

Technische Universität Ilmenau Fakultät für Informatik und Automatisierung Fachgebiet Neuroinformatik und Kognitive Robotik

Machbarkeitsuntersuchung zur Ganganalyse im klinischen Umfeld mittels eines mobilen Trainingsroboters und 3D-Tiefenkameras

Masterarbeit zur Erlangung des akademischen Grades Master of Science

Bianca Jäschke

Betreuer: M.Sc. Thanh Quang Trinh Dr.-Ing. Andrea Scheidig Verantwortlicher Hochschullehrer: Prof. Dr. H.-M. Groß, FG Neuroinformatik und Kognitive Robotik

Die Masterarbeit wurde am 07.09.2017 bei der Fakultät für Informatik und Automatisierung der Technischen Universität Ilmenau eingereicht.

Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen bedanken, die mir während meiner Arbeit stets mit Rat und Tat zur Seite standen und ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre. Mein größter Dank gilt Thanh Quang Trinh für seine Bereitschaft, das Thema der Masterarbeit zu betreuen und zu unterstützen. An dieser Stelle möchte ich mich für die gute Zusammenarbeit sowie für seine Anregungen und konstruktive Kritik bedanken. Ebenso gilt mein Dank weiteren Mitarbeitern des Fachgebietes *Neuroinformatik und Kognitive Robotik*, die mir bei Fragen immer weiter geholfen haben und auch bei Problemlösungen stets eine große Hilfe waren. Vielen Dank für die Mühen!

Weiterhin möchte ich mich bei meinen Eltern und meiner Familie bedanken, dass sie mir diese Ausbildung ermöglicht haben und während meines gesamten Studiums und auch während der Arbeit stets unterstützend für mich da waren. Vielen Dank, dass ihr nie die Geduld mit mir verloren habt, immer hinter meinen Entscheidungen standet und mir in dieser letzten, doch sehr nervenaufreibenden Zeit immer Mut zugesprochen habt. Danke!

Am Schluss gilt mein Dank noch meinem Freund. Danke, dass du mir ein Lächeln ins Gesicht gezaubert hast, wenn ich mit meiner Geduld und Laune schon völlig am Ende war. Danke, dass du immer an mich geglaubt hast und mir die Doppelbelastung zum Ende der Arbeit so angenehm wie möglich gemacht hast.

Erklärung: "Hiermit versichere ich, dass ich diese Masterarbeit selbständig verfasst und nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Alle von mir aus anderen Veröffentlichungen übernommenen Passagen sind als solche gekennzeichnet."

Ilmenau, 07.09.2017

.....

Bianca Jäschke

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung					
	1.1	l Motivation				
	1.2	Ziel der Masterarbeit				
	1.3	Bedeutung für das Fachgebiet und das Projekt ROGER				
	1.4	Kapitelübersicht	3			
2	The	oretische Grundlagen	5			
	2.1	Das Gangbild des Menschen	5			
		2.1.1 Das physiologische Gangbild	6			
		2.1.2 Das pathologische Gangbild	10			
		2.1.3 Parameter zur Beschreibung des Gangbildes	11			
2.2 Die verwendeten Kameras		Die verwendeten Kameras	14			
		2.2.1 Der verwendete Kinect v2-Sensor	14			
		2.2.2 Das Kamerasystem der Firma Vicon	17			
3	State of the Art 1					
	3.1	Ganganalyse	19			
	3.2	Skelettberechnung	23			
	3.3	Mobile Geräte und Sensoren	26			
4	Eignungsanalyse des $Kinect \ v2$ -Skeletts für die orthopädische Gang-					
	ana	lyse	29			
	4.1	Versuchsaufbau und -durchführung	29			
		4.1.1 Vorversuch	30			

i

		4.1.2 Hauptversuch	32
	4.2	Empirische Auswertung des Vorversuches	33
	4.3	Vorverarbeitung der gewonnenen Daten	38
		4.3.1 Zeitliche Synchronisation der Daten	39
		4.3.2 Räumliche Synchronisation der Daten	41
		4.3.3 Extraktion des Doppelschrittes	43
	4.4	Berechnung der Gangparameter	47
		4.4.1 Zeit-Distanz-Parameter	47
		4.4.2 Weitere Parameter	47
	4.5	Empirische Auswertung des Hauptversuches	49
	4.6	Auswertung anhand der Gangparameter	52
		4.6.1 Zeit-Distanz-Parameter	52
		4.6.2 Support-Phasen	56
		4.6.3 Weitere Parameter	61
	4.7	Zusammenfassung der Ergebnisse	71
5	Mo	biles Anwendungsszenario	75
	5.1	Versuchsaufbau und -durchführung	75
	5.2	Vorverarbeitung der gewonnenen Daten	76
	5.3	Auswertung der gewonnen Daten	77
		5.3.1 Zeit-Distanz-Parameter und Support-Phasen	77
		5.3.2 Winkel	79
6	Zus	ammenfassung und Ausblick	83
	6.1	Zusammenfassung der Ergebnisse	83
	6.2	Ausblick	85
A	\mathbf{Erg}	ebnisse	87
в	\mathbf{Erg}	änzende Unterlagen	95
Ał	obild	lungsverzeichnis	I
		0	

Tabellenverzeichnis	V
Abkürzungsverzeichnis	VII
Glossar	IX
Literaturverzeichnis	XI

