen und dabei eine deutlich längere Beobachtungszeit zuzulassen (beispielsweise 24 Stunden).

6.4. Evaluation statischer-dynamischer LRS

6.4.1. Zielsetzung

Bei diesem Versuch handelte es sich um einen Vergleich von Messergebnissen von stationär montiertem LRS mit mobil montiertem LRS. Hiermit sollte festgestellt werden, ob und wie stark sich die Bewegung des Roboters auf die Messergebnisse der Personenortung auswirkt. Dabei werden die von beiden LRS erkannten Positionen einer Person (Schwerpunkt des Körpers in der zweidimensionalen Ebene der Karte) miteinander verglichen.

6.4.2. Aufbau und Methodik

Da davon ausgegangen werden muss, dass die Positionierung des Roboters während einer Bewegung im Weltkoordinatensystem nicht zu jeder Zeit absolut korrekt ist (Faktoren wie Schlupf der Reifen auf dem Untergrund, Ungenauigkeiten der Kalibrierung der Sensoren etc.), soll geprüft werden, wie stark diese Fehlpositionierung die Personenortung beeinflusst. Prinzipiell korrigiert der Roboter seine Position im Weltkoordinatensystem durch Auswertung der Sensordaten (im vorliegenden Fall im wesentlichen basierend auf den Messungen des LRS), jedoch muss für eine Korrektur der Position erst ein gewisses Maß an Fehlpositionierung erkannt werden, um gegenzusteuern. Die Messung der Personenposition erfolgt dagegen kontinuierlich. Um die Genauigkeit der Personenerkennung des mobilen LRS zu evaluieren, wurde das im weiteren Verlauf vorgestellte Setup entwickelt.

Zum Vergleich der beiden Systeme wurde die Personenerkennung parallel mit einem statischen und einem dynamischen LRS durchgeführt. Der Aufbau ist in 6.9 dargestellt. Um eine exakte zeitliche Synchronisierung des Systems zu ermöglichen, wurden beide LRS simultan mit dem Versuchssystem angesteuert. Pro LRS wurde ein eigener Personenerkennungsprozess der gleichen Art gestartet, so dass Unterschiede durch unterschiedliche Verarbeitung von Daten ausgeschlossen werden können. Beide LRS

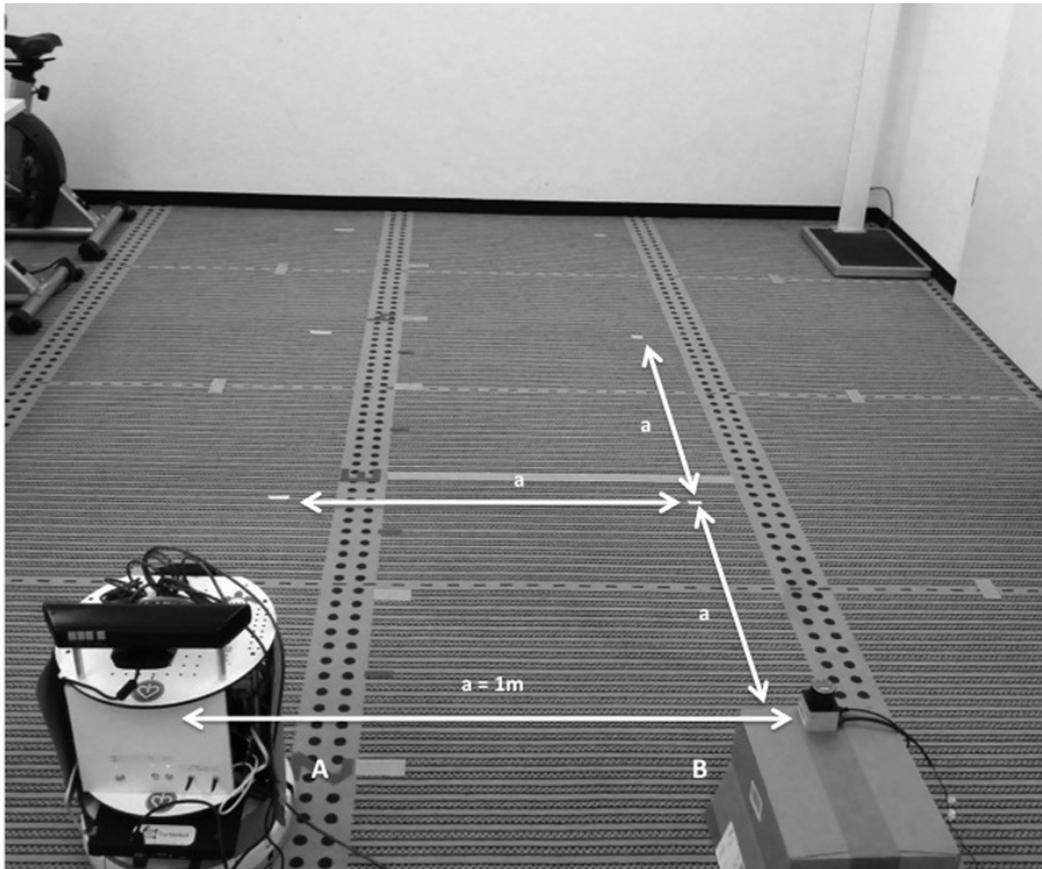


Abbildung 6.9.: Versuchsaufbau, A: initiale Position des Roboters, Mittelpunkt des Raumes; B: Position des statischen LRS, konstant über die gesamte Versuchsdauer

wurden in der Karte so exakt wie möglich positioniert. Hierzu wurde der Versuchsraum ausgemessen und der Mittelpunkt sowie ein Raster mit Meterabstand markiert. Durch die Bestimmung des Mittelpunkts des Raumes kann die Karte des Roboters nun genau an der realen Situation ausgerichtet werden. Der Roboter wurde initial auf diesem Mittelpunkt positioniert, der statische LRS um einen Meter in negativer Y-Richtung (Koordinatensystem der Karte) verschoben. Beide LRS bzw. die Personenerkennung der jeweiligen LRS rechnen die Positionen der erkannten Personen in das globale Koordinatensystem um, können also direkt miteinander verglichen werden.

Zum Abgleich der Daten wurde zunächst eine Messung mit stillstehendem Roboter durchgeführt. Anschließend wurden verschiedene Laufwege einer Person getestet, während sich der Roboter bewegte. Für jeden Messpunkt wurde der Unterschied zwischen statischem und mobilem LRS ermittelt. Um der Tatsache zu begegnen, dass beide LRS bedingt durch den Versuchsaufbau einen unterschiedlichen Blickwinkel auf die zu vermessende Person haben, wurde zunächst jeweils der (falls vorhandene) Offset

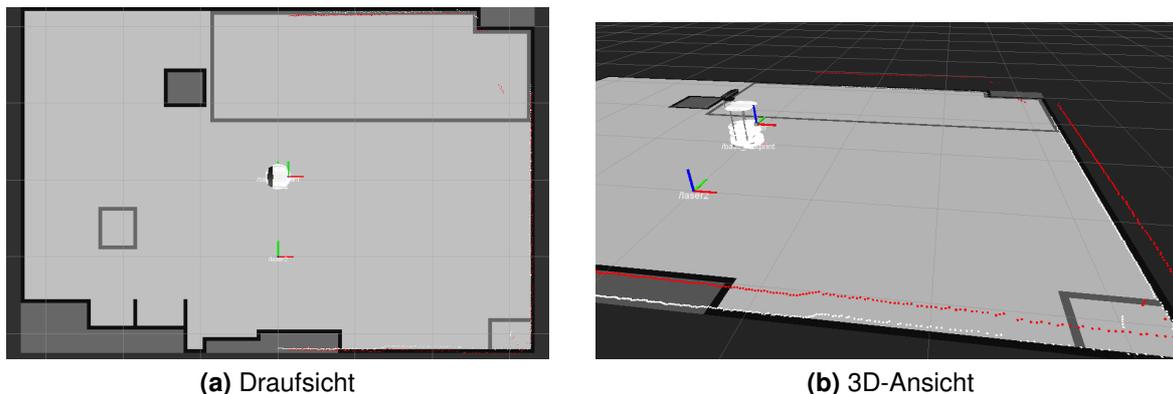


Abbildung 6.10.: Roboter und zweiter LRS in Kartenansicht. Tatsächlich ist der zweite LRS in Höhe des ersten angebracht, für die Grafik wurde die Überlagerung der Messpunkte vermieden. Das Raster in der Karte hat eine Kantenlänge von einem Meter.

zwischen beiden Scannern berechnet und bei der Berechnung berücksichtigt. Grundsätzlich sollte die Berechnung des Schwerpunkts einer Person aber blickwinkelinvariant sein.

6.4.3. Ergebnisse

Um einen Referenzwert für die allgemeine Streuung der Daten und den Vergleich von statischem und dynamischem LRS zu erhalten, wurden zunächst Messungen durchgeführt, in denen Roboter und Referenzscanner stillstanden. Hiermit kann das allgemeine Messrauschen der Personenerkennung bestimmt werden. In Abbildung 6.11 sind die Daten getrennt für beide LRS abgebildet. In der oberen Reihe befindet sich die Darstellung der x - und y -Werte getrennt nach Achsen über die Zeit. In der unteren Reihe sind x - und y -Werte gemeinsam aufgetragen und zeigen die erkannten Positionen der Person. Man erkennt das Testmuster von horizontalen, vertikalen, diagonalen und kreisförmigen Bewegungen.

Abbildung 6.13 zeigt den direkten Vergleich der gemessenen Werte, hier links die x -Werte und rechts die y -Werte. Im oberen Teil sind die Kurven der beiden Scanner übereinandergelegt, im unteren Teil ist die Differenz der beiden Kurven dargestellt sowie die Standardabweichung und der Mittelwert. Bei dieser Messung wurden etwa 500 Messpunkte verglichen. Im optimalen Fall sollte die Kurve $x_1(t) - x_2(t)$ durch die Nulllinie verlaufen, Abweichungen von Null zeigen eine Abweichung zwischen beiden LRS. Der Mittelwert dieser Punkte beträgt hier $-0,0085$ m, also eine durchschnittliche

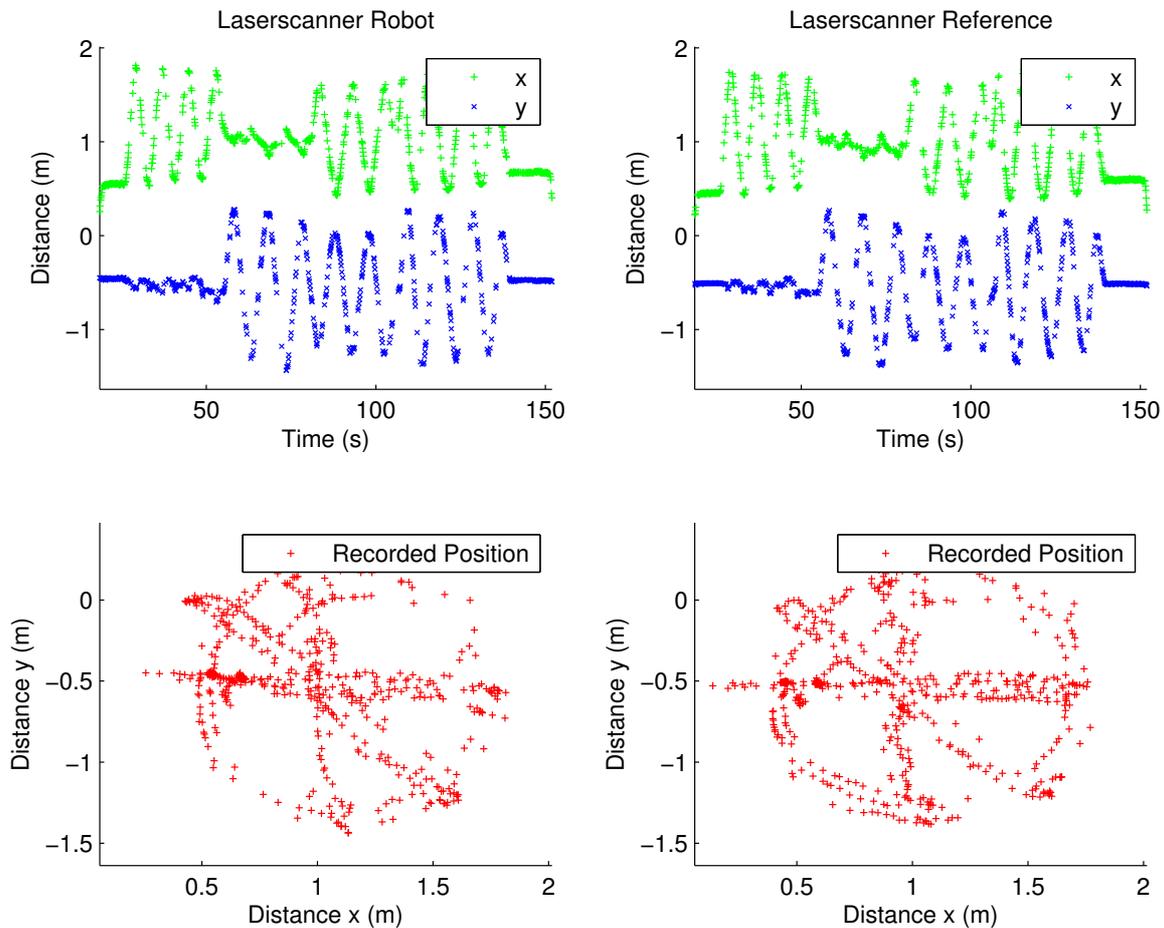


Abbildung 6.11.: Basismessung, Roboter und Referenzscanner statisch, absolute Daten

Abweichung von 8,5 mm für die x-Achse und 11,99 mm für die y-Achse. Die Standardabweichung beträgt 32,4 mm respektive 26,49 mm.

Nach der Ruhemessung wurden Messungen mit bewegtem Roboter durchgeführt. Das Bewegungsprofil für einen solchen Fall ist in Abbildung 6.12 dargestellt. Der Roboter bewegte sich nicht durchgängig, sondern stand nach jeder Fahrt einige Zeit lang still.

In Abbildung 6.14 ist eine Messreihe dargestellt. Auch hier befinden sich in der linken Spalte die Messungen des dynamischen Scanners, rechts die des Referenzsystems. Bei der Bewegungstrajektorie wurde die kreisförmige Bewegung von der Testperson nicht durchgeführt, da sie Kollisionen mit dem Roboter erzeugt hätte (siehe auch Abbildung 6.12). Auf den ersten Blick ist ein größeres Rauschen bzw. sind größere Lücken zwischen einzelnen Messwerten des Roboters zu erkennen. Die Ursachen hierfür sind zum einen die Tatsache, dass bei verschiedenen Bewegungen die Person außerhalb

6. Evaluation und Diskussion

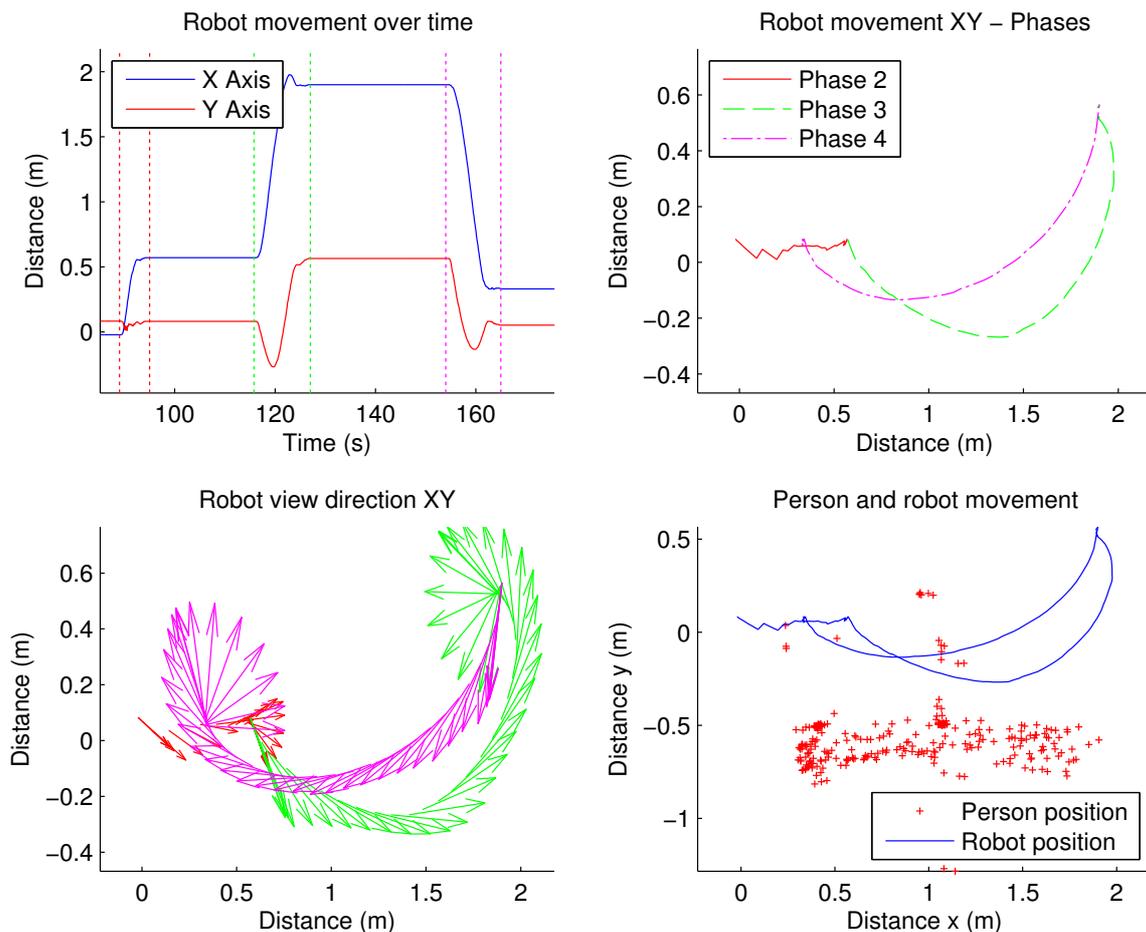


Abbildung 6.12.: Bewegungsprofile des Roboters. Links oben: Bewegung des Roboters pro Achse (X,Y, es findet keine Bewegung in Z-Richtung statt) und Einteilung in Bewegungsphasen (4 Stück). Rechts oben: Bewegung auf die Ebene projiziert und Phasen gekennzeichnet (chronologisch). Links unten: Blickrichtung des Roboters während der Bewegung, unterteilt nach Phasen. Rechts unten: Bewegung des Roboters und Bewegung der Testperson nebeneinander aufgetragen.

des Sichtfeldes geriet und zum anderen eine größere Unsicherheit bei der Datenaufzeichnung (siehe Beschreibung des Algorithmus, beispielsweise können Personen, die sich am Rand des Scanbereichs erscheinen, nicht sofort als Person erkannt werden). Insgesamt lassen sich durch Interpolation aber trotzdem alle Trajektorien berechnen, dafür sind ausreichend Messwerte vorhanden. Es wurde auch darauf geachtet, dass die Person möglichst nicht zu lang (< 5 Sekunden) aus dem Sichtfeld des Scanners geriet.

Vergleicht man nun hier die einzelnen Messpunkte der Scanner (Abbildung 6.15), erkennt man zwar weiterhin eine gute Übereinstimmung der gemessenen Trajektori-

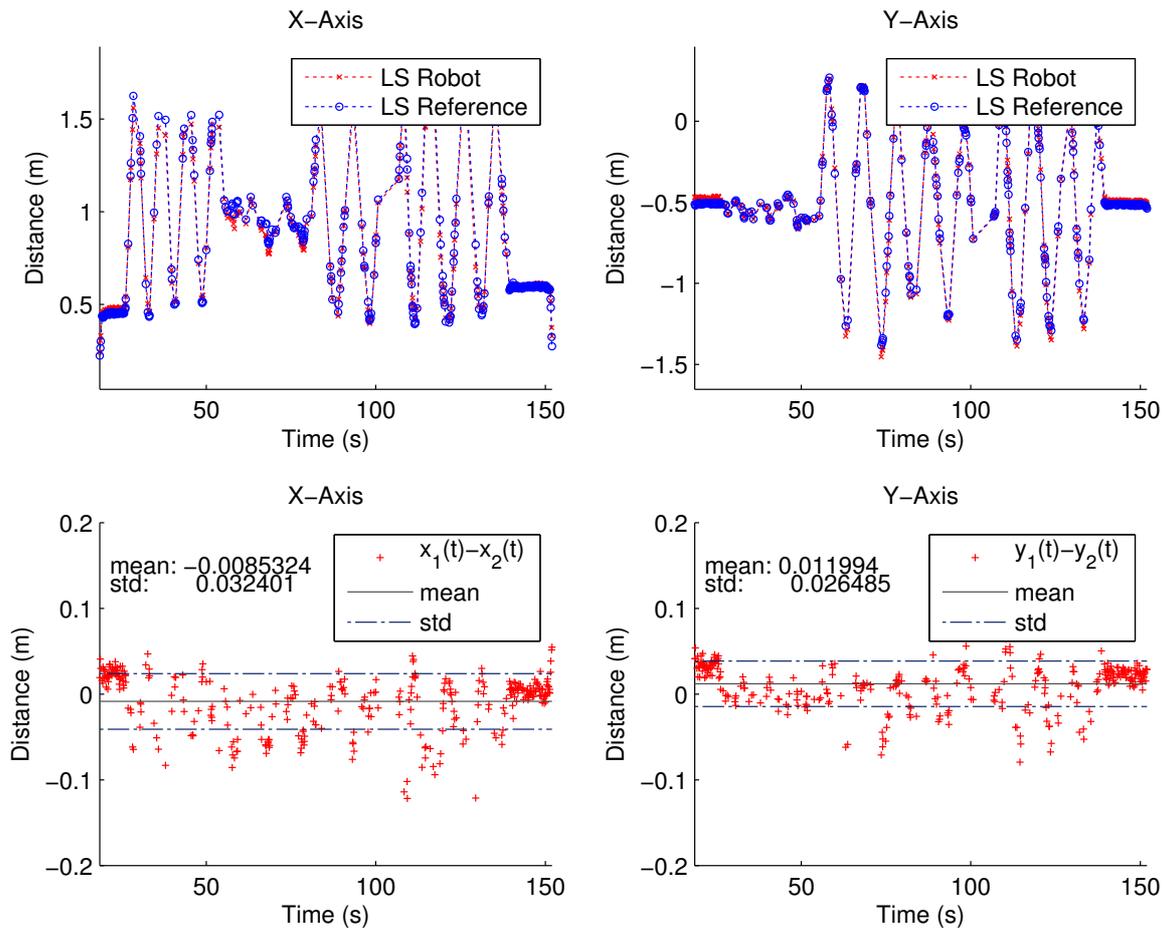


Abbildung 6.13.: Basismessung, Roboter und Referenzscanner statisch, absolute Daten

en, die Streuung der Daten ist aber deutlich größer. Der mittlere Fehler beträgt hier insgesamt für die x-Achse $-37,49$ mm bei einer Standardabweichung von $130,09$ mm. Für die y-Achse ergibt sich insgesamt ein durchschnittlicher Fehler von $-34,16$ mm mit Standardabweichung von $120,03$ mm. In Tabelle 6.2 sind diese Größen noch einmal nach den verschiedenen Phasen geteilt. Es ist ersichtlich, dass in den Bewegungsphasen die Standardabweichung und insbesondere die Varianz stark zunehmen. Es ist weiterhin erkennbar, dass auch in den Stillstandsphasen keine so gute Übereinstimmung wie in der statischen Vergleichsmessung erreicht wird. Dies lässt sich durch die kontinuierliche Drift (mit zwischenzeitlicher diskreter Korrektur) der Roboterposition erklären. In der finalen Position des Roboters und stehender Person (jeweils zur Beginn und Abschluss jeder Messreihe durchgeführt) sinkt die Standardabweichung wieder auf 30 bis 40 mm. Tabelle 6.3 zeigt Messwerte des gleichen Durchgangs mit einer Kalman-Filterung der Roboter-Messwerte. Es ist ersichtlich, dass die Mittelwerte ins-

6. Evaluation und Diskussion

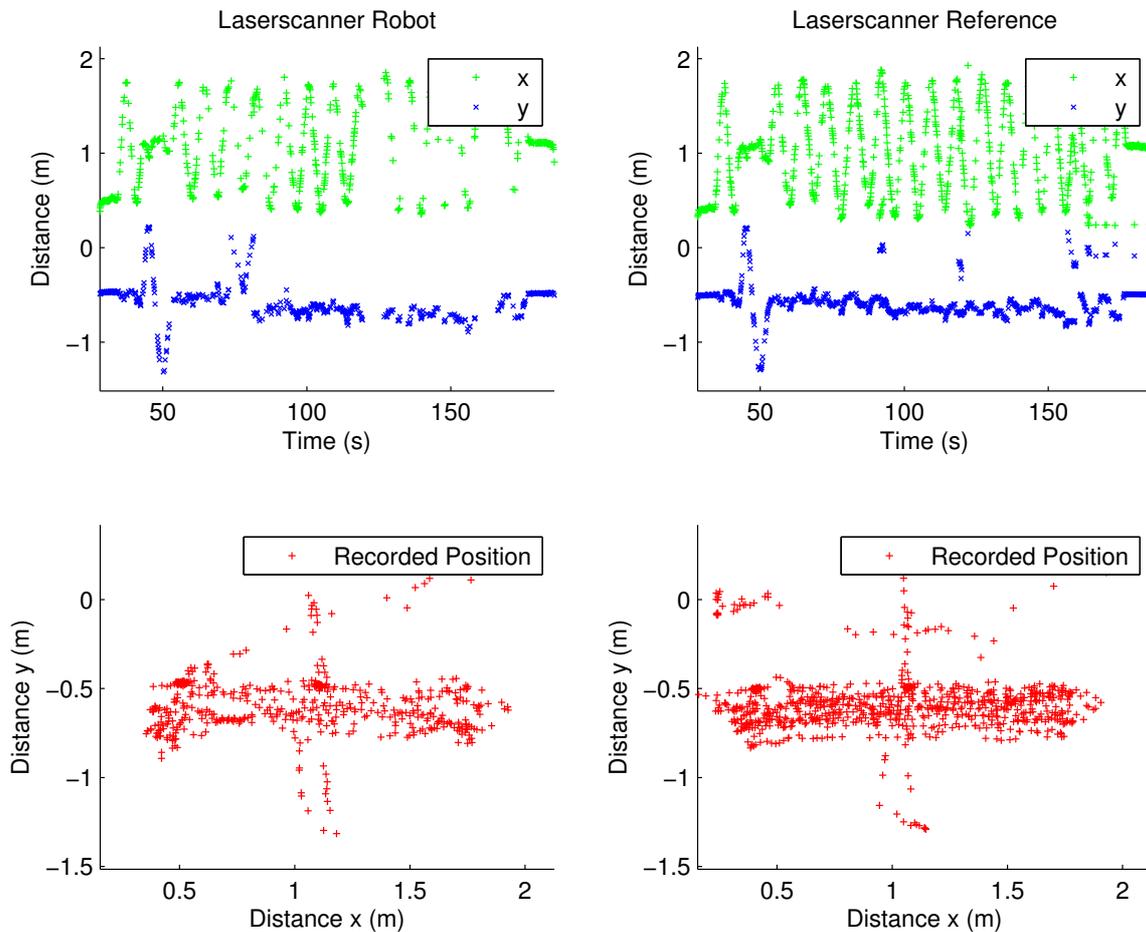


Abbildung 6.14.: Roboter zwischenzeitlich in Bewegung

gesamt verbessert wurden, Standardabweichung und Varianz aber deutlich schlechter sind. Dies ist damit zu erklären, dass zum einen auch fehlerhafte Werte in den Referenzwerten des zweiten LRS vorhanden sind, zum anderen in einzelnen Abschnitten allgemein wenig Messwerte vorhanden sind, so dass sich der Filter nicht schnell genug an Änderungen anpassen kann. Es wäre daher nötig, weitere Untersuchungen zur Filterung der Daten durchzuführen, um möglicherweise optimalere Ergebnisse zu erzielen.

Bei den Datenvergleichen zur Berechnung des Mittelwertes und der Standardabweichung wurden nur Datenwerte einbezogen, die von beiden Scannern vorlagen, so dass keine Interpolation zwischen unterschiedlichen Messwerten durchgeführt werden musste, die das Ergebnis möglicherweise beeinflusst hätte.

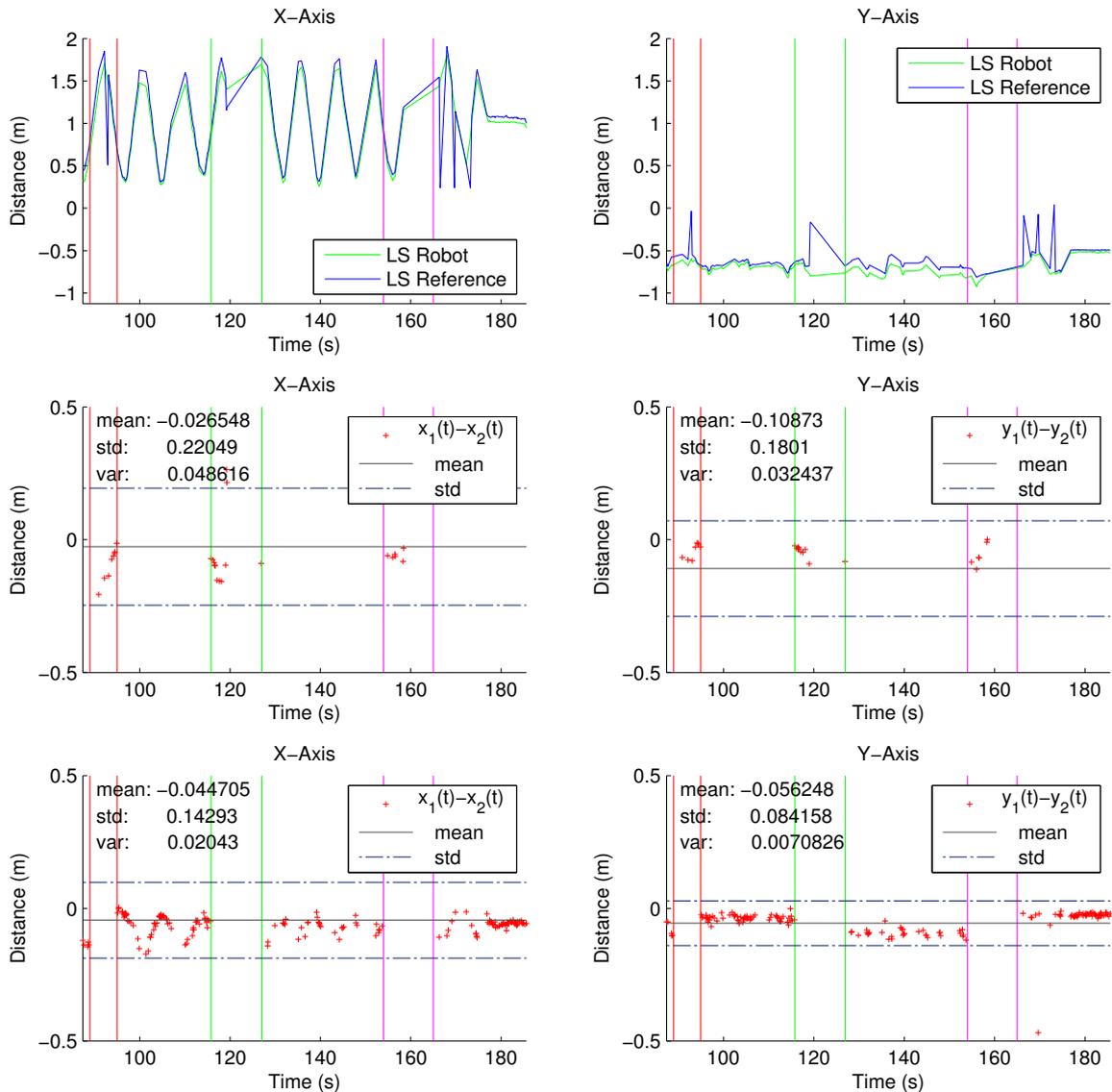


Abbildung 6.15.: Betrachtung der Messungen nach den Bewegungsphasen. Linke Spalte: X-Achse, rechte Spalte: Y-Achse. In der oberen Reihe sind die Daten von Roboter-LRS und Referenzscanner zusammen aufgetragen und die verschiedenen Phasen markiert. Innerhalb der markierten Bereiche fand eine Bewegung des Roboters statt. In der zweiten Zeile ist jeweils die Differenz der beiden Messungen innerhalb der Bewegungsphasen dargestellt. Die dritte Zeile zeigt die Differenz während der Stillstandsphasen. Für die Differenzen sind jeweils Mittelwert, Standardabweichung und Varianz angegeben. Zur Einteilung der Phasen siehe Abbildung 6.12

6.4.4. Interpretation der Ergebnisse

Wie vermutet bringt die Bewegung des Roboters ein gewisses zusätzliches Rauschen bzw. eine zusätzliche Ungenauigkeit in die Personenerkennung. Vergleichsweise schwer

Tabelle 6.2.: Übersicht über die statistischen Größen der Bewegungsachsen bei Bewegung / Stillstand

Werte in m	X - Bew.	X - Stillst.	Y - Bew.	Y - Stillst.
Mittelwert	-0,0265	-0,0447	-0,1087	-0,0562
Standardabw.	0,2204	0,1429	0,1801	0,0841
Varianz	0,0486	0,0204	0,0324	0,0070

Tabelle 6.3.: Übersicht über die statistischen Größen der Bewegungsachsen bei Bewegung / Stillstand, Kalmanfilterung der Roboter-Messwerte

Werte in m	X - Bew.	X - Stillst.	Y - Bew.	Y - Stillst.
Mittelwert	-0,0125	-0,0140	0,2116	0,0090
Standardabw.	0,2540	0,2639	0,7452	0,3818
Varianz	0,0645	0,0696	0,5553	0,1458

wird die Erkennung beim aktiven Fahren beeinträchtigt, hier sind die größten Sprünge zu erkennen. Es lässt sich aber auch feststellen, dass die Erkennungsgenauigkeit im stehenden Zustand wieder zur alten Genauigkeit zurückkehrt. In Abbildung 6.15 lässt sich das im Endbereich ablesen, hier ist die Abweichung im Vergleich zum fahrenden System wesentlich geringer. Quantitativ lässt sich sagen, dass der Roboter im stehenden Zustand eine Erkennungsgenauigkeit der Position von etwa ± 4 cm erreicht, beim Fahren etwa ± 20 cm. Diese 20 cm sind für die Personenverfolgung jedoch immer noch ausreichend. Im Vergleich dazu ist der Kinect-Sensor während des Fahrens nicht in der Lage, Messwerte aufzuzeichnen, da die internen Algorithmen der Skeletterkennung nur für einen stehenden Sensor ausgelegt sind. Da sich der Roboter nach dem Gesamtkonzept der OOL ohnehin nur so wenig wie möglich bewegen soll, wird eine Personenerkennung bei fahrendem Roboter sowieso vermieden.

6.5. Aufnahme von Komponenten für verschiedene Mobilitäts-Tests: Aufstehen / Hinsetzen

6.5.1. Zielsetzung

In diesem Experiment wurde die vom Roboter erstellte Bewegungsdatenbank der beobachteten Person genutzt, um Aufsteh- und Hinsetzvorgänge zu untersuchen. Die Frage war, ob die charakteristischen Merkmale, die bereits im Laufe der Realisierung festgestellt wurden, auch für die relevante Zielgruppe der Senioren gilt.

6.5. Aufnahme von Komponenten für verschiedene Mobilitäts-Tests: Aufstehen / Hinsetzen



Abbildung 6.16.: Foto der Versuchsumgebung. Im Vergleich zur Labor-Umgebung sind hier kein gleichmäßiger Hintergrund und keine optimierte Beleuchtung vorhanden.

6.5.2. Aufbau und Methodik

Für die Überprüfung der entwickelten Verfahren wurden Aufstehvorgänge von sieben Senioren im Alter von 65 bis 89 Jahren (4 weiblich, 3 männlich) aufgenommen und mit den Daten der Voruntersuchungen (siehe Abschnitt 5.5) verglichen. Die Messung fand entgegen der Voruntersuchungen im häuslichen Umfeld statt. Es wurde allerdings trotzdem eine Art Prüfungssituation erzeugt, da alle Senioren anwesend waren und nacheinander die Messung durchführten. Der Roboter wurde in ca. 2 Metern Entfernung vom Stuhl aufgebaut (Vorversuch 2,5 m), da die Platzverhältnisse keine andere Möglichkeit zuließen. Der Stuhl entsprach dem gleichen Stuhl der Vorversuche.

6.5.3. Ergebnisse

Für einen Probanden wurden nicht ausreichend Daten aufgezeichnet, so dass sich die weitere Auswertung auf sechs Probanden (3 weiblich, 3 männlich) bezieht. Grund-

sätzlich lässt sich sagen, dass die Daten ähnliche Interpretationen wie im Vorversuch zulassen, allerdings konnten auch einige Unterschiede festgestellt werden. Durch das unruhige Umfeld (weitere Probanden im Raum) wurden die Probanden eher abgelenkt und teilweise zu Gesten hingerissen, so dass die Daten nicht so sauber und rauscharm waren wie die unter Laborbedingungen durchgeführten Vorversuche. Die Personen waren des Weiteren im Durchschnitt mindestens 20 cm kleiner als die Vergleichsprobanden, was teilweise kleine Justierungen an den Auswerte-Algorithmen erforderte. Auch konnten nicht alle Probanden eine Sitzhaltung annehmen, die die Nutzung der Rückenlehne mit einschloss. Dies ist allerdings nach Design der Algorithmen auch nicht erforderlich, führt aber zu leicht veränderten Trajektorien. In den nächsten Abschnitten sind die einzelnen Ergebnisse genauer aufgeschlüsselt.

Komponenten des Aufstehens/Hinsetzens - sit-stand-sit movement cycle

In Abbildung 6.17 sind beispielhaft die Messungen eines Probanden für alle Gelenke in der Seitenansicht (X-Z-Achse) dargestellt. Insgesamt lässt sich hier eine relativ große Übereinstimmung zu den Aufnahmen aus Kapitel 5.5, Abbildung 5.12 feststellen. Einzige Auffälligkeit ist die so gut wie nicht vorhandene Hysterese-Kurven-Bildung zwischen Durchgängen mit und ohne Benutzung der Armlehnen.

Für die Komponenten des Aufstehens / Hinsetzens wurde die in Kapitel 3.1.4 vorgestellte Methodik nach Kerr et al. ebenfalls auf den nun vorliegenden Daten angewendet. Ein Ergebnis dieser Berechnungen ist in Abbildung 6.18 zu sehen. Auch hier lassen sich also die einzelnen Komponenten des Aufstehens und Hinsetzens erkennen und quantifizieren bzw. klassifizieren. Eine Aussage über unterschiedliche Zeitdauern der Phasen kann an dieser Stelle schlecht getroffen werden, da dies stark von der jeweiligen Versuchsperson und der allgemeinen Durchführung abhängig ist. Diese Ergebnisse zeigen daher nur die Machbarkeit dieses Verfahrens, die medizinische Bewertung kann hier nicht durchgeführt werden.

Erkennung der Armlehnnutzung

Die Unterscheidung der Benutzung der Armlehnen stellt sich als relativ schwierig heraus. In den Vorversuchen ergaben sich zum Teil sehr eindeutige Hysterese-Kurven, die zur Unterscheidung genutzt werden konnten, was hier nicht mehr der Fall ist. Je nach Proband ergeben sich zwar leichte Veränderungen im Bewegungsablauf, aber allgemeingültige Aussagen zu treffen, ist mit statistischer Sicherheit kaum möglich. Dies trifft

6.5. Aufnahme von Komponenten für verschiedene Mobilitäts-Tests: Aufstehen /

Hinsetzen

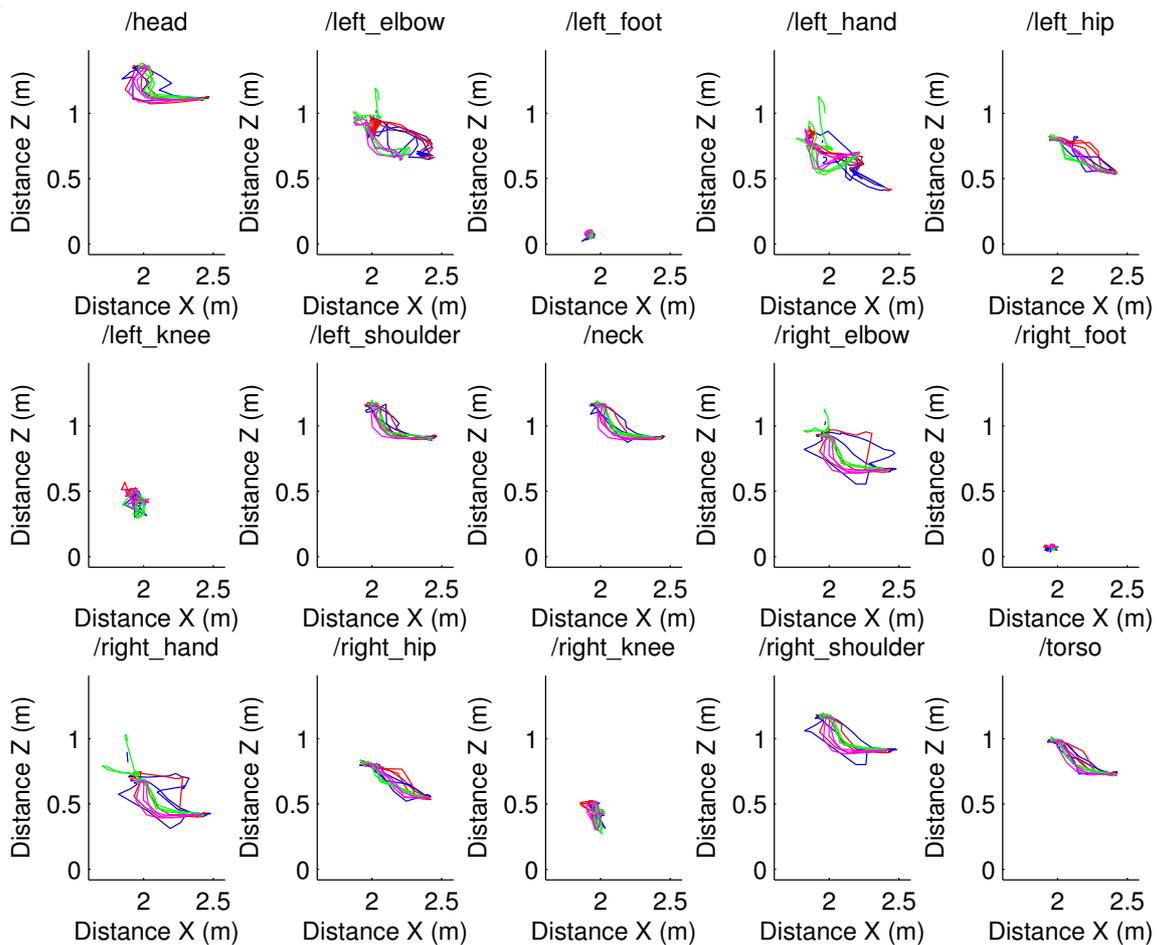


Abbildung 6.17.: Messung aller Gelenke eines Probanden über alle sit-stand-sit-Zyklen in der Seitenansicht (X-Z-Achse)

auf so gut wie alle Messungen zu, die einzig markanteren Gelenke sind hier die Ellenbogen, die bei Benutzung der Armlehnen deutlich nach oben gehoben werden. Aber auch hier ist eine große Streuung inbegriffen. In Abbildung 6.19 sind die Ergebnisse mit Hilfe der Wahrscheinlichkeitsdichte aufgetragen. Wie in der Abbildung ersichtlich, liegen beide Funktionen jeweils sehr dicht beieinander bzw. überdecken sich nahezu vollständig, so dass keine sichere Trennung zwischen beiden Funktionen möglich ist.