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Motivation

Im heutigen Gesundheitssystem ist die Aufenthaltszeit nach einem operativen Eingriff wie einer Hüfttotalendoprothese relativ gering. Dies hat zur Folge, dass das Eigentraining des Patienten eine große Bedeutung in der orthopädischen Rehabilitation hat. Eine Effektivität dieses Eigentrainings ist jedoch nur gewährleistet, wenn eine kontrollierte Durchführung der Übungen mit sofortiger Korrektur von Fehlern gewährleistet werden kann. Da Therapeuten jedoch immer weniger Zeit für einen einzelnen Patienten zugesprochen bekommen, muss eine autonome Lösung mit Korrekturmöglichkeit von Fehlern geschaffen werden. Derzeit existieren in einigen Kliniken Ganglabore mit markerbasierten Multi-Kamera-Systemen. Diese werden vorwiegend zu diagnostischen Zwecken eingesetzt und dienen dazu, Gangabweichungen festzustellen. Da ein solches Kamerasystem sehr teuer ist, soll eine kostengünstige Alternative mittels der *Kinect v2* von Microsoft geschaffen werden. Hierbei handelt es sich um eine Tiefenkamera, welche in der Lage ist, ein 3D-Skelett mit 25 Gelenkpunkten zu erfassen.

1.2 Ziel der Masterarbeit

Die vorliegende Arbeit soll zunächst den State-of-the-Art bzgl. der Assistenzrobotiki in der orthopädischen Rehabilitation zusammenfassen. Weiterhin sollen Methoden recherchiert werden, wie pathologische Gangbilder erkannt werden können. Dies geschieht in enger Zusammenarbeit mit dem Waldkrankenhaus *Rudolf Elle* in Eisenberg. Den Hauptteil der Arbeit bildet schließlich die Entwicklung eines Verfahrens zur Eignungsanalyse der *Kinect v2* als Kamera zur Aufnahme von Gangbildern und deren Analyse. Hierzu soll zunächst die Eignung des *Kinect*-Skeletts geprüft werden sowie eine erste Aussage zur optimalen Anbringung des *Kinect*-Sensors auf einem Roboter getroffen werden.

1.3 Bedeutung für das Fachgebiet und das Projekt ROGER

Die Masterarbeit gliedert sich im Fachgebiet Neuroinformatik und Kognitive Robotik in das Projekt Roboterassistiertes Gangtraining in der orthopädischen Rehabilitation (ROGER) ein. Das Ziel dieses Projektes ist die Entwicklung eines Assistenzroboters zum Eigentraining von Patienten. Dieser Roboter soll zusätzlich zu Therapiesitzungen seinen Einsatz finden und so dem Patienten ein höheres Pensum an kontrollierten Gangübungen ermöglichen. Für das Fachgebiet liegt hierbei das Interesse vor allem in der Nutzung des Kinect v2-Sensors als kostengünstige Variante auf einem mobilen Roboter.

1.4 Kapitelübersicht

In Kapitel 2 werden die benötigten theoretischen Grundlagen vorgestellt. Hierbei wird zunächst auf das menschliche Gangbild eingegangen. Im Anschluss daran werden die Parameter zur Beschreibung des Gangbildes vorgestellt und erläutert. Weiterhin werden die zur Durchführung der Eignungsanalyse verwendeten Kamerasysteme kurz vorgestellt.

Bereits eingesetzte Systeme, mobile Geräte und Sensoren zur Analyse des menschlichen Gangbildes werden in Kapitel 3 vorgestellt. Außerdem wird kurz auf die Alternativen zur Berechnung eines Skeletts mit der *Kinect v2* eingegangen.

In Kapitel 4 wird der Versuchsaufbau und die Durchführung sowohl für einen durchgeführten Vorversuch als auch für den Hauptversuch vorgestellt. Ebenso wird die Vorverarbeitungskette für die gewonnenen Daten näher erläutert und beschrieben. Daran schließt sich die Umsetzung der Extraktion der Gangparameter im Algorithmus an sowie die Auswertung der Daten mittels dieser Parameter.

Im Anschluss an die statische Eignungsanalyse folgt in Kapitel 5 ein Test mittels eines dynamischen Versuchsaufbau. Hierbei geht es um einen ersten groben Eignungstest einer mobilen Roboterplattform mit einer *Kinect v2*.

Abschließend erfolgt in Kapitel 6 eine Zusammenfassung der gewonnenen Ergebnisse sowie ein Ausblick auf mögliche Verbesserungen bzw. Erweiterungen des vorgestellten Versuches und des entwickelten Verfahrens.

Kapitel 2

Theoretische Grundlagen

2.1 Das Gangbild des Menschen

Das menschliche Gangbild ist individuell sehr verschieden und dennoch gehört es für jeden zum Alltag. Die Unterschiede innerhalb des Gangbildes sind vor allem auf körperliche Gegebenheiten, vorliegende Lebensumstände sowie auf die Verhaltensweise oder auch grundlegenden motorischen Fähigkeiten eines jeden Individuums zurückzuführen. Der Körper lässt sich für die Erklärung des Gangbildes, wie in Abbildung 2.1 zu sehen, in zwei Funktionseinheiten, den *Passagier* und den *Lokomotor*, untergliedern. Dabei wird die obere Körperhälfte als *Passagier*, die Beine als *Lokomotor* bezeichnet. Das Becken dient als Verbindungsglied zwischen beiden Funktionseinheiten. Somit stellt der *Passagier* eine Einheit dar, welche lediglich für ihre eigene Haltung und Ausrichtung zuständig ist. Der *Passagier* wird vom *Lokomotor* transportiert und kann dadurch unabhängig von der Fortbewegung eigene Aktionen mit Oberkörper, Armen, Händen und dem Kopf durchführen [GÖTZ-NEUMANN, 2006].

Das Gangbild lässt sich in ein physiologisches und ein pathologisches Gangbild unterscheiden. Die Besonderheiten werden nachfolgend kurz erläutert.



Abbildung 2.1: Einteilung des Körpers in die zwei Funktionseinheiten Lokomotor und Passagier [ZALPOUR, 2014].

2.1.1 Das physiologische Gangbild

Ein Gangbild als "normal" zu bezeichnen ist problematisch, da das Gangbild eines Menschen von vielen Faktoren abhängt. Zu diesen gehören beispielsweise das Alter, das Geschlecht, die Kondition, die Beweglichkeit und auch die Konstitution einer Person. Deswegen werden lediglich Normbereiche für verschiedene Parameter als Richtwerte angegeben [GÖTZ-NEUMANN, 2006].

[GÖTZ-NEUMANN, 2006] beschreibt in ihrem Buch den Gangzyklus und seine Phasen. Ein Gangzyklus ist definiert als der Zeitraum zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bodenkontakten desselben Fußes. Der 0%-Punkt, der Beginn des Gangzyklus, ist somit durch den ersten initialen Bodenkontakt gegeben. Das Ende, der 100%-Punkt, ist durch den nächsten Bodenkontakt desselben Fußes definiert. Solch ein Zyklus wird auch als Doppelschritt bezeichnet. Jeder Gangzyklus wird zunächst in zwei Phasen eingeteilt. Die erste ist die Standphase, sie nimmt 60% des gesamten Zyklus ein. Es handelt sich hierbei um die Zeit, in der der Fuß auf dem Boden steht. Die zweite Phase beschreibt die Periode, in der der Fuß in der Luft ist und der Schwung das Bein nach vorne bringt. Sie nimmt 40% des gesamten Zyklus ein und nennt sich Schwungphase. Diese beiden Phasen lassen sich weiter untergliedern. Die Standphase unterteilt sich in fünf und die Schwungphase in drei weitere Abschnitte. Zusammen sollen sie die funktionellen Aufgaben der Gewichtsübernahme, des Einbeinstandes und der Vorwärtsbewegung des Schwungbeins übernehmen. In der Abbildung 2.2 ist der Gangzyklus mit seinen einzelnen Phasen und Aufgaben schematisch dargestellt. Die Vorschwungphase stellt eine Besonderheit dar, da sie den Einbeinstand beendet und gleichzeitig den Übergang zur Schwungbeinvorwärtsbewegung einleitet.



Abbildung 2.2: Unterteilung des Gangzyklus nach [GÖTZ-NEUMANN, 2006]

Nachfolgend werden die acht Phasen des Gangzyklus kurz genauer vorgestellt. Jeder Gangzyklus beginnt mit dem initialen Kontakt (Initial Contact (IC)). Dieser entspricht dem Moment, in dem die Ferse auf den Boden trifft. Der erste Teil der Standphase dient der Vorbereitung der Stoßdämpfung [GÖTZ-NEUMANN, 2006, BECKERS und DECKERS, 1997]. Daran schließt sich die Stoßdämpfungsphase (Loading response (LR)) an. Sie dient, wie der Name schon sagt, der Stoßdämpfung. Weiterhin hat sie die Aufgabe der Lastübernahme und der Aufrechterhaltung der Vorwärtsbewegung [GÖTZ-NEUMANN, 2006, STREIFENEDER ORTHO PRODUCTION GMBH]. Die dritte Phase, mittlere Standphase (Mid stance (MSt)) genannt, umfasst die Vorwärtsbewegung über das feststehende Bein bis zum Vorfuß sowie den Erhalt der Stabilität im Bein- und Rumpfbereich. Die terminale Standphase (Terminal stance (TSt)) beschreibt die Phase, in der die Vorwärtsbewegung des Körpers über das Standbein hinaus erfolgt und es somit zu einer Ablösung der Ferse vom Boden kommt [BECKERS und DECKERS, 1997, GÖTZ-NEUMANN, 2006, STREIFENEDER ORTHO PRODUCTION GMBH]. Die letzte Phase der Standphase - und gleichzeitig erste Phase der Schwungphase - ist die Vorschwungphase (Pre-Swing (PSw)). Sie beginnt mit dem IC des kontralateralen Fußes und dient der Vorbereitung des Referenzbeins für die anschließende initiale Schwungphase (Initial swing (ISw)). In dieser Phase erfolgt die Fußablösung vom Boden und das Vorwärtsschwingen [GÖTZ-NEUMANN, 2006, STREIFENEDER ORTHO PRODUCTI-ON GMBH]. In der vorletzten Phase, der mittleren Schwungphase (Mid swing (MSw)), wird das Referenzbein weiter nach vorne geschwungen, um so einen ausreichend großen Abstand zwischen dem Fuß und dem Boden zu gewährleisten [GÖTZ-NEUMANN, 2006]. Die terminale Schwungphase (Terminal swing (TSw)) bildet den Abschluss der acht Gangphasen. Das Nachvornebringen des Referenzbeins wird zum Abschluss gebracht und es wird auf den nachfolgenden Stand vorbereitet [GÖTZ-NEUMANN, 2006, STREI-FENEDER ORTHO PRODUCTION GMBH]. Eine Übersicht zu ihren zeitlichen Anteilen an der Gesamtzeit des Doppelschrittes ist in der Abbildung 2.3 gegeben. Weiterhin sind relevante Winkel der jeweiligen Phasen für die Hüfte, das Knie und das Sprunggelenk in der Tabelle 2.1 zusammengefasst.