Schwanken nach dem Aufstehen

Die Schwankungen nach dem Aufstehen wurden, wie im Realisierungs-Kapitel beschrieben, ausgewertet. Da auch hier eine medizinische Bewertung nicht möglich ist, werden die gemessenen Ergebnisse dargestellt, eine tiefergehende Bewertung wird

6. Evaluation und Diskussion

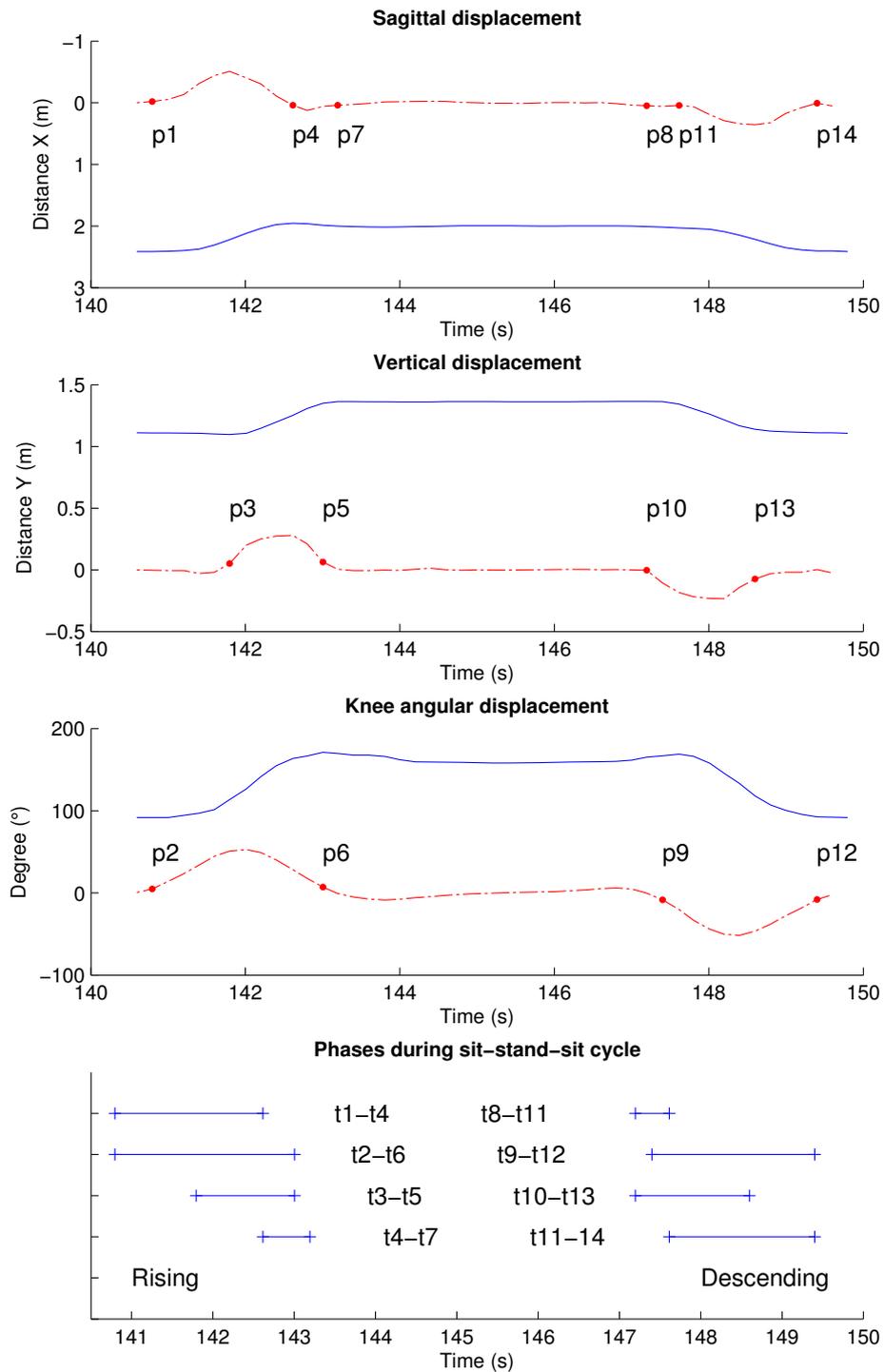


Abbildung 6.18.: Messung aller Gelenke eines Probanden über alle sit-stand-sit-Zyklen in der Seitenansicht (X-Z-Achse)

6.5. Aufnahme von Komponenten für verschiedene Mobilitäts-Tests: Aufstehen / Hinsetzen

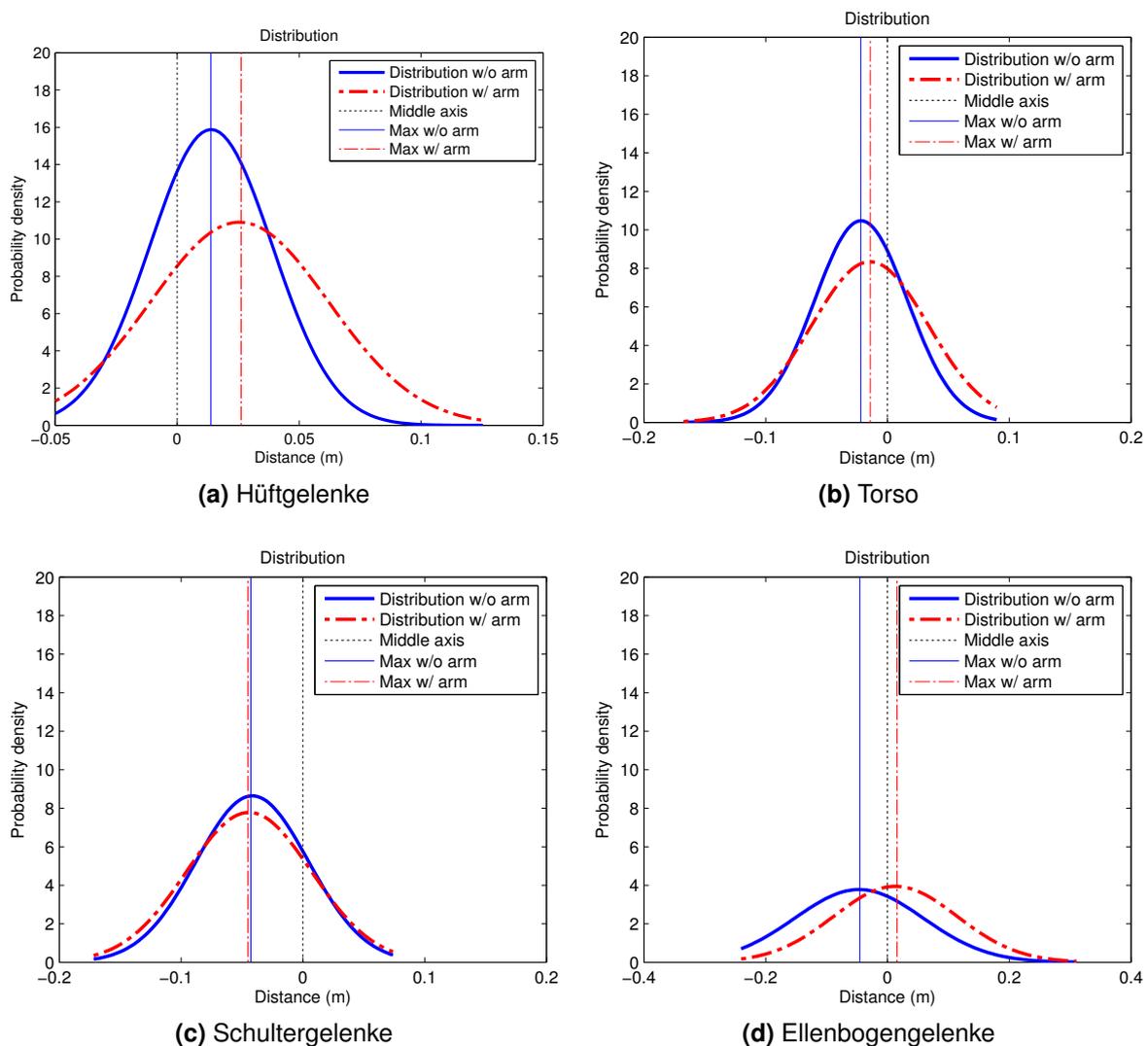


Abbildung 6.19.: Wahrscheinlichkeitsdichte-Verteilung für die genannten Gelenke nach Trennung von genutzten / ungenutzten Armlehnen

nicht vorgenommen. Einige Beispiele sind in Abbildung 6.20 dargestellt. Hier sind durchaus Unterschiede pro Proband zu erkennen, inwiefern hier eine Relevanz zur Mobilität besteht, bedarf weiterer Forschung. In Tabelle 6.4 sind die Schwankungen quantitativ angegeben. Hier ist ersichtlich, dass die maximalen und mittleren Schwankungen in der Regel um den Faktor zwei bis vier auseinander liegen. Da diese Daten nur auf recht wenigen Aufstehvorgängen beruhen (i.d. Regel zehn pro Proband) ist auch hier eine generelle Aussage schwierig. Es ist davon auszugehen, dass wesentlich mehr Vorgänge beobachtet werden müssen, um Ausreißer ausschließen zu kön-

Tabelle 6.4.: Quantitative Messwerte der Probanden, Schwankungen in cm.

Joint	P1 max	P1 mean	P2 max	P2 mean	P3 max	P3 mean
'/head'	42,69	8,05	29,50	8,51	16,23	6,81
'/left_elbow'	52,09	11,47	53,68	17,55	54,07	15,60
'/left_foot'	12,19	3,48	7,22	4,82	15,56	2,18
'/left_hand'	39,25	11,55	36,56	12,76	29,44	9,33
'/left_hip'	34,01	11,52	21,82	13,51	19,46	10,75
'/left_knee'	21,07	7,30	9,21	4,30	29,60	8,47
'/left_shoulder'	39,24	6,89	21,09	9,13	13,52	7,86
'/neck'	39,45	7,86	24,11	9,75	15,13	7,99
'/torso'	36,80	9,47	20,10	11,05	15,73	9,46
	P4 max	P4 mean	P5 max	P5 mean	P6 max	P6 mean
'/head'	14,60	3,91	10,12	2,88	19,94	8,94
'/left_elbow'	61,89	8,65	15,64	4,55	39,26	6,53
'/left_foot'	8,05	3,35	4,55	2,25	13,89	5,56
'/left_hand'	4,62	2,11	17,63	5,48	24,43	7,46
'/left_hip'	23,54	14,16	22,36	4,73	37,00	12,14
'/left_knee'	4,69	2,59	9,00	3,40	15,42	7,86
'/left_shoulder'	7,80	3,39	14,19	3,44	13,51	4,34
'/neck'	16,33	4,32	12,37	3,29	13,72	4,34
'/torso'	19,50	8,71	12,91	3,85	24,26	5,78

nen. Dennoch lassen sich auch deutliche inter-personale Unterschiede erkennen, was vermuten lässt, dass sich pro Person charakteristische Profile bilden lassen.

Umwelt- / Umfeld erfassung

Zur Berechnung der Umweltfaktoren wurden die im Vorfeld bestimmten Faktoren für die Sitzbreite und -höhe bestimmt. Auch hier lässt sich erkennen, dass die Werte (wie aus den Vorversuchen erwartet) stark schwanken und als Einzelwerte keine große Aussagekraft haben. Für die Sitzbreite ergibt sich nach Auswertung der Hand- und Ellenbogengelenke ein Wert von 0,56 m, bei einer händisch gemessenen Breite von ca. 0,5 m. Wie bereits erwähnt, hängt die tatsächliche Breite auch davon ab, wo sich der Proband tatsächlich aufgestützt hat. Die Abweichung ist vergleichbar mit der ermittelten Abweichung in den Laborversuchen (Tabelle 6.5).

Die Sitzhöhe wurde über die Höhe von Knie- und Hüftgelenken bestimmt. Hier sind ebenfalls große Schwankungen erkennbar, die auch im erwarteten Bereich liegen. Gemittelt wurde hier eine Sitzhöhe von 42 cm gemessen, die Referenzhöhe betrug 45 cm.

6.5. Aufnahme von Komponenten für verschiedene Mobilitäts-Tests: Aufstehen / Hinsetzen

Tabelle 6.5.: Ergebnisse Sitzbreite, Werte in Metern, Referenz ca. 0,50 m.

Proband	1	2	3	4	5	6
L+R Ellenbogen	0,7362	0,6569	0,6840	0,6937	0,6659	0,6113
L+R Hand	0,5527	0,3752	0,4849	0,4333	0,4194	0,3698
Gemittelt	0,6444	0,5161	0,5845	0,5635	0,5426	0,4906
Gesamtdurchschnitt						0,5569

Tabelle 6.6.: Ergebnisse Sitzhöhe, Werte in Metern, Referenz ca. 0,45 m.

Proband	1	2	3	4	5	6
Höhe der Hüfte	0,6237	0,5216	0,4922	0,5131	0,5562	0,5366
Höhe der Knie	0,3720	0,1800	0,2610	0,2950	0,4262	0,2485
Mittelwert	0,4978	0,3508	0,3766	0,4041	0,4912	0,3926
Gesamtdurchschnitt						0,4189

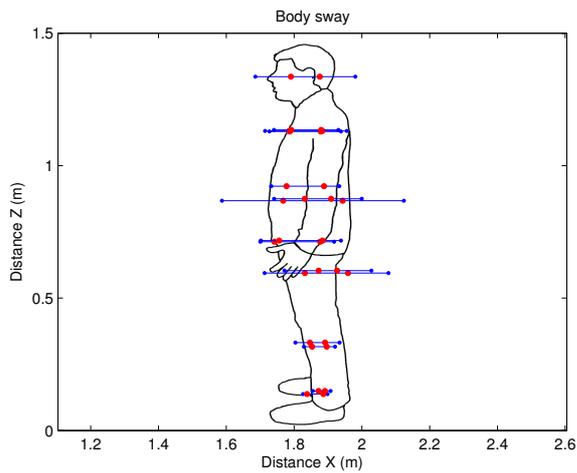
Auch hier liegt der gemittelte Wert in der Region des Referenzwertes, die individuellen Werte weichen aber teilweise auch deutlich ab (Tabelle 6.6).

Es lässt sich also sagen, dass eine grobe Auskunft über die Umweltfaktoren geben lässt, für eine exaktere Auskunft wären möglicherweise mehr Messwerte oder optimierte Berechnungsverfahren notwendig.

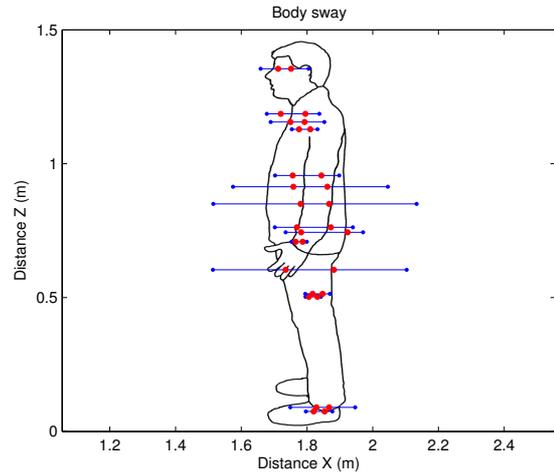
6.5.4. Interpretation der Ergebnisse

Es konnte gezeigt werden, dass es möglich ist, mit dem zur Verfügung stehenden System eine Analyse von Bewegungskomponenten und Abläufen durchzuführen. Je nach Aspekt lassen sich unterschiedlich viele Informationen gewinnen, die teilweise auch individuell unterschiedlich ausgeprägt sind. Es ist daher vermutlich zu empfehlen, für eine Beurteilung einer Person ein Bewegungsprofil eben dieser Person anzulegen um nicht mit zu stark abstrahierten allgemeinen Daten zu vergleichen. Basierend auf diesen Ergebnissen wird eine tiefergehende Untersuchung empfohlen, die insbesondere die Zielgruppe (Senioren) noch stärker einbezieht und etwaige Unterschiede zu den bisherigen Ergebnissen genauer herausarbeitet. Es bleibt weiterhin zu untersuchen, inwieweit sich diese Daten durch weitere unterschiedliche Gegebenheiten wie andere Sitzgelegenheiten beeinflusst werden.

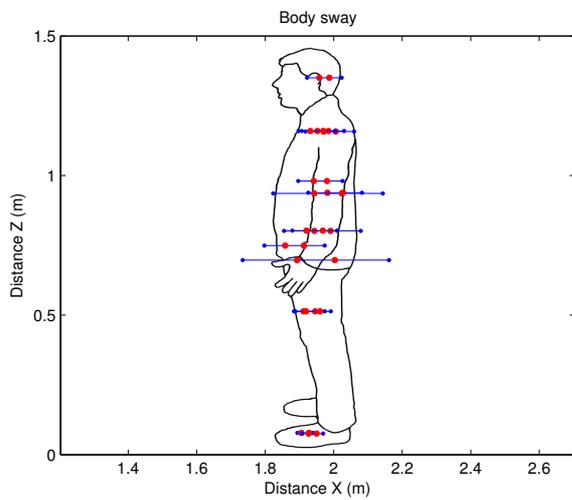
6. Evaluation und Diskussion



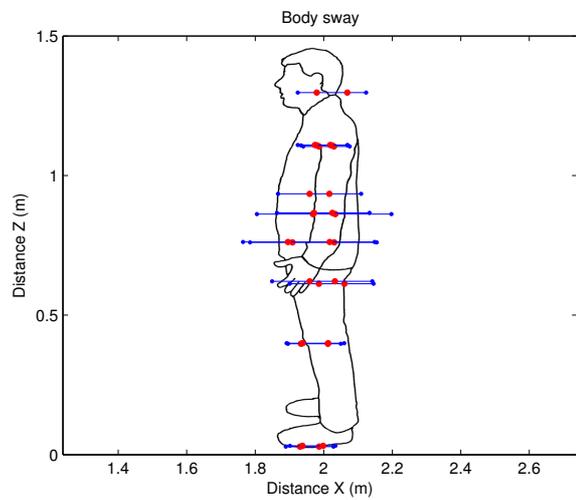
(a) Beispiel 1 - größere Schwankungen im Bereich Kopf und Oberkörper



(b) Beispiel 2 - kleinere Schwankungen im Kopfbereich, große Schwankungen im Körperzentrum



(c) Beispiel 3 - relativ kleine Schwankungen



(d) Beispiel 4 - größere Schwankungen im ganzen Körper, auch den Knien

Abbildung 6.20.: Unterschiedliche Schankungserscheinungen bei den Probanden

7

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde ein Konzept vorgestellt und umgesetzt, das geriatrische Assessment-Tests im häuslichen Umfeld mit Hilfe von Servicerobotik durchführt. Dabei wurde nicht nur die technische Umsetzung, sondern auch die Akzeptanz der Zielgruppe als ein wesentlicher Faktor mit einbezogen.

Es wurde ein Robotersystem, basierend auf der Open Source Roboterplattform TurtleBot, entwickelt, um Komponenten geriatrischer Assessment-Tests automatisch zu erfassen. Parallel zur technischen Entwicklung wurden Nutzerstudien mit Personen der Zielgruppe durchgeführt, um die Akzeptanz und Wünsche dieses Personenkreises zu berücksichtigen.

Zu dem vorhandenen 3D-Infrarot-Sensor wurde ein Laser Range Scanner (LRS) in die Plattform integriert. Es wurden Software-Komponenten entwickelt, die eine dreidimensionale Bewegungserfassung und Auswertung ermöglichen. Diese Komponenten wurden in die ROS-Middleware integriert und evaluiert. Zusätzlich wurden kleinere Optimierungen an der Hardware vorgenommen, die zum Teil aus den Ergebnissen der Nutzerstudien resultieren. Es wurde untersucht, inwiefern die anfangs definierten Anforderungen erfüllt werden. Besonderes Augenmerk wurde auf die Erkennung und Erfassung von Personen sowohl mit LRS als auch mit 3D-Sensor gelegt, hierbei sollte die Erkennung auch bei fahrendem Roboter möglich sein. Die Bewegungserfassung wurde am Beispiel eines Aufsteh-Hinsetz-Zyklus durchgeführt.

7. Zusammenfassung

Folgende, maßgebliche Ziele konnten dabei erreicht werden:

- Z1** In mehreren Studien mit Senioren im Alter zwischen 60 und 90 Jahren wurden Anforderungsdefinitionen und Vorgaben für das System festgelegt und das Gesamtsystem in mehreren Schritten evaluiert. Hierbei stand im Rahmen dieser Arbeit die Akzeptanzfrage im Vordergrund. Dazu gehörten unter anderem das Aussehen des Roboters aber im Besonderen auch das Verhalten bei der Navigation.
- Z2** Es konnte gezeigt werden, dass unter bestimmten Voraussetzungen eine Durchführung geriatrischer Assessment-Tests mit Hilfe eines Roboters möglich ist. Mit der Nutzung der mobilen Robotersensorik können Vorteile gegenüber herkömmlichen Systemen erzielt werden. Der Roboter kann durch seine Beweglichkeit optimale Beobachtungspositionen auswählen, um die Assessment-Tests durchzuführen. Die Beschaffenheit einer optimalen Beobachtungsposition, kann nicht abschließend bewertet werden, da dies eine höchst subjektive Einschätzung des jeweiligen Nutzers einschließt. Messbare Größen wie der Sichtbereich der Sensoren sind zwar aus technischer Betrachtungsweise bewertbar, die Akzeptanz des System hängt aber zu großen Teilen davon ab, ob die gewählte Position dem Nutzer gefällt, was nicht zwingend der technisch optimalen Position entspricht. Abgesehen hiervon konnten in der technischen Evaluation die Algorithmen zur Auswahl der optimalen Beobachtungsposition sehr gute Werte von bis zu 99 % Abdeckung des Beobachtungsbereichs erzielen.
- Z3** Einzelne Sensoren, in diesem Fall LRS (2D) und Microsoft Kinect Sensor (Kinect) (3D), können sinnvoll kombiniert werden, um eine erhöhte Validität der Erkennung und Verfolgung von Personen zu erzielen. Dabei werden die Vorteile der unterschiedlichen Sensoren genutzt, um den maximalen Informationsgehalt aus den vorliegenden Daten zu ziehen. In den durchgeführten Experimenten konnte die Fehlerrate um den Faktor 7 verringert werden.
- Z4** Zusätzlich wurde die Personenerkennung per LRS so robust entworfen, dass erkannte Personen auch verfolgt werden können, wenn sich der Roboter selbst in Bewegung befindet. Auch hier greift wieder die Sensor-Datenfusion, da die Kinect als 3D-Sensor nur bei Stillstand valide Daten liefert. Die Erkennung der Bewegung verschlechtert sich in diesem Fall durch die mangelhafte Odometrie des Roboters bedingt, reicht aber aus, um Personen zu verfolgen. Nach dem Stillstand kehrt die Erkennungsgenauigkeit wieder zum ursprünglichen Wert zurück.

Z5 Es wurde ein Konzept erstellt, dreidimensionale Bewegungen nicht am Stück aufzeichnen zu müssen, sondern Bewegungsabläufe in einer Datenbank zu speichern, um sie anschließend zu einem gesamten Test zusammenzusetzen. Dies bietet den weiteren Vorteil, verschiedene Assessment-Tests auf Basis der gleichen Bewegungsabläufe auszuwerten, da hier teilweise große Überschneidungen zwischen den geprüften Komponenten bestehen. Die aufgenommenen Daten könnten anschließend in ein klinisches Dokumentenformat umgesetzt werden, um eine größtmögliche Kompatibilität zu erhalten.

Ziel der Arbeit war es, ein System zu entwickeln, das die oben genannten Punkte umsetzt und dabei in einen prinzipiell beliebigen Serviceroboter integriert werden kann. Das heißt, es sollte kein Roboter entwickelt werden, der einzig und allein diese Aufgaben wahrnimmt, sondern nur eine Funktionalität, die in weitere Roboter integriert werden kann. Alle Komponenten sind so aufgebaut, dass die Verarbeitung im Hintergrund funktioniert. Ein Eingriff vom Benutzer ist nicht notwendig (in Bezug auf die Datenaufzeichnung). Durch die Nutzung der Open Source Middleware Robot Operating System (ROS) ist eine große Kompatibilität zu anderen auf ROS basierenden Robotern gegeben. Momentan existiert nur die Beschränkung auf das Vorhandensein von LRS und Kinect, in einem nächsten Schritt könnte auch diese Abhängigkeit entfernt werden (vorausgesetzt entsprechende alternative Sensoren stehen zur Verfügung).

Es wurde gezeigt, dass ein medizinisch begründetes, notwendiges Verfahren mit Hilfe der Robotertechnologie umgesetzt werden kann. In dieser Arbeit wurde ein wichtiger Beitrag geleistet um Mobilitäts-Assessment-Tests mit Unterstützung durch Robotertechnologie umsetzen zu können und gleichzeitig die Akzeptanz der anvisierten Zielgruppe zu beachten. Dabei wird die Informatik als Bindeglied zwischen Anwendungsfall und Technologie genutzt.

Es hat sich gezeigt, dass sich mit dem aktuellen System verwertbare Ergebnisse erzielen lassen. Trotzdem haben sich Potentiale für weitere Untersuchungen gezeigt, im folgenden Kapitel sind daher einige Punkte zusammengefasst, die sich während dieser Arbeit als interessante Forschungsansätze für die Zukunft herausgestellt haben und in diesem Rahmen nicht mehr bearbeitet werden konnten.

8

Ausblick

In dieser Arbeit wurden die Grundsteine für eine Mobilitätsanalyse mit Hilfe mobiler Roboter gelegt. Da es sich hierbei um ein komplexes Feld mit vielen verschiedenen Variablen handelt, haben sich eine Reihe von Fragestellungen ergeben, die für zukünftige Entwicklungen und Erweiterungen von Bedeutung sind. Diese Punkte sind in im Folgenden aufgeführt.

Hardware-Entwicklungen Die bisherigen Hardware-Entwicklungen wurden prototypisch umgesetzt. Basierend auf den Ergebnissen der Nutzerstudien muss besonders die Anpassung der Interaktionsmechanismen (Darstellung des Zustands durch Lichtsignale, Übergeben von Kommandos an den Roboter) an reale Gegebenheiten (Robustheit, Praktikabilität im Alltag) angepasst werden. Grundvoraussetzung für einen dauerhaften Betrieb wären weiterhin eine Ladestation sowie eine speziell auf die hier betrachteten Bedürfnisse zugeschnittene Ladestrategie (der Roboter könnte beispielsweise einen günstigen Ort für die Ladestation empfehlen, von dem aus weiterhin gut beobachtet werden kann).

Navigation

- Für die Navigation wird eine Karte der Umwelt benötigt, in der sich der Roboter orientieren kann. Dafür wird zurzeit vor einer Nutzung manuell eine Karte aufgezeichnet. Die nächste Stufe wäre hier die Integration von Algorithmen

zur automatischen Exploration der Umwelt. Dies wurde bereits getestet, allerdings waren die Ergebnisse noch nicht zufriedenstellend, um im Alltags-einsatz bestehen zu können. Hier besteht noch Bedarf an Optimierung der Verfahren zur Exploration von hoch dynamischen Umfeldern wie häuslichen Umgebungen.

- Der Roboter sollte in der Lage sein, vom Benutzer eine subjektive Bewertung des aktuellen oder aller Optimal Observation Lots (OOL) entgegen zu nehmen, um störende Positionen auszuschließen
- Bislang können zwar mehrere Personen gleichzeitig verfolgt werden und währenddessen findet auch eine Zuordnung zu IDs statt, um die Personen auseinander zu halten, sobald die Personen jedoch den Sichtbereich des Roboters verlassen, ist keine Zuordnung zur aktuellen ID mehr möglich. Es sollte daher untersucht werden, ob es möglich ist, durch bestimmte Merkmale wie dem Körperbau (z.B. Körpergröße) eine Person wiederzuerkennen. Die besondere Herausforderung ist hier die alleinige Nutzung der vorhandenen sensorischen Infrastruktur des Roboters zur Erkennung der Personen, ohne diese gezielt mit Erkennungsmarken auszustatten. Dadurch würde die Bewegungsaufzeichnung verbessert (bzw. nicht verfälscht). Es wäre auch denkbar, dass eine Pflegekraft/ ein Betreuer einen Zeitraum markiert, in dem zusätzliche Personen anwesend waren und der daher für die Auswertung ignoriert werden soll.

Personen- / Zielsuche in semantisch annotierter Umgebung Momentan ist die Suche nach OOL darauf ausgelegt, erkannte Personen als Ziel zu verwenden. Das heißt, wenn eine Person erkannt wird (und die Suche gestartet wurde), wird die Umgebung nach OOL abgesucht, die optimal sind, um die gerade erkannte Person zu beobachten. Hier wäre es denkbar, der Suche nicht nur Personen als Ziel vorzugeben, sondern auch andere, semantisch beschriebene Ziele. Aus Sicht des Assessment-Controllers wäre es damit möglich, einen Sessel oder Stuhl als Zielobjekt vorzugeben, da für einen vollständigen Assessment-Test z.B. noch Aufsteh- oder Hinsetzvorgänge beobachtet werden müssen. Dann würde der Roboter nach einem OOL in der Umgebung des Stuhls suchen und sich dort platzieren. Diese Möglichkeit ist grundsätzlich schon vorgesehen und der Code entsprechend vorbereitet, die Herausforderung besteht aber in der semantischen Annotation von Objekten und der darauf basierenden Erkennung der Ziele. Des Weiteren kann die Personensuche auch für weitere Zwecke wie Videotelefonie

genutzt werden, in dem bei ankommendem Gespräch der Bewohner gesucht werden kann, um das ankommende Gespräch anzuzeigen. Dabei wäre die Kommunikation mit Komponenten einer Hausautomation von Vorteil [92].

Bewegungserfassung Die Auswertung der Bewegungsdaten an sich stellt bereits ein Forschungsfeld dar, das in vielen Varianten Potential enthält, um weitere Forschungen durchzuführen. Die hier entwickelte Bewegungserfassung bietet eine Datenbankstruktur, die sämtliche, zur Verfügung stehende Informationen über die Bewegungen der Person enthält. Hier wäre es für die medizinische Auswertung interessant, ein Werkzeug zu entwickeln, um eine relativ frei definierbare Auswertung durchführen zu können. So ein Tool sollte die Möglichkeit besitzen, Bewegungen über die Zeit zu verfolgen, bestimmte Abläufe zu erkennen oder Trends aufzuzeigen. Anschließend wäre auch für dieses Tool eine Möglichkeit zum Export der Daten in ein medizinisches Dokumentenformat denkbar.

Umwelt-/ Umfeld-Assessment Was bei dem vorgestellten Ansatz momentan nicht betrachtet wird, ist der Einfluss des (häuslichen) Umfelds auf die Bewegung(-sfähigkeit) des Bewohners. So könnten durch Analyse der Bewegung von Personen unter gleichzeitiger Beachtung der äußeren Gegebenheiten sogenannte „Housing Enabling“-Assessments [211] durchgeführt werden. Bei diesem Assessment wird untersucht, inwiefern Umwelteinflüsse (langflorige Teppiche, Türschwellen oder ähnliche Hindernisse) die Mobilität des Bewohners beeinträchtigen und Gefahrenquellen darstellen. Hiermit wäre es unter anderem möglich, Sturzrisiken einzuschätzen bzw. minimieren.

Balance-Analyse Mit Hilfe der Bewegungsdaten für die Gelenke der Person ist es möglich, eine detaillierte Balance-Analyse durchzuführen. Das gilt für die Balance im Stehen genauso wie in Bewegungen, beispielsweise beim / nach dem Aufstehen oder Gehen. Hier konnte nur die generelle Machbarkeit demonstriert werden, die Auswertung der Daten im Hinblick auf Unterschiede bei verschiedenen Personen- / Patientengruppen sollte in zukünftigen Arbeiten genauer untersucht werden.

Aufsteh-/ Hinsetzvorgang Innerhalb dieser Arbeit wurden nur Vorgänge betrachtet, die mit einem fest definierten Stuhlprofil durchgeführt wurden. Offen bleibt die Untersuchung verschiedener Sitzgelegenheiten (Sessel, Sofa, Hocker, Stuhl etc.) und deren Einfluss auf den Aufsteh- und Hinsetzvorgang, möglicherweise auch die anschließend erreichte Balance-Sicherheit.

Benutzer-Beobachtung Die bisher durchgeführten Evaluationen im realen Umfeld basieren auf Messungen, die als Gesamtdauer jeweils unter 60 Minuten gedauert haben. Für eine wirklich aussagekräftige Datenbasis (beispielsweise alle normalerweise betretenen Pfade innerhalb der Wohnung) ist eine deutlich längere Evaluationsphase nötig. Aufgrund aktueller Beschränkungen durch die Hardware ist eine dauerhafte Messung momentan noch nicht möglich, die Laufzeit der Akkus der verschiedenen Komponenten ist derzeit auf maximal zwei Stunden begrenzt. Durch eine automatische Ladevorrichtung und -elektronik ließe sich der Zeitraum vergrößern. Wie lang so eine Aufnahme-Phase dann optimalerweise dauern würde, wäre eine weitere offene Frage. Dann könnte auch eine Aussage über die Bewegungshistorie einer Person über längere Zeit gemacht werden. Anschließend können die hier gewonnenen Daten hinsichtlich ihrer Qualität und Aussagekraft auch mit weiteren AAL-Systemen verglichen werden, die beispielsweise ausschließlich ambiente Sensorik einsetzen.

Die gesammelten Fragestellungen stellen Ansätze für weitere Forschungsarbeiten dar, die zu einer Erweiterung des hier vorgestellten Systems führen. Da diese Arbeit die grundlegenden technologischen Voraussetzungen schafft, um eine automatisierte Bewegungsaufnahme von Personen im häuslichen Umfeld durchzuführen, bieten sich zusammengefasst für zukünftige Arbeiten vor allem die folgenden zwei Aspekte an: die **technische Optimierung der Datenaufnahme** sowie die **medizinische Verwertung und Analyse der gesammelten Daten**.

Literaturverzeichnis

- [1] ABELLANAS, A. ; CALDERÓN ESTÉVEZ, Leopoldo ; CERES RUÍZ, Ramón ; FRIZERA NETO, Anselmo ; RAYA, R.: Ultrasonic time of flight estimation in assistive mobility: Improvement of the model-echo fitting. In: *Proceedings of Eurosen- sors XXII*, VDI/VDE; Elsevier, 2008, S. 464–467. – URL <http://hdl.handle.net/10261/13676>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 978-3-00-025217-4
- [2] AKKER, Marjan van den ; BUNTINX, Frank ; KNOTTNERUS, J A.: Comorbidity or multimorbidity: what's in a name? A review of literature. In: *European Journal of General Practice* 2 (1996), Nr. 2, S. 65–70
- [3] ALAMI, R ; ALBU-SCHAEFFER, A ; BICCHI, A ; BISCHOFF, R ; CHATILA, R ; DE LUCA, A ; DE SANTIS, A ; GIRALT, G ; GUIOCHET, J ; HIRZINGER, G et al.: Safe and dependable physical human-robot interaction in anthropic domains: State of the art and challenges. In: *Proc. IROS Bd. 6 Citeseer* (Veranst.), 2006
- [4] ALAMI, Rachid ; CLODIC, Aurélie ; MONTREUIL, Vincent ; SISBOT, Emrah A. ; CHA- TILA, Raja: Task planning for human-robot interaction. In: *Proceedings of the 2005 joint conference on Smart objects and ambient intelligence: innovative context- aware services: usages and technologies* ACM (Veranst.), URL <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1107574>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2005, S. 81–85
- [5] ALIAS CONSORTIUM: *Adaptable Ambient Living Assistant*. Online. 2013. – URL <http://www.aal-alias.eu>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [6] ALLAN, Louise M. ; BALLARD, Clive G. ; BURN, David J. ; KENNY, Rose A.: Preva- lence and severity of gait disorders in Alzheimer's and non-Alzheimer's dementias. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 53 (2005), Oktober, Nr. 10, S. 1681–1687
- [7] ALTHAUS, P. ; ISHIGURO, H. ; KANDA, T. ; MIYASHITA, T. ; CHRISTENSEN, H.I.: Na- vigation for human-robot interaction tasks. In: *IEEE International Conference on*

- Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004* (2004), S. 1894–1900 Vol.2. – URL <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1308100>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. ISBN 0-7803-8232-3
- [8] ALTHOFF, Daniel ; KUFFNER, James J. ; WOLLHERR, Dirk ; BUSS, Martin: Safety assessment of robot trajectories for navigation in uncertain and dynamic environments. In: *Autonomous Robots* 32 (2011), November, Nr. 3, S. 285–302. – ISSN 0929-5593
- [9] ALWAN, Majd ; LEDOUX, Alexandre ; WASSON, Glenn ; SHETH, Pradip ; HUANG, Cunjun: Basic walker-assisted gait characteristics derived from forces and moments exerted on the walker's handles: Results on normal subjects. In: *Medical Engineering & Physics* 29 (2007), Nr. 3, S. 380–389. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453306001226>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 1350-4533
- [10] AMINIAN, K. ; REZAKHANLOU, K. ; DE ANDRES, E. ; FRITSCH, C. ; LEYVRAZ, P. ; ROBERT, P.: Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. In: *Medical and Biological Engineering and Computing* 37 (1999), S. 686–691. – ISSN 0140-0118
- [11] APPENZELLER, Guido ; LEE, Joo-Ho ; HASHIMOTO, Hideki: Building topological maps by looking at people: An example of cooperation between intelligent spaces and robots. In: *Intelligent Robots and Systems, 1997. IROS'97., Proceedings of the 1997 IEEE/RSJ International Conference on* Bd. 3 IEEE (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=656464. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 1997, S. 1326–1333
- [12] ARBEITSGRUPPE GERIATRISCHES ASSESSMENT: Geriatrisches Basisassessment: Handlungsanleitungen für die Praxis. 2. aktualisierte Aufl. / MMV Medizin-Verlag, München. URL <http://www.geriatrie-drg.de/dkger/main/agast.html>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 1997. – Schriftenreihe Geriatrie-Praxis. ISBN 3-8208-1309-8
- [13] AUVINET, Bernard ; BERRUT, Gilles ; TOUZARD, Claude ; MOUTEL, Laurent ; COLLET, Nadine ; CHALEIL, Denis ; BARREY, Eric: Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. In: *Gait & Posture* 16 (2002), Oktober, Nr. 2, S. 124–134

- [14] BACHMANN, C. ; GERBER, H. ; STACOFF, A.: Messsysteme, Messmethoden und Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse. In: *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56 (2008), Nr. 2, S. 29–34
- [15] BALZER, K ; BREMER, M ; SCHRAMM, S ; LÜHMANN, D ; RASPE, H: Sturzprophylaxe bei älteren Menschen in ihrer persönlichen Wohnumgebung. In: *Schriftenreihe Health Technology Assessment* 116 (2012). – URL <http://www.egms.de/static/de/journals/hta/2012-8/hta000099.shtml>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 1861-8863
- [16] BAMBERG, S. ; BENBASAT, A. Y. ; SCARBOROUGH, D. M. ; KREBS, D. E. ; PARADISO, J. A.: Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System. In: *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 12 (2008), Juli, Nr. 4, S. 413–423
- [17] BANKS, Marian R. ; WILLOUGHBY, Lisa M. ; BANKS, William A.: Animal-assisted therapy and loneliness in nursing homes: use of robotic versus living dogs. In: *Journal of the American Medical Directors Association* 9 (2008), Nr. 3, S. 173–177. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1525861007005166>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [18] BEER, Jenay M. ; PRAKASH, Akanksha ; MITZNER, Tracy L. ; ROGERS, Wendy A.: Understanding robot acceptance. In: *Georgia Institute of Technology* (2011)
- [19] BEER, Jenay M. ; SMARR, C ; CHEN, Tiffany L. ; PRAKASH, Akanksha ; MITZNER, Tracy L. ; KEMP, Charles C. ; ROGERS, Wendy A.: The domesticated robot: design guidelines for assisting older adults to age in place. In: *Human-Robot Interaction (HRI), 2012 7th ACM/IEEE International Conference on IEEE* (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6249576. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2012, S. 335–342
- [20] BERG, Katherine: Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. In: *Physiotherapy Canada* 41 (1989), Januar, Nr. 6, S. 304–311
- [21] BÖHNI, Ulrich ; LAUPER, Markus ; LOCHER, Herman A. ; BÖHNI, Ulrich (Hrsg.): *Manuelle Medizin 2: Diagnostische und therapeutische Techniken praktisch anwenden*. Thieme, 2011
- [22] BOONSTRA, Miranda C. ; SLIKKE, Rienk M A. van der ; KEIJSERS, Noël L W ; LUMMEL, Rob C. van ; WAAL MALEFIJT, Maarten C. de ; VERDONSCHOT, Nico: The

- accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. In: *Journal of Biomechanics* 39 (2006), Nr. 2, S. 354–358
- [23] BOURAINE, Sara ; FRAICHARD, Thierry ; SALHI, Hassen: Provably safe navigation for mobile robots with limited field-of-views in dynamic environments. In: *Autonomous Robots* 32 (2011), November, Nr. 3, S. 267–283. – ISSN 0929-5593
- [24] BROADHURST, Adrian ; BAKER, Simon ; KANADE, Takeo: Monte carlo road safety reasoning. In: *Intelligent Vehicles Symposium, 2005. Proceedings. IEEE* IEEE (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1505122. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2005, S. 319–324
- [25] BRUIN, ED de ; NAJAFI, B ; MURER, K ; UEBELHART, D ; AMINIAN, K: Quantification of everyday motor function in a geriatric population. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 44 (2007), S. 417–428
- [26] BUNDESMINISTERIUM FÜR FAMILIE, SENIOREN, FRAUEN UND JUGEND: 7. *Familienbericht*. Online. 2006. – URL <http://www.bmfsfj.de/doku/Publikationen/familienbericht/haupt.html>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [27] BUNDESMINISTERIUM FÜR FAMILIE, SENIOREN, FRAUEN UND JUGEND: 8. *Familienbericht*. Online. 2012. – URL <http://www.bmfsfj.de/BMFSFJ/Service/Publikationen/publikationsliste,did=186954.html>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [28] BUSSMANN, J. ; DAMEN, L. ; STAM, H.: Analysis and decomposition of signals obtained by thigh-fixed uni-axial accelerometry during normal walking. In: *Medical and Biological Engineering and Computing* 38 (2000), S. 632–638. – ISSN 0140-0118
- [29] CAMERON, K. ; HUGHES, K. ; DOUGHTY, K.: Reducing fall incidence in community elders by telecare using predictive systems. In: *Proc. 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* Bd. 3, Oktober 30–November 2, 1997, S. 1036–1039
- [30] CANTORAL CEBALLOS, J. ; NURGIYATNA, N. ; SCULLY, P. ; OZANYAN, K.B.: Smart carpet for imaging of objects' footprint by photonic guided-path tomography. In: *AFRICON, 2011*, 2011, S. 1–6. – ISSN 2153-0025

- [31] CAO, Enguo ; INOUE, Y. ; LIU, Tao ; SHIBATA, K.: A sit-to-stand trainer system in lower limb rehabilitation. In: *Proc. IEEE/ASME Int Advanced Intelligent Mechatronics (AIM) Conf*, 2011, S. 116–121
- [32] CELLER, B. G. ; HESKETH, T. ; EARNSHAW, W. ; ILSAR, E.: An instrumentation system for the remote monitoring of changes in functional health status of the elderly at home. In: *Proc. 16th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers Engineering in Medicine and Biology Society*, 1994, S. 908–909
- [33] CHAN, M. ; HARITON, C. ; RINGEARD, P. ; CAMPO, E.: Smart house automation system for the elderly and the disabled. In: *Proc. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics Intelligent Systems for the 21st Century Bd. 2*, Oktober 22–25, 1995, S. 1586–1589
- [34] CHAO, E. Y.: Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. In: *Journal of Biomechanics* 13 (1980), Nr. 12, S. 989–1006
- [35] CHEN, C. L. ; CHEN, H. C. ; WONG, M. K. ; TANG, F. T. ; CHEN, R. S.: Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82 (2001), Januar, Nr. 1, S. 43–48
- [36] CHEN, Meng ; HUANG, Bufu ; XU, Yangsheng: Intelligent shoes for abnormal gait detection. In: *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA 2008*, Mai 19–23, 2008, S. 2019–2024
- [37] CHEN, Yung-Chin ; LIN, Yi-Wen: Indoor RFID gait monitoring system for fall detection. In: *Proc. 2nd Int Aware Computing (ISAC) Symp*, 2010, S. 207–212
- [38] CHIARI, Lorenzo ; DOZZA, Marco ; CAPPELLO, Angelo ; HORAK, Fay B. ; MACELLARI, Velio ; GIANANTI, Daniele: Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 52 (2005), Nr. 12, S. 2108–2111. – URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1542462. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [39] CHO, C. Y. ; KAMEN, G.: Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 46 (1998), April, Nr. 4, S. 426–430

- [40] CLARK, Ross A. ; BRYANT, Adam L. ; PUA, Yonghao ; MCCRORY, Paul ; BENNELL, Kim ; HUNT, Michael: Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. In: *Gait & posture* 31 (2010), Nr. 3, S. 307–310. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620900664X>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [41] COMPANIONABLE CONSORTIUM: *Integrated Cognitive Assistive and Domestic Companion Robotic Systems for Ability and Security*. Online. 2012. – URL <http://www.companionable.net>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [42] CURRIE, G. ; RAFFERTY, D. ; DUNCAN, G. ; BELL, F. ; EVANS, A.: Measurement of gait by accelerometer and walkway: A comparison study. In: *Medical and Biological Engineering and Computing* 30 (1992), S. 669–670. – ISSN 0140-0118
- [43] CZAJA, Sara J. ; CHARNESS, Neil ; FISK, Arthur D. ; HERTZOG, Christopher ; NAIR, Sankaran N. ; ROGERS, Wendy A. ; SHARIT, Joseph: Factors predicting the use of technology: findings from the Center for Research and Education on Aging and Technology Enhancement (CREATE). In: *Psychology and aging* 21 (2006), Nr. 2, S. 333. – URL <http://psycnet.apa.org/journals/pag/21/2/333/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [44] DAUTENHAHN, K ; WALTERS, M ; WOODS, S ; KOAY, K L. ; NEHANIV, CL ; SISBOT, A ; ALAMI, R ; SIMÉON, T: How may I serve you?: a robot companion approaching a seated person in a helping context. In: *Proceedings of the 1st ACM SIGCHI/SIGART conference on Human-robot interaction* ACM (Veranst.), URL <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1121272>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2006, S. 172–179. – ISBN 1595932941
- [45] DAUTENHAHN, Kerstin: Socially intelligent robots: dimensions of human–robot interaction. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences* 362 (2007), Nr. 1480, S. 679–704. – URL <http://rstb.royalsocietypublishing.org/content/362/1480/679.short>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [46] DAUTENHAHN, Kerstin ; WOODS, Sarah ; KAOURI, Christina ; WALTERS, Michael L. ; KOAY, Kheng L. ; WERRY, Iain: What is a robot companion-friend, assistant or butler? In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2005* IEEE (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1545189. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2005, S. 1192–1197