Abbildung 2.3: Zeitliche Aufteilung der 8 Gangphasen [GÖTZ-NEUMANN, 2006]. Angegeben sind die prozentualen Anteile der einzelnen Phasen bezogen auf die Dauer eines Doppelschrittes.

Tabelle 2.1: Für jede Gangphase sind die durchschnittlichen Winkel von Hüfte,Knie und Sprunggelenk dargestellt [STREIFENEDER ORTHO PRODUCTION GMBH].

Phase	Hüfte	Knie	Sprunggelenk
IC	20° Flexion	0° - 5° Flexion	0°
\mathbf{LR}	20° Flexion	20° Flexion	5° - 10° Plantar flexion
\mathbf{MSt}	0° Flexion	0° - 5° Flexion	5° Dorsalflexion
\mathbf{TSt}	-20° Hyperextension	0° - 5° Flexion	10° Dorsalflexion
\mathbf{PSw}	-10° Hyperextension	40° Flexion	15° Plantarflexion
\mathbf{ISw}	15° Flexion	60° - 70° Flexion	5° Plantarflexion
\mathbf{MSw}	25° Flexion	25° Flexion	0°
\mathbf{TSw}	20° Flexion	0° - 5° Flexion	0°

2.1.2 Das pathologische Gangbild

Manche Gangabweichungen erkennt fast jeder Beobachter, da diese sehr offensichtlich sind und wenig Vorkenntnisse über ein Gangbild benötigen BECKERS und DECKERS, 1997]. Um Gangbilder genauer einordnen und beurteilen zu können, ist es wichtig, die vorher beschriebenen Parameter und Gangphasen genau verstanden zu haben. Eine fundierte Schulung des Ganges kann nur stattfinden, wenn die Ursache für die Abweichung von einem "normalen" Gangbild genau definiert werden kann [BECKERS und DECKERS, 1997, GÖTZ-NEUMANN, 2006]. Die meisten Gangabweichungen sind auf eine einzige Hauptursache zurückzuführen, jedoch kommt es nicht selten vor, dass weitere Ursachen in beispielsweise anderen Gelenken ebenfalls dazu beitragen. Dadurch ist jede Gangstörung in ihrer Zusammensetzung und Ausprägung von Patient zu Patient verschieden. Die Effizienz einer Behandlung hängt stark davon ab, wie schnell und vor allem ob der Therapeut in der Lage ist, die Hauptabweichung und deren Ursache zu erkennen [GÖTZ-NEUMANN, 2006]. Faktoren, die zu einer Abweichung des Gangbildes führen können, sind beispielsweise Fehlbildungen, Muskelschwäche, der Verlust der motorischen Kontrolle und Schmerz [PERRY, 2003]. Funktionelle Fehlbildungen entstehen durch Kontrakturen wie Gelenkversteifungen oder durch strukturelle Veränderungen des Bindegewebes in Muskeln oder Gelenken. Das Resultat einer solchen Fehlbildung ist ein erhöhter Energieverbrauch, um einen ausreichenden Bewegungsumfang erzielen zu können. Ist die Muskelkraft für die Anforderungen des physiologischen Gangbildes nicht ausreichend, so spricht man von einer Muskelschwäche. Der Patient versucht, diese Schwäche durch eine Schutzhaltung in den Gangphasen zu kompensieren und Körperhaltungen zu vermeiden, die er nicht durch die Muskelaktivität stabilisieren kann. Von Störungen der motorischen Kontrolle wird bei Läsionen des zentralen Nervensystems gesprochen. Hierbei ist der Ablauf und die Intensität der Muskelarbeit nicht mehr steuerbar. Diese Problematik kann durch verschiedene Krankheitsbilder hervorgerufen und anhand der Elektromyografie detektiert werden. Leidet ein Patient unter Schmerzen, so ist die natürliche Reaktion eine Bewegungsreduktion. Durch diese Reduktion kann es jedoch zu Fehlstellungen und zur Schwächung der Muskulatur kommen. Somit wird eine Schonhaltung eingenommen, die das Gangbild des Patienten

verändert [PERRY, 2003]. Die durch Gangstörungen verursachten Folgen können stellenweise durch einfache Beobachtungen festgestellt werden und bieten dem Therapeuten somit die Möglichkeit, gezielt auf eine Verbesserung des Gangbildes hinzuarbeiten. Im nachfolgenden Abschnitt soll ein kurzer Überblick über Parameter gegeben werden, welche bei einer Therapie nach einer Hüfttotalendoprothese (HTEP) zum Einsatz kommen.