- [47] DELISA, J.A. ; SCIENTIFIC, United States. Veterans Health A. ; SECTION, Technical P.: *Gait analysis in the science of rehabilitation*. Dept. of Veterans Affairs, Veterans Health Administration, Rehabilitation Research and Development Service, Scientific and Technical Publications Section, 1998 (Monograph (United States. Veterans Health Administration. Rehabilitation Research and Development Service)). – URL http://books.google.de/books?id=e_WKGCDF0xgC. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISBN 9780756700218
- [48] DEUTSCHES INSTITUT FÜR MEDIZINISCHE DOKUMENTATION UND INFORMATION: *Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit*. Online. 2005. – URL <http://www.dimdi.de/dynamic/de/klassi/downloadcenter/icf/endaussage/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [49] DOLGOV, D. ; THRUN, S. ; MONTEMERLO, M. ; DIEBEL, J.: Path Planning for Autonomous Vehicles in Unknown Semi-structured Environments. In: *The International Journal of Robotics Research* 29 (2010), Januar, Nr. 5, S. 485–501. – ISSN 0278-3649
- [50] EZER, Neta ; FISK, Arthur D. ; ROGERS, Wendy A.: Attitudinal and intentional acceptance of domestic robots by younger and older adults. In: *Universal Access in Human-Computer Interaction. Intelligent and Ubiquitous Interaction Environments*. Springer, 2009, S. 39–48. – URL http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-02710-9_5. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [51] EZER, Neta ; FISK, Arthur D. ; ROGERS, Wendy A.: More than a servant: Self-reported willingness of younger and older adults to having a robot perform interactive and critical tasks in the home. In: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* Bd. 53 SAGE Publications (Veranst.), URL <http://pro.sagepub.com/content/53/2/136.short>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2009, S. 136–140
- [52] FEINSTEIN, Alvan R.: The pre-therapeutic classification of co-morbidity in chronic disease. In: *Journal of Chronic Diseases* 23 (1970), Nr. 7, S. 455–468. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021968170900548>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 0021-9681
- [53] FLORENCE CONSORTIUM: *Florence Website*. online. 2013. – URL <http://www.florence-project.eu/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22

- [54] FOLSTEIN, Marshal F. ; FOLSTEIN, Susan E. ; MCHUGH, Paul R.: Mini-mental state: A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. In: *Journal of Psychiatric Research* 12 (1975), Nr. 3, S. 189–198. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022395675900266>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 0022-3956
- [55] FONG, Terrence ; NOURBAKHS, Illah ; DAUTENHAHN, Kerstin: A survey of socially interactive robots. In: *Robotics and autonomous systems* 42 (2003), Nr. 3, S. 143–166. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092188900200372X>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [56] FORTUNY-GUASCH, J. ; SAMMARTINO, P. F. ; PETIT, J.: Radar techniques for human gait automatic recognition. In: *Proc. 43rd Annual 2009 Int Security Technology Carnahan Conf*, 2009, S. 221–226
- [57] FRAICHARD, Thierry: A short paper about motion safety. In: *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on IEEE* (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4209242. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2007, S. 1140–1145
- [58] FRAICHARD, Thierry ; ASAMA, Hajime: Inevitable collision states? a step towards safer robots? In: *Advanced Robotics* 18 (2004), Nr. 10, S. 1001–1024. – URL <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1163/1568553042674662>. – Zugriffsdatum: 2013-10-23
- [59] FRENKEN, T ; GÖVERCIN, M ; MERSMANN, S ; HEIN, A: Precise Assessment of Self-Selected Gait Velocity in Domestic Environments. In: *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5482272. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2010
- [60] FRENKEN, T ; ISKEN, M ; VOLKENING, N ; BRELL, M ; HEIN, A: Criteria for Quality and Safety while Performing Unobtrusive Domestic Mobility Assessments using Mobile Service Robots. In: WICHERT, Reiner (Hrsg.) ; EBERHARDT, Birgid (Hrsg.): *Technik für ein selbstbestimmtes Leben (AAL 2012)*, VDE Verlag, 2012, S. 10
- [61] FRENKEN, Thomas: *Technischer Ansatz zur unaufdringlichen Mobilitätsanalyse im Rahmen geriatrischer Assessments*. VDI Verlag, Düsseldorf, University of Oldenburg, Dissertation, Januar 2013

- [62] FRENKEN, Thomas ; ISKEN, Melvin ; VOLKENING, Nils ; BRELL, Melina ; HEIN, Andreas: Criteria for Quality and Safety while Performing Unobtrusive Domestic Mobility Assessments using Mobile Service Robots. In: WICHERT, Reiner (Hrsg.) ; EBERHARDT, Birgid (Hrsg.): *Ambient Assisted Living*. Springer Berlin Heidelberg, 2012 (Advanced Technologies and Societal Change), S. 61–76. – ISBN 978-3-642-27491-6
- [63] FRIEDRICH, C. ; ADAMIETZ, I. ; PIENKA, L.: Geriatrisches Assessment. In: *Der Onkologe* 18 (2012), Februar, Nr. 2, S. 163–172
- [64] FUERSTENBERG, K. C. ; DIETMAYER, K.: Object tracking and classification for multiple active safety and comfort applications using a multilayer laser scanner. In: *Proc. IEEE Intelligent Vehicles Symp*, 2004, S. 802–807
- [65] GABEL, Moshe ; GILAD-BACHRACH, Ran ; RENSCHAW, Erin ; SCHUSTER, Assaf: Full body gait analysis with Kinect. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE IEEE* (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6346340. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2012, S. 1964–1967
- [66] GARZO, Ainara ; MARTINEZ, Leire ; ISKEN, Melvin ; LOWET, Dietwig ; REMAZEILLES, Anthony: User studies of a mobile assistance robot for supporting elderly: methodology and results, 10 2012
- [67] GEISHEIMER, J. L. ; MARSHALL, W. S. ; GRENEKER, E.: A continuous-wave (CW) radar for gait analysis. In: *Proc. Conf Signals, Systems and Computers Record of the Thirty-Fifth Asilomar Conf Bd. 1*, 2001, S. 834–838
- [68] GERTHSEN, Christian ; MESCHÉDE, Dieter ; MESCHÉDE, Dieter (Hrsg.): *Gerthsen Physik*. Springer DE, 2010. – URL <http://link.springer.com/book/10.1007/978-3-642-12894-3>. – Zugriffsdatum: 2013-10-25
- [69] GLENDE, Sebastian ; NEDOPIL, Christoph: Sechs Personen in einem Gerät-Anforderungen an Assistenzroboter im Haushalt aus Nutzersicht. In: *Technik für ein selbstbestimmtes Leben* (2012). – URL <http://www.vde-verlag.de/proceedings-en/453400040.html>. – Zugriffsdatum: 2013-10-23
- [70] GOFFREDO, M. ; CARTER, J. N. ; NIXON, M. S.: Front-view Gait Recognition. In: *Proc. 2nd IEEE Int. Conf. Biometrics: Theory, Applications and Systems BTAS 2008*, 2008, S. 1–6

- [71] GRAU, Oliver: Telepräsenz: Zu Genealogie und Epistemologie von Interaktion und Simulation. In: *Formen interaktiver Medienkunst: Geschichte, Tendenzen, Utopien* (2001), S. 39–63. – URL <http://sammelpunkt.philo.at:8080/579/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [72] GREENE, B. R. ; DONOVAN, A. O. ; ROMERO-ORTUNO, R. ; COGAN, L. ; NI SCANAILL, C. ; KENNY, R. A.: Quantitative Falls Risk Assessment Using the Timed Up and Go Test. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 57 (2010), Nr. 12, S. 2918–2926
- [73] GROB, Daniel: Geriatrie: Siebzig Jahre geriatrisches Assessment–wo stehen wir heute. In: *Schweiz Med Forum* Bd. 5, 2005, S. 1280–1282
- [74] HAGLER, Stuart ; AUSTIN, Daniel ; HAYES, Tamara L. ; KAYE, Jeffrey ; PAVEL, Misha: Unobtrusive and Ubiquitous In-Home Monitoring: A Methodology for Continuous Assessment of Gait Velocity in Elders. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 57 (2010), April, Nr. 4, S. 813–820. – URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5339193. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [75] HALL, Edward T.: *The Hidden Dimension*. 1966
- [76] HAUSDORFF, J. M. ; LADIN, Z. ; WEI, J. Y.: Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. In: *Journal of Biomechanics* 28 (1995), März, Nr. 3, S. 347–351. – URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7730393>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [77] HENRIKSEN, Marius ; LUND, H. ; MOE-NILSSEN, R. ; BLIDDAL, H. ; DANNESKIOD-SAMSØE, B.: Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. In: *Gait & Posture* 19 (2004), Juni, Nr. 3, S. 288–297
- [78] HEUSINGER, Josefine ; KÜMPERS, Susanne: Potenziale zur Förderung sozialer Netzwerke älterer Menschen. In: *Dokumentation 12. bundesweiter Kongress Armut und Gesundheit* (2007). – Gesundheit Berlin (Hrsg.)
- [79] HIGASHI, Y. ; YAMAKOSHI, K. ; FUJIMOTO, T. ; SEKINE, M. ; TAMURA, T.: Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test. In: *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE* 27 (2008), Nr. 4, S. 38–46. – ISSN 0739-5175

- [80] HILLMANN, Karl-Heinz: Wörterbuch der Soziologie. 4., überarbeitete und ergänzte Auflage. In: *Stuttgart: Kröner* (1994)
- [81] HOKUYO AUTOMATIC CO., LTD.: *Laser Range Finder URG-04LX Specification*, 10 2005. – URL http://www.hokuyo-aut.jp/02sensor/07scanner/download/products/urg-04lx/data/URG-04LX_spec_en.pdf. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [82] HORNSTEINER, C. ; DETLEFSEN, J.: Characterisation of human gait using a continuous-wave radar at 24 GHz. In: *Advances in Radio Science* 6 (2008), Mai, S. 67–70
- [83] HUANG, Bufu ; CHEN, Meng ; SHI, Xi ; XU, Yangsheng: Gait Event Detection with Intelligent Shoes. In: *Proc. International Conference on Information Acquisition ICIA '07*, Juli 8–11, 2007, S. 579–584
- [84] HUITEMA, R B. ; HOF, A L. ; POSTEMA, K: Ultrasonic motion analysis system—measurement of temporal and spatial gait parameters. In: *Journal of Biomechanics* 35 (2002), Nr. 6, S. 837–842. – URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12021004>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [85] HÜTTENRAUCH, Helge ; EKLUNDH, K S. ; GREEN, Anders ; TOPP, Elin A.: Investigating spatial relationships in human-robot interaction. In: *Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International Conference on IEEE* (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4059223. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2006, S. 5052–5059
- [86] IHSEN, Susanne ; SCHNEIDER, Wolfram ; SCHEIBL, Katharina: Interdisciplinary research collaborations and learning processes of engineers and social scientists during the development of a robot for seniors in Europe. In: *World Transactions on Engineering and Technology Education* 10 (2012), Nr. 2
- [87] INTOUCH HEALTH: *Press Release*. Online. January 2013. – URL <http://www.intouchhealth.com/in-the-news/press-releases/01-08-2013/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [88] IROBOT CORPORATION: *iRobot Create Open Interface (OI) Specification*. online. 2006. – URL http://www.irobot.com/hrd_right_rail/create_rr/create_fam/createFam_rr_manuals.html. – Zugriffsdatum: 2013-10-22

- [89] IROBOT CORPORATION: *iRobot Create Owners Guide*. online. 2006. – URL http://www.irobot.com/hrd_right_rail/create_rr/create_fam/createFam_rr_manuals.html. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [90] ISKEN, M ; VESTER, B ; FRENKEN, T ; STEEN, E.-E. ; BRELL, M ; HEIN, A: Enhancing Mobile Robots' Navigation through Mobility Assessments in Domestic Environments. In: *Proceedings 4. Deutscher Kongress, Ambient Assisted Living*, VDE Verlag, 2011
- [91] ISKEN, Melvin ; BORGMANN, Bjoern ; HEIN, Andreas: Mobile Robot Platform to track User Movement and Behaviour. In: BOTÍA, JuanA. (Hrsg.) ; GARCÍA, JuanAntonio Álvarez (Hrsg.) ; FUJINAMI, Kaori (Hrsg.) ; BARSOCCHI, Paolo (Hrsg.) ; RIEDEL, Till (Hrsg.): *Evaluating AAL Systems Through Competitive Benchmarking* Bd. 386. Springer Berlin Heidelberg, 2013, S. 94–105. – URL http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-41043-7_9. – ISBN 978-3-642-41042-0
- [92] ISKEN, Melvin ; FRENKEN, Thomas ; BRELL, Melina ; HEIN, Andreas: Robot interaction with domestic environments considering AAL services and smart home technologies. In: AUGUSTO (Hrsg.) ; AGHAJAN (Hrsg.) ; CALLAGHAN (Hrsg.) ; COOK (Hrsg.) ; DONOGHUE (Hrsg.) ; EGERTON (Hrsg.) ; GARDNER (Hrsg.) ; JOHNSON (Hrsg.) ; KOVALCHUK (Hrsg.) ; LOPEZ-COZAR (Hrsg.) ; MIKULECKY (Hrsg.) ; NG (Hrsg.) ; POPPE (Hrsg.) ; WANG (Hrsg.) ; ZAMUDIO (Hrsg.): *Workshop Proceedings of the 7th International Conference on Intelligent Environments* Bd. 10. Nottingham, UK : IOS Press, 2011, S. 810–821. – ISBN 978-1-60750-794-9
- [93] ISKEN, Melvin ; VOLKENING, Nils ; LOWET, Dietwig ; HEESCH, Frank van ; WOUW, Doortje van de ; BRELL, Melina ; HEIN, Andreas: Preferred services of assistive robots for elderly: Results of user studies within the Florence project. In: *Gerontechnology* Bd. 11, 2012, S. 375
- [94] JANG, Yongwon ; SHIN, Seungchul ; LEE, Jeong W. ; KIM, Seunghwan: A Preliminary Study for Portable Walking Distance Measurement System Using Ultrasonic Sensors. In: *Proc. 29th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2007*, 2007, S. 5290–5293
- [95] KAMEN, G. ; PATTEN, C. ; DU, C. D. ; SISON, S.: An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. In: *Gerontology* 44 (1998), Nr. 1, S. 40–45

- [96] KANDA, Takayuki ; HIRANO, Takayuki ; EATON, Daniel ; ISHIGURO, Hiroshi: Interactive robots as social partners and peer tutors for children: A field trial. In: *Human-Computer Interaction* 19 (2004), Nr. 1, S. 61–84. – URL <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1466551>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [97] KELLEY, John F.: An iterative design methodology for user-friendly natural language office information applications. In: *ACM Transactions on Information Systems (TOIS)* 2 (1984), Nr. 1, S. 26–41. – URL <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=357420>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [98] KERR, KM ; WHITE, JA ; BARR, DA ; MOLLAN, RAB: Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. In: *Gait & Posture* 2 (1994), Nr. 3, S. 182–190. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-4BYHHVT-15/2/68862c17c08a590541a1178f13399864>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 0966-6362
- [99] KHOSHELHAM, Kourosh ; ELBERINK, Sander O.: Accuracy and resolution of Kinect depth data for indoor mapping applications. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 12 (2012), Januar, Nr. 2, S. 1437–54. – URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3304120/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 1424-8220
- [100] KISS, RM: Comparison between kinematic and ground reaction force techniques for determining gait events during treadmill walking at different walking speeds. In: *Medical Engineering & Physics* 32 (2010), Nr. 6, S. 662–667. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135045331000041X>. – Zugriffsdatum: 2013-10-23. – ISSN 1350-4533
- [101] KNIGHT, Heather ; LEE, Jae-Kyu ; MA, Hongshen: Chair Alarm for patient fall prevention based on Gesture Recognition and Interactivity. In: *Proc. 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2008*, August 20–25, 2008, S. 3698–3701
- [102] KOAY, Kheng L. ; SISBOT, E A. ; SYRDAL, DA ; WALTERS, ML ; DAUTENHAHN, K ; ALAMI, R: Exploratory study of a robot approaching a person in the context of handing over an object. In: *Proc. of AAAI-SS on Multi-disciplinary Collaboration for Socially Assistive Robotics* (2007), S. 18–24. – URL <http://www.aaai.org/Papers/Symposia/Spring/2007/SS-07-07/SS07-07-004.pdf>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22

- [103] KOHLER, Martin ; ZIESE, Thomas: *Telefonischer Gesundheitssurvey des Robert Koch-Instituts zu chronischen Krankheiten und ihren Bedingungen: deskriptiver Ergebnisbericht: Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes*. Robert Koch-Institut, 2004
- [104] KONG, Kyoungchul ; TOMIZUKA, M.: A Gait Monitoring System Based on Air Pressure Sensors Embedded in a Shoe. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 14 (2009), Juni, Nr. 3, S. 358–370
- [105] KOZIMA, Hideki ; MICHALOWSKI, Marek P. ; NAKAGAWA, Cocoro: Keepon. In: *International Journal of Social Robotics* 1 (2009), Nr. 1, S. 3–18. – URL <http://link.springer.com/article/10.1007/s12369-008-0009-8>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [106] KRENN, Larissa: *Mobilität im Alter - Erhalt und Förderung der physischen und mentalen Fähigkeiten als Voraussetzung für eine verbesserte Lebensqualität des älteren und alten Menschen*, Österreichische Akademie der Ärzte, Referat für Geriatrie (ÖGGG), Abschlussarbeit für den Diplomlehrgang Geriatrie, 2011. – URL http://www.arztakademie.at/fileadmin/template/main/Geriatrie/Publikationen10-11/Krenn_AA.pdf. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – Wissenschaftliche Leitung: Prof. Dr. Franz Böhmer Prim. Univ. Prof. Dr. Monika Lechleitner
- [107] KRUSE, Thibault ; KIRSCH, Alexandra: Towards opportunistic action selection in human-robot cooperation. In: *KI 2010: Advances in Artificial Intelligence* 6359 (2010), Nr. 2. – URL <http://www.springerlink.com/index/XV30Q1161J787T78.pdf>. – Zugriffsdatum: 2013-10-23
- [108] KRUSE, Thibault ; KIRSCH, Alexandra ; SISBOT, E. A. ; ALAMI, Rachid: Dynamic generation and execution of human aware navigation plans. In: *Proceedings of the 9th International Conference on Autonomous Agents and Multiagent Systems* Bd. 1 International Foundation for Autonomous Agents and Multiagent Systems (Veranst.), URL <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1838462>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2010, S. 1523–1524
- [109] KRUSE, Thibault ; KIRSCH, Alexandra ; SISBOT, E. A. ; ALAMI, Rachid: Exploiting human cooperation in human-centered robot navigation. In: *19th International Symposium in Robot and Human Interactive Communication* (2010), September,

- S. 192–197. – URL <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5598645>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. ISBN 978-1-4244-7991-7
- [110] KSERA CONSORTIUM: *Knowledgeable Service Robots for Aging*. Online. 2013. – URL <http://ksera.ieis.tue.nl>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [111] LAI, D. T. H. ; WRIGLEY, T. V. ; PALANISWAMI, M.: Ultrasound monitoring of inter-knee distances during gait. In: *Proc. Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC 2009*, 2009, S. 725–728
- [112] LAM, Chi-pang ; CHOU, Chen-tun ; CHIANG, Kuo-hung ; FU, Li-chen: Human-Centered Robot Navigation - Towards a Harmoniously Human-Robot Coexisting Environment. In: *IEEE Transactions on Robotics* 27 (2011), Nr. 1, S. 99–112
- [113] LEU, A. ; RISTIC-DURRANT, D. ; GRASER, A.: A robust markerless vision-based human gait analysis system. In: *Proc. 6th IEEE Int Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI) Symp*, 2011, S. 415–420
- [114] LIAO, Hua-Fang ; MAO, Pai-Jun ; HWANG, Ai-Wen: Test-retest reliability of balance tests in children with cerebral palsy. In: *Developmental Medicine & Child Neurology* 43 (2001), Nr. 3, S. 180–186. – URL <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1469-8749.2001.tb00184.x/abstract>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [115] LIAO, Tsung-Yen ; MIAOU, Shaou-Gang ; LI, Yu-Ren: A vision-based walking posture analysis system without markers. In: *Proc. 2nd Int Signal Processing Systems (ICSPS) Conf Bd. 3*, 2010, S. 254–258
- [116] LICHTENTHALER, C ; LORENZ, Tamara ; KARG, Michael ; KIRSCH, Alexandra: Increasing perceived value between human and robots? Measuring legibility in human aware navigation. In: *Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), 2012 IEEE Workshop on IEEE (Veranst.)*, URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6213405. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2012, S. 89–94. – ISBN 9781467304825
- [117] LICHTENTHÄLER, Christina ; LORENZ, T ; KIRSCH, Alexandra: Towards a legibility metric: How to measure the perceived value of a robot. In: *ICSR Work-In-Progress-Track* (2011)
- [118] LIM, Dong-Woo ; KIM, Dae-Hyun ; SHEN, Lan ; KIM, Hyung-Myung ; KIM, Seong-do ; YU, Hyun K.: Stride rate estimation using UWB impulse radar. In: *Proc. 3rd Int Synthetic Aperture Radar (APSAR) Asia-Pacific Conf*, 2011, S. 1–3

- [119] LIU, Jian ; LOCKHART, T. E. ; JONES, M. ; MARTIN, T.: Local Dynamic Stability Assessment of Motion Impaired Elderly Using Electronic Textile Pants. In: *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering* 5 (2008), Oktober, Nr. 4, S. 696–702
- [120] LIU, Nanyang ; XIONG, Rong ; LI, Qianshan ; WANG, Yue: Human Tracking Using Improved Sample-Based Joint Probabilistic Data Association Filter. In: LEE, Sukhan (Hrsg.) ; CHO, Hyungsuck (Hrsg.) ; YOON, Kwang-Joon (Hrsg.) ; LEE, Jangmyung (Hrsg.): *Intelligent Autonomous Systems 12* Bd. 194. Springer Berlin Heidelberg, 2013, S. 293–302. – URL http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-33932-5_28. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISBN 978-3-642-33931-8
- [121] LIVINGSTON, Mark A. ; SEBASTIAN, Jay ; AI, Zhuming ; DECKER, Jonathan W.: Performance measurements for the Microsoft Kinect skeleton. In: *Virtual Reality Workshops (VR), 2012 IEEE* IEEE (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6180911. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2012, S. 119–120
- [122] LOMBARDI, R ; BUIZZA, A ; GANDOLFI, R ; VIGNARELLI, C ; GUAITA, A ; PANELLA, L: Measurement on Tinetti test: instrumentation and procedures. In: *Technology and Health Care-Journal of the European Society for Engineering and Medicine* 9 (2001), Nr. 5, S. 403–416
- [123] LOWET, D ; ISKEN, M ; LEE, WP ; HEESCH, F van ; EERTINK, EH: Robotic Telepresence for 24/07 remote Assistance to Elderly at Home. In: *Proceedings of social robotic telepresence workshop on IEEE international symposium on robot and human interactive communication. Paris, France, 2012*
- [124] MACDORMAN, Karl F.: Subjective ratings of robot video clips for human likeness, familiarity, and eeriness: An exploration of the uncanny valley. In: *ICCS/CogSci-2006 long symposium: Toward social mechanisms of android science*, 2006, S. 26–29
- [125] MACDORMAN, Karl F. ; ISHIGURO, Hiroshi: The uncanny advantage of using androids in cognitive and social science research. In: *Interaction Studies* 7 (2006), Nr. 3, S. 297–337. – URL <http://www.ingentaconnect.com/content/jbp/is/2006/00000007/00000003/art00002>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22

- [126] MACKAY, David J.: *Information theory, inference and learning algorithms*. Cambridge University Press, 2003
- [127] MAGUIRE, Martin: Methods to support human-centred design. In: *International journal of human-computer studies* 55 (2001), Nr. 4, S. 587–634. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1071581901905038>. – Zugriffsdatum: 2013-10-23
- [128] MAINPRICE, Jim ; SISBOT, E A. ; SIMÉON, Thierry ; ALAMI, Rachid: Planning safe and legible hand-over motions for human-robot interaction. In: *IARP Workshop on Technical Challenges for Dependable Robots in Human Environments* Bd. 2, URL http://conf.laas.fr/DRHE2010/final_papers/9-1-03-mainprice.pdf. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2010, S. 7
- [129] MANCINI, Martina ; HORAK, Fay B.: The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. In: *European journal of physical and rehabilitation medicine* 46 (2010), Nr. 2, S. 239
- [130] MANCINI, Martina ; SALARIAN, Arash ; CARLSON-KUHTA, Patricia ; ZAMPIERI, Cris ; KING, Laurie ; CHIARI, Lorenzo ; HORAK, Fay B. et al.: ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 9 (2012), Nr. 1, S. 59
- [131] MANCINI, Martina ; ZAMPIERI, Cris ; CARLSON-KUHTA, Patricia ; CHIARI, Lorenzo ; HORAK, Fay B.: Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinsons disease: an accelerometer-based approach. In: *European Journal of Neurology* 16 (2009), Nr. 9, S. 1028–1034. – URL <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1468-1331.2009.02641.x/full>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [132] MARSCHOLLEK, M. ; NEMITZ, G. ; GIETZELT, M. ; WOLF, K.H. ; SCHWABEDISSEN, H. Meyer zu ; HAUX, R.: Predicting in-patient falls in a geriatric clinic. In: *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* 42 (2009), S. 317–322. – ISSN 0948-6704
- [133] MARSCHOLLEK, Michael ; GOEVERCIN, Mehmet ; WOLF, Klaus-Hendrik ; SONG, Bianying ; GIETZELT, Matthias ; HAUX, Reinhold ; STEINHAGEN-THIESSEN, Elisabeth: A performance comparison of accelerometry-based step detection algorithms on a large, non-laboratory sample of healthy and mobility-impaired persons.

- In: *Proc. 30th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2008*, 2008, S. 1319–1322
- [134] MASUD, Tahir ; MORRIS, Robert O.: Epidemiology of falls. In: *Age and ageing* 30 (2001), Nr. suppl 4, S. 3–7
- [135] MATHIE, Merryn J. ; COSTER, Adelle C F. ; LOVELL, Nigel H. ; CELLER, Branko G.: Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. In: *Physiological Measurement* 25 (2004), Nr. 2, S. R1. – URL <http://stacks.iop.org/0967-3334/25/i=2/a=R01>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [136] MAYAGOITIA, R. E. ; LOTTERS, J. C. ; VELTINK, P. H.: Standing stability evaluation using a triaxial accelerometer. In: *Proc. 18th Annual International Conference of the IEEE Bridging Disciplines for Biomedicine Engineering in Medicine and Biology Society* Bd. 2, Oktober 31–November 3, 1996, S. 573–574
- [137] MEIER-BAUMGARTNER, HP ; HAIN, G ; OSTER, P ; STEINHAGEN-THIESSEN, E ; VOGEL, W ; V., Bundesarbeitsgemeinschaft der Klinisch-Geriatriischen Einrichtungen e. (Hrsg.): *Empfehlungen für die klinisch-geriatriische Behandlung*. 2. Auflage. Gustav Fischer Verlag Jena, 1998
- [138] MELENHORST, Anne-Sophie ; ROGERS, Wendy A. ; BOUWHUIS, Don G.: Older adults' motivated choice for technological innovation: evidence for benefit-driven selectivity. In: *Psychology and aging* 21 (2006), Nr. 1, S. 190. – URL <http://psycnet.apa.org/journals/pag/21/1/190/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [139] MENZ, Hylton B. ; LORD, Stephen R. ; FITZPATRICK, Richard C.: Age-related differences in walking stability. In: *Age and Ageing* 32 (2003), März, Nr. 2, S. 137–142
- [140] MEYER, Sybille ; MEYER, Sybille (Hrsg.): *Mein Freund der Roboter*. BMBF/VDE Innovationspartnerschaft AAL, April 2011. – ISBN 978-3-8007-3342-2
- [141] MICROSOFT CORPORATION: *Microsoft Developer Network - Library*. online. – URL <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh973074.aspx>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [142] MINATO, Takashi ; SHIMADA, Michihiro ; ISHIGURO, Hiroshi ; ITAKURA, Shoji: Development of an android robot for studying human-robot interaction. In: *Innovations in applied artificial intelligence*. Springer, 2004, S. 424–434

- [143] MINSEL, Beate ; ROTH, Wolfgang K.: *Soziale Interaktion in der Schule*. Urban & Schwarzenberg, 1978
- [144] MORI, M: The uncanny valley. In: *Energy* 7 (1970), Nr. 4, S. 33–35
- [145] MURAS, Joanna: *SMOOTH - A System for Mobility Training at Home for People with Parkinson's Disease*, Trinity College Dublin, Dissertation, 2010
- [146] MUTLU, Bilge ; KRAUSE, Andreas ; FORLIZZI, Jodi ; GUESTRIN, Carlos ; HODGINS, Jessica: Robust, low-cost, non-intrusive sensing and recognition of seated postures. In: *UIST '07: Proceedings of the 20th annual ACM symposium on User interface software and technology*. New York, NY, USA : ACM, 2007, S. 149–158. – ISBN 978-1-59593-679-2
- [147] NAJAFI, B. ; AMINIAN, K. ; LOEW, F. ; BLANC, Y. ; ROBERT, P. A.: Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 49 (2002), Nr. 8, S. 843–851
- [148] NARAYANAN, Michael R. ; REDMOND, Stephen J. ; SCALZI, Maria E. ; LORD, Stephen R. ; CELLER, Branko G. ; AST, Nigel H L.: Longitudinal falls-risk estimation using triaxial accelerometry. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 57 (2010), März, Nr. 3, S. 534–541
- [149] NESTER, C. ; JONES, R. K. ; LIU, A. ; HOWARD, D. ; LUNDBERG, A. ; ARNDT, A. ; LUNDGREN, P. ; STACOFF, A. ; WOLF, P.: Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. In: *Journal of Biomechanics* 40 (2007), Nr. 15, S. 3412–3423
- [150] NIKOLAUS, Th: Das geriatrische Assessment Aktueller Erkenntnisstand hinsichtlich der Eignungskriterien (Diskrimination, Prädiktion, Evaluation, Praktikabilität). In: *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* 34 (2001), Nr. 1, S. I036–I042
- [151] NUTT, J. G. ; MARSDEN, C. D. ; THOMPSON, P. D.: Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. In: *Neurology* 43 (1993), Februar, Nr. 2, S. 268–279
- [152] O'KEEFFE, S. T. ; KAZEEM, H. ; PHILPOTT, R. M. ; PLAYFER, J. R. ; GOSNEY, M. ; LYE, M.: Gait disturbance in Alzheimer's disease: a clinical study. In: *Age and Ageing* 25 (1996), Juli, Nr. 4, S. 313–316

- [153] OKUBO, Yoichi ; YE, Cang ; BORENSTEIN, Johann: Characterization of the Hokuyo URG-04LX laser rangefinder for mobile robot obstacle negotiation. In: *SPIE Defense, Security, and Sensing* Bd. 7332 International Society for Optics and Photonics (Veranst.), URL <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?articleid=778563>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2009
- [154] OTERO, M.: Application of a continuous wave radar for human gait recognition. In: I. KADAR (Hrsg.): *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series* Bd. 5809, Mai 2005, S. 538–548
- [155] PACCHIEROTTI, Elena ; CHRISTENSEN, Henrik ; JENSFELT, Patric: Evaluation of Passing Distance for Social Robots. In: *ROMAN 2006 - The 15th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (2006)*, September, S. 315–320. – URL <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4107827>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. ISBN 1-4244-0564-5
- [156] PALLEJÀ, Tomàs ; TEIXIDÓ, Mercè ; TRESANCHEZ, Marcel ; PALACÍN, Jordi: Measuring Gait Using a Ground Laser Range Sensor. In: *Sensors* 9 (2009), Nr. 11, S. 9133–9146. – URL <http://www.mdpi.com/1424-8220/9/11/9133/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 1424-8220
- [157] PAPPAS, I. P. I. ; KELLER, T. ; MANGOLD, S. ; POPOVIC, M. R. ; DIETZ, V. ; MORARI, M.: A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole. In: *IEEE Sensors Journal* 4 (2004), April, Nr. 2, S. 268–274
- [158] PAVEL, M. ; HAYES, T. ; TSAY, I. ; ERDOGMUS, D. ; PAUL, A. ; LARIMER, N. ; JIMISON, H. ; NUTT, J.: Continuous Assessment of Gait Velocity in Parkinson's Disease from Unobtrusive Measurements. In: *Proc. 3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering CNE '07*, Mai 2–5, 2007, S. 700–703
- [159] PAVEL, M. ; HAYES, T. L. ; ADAMI, A. ; JIMISON, H. ; KAYE, J.: Unobtrusive Assessment of Mobility. In: *Proc. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS '06*, August 2006, S. 6277–6280
- [160] PEREZ, C. ; OATES, A. ; HUGHEY, L. ; FUNG, J.: Development of a force-sensing cane instrumented within a treadmill-based virtual reality locomotor system. In: *Proc. Virtual Rehabilitation Int. Conf*, 2009, S. 154–159

- [161] PERRY, M. ; DOWDALL, A. ; LINES, L. ; HONE, K.: Multimodal and ubiquitous computing systems: supporting independent-living older users. In: *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 8 (2004), Nr. 3, S. 258–270
- [162] PETERS, E ; PRITZKULEIT, R ; BESKE, F ; KATALINIC, A: Demografischer Wandel und Krankheitshäufigkeiten. In: *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz* 53 (2010), Nr. 5, S. 417–426
- [163] PETRICH, Dorothea: Einsamkeit im Alter. In: *Jenaer Schriften zur Sozialwissenschaft* 4 (2011), Mai, Nr. 6
- [164] PODSIADLO, D. ; RICHARDSON, S.: The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 39 (1991), Februar, Nr. 2, S. 142–148
- [165] POLLICK, Frank E.: In search of the Uncanny Valley. In: *User centric media*. Springer, 2010, S. 69–78
- [166] POPPE, Ronald: Vision-based human motion analysis: An overview. In: *Comput. Vis. Image Underst.* 108 (2007), Oktober, S. 4–18. – URL <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1287852.1288092>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 1077-3142
- [167] RAM, Shobha S. ; LI, Yang ; LIN, Adrian ; LING, Hao: Doppler-based detection and tracking of humans in indoor environments. In: *Journal of the Franklin Institute* 345 (2008), Nr. 6, S. 679–699. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0016003208000446>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 0016-0032
- [168] REEVES, Byron ; NASS, Clifford: *How people treat computers, television, and new media like real people and places*. CSLI Publications and Cambridge University Press, 1996
- [169] RENTELN-KRUSE, Wolfgang v.: *Medizin des Alterns und des alten Menschen : mit 63 Tabellen*. Steinkopff, 2009. – XIV, 285 S. S
- [170] RICHTER, S ; FUCHS, J ; KUHLMEY, A: Herausforderungen an die Gesundheitsforschung für eine alternde Gesellschaft am Beispiel Multimorbidität. In: *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz* 53 (2010), Nr. 5, S. 441–450

- [171] SALARIAN, Arash ; HORAK, Fay B. ; ZAMPIERI, Cris ; CARLSON-KUHTA, Patricia ; NUTT, John G. ; AMINIAN, Kamiar: iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility. In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 18 (2010), Juni, Nr. 3, S. 303–310
- [172] SASAKI, Takeshi ; HASHIMOTO, Hideki: Human Observation Based Mobile Robot Navigation in Intelligent Space. In: *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2006), Oktober, S. 1044–1049. – URL <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4058502>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. ISBN 1-4244-0258-1
- [173] SCANAILL, Clíodhna N. ; CAREW, Sheila ; BARRALON, Pierre ; NOURY, Norbert ; LYONS, Declan ; LYONS, Gerard M.: A review of approaches to mobility telemonitoring of the elderly in their living environment. In: *Annals of Biomedical Engineering* 34 (2006), April, Nr. 4, S. 547–563
- [174] SCHEIBL, Katharina ; GEIGER, Jürgen ; SCHNEIDER, Wolfram ; REHRL, Tobias ; IHSEN, Susanne ; RIGOLL, Gerhard ; WALLHOFF, Frank: Die Einbindung von Nutzerinnen und Nutzern in den Entwicklungsprozess eines mobilen Assistenzsystems zur Steigerung der Akzeptanz und Bedarfsadäquatheit. In: *Technik für ein selbstbestimmtes Leben* (2012). – URL <http://www.vde-verlag.de/proceedings-en/453400079.html>. – Zugriffsdatum: 2013-10-23
- [175] SCHERFER, E. ; BOHLS, C. ; FREIBERGER, E. ; HEISE, K.-F. ; HOGAN, D.: Berg-Balance-Scale - deutsche Version. In: *physioscience* 2 (2006), Nr. 02, S. 59–66. – ISSN 1860-3092
- [176] SERPELL, James: *In the company of animals: A study of human-animal relationships*. Cambridge University Press, 1996
- [177] SHAO, Xiaowei ; ZHAO, Huijing ; NAKAMURA, K ; KATABIRA, K ; SHIBASAKI, R ; NAKAGAWA, Y: Detection and tracking of multiple pedestrians by using laser range scanners. In: *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on, 2007*, S. 2174–2179
- [178] SHOTTON, Jamie ; FITZGIBBON, Andrew ; COOK, Mat ; SHARP, Toby ; FINOCCHIO, Mark ; MOORE, Richard ; KIPMAN, Alex ; BLAKE, Andrew: Real-time human pose recognition in parts from single depth images. In: *Cvpr 2011* (2011), Ju-

- ni, S. 1297–1304. – URL <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5995316>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. ISBN 978-1-4577-0394-2
- [179] SISBOT, E A. ; CLODIC, Aurélie ; MARIN, U ; FONTMARTY, Matthias ; BRETHER, Ludovic ; ALAMI, Rachid et al.: Implementing a human-aware robot system. In: *Robot and Human Interactive Communication, 2006. ROMAN 2006. The 15th IEEE International Symposium on IEEE* (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4107895. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2006, S. 727–732
- [180] SISBOT, EA: *Towards human-aware robot motions*, University of Toulouse, Dissertation, 2008. – URL <http://thesesups.ups-tlse.fr/755/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [181] SISBOT, EA ; ALAMI, R ; SIMEON, T ; DAUTENHAHN, K ; WALTERS, M ; WOODS, S: Navigation in the presence of humans. In: *Humanoid Robots, 2005 5th IEEE-RAS International Conference on IEEE* (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1573565. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2005, S. 181–188. – ISBN 0780393201
- [182] SISBOT, Emrah A. ; MARIN-URIAS, Luis F. ; ALAMI, Rachid ; SIMEON, Thierry: A human aware mobile robot motion planner. In: *Robotics, IEEE Transactions on* 23 (2007), Nr. 5, S. 874–883. – URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4339546. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [183] SIXSMITH, A. J.: An evaluation of an intelligent home monitoring system. In: *Journal of Telemedicine and Telecare* 6 (2000), Nr. 2, S. 63–72
- [184] SKELLY, M. M. ; CHIZECK, H. J.: Real-time gait event detection for paraplegic FES walking. In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 9 (2001), März, Nr. 1, S. 59–68
- [185] SMARR, Cory-Ann ; FAUSSET, Cara B. ; ROGERS, Wendy A.: Understanding the potential for robot assistance for older adults in the home environment. In: *Georgia Institute of Technology* (2011)
- [186] SMITH, Graeme E. ; AHMAD, Fauzia ; AMIN, Moeness G.: Micro-Doppler processing for ultra-wideband radar data. In: *SPIE Defense, Security, and Sensing* International Society for Optics and Photonics (Veranst.), URL <http://>

- proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?articleid=1355069. –
Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2012, S. 83610L–83610L
- [187] SPEHR, J ; GIETZELT, M. ; WEGEL, S. ; KÖLTZSCH, Y. ; WINKELBACH, S. ; MARSCHOLLEK, M. ; GÖVERCIN, M. ; WAHL, F. ; HAUX, R. ; STEINHAGEN-THIESSEN, E.: Vermessung von Gangparametern zur Sturzprädikation durch Vision- und Beschleunigungssensorik. In: *Demographischer Wandel - Assistenzsysteme aus der Forschung in den Markt (AAL 2011)*, 2011, S. 5
- [188] STATISTISCHE ÄMTER DES BUNDES UND DER LÄNDER: *Demografischer Wandel in Deutschland - Auswirkungen auf Krankenhausbehandlungen und Pflegebedürftige im Bund und in den Ländern*. Online. November 2010. – URL http://www.statistikportal.de/statistik-portal/demografischer_wandel_heft2.pdf. – Zugriffsdatum: 2013-10-23
- [189] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Bevölkerung Deutschlands bis 2060 - 12. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung*. Online. 2009. – URL http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Presse/pk/2009/Bevoelkerung/pressebroschuere__bevoelkerungsentwicklung2009,property=file.pdf
- [190] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Alleinlebende in Deutschland - Ergebnisse des Mikrozensus 2011*. Online. 2012. – URL https://www.destatis.de/DE/PresseService/Presse/Pressekonferenzen/2012/Alleinlebende/begleitmaterial_PDF.pdf?__blob=publicationFile. – Zugriffsdatum: 2013-10-23
- [191] STEEN, Enno-Edzard ; EICHELBERG, Marco ; NEBEL, Wolfgang ; HEIN, Andreas: A Novel Indoor Localization Approach Using Dynamic Changes in Ultrasonic Echoes. In: WICHERT, Reiner (Hrsg.) ; EBERHARDT, Birgid (Hrsg.): *Ambient Assisted Living*. Springer Berlin Heidelberg, 2012 (Advanced Technologies and Societal Change), S. 61–76. – ISBN 978-3-642-27491-6
- [192] STONE, E. E. ; SKUBIC, M.: Evaluation of an inexpensive depth camera for passive in-home fall risk assessment. In: *Proc. 5th Int Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) Conf*, 2011, S. 71–77
- [193] STONE, E.E. ; SKUBIC, M.: Mapping Kinect-based in-home gait speed to TUG time: A methodology to facilitate clinical interpretation. In: *Pervasive Computing*

Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 2013 7th International Conference on, 2013, S. 57–64

- [194] STONE, Erik E. ; SKUBIC, Marjorie: Passive in-home measurement of stride-to-stride gait variability comparing vision and Kinect sensing. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* IEEE (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6091602. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2011, S. 6491–6494
- [195] STONE, Erik E. ; SKUBIC, Marjorie: Capturing habitual, in-home gait parameter trends using an inexpensive depth camera. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* IEEE (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6347142. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2012, S. 5106–5109
- [196] SUTHERLAND, David H.: The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. In: *Gait & Posture* 14 (2001), Nr. 1, S. 61–70. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620100100X>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 0966-6362
- [197] SUTHERLAND, David H.: The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics. In: *Gait & Posture* 16 (2002), Nr. 2, S. 159–179. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636202000048>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 0966-6362
- [198] SUTHERLAND, David H.: The evolution of clinical gait analysis part III - kinetics and energy assessment. In: *Gait & Posture* 21 (2005), Nr. 4, S. 447–461. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204001201>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 0966-6362
- [199] SVIESTINS, Emma ; MITSUNAGA, Noriaki ; KANDA, Takayuki ; ISHIGURO, Hiroshi ; HAGITA, Norihiro: Speed adaptation for a robot walking with a human. In: *Human-Robot Interaction (HRI), 2007 2nd ACM/IEEE International Conference on* IEEE (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6251711. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2007, S. 349–356. – ISBN 9781595936172
- [200] TALBOT, Laura A. ; MUSIOL, Robin J. ; WITHAM, Erica K. ; METTER, E J.: Falls

- in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. In: *BMC Public Health* 5 (2005), Nr. 1, S. 86
- [201] TAN, H. Z. ; SLIVOVSKY, L. A. ; PENTLAND, A.: A sensing chair using pressure distribution sensors. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 6 (2001), September, Nr. 3, S. 261–268
- [202] TANAKA, K ; OKADA, Nobuhiro ; KONDO, Eiji: Building a floor map by combining stereo vision and visual tracking of persons. In: *Computational Intelligence in Robotics and Automation, 2003. Proceedings. 2003 IEEE International Symposium on Bd. 2 IEEE* (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1222256. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2003, S. 641–646
- [203] TESCH-RÖMER, Clemens ; WURM, Susanne: Veränderung von subjektivem Wohlbefinden und Lebensqualität in der zweiten Lebenshälfte. In: *Sozialer Wandel und individuelle Entwicklung in der zweiten Lebenshälfte. Berlin: Deutsches Zentrum für Altersfragen* (2004), S. 395–454
- [204] TINETTI, M. E.: Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 34 (1986), Februar, Nr. 2, S. 119–126
- [205] TRIENEN, Stefan: *Entwicklung von Human Aware Navigationsalgorithmen für mobile Service im häuslichen Umfeld*, University of Oldenburg, Diplomarbeit, 2012
- [206] TUNG, J. ; GAGE, W. ; ZABJEK, K. ; BROOKS, D. ; MAKI, D. ; MIHAILIDIS, A. ; FERNIE, G. R. ; MCILROY, W. E.: iWalker: A 'real-world' mobility assessment tool. In: *30th Canadian Medical & Biological Engineering Society, Canadian Medical & Biological Engineering Society, 2007*. – URL <http://www.ot.utoronto.ca/iatsl/projects/iwalker.htm>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [207] VASQUEZ, Dizan ; STEIN, Procópio: Human aware navigation for assistive robotics. In: *13th International Symposium on Experimental Robotics-2012* 2012 (2012). – URL <http://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00743628/>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [208] VERGHESE, Joe ; LIPTON, Richard B. ; HALL, Charles B. ; KUSLANSKY, Gail ; KATZ, Mindy J. ; BUSCHKE, Herman: Abnormality of gait as a predictor of non-