2.1.3 Parameter zur Beschreibung des Gangbildes

Parameter zur Beurteilung des Gangbildes können bereits einfache Dinge wie Zeit-Distanz-Parameter sein. Hierzu gehören Cadence, Walking Speed und Step Length [GÖTZ-NEUMANN, 2006]. Die Cadence ist definiert als die Anzahl der Schritte pro Minute und beträgt im Durchschnitt laut Literatur 100 - 130 $\frac{Schritte}{min}$ [KLEIN-VOGELBACH et al., 2000, GÖTZ-NEUMANN, 2006]. Der Therapeut zählt dafür über eine Zeitdauer von mindestens 10s die Anzahl der Schritte des Patienten. Mit der Walking Speed wird beurteilt, wie viele Meter ein Patient innerhalb einer Minute zurücklegen kann. Hierzu kann der Therapeut beispielsweise eine Gehstrecke von 10 m vorgeben und die dafür benötigte Zeit in Sekunden bestimmen, um es auf eine Minute hochzurechnen. Der normale Walking Speed liegt für einen Erwachsenen bei 82 - 84 $\frac{m}{min}$. Männer erreichen eher 84 $\frac{m}{min}$ und Frauen liegen etwas darunter bei ungefähr 77 $\frac{m}{min}$ [GÖTZ-NEUMANN, 2006]. Die Step Length beschreibt die Distanz zwischen den Kontaktstellen der beiden Füße (vgl. Abbildung 2.4)[KLEIN-VOGELBACH et al., 2000, GÖTZ-NEUMANN, 2006] und beträgt meist zwischen 0,65 m und 0,75 m.

Wie bereits in Kapitel 2.1.1 beschrieben, unterteilt sich der Gangzyklus in die Schwungund die Standphase. Letztere ist weiterhin unterteilbar in die Einzelunterstützungsphase (*Single-Support*) und die Doppelunterstützungsphase (*Double-Support*). Die komplette Zeit, in der ein Proband nur auf einem Fuß steht, entspricht der *Single-Support*-Phase, sobald der zweite Fuß ebenfalls Bodenkontakt hat, wird von der *Double-Support*-Phase gesprochen. Diese Phasen können ebenso eine Aussage über ein verändertes Gangbild geben. Bei einem "normal" Gehenden sollten diese Phasenzeiträume sowohl für das linke als auch das rechte Bein sowie für den Wechsel vom rechten auf das linke Bein und umgekehrt jeweils nahezu identisch sein.

Weitere Anzeichen für eine Veränderung des Gangbildes können verschiedene Winkel zwischen zwei Körpersegmenten bzw. die Ausrichtung eines Körpersegments im Raum sein. Dazu gehören beispielsweise die Flexion (Winkel $< 90^{\circ}$ bzw. 180°) und Extension (Winkel $> 90^{\circ}$ bzw. 180°) im Sprunggelenk, im Knie und in der Hüfte. Weiterhin spielen die Verkippung des Beckens und das Nachvornekippen des Oberkörpers (s. Abbildungen 2.5 und 2.6) während des Gehens eine große Rolle. Ebenso kann die Ausrichtung des Fußes in der Raumebene Aufschluss über eine Fehlhaltung geben.



Abbildung 2.4: Darstellung zur Definition der Schrittlänge.



Abbildung 2.5: Veranschaulichung der Beckenkippung. Bild a zeigt die Normalstellung eines Beckens während des Laufens und Bild b zeigt das seitliche Abkippen des Beckens (http://www.qucosa.de/fileadmin/data/qucosa/documents/4232/ data/kap3.html).



Abbildung 2.6: Darstellung der Oberkörperneigung nach vorne. Der Winkel zwischen den orangen Strichen wird zur Beurteilung des Parameters herangezogen. In Anlehnung an https://d2gg9evh47fn9z.cloudfront.net/thumb_ COLOURBOX6321873.jpg.

2.2 Die verwendeten Kameras

Die in der Arbeit verwendete 3D-Tiefenkamera ist die *Kinect v2*. Diese soll im nachfolgenden Abschnitt kurz vorgestellt werden. Als Referenz fand ein Kamerasystem der Firma *Vicon* seinen Einsatz, welches im Kapitel 2.2.2 genauer vorgestellt wird.

2.2.1 Der verwendete Kinect v2-Sensor

Die von Microsoft herausgegebene *Kinect v2* ist für die *XBOX ONE* und deren Spielebetrieb entwickelt worden. Es handelt sich um eine 3D-Tiefenkamera beruhend auf dem Time-of-Flight-Prinzip. Hierbei wird eine Szene mit Lichtpulsen ausgeleuchtet und für jeden Bildpunkt wird die Laufzeit des Lichtes zum Objekt und wieder zurück bestimmt. Die sich daraus ergebende Zeit ist direkt proportional zur Distanz des Objektes. Die Erkennung und Bestimmung der Position einer Person ist durch die vorhandenen Sensoren möglich. Die Abbildung 2.7 zeigt die *Kinect v2* mit der ausgestatteten RGB-Kamera, dem Tiefensensor sowie dem Mikrofonarray [VALORIANI, 2015]. Durch das Mikrofonarray wird es ermöglicht, die Stimme einer Person zu erkennen und Sprachbefehle zu erteilen. Der *Kinect v2*-Sensor ist in der Lage, sechs verschiedene Personen gleichzeitig zu erkennen, vorausgesetzt, der gesamte Oberkörper ist zu sehen. Für jede Person können die in Abbildung 2.8 dargestellten 25 Gelenkpunkte detektiert werden. In der Tabelle 2.2 sind die genauen Spezifikationen der *Kinect v2* bezogen auf Reichweite, Auflösung, Frequenz sowie Blickwinkel sowohl für das RGBals auch das Tiefenbild gegeben. Da in dem nachfolgenden State-of-the-Art-Teil (Kapitel 3) oftmals die *Kinect v1* verwendet wurde, sind deren Spezifikationen ebenfalls in der Tabelle 2.2 als Vergleich mit aufgelistet. Die *Kinect v1* detektiert lediglich 20 Skelettpunkte.