- Alzheimer's dementia. In: *New England Journal of Medicine* 347 (2002), November, Nr. 22, S. 1761–1768
- [209] VIGNAUD, L. ; GHALEB, A. ; LE KERNEC, J. ; NICOLAS, J.-M.: Radar high resolution range & micro-Doppler analysis of human motions. In: *Proc. RADAR Radar Conf. - Surveillance for a Safer World Int*, 2009, S. 1–6
- [210] VIRONE, G. ; NOURY, N. ; DEMONGEOT, J.: A system for automatic measurement of circadian activity deviations in telemedicine. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 49 (2002), Nr. 12, S. 1463–1469
- [211] VOLKENING, Nils ; ISKEN, Melvin ; FRENKEN, Thomas ; BRELL, Melina Frenken (born ; HEIN, Andreas: Housing Enabling – Detection of imminent risk areas in domestic environments using mobile service robots. In: *6 Deutscher AAL-Kongress 2013 (AAL 2013)*. Berlin, Germany, 01 2013, S. 479–485
- [212] WADA, K. ; SHIBATA, T. ; SAITO, T. ; TANIE, K.: Psychological, physiological and social effects to elderly people by robot assisted activity at a health service facility for the aged. In: *Advanced Intelligent Mechatronics, 2003. AIM 2003. Proceedings. 2003 IEEE/ASME International Conference on* Bd. 1, 2003, S. 272–277 vol.1
- [213] WAHAB, Y. ; BAKAR, N. A.: Microsystem based portable shoe integrated instrumentation using ultrasonic for gait analysis measurement. In: *Proc. 4th Int Mechatronics (ICOM) Conf. On*, 2011, S. 1–4
- [214] WANG, Fang ; SKUBIC, M. ; ABBOTT, C. ; KELLER, J. M.: Body sway measurement for fall risk assessment using inexpensive webcams. In: *Proc. Annual Int Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) Conf. of the IEEE*, 2010, S. 2225–2229
- [215] WANG, Ruizhe ; MEDIONI, Gerard ; WINSTEIN, Carolee J. ; BLANCO, Cesar: Home Monitoring Musculo-Skeletal Disorders with a Single 3D Sensor. In: *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW), 2013 IEEE Conference on IEEE (Veranst.)*, URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6595923. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2013, S. 521–528
- [216] WANG, Yazhou ; FATHY, Aly E.: Range-time-frequency representation of a pulse Doppler radar imaging system for indoor localization and classification. In:

- Wireless Sensors and Sensor Networks (WiSNet), 2013 IEEE Topical Conference on IEEE* (Veranst.), URL http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6488625. – Zugriffsdatum: 2013-10-22, 2013, S. 34–36
- [217] WEIR, R. F. ; CHILDRESS, D. S.: Portable devices for the clinical measurement of gait performance and outcomes. In: *Proc. 22nd Annual Int Engineering in Medicine and Biology Society Conf. of the IEEE* Bd. 3, 2000, S. 1873–1875
- [218] WEISS, A ; HERMAN, T ; PLOTNIK, M ; BROZGOL, M ; GILADI, N ; HAUSDORFF, J M.: An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. In: *Physiological Measurement* 32 (2011), Nr. 12, S. 2003. – URL <http://stacks.iop.org/0967-3334/32/i=12/a=009>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [219] WHITNEY, Julie C. ; LORD, Stephen R. ; CLOSE, Jacqueline C T.: Streamlining assessment and intervention in a falls clinic using the Timed Up and Go Test and Physiological Profile Assessments. In: *Age and Ageing* 34 (2005), November, Nr. 6, S. 567–571
- [220] WILLIAMSON, R. ; ANDREWS, B. J.: Gait event detection for FES using accelerometers and supervised machine learning. In: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 8 (2000), September, Nr. 3, S. 312–319
- [221] WOODMAN, R. ; WINFIELD, a. ; HARPER, C. ; FRASER, M.: Building Safer Robots: Safety Driven Control. In: *The International Journal of Robotics Research* 31 (2012), September, Nr. 13, S. 1603–1626. – ISSN 0278-3649
- [222] WORLD HEALTH ORGANIZATION AND ALZHEIMER'S DISEASE INTERNATIONAL ; WORLD HEALTH ORGANIZATION AND ALZHEIMER'S DISEASE INTERNATIONAL (Hrsg.): *Dementia: a public health priority*. Online. 2012. – URL http://www.who.int/mental_health/publications/dementia_report_2012/en/. – Zugriffsdatum: 2013-10-23. – ISBN: 978 92 4 156445 8
- [223] XIONG, Rong ; WANG, Junnan ; LIU, Nanyang ; LI, Qianshan ; YIN, Penghui ; XU, Yingying ; SUN, Xiaokai ; HONG, Zenglin ; SHEN, Longbin: ZJUPanda Team Description for ROBOCUP 2012. (2012)
- [224] YACK, H. J. ; BERGER, R. C.: Dynamic stability in the elderly: identifying a possible measure. In: *Journal of Gerontology* 48 (1993), September, Nr. 5, S. M225–M230

- [225] YAMADA, M. ; KAMIYA, K. ; KUDO, M. ; NONAKA, H. ; TOYAMA, J.: Soft authentication and behavior analysis using a chair with sensors attached: hipprint authentication. In: *Pattern Anal. Appl.* 12 (2009), September, S. 251–260. – URL <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1611568.1611577>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 1433-7541
- [226] YARDIBI, T. ; CUDDIHY, P. ; GENÇ, S. ; BUFI, C. ; SKUBIC, M. ; RANTZ, M. ; LIU, Liang ; PHILLIPS, C.: Gait characterization via pulse-Doppler radar. In: *Proc. IEEE Int Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops) Conf*, 2011, S. 662–667
- [227] YESAVAGE, Jerome A. ; BRINK, TL ; ROSE, Terence L. ; LUM, Owen ; HUANG, Virginia ; ADEY, Michael ; LEIRER, Von O.: Development and validation of a geriatric depression screening scale: a preliminary report. In: *Journal of psychiatric research* 17 (1983), Nr. 1, S. 37–49. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022395682900334>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22
- [228] ZAMPIERI, Cris ; SALARIAN, Arash ; CARLSON-KUHTA, Patricia ; AMINIAN, Kammar ; NUTT, John G. ; HORAK, Fay B.: The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. In: *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 81 (2010), Februar, Nr. 2, S. 171–176
- [229] ZHU, H. S. ; WERTSCH, J. J. ; HARRIS, G. F. ; LOFTSGAARDEN, J. D. ; PRICE, M. B.: Foot pressure distribution during walking and shuffling. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 72 (1991), Mai, Nr. 6, S. 390–397
- [230] ZIJLSTRA, Wiebren: Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking. In: *European Journal of Applied Physiology* 92 (2004), S. 39–44. – ISSN 1439-6319
- [231] ZIJLSTRA, Wiebren ; HOF, At L.: Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. In: *Gait & Posture* 18 (2003), Nr. 2, S. 1–10. – URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620200190X>. – Zugriffsdatum: 2013-10-22. – ISSN 0966-6362
- [232] ZUBEYDE GURBTIZ, S. ; MELVIN, W. L. ; WILLIAMS, D. B.: Comparison of Radar-Based Human Detection Techniques. In: *Proc. Conf. Record of the Forty-First*

Asilomar Conf. Signals, Systems and Computers ACSSC 2007, 2007, S. 2199–2203

Eigene Publikationen (Full Reviewed)

- [1] BARGH, MS ; ISKEN, Melvin ; LOWET, Dietwig ; SNOECK, Niels: Sensing, actuation triggering and decision making for service robots deployed in smart homes. In: KEYSON, DavidV. (Hrsg.) ; MAHER, MaryLou (Hrsg.) ; STREITZ, Norbert (Hrsg.) ; CHEOK, Adrian (Hrsg.) ; AUGUSTO, JuanCarlos (Hrsg.) ; WICHERT, Reiner (Hrsg.) ; ENGLEBIENNE, Gwenn (Hrsg.) ; AGHAJAN, Hamid (Hrsg.) ; KRÖSE, BenJ.A. (Hrsg.): *Ambient Intelligence* Bd. 7040. Springer Berlin Heidelberg, 2011, S. 253–257. – ISBN 978-3-642-25166-5
- [60] FRENKEN, T ; ISKEN, M ; VOLKENING, N ; BRELL, M ; HEIN, A: Criteria for Quality and Safety while Performing Unobtrusive Domestic Mobility Assessments using Mobile Service Robots. In: WICHERT, Reiner (Hrsg.) ; EBERHARDT, Birgid (Hrsg.): *Technik für ein selbstbestimmtes Leben (AAL 2012)*, VDE Verlag, 2012, S. 10
- [66] GARZO, Ainara ; MARTINEZ, Leire ; ISKEN, Melvin ; LOWET, Dietwig ; REMAZEILLES, Anthony: User studies of a mobile assistance robot for supporting elderly: methodology and results, 10 2012
- [90] ISKEN, M ; VESTER, B ; FRENKEN, T ; STEEN, E.-E. ; BRELL, M ; HEIN, A: Enhancing Mobile Robots' Navigation through Mobility Assessments in Domestic Environments. In: *Proceedings 4. Deutscher Kongress, Ambient Assisted Living*, VDE Verlag, 2011
- [91] ISKEN, Melvin ; BORGMANN, Bjoern ; HEIN, Andreas: Mobile Robot Platform to track User Movement and Behaviour. In: BOTÍA, JuanA. (Hrsg.) ; GARCÍA, JuanAntonio Álvarez (Hrsg.) ; FUJINAMI, Kaori (Hrsg.) ; BARSOCCHI, Paolo (Hrsg.) ; RIEDEL, Till (Hrsg.): *Evaluating AAL Systems Through Competitive Benchmarking* Bd. 386. Springer Berlin Heidelberg, 2013, S. 94–105. – URL http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-41043-7_9. – ISBN 978-3-642-41042-0

- [92] ISKEN, Melvin ; FRENKEN, Thomas ; BRELL, Melina ; HEIN, Andreas: Robot interaction with domestic environments considering AAL services and smart home technologies. In: AUGUSTO (Hrsg.) ; AGHAJAN (Hrsg.) ; CALLAGHAN (Hrsg.) ; COOK (Hrsg.) ; DONOGHUE (Hrsg.) ; EGERTON (Hrsg.) ; GARDNER (Hrsg.) ; JOHNSON (Hrsg.) ; KOVALCHUK (Hrsg.) ; LOPEZ-COZAR (Hrsg.) ; MIKULECKY (Hrsg.) ; NG (Hrsg.) ; POPPE (Hrsg.) ; WANG (Hrsg.) ; ZAMUDIO (Hrsg.): *Workshop Proceedings of the 7th International Conference on Intelligent Environments* Bd. 10. Nottingham, UK : IOS Press, 2011, S. 810–821. – ISBN 978-1-60750-794-9
- [93] ISKEN, Melvin ; VOLKENING, Nils ; LOWET, Dietwig ; HEESCH, Frank van ; WOUW, Doortje van de ; BRELL, Melina ; HEIN, Andreas: Preferred services of assistive robots for elderly: Results of user studies within the Florence project. In: *Gerontechnology* Bd. 11, 2012, S. 375
- [123] LOWET, D ; ISKEN, M ; LEE, WP ; HEESCH, F van ; EERTINK, EH: Robotic Telepresence for 24/07 remote Assistance to Elderly at Home. In: *Proceedings of social robotic telepresence workshop on IEEE international symposium on robot and human interactive communication. Paris, France, 2012*
- [211] VOLKENING, Nils ; ISKEN, Melvin ; FRENKEN, Thomas ; BRELL, Melina Frenken (born ; HEIN, Andreas: Housing Enabling – Detection of imminent risk areas in domestic environments using mobile service robots. In: *6 Deutscher AAL-Kongress 2013 (AAL 2013)*. Berlin, Germany, 01 2013, S. 479–485

Eigene Publikationen (Abstract Reviewed)

- [1] ISKEN, Melvin ; FRENKEN, Thomas ; BRELL, Melina ; HEIN, Andreas: *Roboter-
gestütztes Mobilitäts-Assessment für Rehabilitation und Geriatrie*. In 126. Versamm-
lung der GDNÄ. Gesellschaft deutscher Naturforscher und Ärzte. 09 2010

A

Anhang

A.1. Ethikantrag User Tests Abschnitt 5.1

C.v.O. Universität Oldenburg

Ethik-Kommission

Prof. Dr. Meinhard Simon

Prof. Dr. Christiane Thiel

Oldenburg, 23.04.2011

Sehr geehrte Damen und Herren,

im Rahmen des EU-Forschungsprojekts „Florence“ sollen Ende dieses Jahres Nutzerstudien durchgeführt werden. Wir haben Ihre Anmerkungen zur letzten Version eingearbeitet und bitten nun um Genehmigung der Studie.

Mit freundlichen Grüßen,

Melvin Isken

Dipl.-Inform. Melvin Isken
OFFIS - Institut für Informatik
Escherweg 2
26121 Oldenburg
Tel.: 0441-9722-136
Fax: 0441-9722-111
melvin.isken@offis.de

**Antrag an die
Kommission für Forschungsfolgenabschätzung und Ethik
der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg
auf Beurteilung eines anwendungsorientierten Robotik-
Forschungsvorhabens**

Studientitel

„Controlled Home Environment Tests Florence“

1. Antragsteller

Wissenschaftlicher Leiter:

Prof. Dr.-Ing. Andreas Hein
Universität Oldenburg
Uhlhornsweg 84, 26129 Oldenburg
Tel. 0441-798-4450
Fax 0441-798-5824
E-Mail: andreas.hein@uni-oldenburg.de

2. Beschreibung Forschungsvorhaben

Das europäische Projekt „Florence“ hat es sich zur Aufgabe gemacht, ältere Menschen und deren Angehörige und Pfleger im gewohnten Umfeld mit Hilfe von mobilen Robotern zu unterstützen, um so weiterhin ein selbstbestimmtes Leben führen zu können. Florence greift die Problematik des demographischen Wandels auf, in dem es den Roboter als Plattform versteht, die verschiedenste Services aus dem Bereich des Ambient Assisted Living (AAL) von Gesundheitsmonitoring über Anleitung im täglichen Leben bis hin zu sozialer Integration bündelt und dem Menschen über eine einzige Schnittstelle, nämlich dem Roboter, zur Verfügung stellt. Innerhalb des Projektes wird ein mobiles System entwickelt, welches es ermöglicht auch in Wohnungen ohne bestehende Gebäudeautomatisierung bestimmte telemedizinische Dienste anzubieten. Hierdurch lassen sich z.B. verschiedene klinische Assessments zur Überprüfung der Mobilität oder der Einschätzung des Sturzrisikos ins häusliche Umfeld verlagern. Akutsituationen lassen sich im besten Fall im Vorfeld verhindern oder zumindest unmittelbar erkennen.

Vier Anwendungsgebiete dienen dabei als Rahmen für die Forschungsarbeiten: 1.) Sicherheit, 2.) Kommunikation/Interaktion, 3.) gemeinsame Aktivitäten sowie 4.) Unterrichten und Lernen. Anhand dieser Anwendungsgebiete werden exemplarisch verschiedene Szenarien zur Integration des Roboters in das häusliche Umfeld entwickelt. Diese werden hinsichtlich der Zielsetzungen wie auch der Handhabbarkeit und Wirksamkeit evaluiert und hinsichtlich ihrer ökonomischen Wirkungen und der Akzeptanz in der Zielgruppe sowie weiterer Verbesserungsmöglichkeiten und Anwendungsfelder eingeschätzt. Allen Anwendungsszenarien liegt dabei eine gemeinsame technische Basis (Infrastruktur, Roboterplattform, Technologien) zugrunde.

3. Prüfplan/Kurzprotokoll

3.1 Studienziel

Inhaltliches Ziel der hier vorgestellten Studie ist die Evaluation des ersten Roboter-Prototyps unter Einbeziehung der Zielgruppe. Im Vorfeld der Entwicklung haben bereits Fokusgruppeninterviews sowie Wizard-of-Oz Studien zur Anforderungsdefinition stattgefunden. Anhand dieser Informationen wird nun der erste Prototyp entwickelt. Dieser Prototyp soll auf seine Bedienbarkeit und Akzeptanz hin untersucht werden.

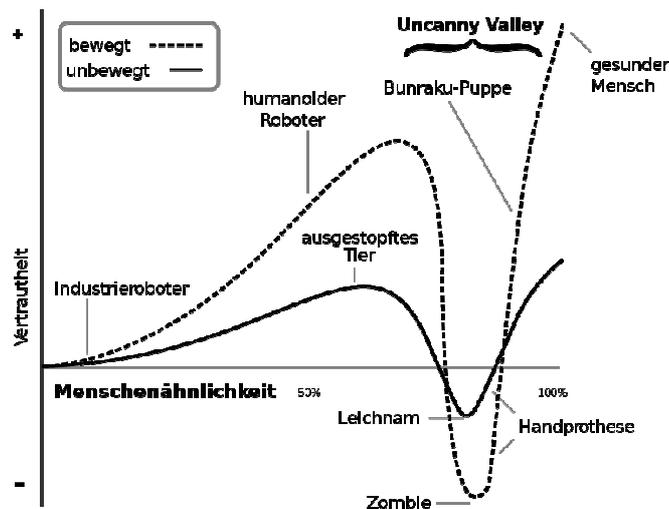
3.2 Wissenschaftlicher Hintergrund

Bedienbarkeit:

In den im Vorfeld durchgeführten Studien wurden drei wesentliche Modalitäten für die Bedienung des Roboters festgelegt. Es handelt sich hierbei um Sprachsteuerung, Touchscreen-Bedienung und Gestensteuerung (vgl. Microsoft Kinect Technologie; siehe auch Florence Deliverable 4.1 [Isken2010]). Herausforderung ist hierbei die Umsetzung verschiedener Paradigmen in der Mensch-Maschine-Interaktion [Adams2002][Raskin2000].

Akzeptanz:

Für die Akzeptanz von künstlichen Figuren auf Benutzer gibt es den Effekt des sog. „Uncanny Valley“ („unheimliches Tal“) [Mori1970]. Dieser Effekt beschreibt die Tatsache, dass die Akzeptanz eines künstlichen Systems sich nicht linear mit der äußerlichen Annäherung an das menschliche Antlitz entwickelt.



Je näher man sich im Design dem Menschen annähert, desto größer wird die Akzeptanz. Es gibt jedoch einen tiefen Einbruch dieser Kurve im Bereich kurz vor dem tatsächlichen menschlichen Aussehen. In Florence wird angestrebt, dem Roboter eine möglichst hohe Akzeptanz zu sichern, aber gleichzeitig nicht in das Uncanny Valley zu stürzen oder ähnliche Effekte zu erzeugen.

Ein weiterer Faktor ist die Bewegung des Roboters, die ebenfalls wesentlich zur Interaktion beiträgt. Hier haben bereits erste Nachforschungen begonnen [Isken2011], die hier weiter vertieft werden sollen.

3.3 Studiendesign/-Durchführung

Studententyp: experimentelle Studie

Grundgesamtheit und Beobachtungseinheit: Grundgesamtheit sind alle älteren Menschen mit einem Alter von mindestens 60 Jahren. Für die Auswahl-Grundgesamtheit bestehen folgende Einschlusskriterien:

- verbale Kommunikation ist möglich
- Alter: 60 bis 80 Jahre
- freiwillige Teilnahme an der Studie

Die Ausschlusskriterien sind:

- gesetzliche Betreuung
- Immobilität

Die Stichprobe setzt sich aus den Probanden zusammen, die zu Beginn der Studie mindestens 60 Jahre alt sind und eine Probandeneinwilligung unterschrieben haben. Die angestrebte Probandenzahl ist 5-6, wobei die Probandengruppe möglichst gleichverteilt aus Frauen und Männern bestehen soll. Die Probanden werden von der probandenzuführenden Institution nach den beschriebenen Ein- und Ausschlusskriterien ausgewählt.

Ort der Durchführung: OFFIS IDEAAL-Wohnung, Oldenburg

Die Aufgaben der Probanden sind angelehnt an die bis zu diesem Zeitpunkt entwickelten Szenario-Funktionalitäten. Während all dieser Versuche wird besonderes Augenmerk auf die Interaktion mit dem System und die generelle Akzeptanz desselben gelegt.

Safety – Fall Handling

Grundlage dieses Szenarios bildet die Funktionsdemonstration für ein Notfallszenario. Der Roboter soll die herkömmliche Handhabung eines Unfalls (Person ist gestürzt und kann nicht mehr von sich aus Hilfe holen) mit Hilfe eines Panik-Knopfes dahingehend verbessern, dass nach Auslösung des Panik-Alarmes eine Videokonferenzverbindung zu einem Unfallhilfzentrum hergestellt wird und sich der geschulte Mitarbeiter einen Überblick über die Situation schaffen kann. Hierbei soll *nicht* die Nachstellung des Sturzzenarios durchgeführt werden, sondern die anschließende Reaktion. Das heißt, der Proband wird den Notfall-Alarm bspw. sitzend von der Couch aus auslösen.

Voraussichtliche Durchführung:

Der Proband betätigt einen Notfall-Knopf. Der Roboter empfängt diesen Notruf, baut eine Videokonferenz-Verbindung zu einem externen Helfer auf und wird von diesem ferngesteuert zum Probanden gelenkt um die Situation zu klären (Fehlalarm oder beabsichtigter Alarm etc.). Anschließend wird die Akzeptanz dieses Versuchs bewertet.

Logging – Ganganalyse durch mobilen Sensor

Zur Verbesserung von herkömmlichen Ganganalyseverfahren soll der Roboter mit Hilfe seines Laserscanners eine Analyse der Ganggeschwindigkeit durchführen (Funktionstest).

Voraussichtliche Durchführung:

Der Proband bewegt sich durch die Wohnung. Der Roboter versucht währenddessen, die Gangparameter (u.a. Geschwindigkeit, Schrittweite) zu messen. Wenn die Person das Blickfeld des Roboters verlässt, soll der Roboter der Person folgen, um weitere Daten aufnehmen zu können. Besonders steht hier die Akzeptanz im Vordergrund, ob beispielsweise das ständige Folgen des Roboters eine Belästigung darstellt.

Colaborative Activities – Videokonferenz

Mit Hilfe von Videokonferenzen bzw. Telepräsenz soll eine engere Verbindung zwischen dem älteren Menschen und seinem Umfeld (Verwandte, Freunde etc.) geschaffen werden.