Abbildung 2.7: Der Microsoft *Kinect v2*-Sensor mit dem RGB- und Tiefensensor sowie dem Mikrofonarry [VALORIANI, 2015].



Abbildung 2.8: Die 25 detektierbaren Skelettpunkte der *Kinect v2* [VALORIANI, 2015].

Tabelle 2.2: Die Spezifikationen der Microsoft	$Kinect \; v1 \; {\rm und} \; v2 \; {\rm für \; das \; RGB- \; und}$
Tiefenbild [CHAPPLE, 2013, MICROSOFT] sowie	der <i>bonita10</i> Kamera [VICON].

	Kinect v1	Kinect v2	bonita10	
	RGB-	IR-Bild		
Auflösung	$640 \times 480, 1280 \times 1024$	1920×1080	1024×1024	
Frequenz	30 fps, 15 fps	$30 \mathrm{fps}$	$250 \mathrm{fps}$	
Blickwinkel	$57^{\circ} \times 43^{\circ}$	$84^{\circ} \times 54^{\circ}$		
	Tiefenbild			
Auflösung	$640 \times 480 \times 11$ Bit	$512 \times 424 \times 11$ Bit		
Frequenz	30 fps	$30 \mathrm{fps}$		
Blickwinkel	$57^{\circ} \times 43^{\circ}$	$71^{\circ} \times 60^{\circ}$		
Reichweite	0,8 m - 4 m	0,8 m - 8 m		

2.2.2 Das Kamerasystem der Firma Vicon

Das Kamerasystem der Firma Vicon erzeugt das Referenzmodell. Dieses System stand durch die Zusammenarbeit mit dem Waldkrankenhaus Rudolf Elle in Eisenberg zur Verfügung. In ihrem Ganglabor existiert ein stationäres System bestehend aus 10 Kameras. Hierbei handelt es sich um die in der Abbildung 2.9 (a) dargestellte bonita10-Kamera. Dieses Kamerasystem beruht auf der Erkennung von Infrarotmarkern (s. Abbildung 2.9 (b)) und kann kein Farbbild aufnehmen. Die Marker müssen zu Beginn einer Messung relativ genau an die gewünschten Gelenkpunkte geklebt werden und können durch die Anordnung der Kameras im Raum zu jedem Zeitpunkt von mehreren Kameras detektiert werden, sodass ein 3D-Modell berechnet werden kann. Die Genauigkeit des Modells hängt von den vorher geklebten Markern ab.

Die weiteren technischen Spezifikationen bezüglich Auflösung und Frequenz sind ebenfalls in der Tabelle 2.2 aufgelistet [VICON]. Da die *bonita10* als Multikamerasystem zum Einsatz kommt, gibt es keine Aussage zur Reichweite und Blickwinkel. Diese Eigenschaften sind durch die Anordnung der einzelnen Kameras im Versuchsraum bestimmt.



(a)



(b)

Abbildung 2.9: In der oberen Abbildung ist die *bonita10*-Kamera (http://svga. ru/images/product_images/popup_images/695_0.jpg) der Firma *Vicon* zu sehen. Unten sind die reflektierenden Marker, welche zur Aufnahme der Person an bestimmten Gelenkpunkten angebracht werden müssen, abgebildet [KLÖPFER-KRAEMER und AUGAT, 2012].

Kapitel 3

State of the Art

Assistenzroboter, wie sie im Rahmen des Projektes ROGER entwickelt werden sollen, existieren derzeit auf dem Markt noch nicht. Nachfolgend wird ein kurzer Überblick über vorhandene Systeme zur Ganganalyse und kostengünstige Alternativen zu teuren Systemen gegeben. Außerdem werden Methoden zur Verbesserung der Skelettschätzung der *Kinect v2* angesprochen.

3.1 Ganganalyse

Heutzutage werden Ganganalysen entweder als beobachtende oder als instrumentierte Ganganalyse durchgeführt. Bei der instrumentierten Ganganalyse werden elektronische, computergestützte Messsysteme eingesetzt. Immer häufiger wird eine Alternative zu den teuren Laborsystemen gesucht. So versuchten beispielsweise [GABEL et al., 2012], die *Kinect v1* als Alternative zu nutzen. Hierbei wurde die Kamera statisch im Raum positioniert und Probanden sollten in einer Laborumgebung in verschiedenen Winkeln zur *Kinect v1* laufen. Durch die Verwendung von Drucksensoren im Schuh und Gyroskopen an den Armen wurde ein Modell als Referenz erstellt. Dies diente zum Vergleich der Ergebnisse, die durch die *Kinect v1* erzielt wurden. Diese Ergebnisse beschränkten sich vorwiegend auf zeitliche Parameter.

Ebenso beschäftigten sich [KHARAZI et al., 2015] und [ELTOUKHY et al., 2017] mit der *Kinect* als Alternative zu den teuren Laborsystemen. In beiden Fällen wurden die Probanden durch einen *Kinect v2*-Sensor aufgenommen und liefen entweder, wie in der Abbildung 3.1 zu sehen, in einer Laborumgebung [KHARAZI et al., 2015] oder auf dem Laufband [ELTOUKHY et al., 2017] (Abbildung 3.2). Zur Beurteilung der Plausibilität der durch die *Kinect v2* gewonnenen Ergebnisse wurde ein *Vicon*-Laborsystem herangezogen. Hierbei wurden neben zeitlichen Parametern verschiedene Winkel zur Analyse genutzt. In allen Fällen konnten die *Kinect*-Sensoren (v1 und v2) gute Ergebnisse und Übereinstimmungen mit dem Referenzmodell liefern. Jedoch fiel gerade bei den Winkeln auf, dass die Schätzung der Skelettpunkte im Fußbereich recht ungenau ist und somit beispielsweise Winkel bezogen auf das Sprunggelenk eine Problematik darstellen [KHARAZI et al., 2015, ELTOUKHY et al., 2017].



Abbildung 3.1: Versuchsaufbau zum Vergleich der *Kinect v1* mit teuren Laborsystemen nach [KHARAZI et al., 2015]. Die Laufstrecke befindet sich mittig zum Laborsystem und die *Kinect* steht frontal zur Laufrichtung.



Abbildung 3.2: Versuchsaufbau zum Vergleich der *Kinect v1* mit teuren Laborsystemen nach [ELTOUKHY et al., 2017]. Der Proband läuft auf einem Laufband, dabei wird er sowohl vom Laborsystem als auch von der *Kinect* aufgenommen.

[STONE und SKUBIC, 2011] beschäftigten sich mit der Kinect v1 als System zur Abschätzung der Sturzgefahr bei älteren Menschen. Zwei Kinect v1-Sensoren wurden in einem bestimmten Winkel zueinander positioniert, um den Probanden aufzunehmen. Als Vergleichsmodell diente auch hier ein videobasiertes Laborsystem. Durch die Verwendung der Punktewolke konnte der Mensch als Vordergrund extrahiert werden. Durch die Projektion der Datenpunkte, die zu den Beinen gehören, auf die Grundebene konnten mittels Korrelationskoeffizienten schwankende Verläufe erstellt werden, wie in Abbildung 3.3 zu sehen. Aus diesen Verläufen kann der Links- und Rechtsschritt abgeleitet werden ebenso wie verschiedene zeitliche Parameter. Die erzielten Ergebnisse wurden ebenfalls als brauchbar eingestuft, jedoch kam es zu Problemen, wenn die Bewegungen zu dicht an Möbeln oder Wänden erfolgte bzw. der Proband schlecht reflektierende Kleidung trug.

Eine mobile Variante der Ganganalyse mittels der Kinect v2 entwickelten [TUPA et al., 2015]. Die Abbildung 3.4 zeigt die verwendete mobile Plattform. Der sechsrädrige Roboter fährt mit einer maximalen Geschwindigkeit von $3,5 \frac{km}{h}$ frontal zum Probanden und die Kinect v2 ist dabei nach hinten auf den Probanden gerichtet. Die Auswertung der gewonnenen Daten erfolgt mittels MATLAB. Parameter wie die Laufgeschwindigkeit und Schrittlänge werden dabei beurteilt [CRHA et al., 2016].



Abbildung 3.3: Extraktion des Links- und Rechtsschrittes aus der Punktewolke [STONE und SKUBIC, 2011]. In der Abbildung (a) ist zu sehen, wie der Mensch als Vordergrund aus dem Tiefenbild extrahiert wurde. Punkte unterhalb von 50 cm wurden auf die Grundebene projiziert (b) und repräsentieren somit die Beine. In (c) ist schließlich der abgeleitete Links- und Rechtsschritt (lokale Maxima und lokale Minima) zu sehen. Die blaue Kurve ist ein Abbild der roten Kurve nach erfolgter Glättung.



Abbildung 3.4: Die mobile Plattform von [\check{T} UPA et al., 2015] zur Ganganalyse. Der Roboter fährt frontal zum Probanden, die *Kinect v2* ist dabei nach hinten auf den Probanden gerichtet.

3.2 Skelettberechnung

Trotz der relativ guten Ergebnisse in den Studien mit den *Kinect*-Sensoren beschäftigen sich verschiedene Gruppen mit der Implementierung eines eigenen Algorithmus zur Berechnung des Skeletts. Diese Untersuchungen beziehen sich vorwiegend auf die Posenschätzung des Oberkörpers. Das Skelett wird dabei auf Grundlage der Punktewolke berechnet, welche aus dem Tiefenbild extrahiert werden kann.

[HANDRICH und AL-HAMADI, 2013] beschäftigten sich mit der Berechnung der Skelettpunkte anhand von geodätischen Distanzen und dem *Dijkstra-Algorithmus*. Die mit dem eigenen Ansatz berechneten waren stellenweise besser als die von der *Kinect v1* geschätzten Skelettpunkte (s. Abbildung 3.5). An seine Grenzen kommt der Algorithmus allerdings, wenn die Person von der Kamera abgewandt steht.

Eine weitere Variante zur Schätzung der Skelettpunkte stellt das *Clustering Feature Point Representation* Verfahren dar. [LIU et al., 2016] verwendeten das Tiefenbild der *Kinect v2* und bestimmten durch geodätische Distanzen und den *Dijkstra-Algorithmus* fünf Extremwerte am Skelett: den Kopf, die Arme und die Beine. Daraus bildeten sie Segmente und legten in diese weitere Featurepunkte, welche durch *K-means Clustering* den jeweiligen Körperkomponenten zugeteilt wurden. Die einzelnen Featurepunkte werden durch ein Referenzskelett gelernt. Auch hiermit konnten, wie in Abbildung 3.6 zu sehen ist, bessere Ergebnisse bei der Posenschätzung im Vergleich zur *Kinect v2* erzielt werden.