Voraussichtliche Durchführung:

Der Proband soll mit Hilfe des Robotersystems eine Videokonferenz zu einem simulierten Angehörigen (Mitarbeiter des Versuchsteams) aufzubauen. Hierbei wird das Interface auf seine Bedienbarkeit und Intuitivität geprüft.

(eine detailliertere Beschreibung der einzelnen Versuchsteile hängt von der noch laufenden Entwicklung des Systems ab)

3.4 Probandenrekrutierung

Die Probanden melden sich freiwillig beim OFFIS e.V. Sie erhalten eine Aufwandsentschädigung von 10€/h. Für die Rekrutierung wird das Hörzentrum Oldenburg unterstützend tätig sein und Probanden ansprechen und so den Kontakt zu OFFIS vermitteln.

Insgesamt sollen 5-6 Probanden in die Studie einbezogen werden.

3.5 Mögliche Risiken für die Probanden

Während der Durchführung der Tätigkeiten ist das Verletzungsrisiko der Probanden nicht höher, als in der normalen, natürlichen Umgebung eines Durchschnittshaushaltes. Es ist aber sichergestellt, dass zu jeder Zeit ein Versuchsleiter von OFFIS anwesend ist, so dass hierdurch die Risiken minimiert werden. Zudem besteht von OFFIS e.V. ein entsprechender Versicherungsschutz. Weiterhin kann es dazu kommen, dass es den Probanden unangenehm ist, die Tätigkeiten durchzuführen bzw. sich bei der Durchführung der Tätigkeiten in Küche und Wohnzimmer aufgrund bestimmter Sensorik bezüglich ihrer Persönlichkeitsrechte eingeschränkt fühlen. Darüber hinaus kann es dazu kommen, dass Aspekte des Datenschutzes von den Probanden eingefordert werden. Den Teilnehmern wird gesagt, dass die Teilnahme freiwillig ist und sie jederzeit die Untersuchung ohne Nennung von Gründen abbrechen können. Die Bedingungen des Datenschutzes werden gewahrt.

3.6 Biometrie

Die erhobenen Sensordaten werden mit Hilfe von Video-/Audioaufnahmen und schriftlichen Protokollen ausgewertet. Desweiteren wird ein Fragebogen zur Benutzerbefragung eingesetzt. Die Videos dienen nur der Versuchsanalyse und werden zu keiner Zeit veröffentlicht; im Bericht selbst tauchen ausschließlich anonymisierte Daten auf. Für den Fall, dass ein für die Öffentlichkeit gedachtes Video produziert werden soll, wird hierfür eine gesonderte Vereinbarung mit dem Probanden getroffen.

3.7 Archivierung und Datenschutz

Die Bedingungen über Schweigepflicht und Datenschutz werden eingehalten. Personenbezogene Daten werden nur in anonymisierter Form und getrennt von den übrigen Ergebnissen archiviert.

3.8 beteiligte Institutionen und Personen

Prof. Dr.-Ing. Andreas Hein
OFFIS - Institut für Informatik
Escherweg 2, 26121 Oldenburg
Tel. 0441-798-4450
E-Mail andreas.hein@offis.de

Dr. Melina Brell
OFFIS - Institut für Informatik
Escherweg 2, 26121 Oldenburg
Tel. 0441-9722-246
E-Mail melina.brell@offis.de

Melvin Isken
OFFIS - Institut für Informatik
Escherweg 2, 26121 Oldenburg
Tel. 0441-9722-136
E-Mail melvin.isken@offis.de

Hannah Baumgartner
OFFIS - Institut für Informatik
Escherweg 2, 26121 Oldenburg
Tel. 0441-9722-427
E-Mail hannah.baumgartner@offis.de

3.9 Literatur

- [Adams2002] Critical Considerations for Human-Robot Interface Development, J. Adams, AAAI Fall Symposium: Human Robot Interaction Technical Report FS-02-03, November 2002, pp.1-8
- [Isken2011] Enhancing Mobile Robots' Navigation through Mobility Assessments in Domestic Environments, M. Isken et al., 4. Deutscher AAL-Kongress 2011, 25.-26. Januar 2011, Berlin, Deutschland
- [Isken2010] State of the Art in Human Robotic Interaction, Deliverable 4.1, Florence Project Report, July 2010, accessible: www.florence-project.eu
- [Mori1970] The Uncanny Valley, Masahiro Mori, Energy, 7(4), pp. 33-35, English translation:
<http://www.androidscience.com/theuncannyvalley/proceedings2005/uncannyvalley.html>
- [Raskin2000] The Humane Interface, J. Raskin, New Directions for Designing Interactive Systems. Reading Mass: Addison-Wesley, 2000

4. Förderung

Das Projekt Florence wird von der EU unter Fördernummer ICT-2009-248730 gefördert

5. Hinweis auf weiteren Ethikantrag

--

6. Unterschriften der Antragsteller

(Prof. Dr.-Ing. Andreas Hein)

Anhang

- Einwilligungserklärung für die Teilnahme am Versuch
- Generelles Informationsblatt für die Teilnahme am Versuch



OFFIS e. V. | Escherweg 2 | 26121 Oldenburg

FuE-Bereich GESUNDHEIT
Dipl.-Inform. Melvin Isken
Wiss. Mitarbeiter
Tel.: 0441 9722-136
Fax: 0441 9722-111
melvin.isken@offis.de

Oldenburg, 27. Juni 2011

Informationsblatt zur Studie „Controlled Home Environment Tests Florence“

Liebe/r StudienteilnehmerIn!

Vielen Dank für die Bereitschaft, an dieser Studie teilzunehmen. Die Studie ist Teil des Florence Projekts, das von der Europäischen Kommission im Rahmen des 7. Rahmenforschungsprogramms finanziert wird.

Das Projekt Florence hat es sich zur Aufgabe gemacht, ältere Menschen (und auch deren Angehörige und Pfleger) mit Hilfe von mobilen Robotern im gewohnten Umfeld zu unterstützen, damit sie weiterhin ein weitestgehend selbstbestimmtes Leben führen können. Der innerhalb des Projekts entwickelte mobile Roboter soll Unterstützung in drei wesentlichen Bereichen bieten: soziale Integration (Videotelefonie,...), Anleitung (Ratschläge für einen gesünderen Lebensstil) und Sicherheit (Hilfe in Notfallsituationen). Mit dieser Studie soll die Entwicklung des geplanten Robotersystems unterstützt werden.

Es handelt sich bei dieser Studie um einen „Test im kontrollierten Umfeld“. Hierbei bekommen Sie die Möglichkeit mit dem bisher entwickelten System in Berührung zu kommen. Währenddessen sind ständig Mitarbeiter anwesend um Fragen zu klären oder bei technischen Problemen einzugreifen. Das heißt, wir führen Ihnen den Roboter in unserer IDEAAL-Wohnung (Test-Labor) vor, Sie haben die Gelegenheit die Funktionalitäten zu testen und wir befragen Sie zu Ihren Meinungen / Ideen / Anregungen. Für die gesamte Vorführung und Befragung sind etwa zwei Stunden Durchführungszeit eingeplant.

Während der Studie werden Daten über den Studienverlauf erhoben. Dazu gehört die Audio- und Videoaufzeichnung Ihrer Kommentare, Merkmalsdaten zum Verlauf (bspw. Dauer des Gesprächs), sowie übliche (Alter und Geschlecht) und für diese Studie interessante (z.B. technischer Beruf) persönlichen Daten. Die Audio- und Videoaufnahmen dienen der besseren Auswertbarkeit und werden nur zu diesem Zweck gespeichert. Sie werden Dritten nicht zugänglich gemacht und nach Abschluss der Studie gelöscht.

OFFIS e. V.
Institut für Informatik

Escherweg 2
26121 Oldenburg
Sitz Oldenburg (Oldb)
VR 1956

Tel.: 0441 9722-0
Fax: 0441 9722-102
institut@offis.de
www.offis.de

Vorstand:
Prof. Dr. W. Nebel (Vors.)
Prof. Dr. W. Damm
Prof. Dr. Dr. h.c. H.-J. Appelrath
Geschäftsführer:
Dr. Holger Peinemann

Bankverbindung OLB
Konto 1 425 353 800
BLZ 280 200 50
Bankverbindung LZO
Konto 429 217
BLZ 280 501 00

Zusammenfassungen der Daten (gemittelt über die Teilnehmer) werden anonymisiert in Textform – bspw. in wissenschaftlichen Artikeln publiziert. Medien, wie Fotos oder Audio-/Videospuren, auf denen Sie als Personen zu erkennen sind, werden nur nach expliziter vorheriger Erlaubnis veröffentlicht.

Sie können sich jederzeit und ohne Nennung von Gründen ohne für Sie entstehenden Nachteil aus der Studie zurückziehen. Sollten Sie Fragen haben, beantworten wir sie gerne. Vielen Dank, dass Sie mit ihrer Zeit unsere Arbeit und damit die Forschung im Bereich der medizinischen Gerätetechnik unterstützen!

<p>Ihr Ansprechpartner: Dipl.-Inform. Melvin Isken OFFIS, Escherweg 2 26121 Oldenburg Telefon: 0441 – 9722 136 Mail: melvin.isken@offis.de</p>



OFFIS e. V. | Escherweg 2 | 26121 Oldenburg

FuE-Bereich GESUNDHEIT
Dipl.-Inform. Melvin Isken
Wiss. Mitarbeiter
Tel.: 0441 9722-136
Fax: 0441 9722-111
melvin.isken@offis.de

Oldenburg, 27. Juni 2011

Einwilligungserklärung zur Studie „Controlled Home Environment Tests Florence“

- 1) Ich bin bereit an dieser Studie im Rahmen des Projekts teilzunehmen
- 2) Ich wurde über die Ziele der Studie aufgeklärt. Ich fühle mich ausreichend informiert.
- 3) Mir wurde erklärt, dass
 - a. während der Studie schriftliche Aufzeichnungen gemacht und meine Kommentare auf Tonband und/oder Video aufgenommen werden,
 - b. ich nicht dazu verpflichtet bin, die schriftlich und mündlich gestellten Fragen zu beantworten,
 - c. alle persönlichen Informationen unter das Bundesdatenschutzgesetz fallen, was bedeutet, dass meine Identität nicht ohne meine Einwilligung preisgegeben wird,
 - d. alle gesammelten Daten ausschließlich und anonymisiert für wissenschaftliche Zwecke im Rahmen dieser Arbeit verwendet werden,
 - e. ich jederzeit und ohne Begründung eine Aktivität oder die gesamte Teilnahme an der Studie ohne entstehende Nachteile abbrechen kann.
- 4) Ich kann den Untersuchenden oder die oben genannte Kontaktperson jederzeit ansprechen, wenn ich Fragen zur Studie, dem Projekt oder meiner Teilnahme habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Probanden

Unterschrift des Untersuchenden

Ich weiß, dass die bei den Untersuchungen mit mir gewonnenen Daten mit Computern weiterverarbeitet und für wissenschaftliche Zwecke verwendet werden sollen. Hiermit bin ich einverstanden, wenn die Verarbeitung und Veröffentlichung in einer Form erfolgt, die eine Zuordnung zu meiner Person ausschließt. Auch diese Einwilligung kann ich jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen.

Ort, Datum

Unterschrift des Probanden

OFFIS e. V.
Institut für Informatik

Escherweg 2
26121 Oldenburg
Sitz Oldenburg (Oldb)
VR 1956

Tel.: 0441 9722-0
Fax: 0441 9722-102
institut@offis.de
www.offis.de

Vorstand:
Prof. Dr. W. Nebel (Vors.)
Prof. Dr. W. Damm
Prof. Dr. Dr. h.c. H.-J. Appelrath
Geschäftsführer:
Dr. Holger Peinemann

Bankverbindung OLB
Konto 1 425 353 800
BLZ 280 200 50
Bankverbindung LZO
Konto 429 217
BLZ 280 501 00

A.2. Protokollbeispiel Fokusgruppen-Diskussion Abschnitt 5.1.2

Generell
Ganz wichtig: Baukastensystem ? anpassen an Mensch/Gegebenheiten, Roboter wächst mit sollte auch zurückgehen, wenn man im Alter nachlässt Gewöhnungsphase wichtig Spiele spielen, Schach, Bridge bessere Kommunikation mit Verwandten Gefahr von verminderter persönlicher Kommunikation ? Roboter sollte auch mal Nein sagen/abschalten: Motivation auch mal was anderes zu machen Internetrecherchen sind auch interessant Sicherheitsfunktionen wesentlich (Gesundheits- / sicherheitsüberwachung) Beachten, dass man im Alter nicht mehr so geistig flexibel ist ? vielleicht früher anfangen damit
Sturzscenario
Roboter sollte Treppen steigen können: viele Wohnungen nicht ebenerdig (oder Kombination mit kleinen Drohnen / Kameras in den anderen Stockwerken) Sehr gut zum Hilfe alarmieren Roboter als Zentrale für Dienste, zusätzlich aber noch bspw. Uhr am Körper, die Sturz detektiert, Puls misst etc.; Roboter verarbeitet Signale und überprüft, ob tatsächlich Notfall vorliegt Geschlossene Türen als Problem Videoverbindung auch zur Erstdiagnose Bruch? Stauchung? Ist Bild von Person auf Bildschirm positiv? Würde sich ergänzen; in schwierigen Fällen auf jeden Fall
Lifestyle improvement
Notieren von Terminen, Medikamenten Eingabe per Sprache, Sprache auswählbar (Stimme etc.) Erinnerungen Pflegedienst hat mehr Zeit für persönlichen Kontakt Roboter sollte auch Ernährungshinweise geben ? auch „Nein“ sagen
Logging
Med Daten, Freizeitdaten, ... Wie ist die Sicherheit? Wer hat Zugriff? Arzt, Pflegedienst, Familie, Nachbarn (oft genannt) sehr individuell ? man muss es festlegen können Weiterleitung der Daten nur, wenn sie aus dem Rahmen fallen, ansonsten bleiben die Daten zu Hause Vertrauensperson, unabhängig von anderem Personal, die sich kümmert, das alles funktioniert, ob Vorschläge des Roboters umgesetzt werden

A.2. Protokollbeispiel Fokusgruppen-Diskussion Abschnitt 5.1.2

Aussehen

Nicht zu klein, hüfthoch, gut zu sehen

kompakt, tragbar, transportabel

klein, „wie ein Dackel“

Monitor im sitzen bedienbar

für Hilfe in Küche aber größer -> ausfahrbar

eher praktisch aussehen, kompakt, technisches äußeres

nicht menschlich aussehen

eigene Stimme haben

nicht so klein, dass man drüber stolpert

Beziehung: Kamerad, keine Emotionen (männliche Probanden), würde Namen bekommen

A.3. Ablaufübersicht Wizard of Oz Test Abschnitt 5.1.2

<p>[15 min] Begrüßung, Einführung</p> <p>Teilnehmer wird empfangen, in das IDEAAL-Labor gebracht. Der Roboter ist nicht im Raum. Der Leiter erklärt Ziele und Ablauf (es kann auch erwähnt werden, dass im Nebenraum der Wizard sitzt, allerdings nur zur Überwachung, nicht Steuerung des Roboters). Einwilligungserklärung und Vor-Versuch Interview werden ausgefüllt / durchgeführt.</p>
<p>[5 min] Vorstellung Roboter</p> <p>Der Roboter wird in das Zimmer gefahren, der Leiter erklärt Gegebenheiten (Prototyp, sieht später anders aus, es funktioniert noch nicht alles, Webcams, warum noch mit Stromkabel). Kurzes Gespräch, was dem Probanden spontan ein-/auffällt.</p>
<p>[5-10 min] Erste interaktive Session</p> <p><i>Sprachkommandos</i> Der Roboter reagiert, sobald er mit „Florence“ angesprochen wird (dreht sich zum Nutzer). Florence versteht drei Kommandos: „Florence: hier“, „Florence: stop“, „Florence: zurück“</p> <p>Proband kann Kommandos testen, soll Roboter zu sich rufen, anhalten und wieder wegschicken. Im Anschluss hat der Proband die Möglichkeit, weitere Kommentare abzugeben.</p>
<p>[5-10 min] Zweite interaktive Session</p> <p><i>Den Benutzer erreichen</i> Der Roboter fährt auf verschiedene Arten an den Benutzer heran, der Benutzer soll angeben, wo die bequemste Reichweite, Position etc. ist.</p> <p>Zwei Grundtypen: Anfahrt von vorne - Anfahrt von der Seite</p> <p>Und gleichzeitig verschiedene Abstände, bzw. Proband soll angeben, wann der Abstand günstig ist. Roboter zeigt währenddessen Wetter-Grafik an. Im Anschluss hat der Proband die Möglichkeit, weitere Kommentare abzugeben.</p>
<p>[5-10 min] Dritte interaktive Session</p> <p><i>Person folgen</i> Der Proband soll von der Küche in den Flur laufen, der Roboter soll folgen (falls es Probleme mit den Türschwellen gibt, soll der Roboter nur von Wohnzimmer in den Flur folgen).</p> <p>2 Szenarien:</p> <ol style="list-style-type: none">1. Direktes Folgen: Der Roboter versucht, einen Konstanten Abstand zu halten und fährt die ganze Zeit hinterher2. Indirektes Folgen: Der Roboter wartet, bis der Benutzer im nächsten Raum ist, dann fährt er hinter her, bleibt aber dann wieder in Sichtweite stehen. <p>Im Anschluss hat der Proband die Möglichkeit, weitere Kommentare abzugeben.</p>
<p>[5-10 min] Vierte interaktive Session</p> <p><i>Ausweichen</i> Durchführung entweder im Flur oder am Durchgang Wohnzimmer-Küche (je nach besserer Sicht für den Wizard). Der Roboter steht im Weg, der Proband soll auf ihn zu / an ihm vorbei gehen.</p>

A.3. Ablaufübersicht Wizard of Oz Test Abschnitt 5.1.2

Zwei Möglichkeiten:

1. Der Roboter versucht einen konstanten Abstand zu halten und weicht so lange zurück, bis es nicht mehr geht (immer in entgegengesetzter Richtung zum Probanden)
2. Der Roboter versucht zur Seite auszuweichen

Wenn der Roboter nicht mehr weiter ausweichen kann:

- a. er bleibt einfach stehen
- b. er wackelt hin und her, um zu signalisieren, dass er nicht mehr weiter kann

Also insgesamt vier Läufe, 1-a, 1-b, 2-a, 2-b

A.4. ROS Nachrichten

Algorithmus 8 Datenstruktur der ROS Message /LaserScan

```
# Single scan from a planar laser range-finder
#
# If you have another ranging device with different behavior (e.g. a
# sonar array), please find or create a different message, since
# applications will make fairly laser-specific assumptions about this data

Header header          # timestamp in the header is the acquisition
                       # time of the first ray in the scan.
                       #
                       # in frame frame_id, angles are measured around
                       # the positive Z axis (counterclockwise, if Z is
                       # up) with zero angle being forward along the
                       # x axis

float32 angle_min      # start angle of the scan [rad]
float32 angle_max      # end angle of the scan [rad]
float32 angle_increment # angular distance between measurements [rad]

float32 time_increment # time between measurements [seconds] - if your
                       # scanner is moving, this will be used in
                       # interpolating position of 3d points
float32 scan_time      # time between scans [seconds]

float32 range_min      # minimum range value [m]
float32 range_max      # maximum range value [m]

float32[] ranges       # range data [m] (Note: values < range_min or
float32[] intensities  # > range_max should be discarded)
                       # intensity data [device-specific units]. If
                       # your device does not provide intensities,
                       # please leave the array empty.
```

Algorithmus 9 Datenstruktur der ROS Message /header

```
# Standard metadata for higher-level stamped data types.
# This is generally used to communicate timestamped data
# in a particular coordinate frame.

uint32 seq          # sequence ID: consecutively increasing ID

time stamp          # Two-integer timestamp that is expressed as:
                   # * stamp.secs: seconds (stamp_secs) since epoch
                   # * stamp.nsecs: nanoseconds since stamp_secs
                   # time-handling sugar is provided by the client
                   # library

string frame_id     # Frame this data is associated with
                   # 0: no frame
                   # 1: global frame
```

A.5. Standardparameter ausgewählter Nodes

Name	Description	Default	Unit
Background Substraction			
gridResolution	Resolution of the grid	0,04	m/px
gridMinNumberOf Detections	Defines how often a point has to be found in order to be accepted	1	
movedAngleMax	Maximum angle the robot turns until the grid is renewed	180	°
movedDistMax	Maximum distance the robot moves until the grid is renewed	3,00	m
renewOnStopSec	Waits x seconds for renewing the map after a stop (only if renewOnStop = true)	1,00	s
renewOnStop	True => renews the map when the robot stops	false	
grid_res_x	Set the initial value of the grid in x direction	1000	
grid_res_y	Set the initial value of the grid in y direction	1000	
Clustering			
feetDistanceMax	Maximum distance between two segment centres	0,50	m
samePersonGap	Maximum distance between a current and an old position (if smaller => same person)	0,40	m
oldDataTime	Maximum time in which old data is recon- sidered	10,00	s
Segmentation			
segmentGapMax	Distance between the segments	0,06	m
segmentLengthMax	Maximum length of an object	0,20	m
segmentLengthMin	Minimum length of an object	0,04	m
segmentWidthMax	Maximum width of an object	0,10	m
segmentWidthMin	Minimum width of an object	0,02	m
Person validation			

A.5. Standardparameter ausgewählter Nodes

Name	Description	Default	Unit
person_timeout	Time when a person should be published after it was last detected	0,50	s
source_1_timeout	Time until a person is counted as lost from source 1	1,00	s
source_2_timeout	Time until a person is counted as lost from source 2	1,00	s
max_matching_distance	Maximum matching distance between coordinates of source 1 and 2	0,25	m
publish_orientation	Determines if the published persons should have an orientation value	false	
publish_z_position	Determines if the published persons should have an position on z axis	false	
publish_source_1_values_only	If true source 2 will only be used to validate the person. Published values are from source 1 only.	true	
Person follower			
person_timeout	Timeout time of the persons. After this time the search for the person starts	300	s
search_look_time	Time to look for a person while searching before moving again	15	s
ool_calc_observation_target_max_rating	Maximum rating an obervation position should have	0,30	
ool_calc_position_search_min_rating	Minimum rating an obervation position should have	0,90	
ool_calc_position_search_region_size	Size of the search region	10,00	
ool_calc_position_search_fields_amount	Amount of fields to search	5,00	
ool_calc_position_search_max_searches	Maximum number of searches performed before stopping	3,00	

A. Anhang

Name	Description	Default	Unit
observation_min_angle	Minimum angle of area which the robot should observe. Used for positioning on OOL and searching	-0,50	rad
observation_max_angle	Maximum angle of area which the robot should observe. Used for positioning on OOL and searching	0,50	rad
observation_min_range	Minimum range which the robot should observe. Used for positioning on OOL and searching	1,20	m
observation_max_range	Maximum range which the robot should observe. Used for positioning on OOL and searching	3,50	m