[RAFI et al., 2015] wollten in ihrer Arbeit verdeckte Skelettpunkte genauer schätzen können als die *Kinect v2.* Zur Verbesserung des durch die *Kinect v2* geschätzten Skeletts nutzten sie so genannte *Regression Forests.* Diese wurden mithilfe von Verdeckungsmodellen gelernt, d.h. es wird Wissen über das verdeckende Objekt mit in die Schätzung einbezogen. Die Berechnung erfolgte auch hier auf dem Tiefenbild des *Kinect-Sensors.* Die Abbildung 3.7 zeigt, dass die Genauigkeit der Schätzung durch die Verwendung von *Regression Forests* und dem Verdeckungsmodell deutlich besser ist als die der *Kinect v2.*

Die vorgestellten Ansätze zur Bestimmung der Skelettpunkte liegen nicht als Open-Source-Quelle vor und werden somit im Verlauf der Arbeit nicht berücksichtigt.



Abbildung 3.5: Ergebnisse der Posenschätzung nach dem Ansatz von [HANDRICH und AL-HAMADI, 2013]. Das rosafarbene Skelett entspricht der Schätzung des *Kinect* v1-Sensors, das gelbe Skelett ist jenes nach Verwendung des selbst entwickelten Algorithmus.



Abbildung 3.6: Ergebnisse der Posenschätzung nach dem Ansatz von [LIU et al., 2016]. Die obere Reihe entspricht der Skelettschätzung nach dem *Clustering Feature Point Representation* Verfahren und die untere Reihe der Schätzung des *Kinect v2*-Sensors.



Abbildung 3.7: Ergebnisse der Posenschätzung nach dem Ansatz von [RAFI et al., 2015]. Die oberste Reihe repräsentiert die Ergebnisse mittels des *Regression Forests* und dem Verdeckungsmodell, die mittlere Reihe zeigt die Ergebnisse für den Ansatz ohne das Verdeckungsmodell und die unterste Reihe stellt die Ergebnisse des *Kinect v2*-Sensors dar.

3.3 Mobile Geräte und Sensoren

Wie bereits anfangs erwähnt, gibt es derzeit keine Assistenzroboter, die in der Lage sind, eine Gangschule mit Patienten autonom und mobil durchzuführen. Dennoch gibt es Sensoren und mobile Geräte, die eine Gangschule und deren Analyse außerhalb einer Laborumgebung ermöglichen.

Hierzu werden beispielsweise flexible Messsohlen verwendet, welche in den Schuh gelegt werden [MEDILOGIC GMBH, BAUERFEIND AG, NOVEL GMBH]. Durch ein visuelles oder akustisches Feedback erhält der Patient Auskunft über sein Gangbild.

[SCHAFFERT et al., 2016] beschäftigten sich mit der Entwicklung von Druckmesssohlen (s. Abbildung 3.8), welche so wenig kabelgebunden wie möglich sind, um eine einfache Analyse des Gangbildes zu ermöglichen. Die Sohlen arbeiten mit einem akustischen Feedback und wurden vor allem bei der Behandlung von neurologischen Patienten getestet. Der Lernerfolg anhand des akustischen Musters erwies sich als sehr hoch.

Eine weitere Form dieser Sensoren entwickelte die *TU Chemnitz* in Zusammenarbeit mit dem Textilhersteller *Linder* in Form einer smarten Socke (Abbildung 3.9). Die Sensorik ist zwischen zwei Textilschichten in eine Geleinlage eingebettet. Mit der Socke ist es möglich, die Druckverteilung und Beschleunigung am Fuß zu messen, ohne dass Schuhe getragen werden müssen. Durch eine App mit graphischer Oberfläche können die Daten in Echtzeit auf mobilen Geräten angezeigt und bei Überanstrengung kann einen Alarm ausgelöst werden [LÜCK und VON REKOWSKI].

Neben solchen Sensoren werden bereits mobile Geräte zur Bestimmung des Gangbildes entwickelt, so beispielsweise der *RehaGait Analyser (Pro)* der Firma *HASOMED* [HA-SOMED GMBH]. Die in 3.10 (a) zu sehenden Sensoren können, wie in 3.10 (b) gezeigt, am Schuh, der Hüfte oder auch am Kniegelenk mittels Klettbändern befestigt werden. Einsatz findet das System beispielsweise bei Parkinsonpatienten, in der Orthopädie oder auch der Geriatrie. Durch die Aufnahme von u.a. Schrittfrequenz, Schrittlänge, Schrittanzahl, Geschwindigkeit, verschiedenen Winkel und der Gangphasen kann eine alltagsnahe Beurteilung des Gangbildes erfolgen. Dieses System kann sowohl in der Klinik als auch auf dem Sportplatz oder beim Spazierengehen eingesetzt werden. mit beschäftigten sich beispielsweise [MARTINS et al., 2014]. Mit dem in Abbildung 3.11 dargestellten System sollte ermöglicht werden, eine Ganganalyse für die Evaluierung des Rehabilitationsfortschritts oder auch zur Diagnose durchzuführen. Hierzu werden die Beine mittels eines Lasersensors detektiert. Daraus resultierend können Bewegungstrajektorien und Zeit-Distanz-Parameter wie zum Beispiel die Schrittlänge, Schrittdauer oder auch die Zeit der Doppelunterstützung aufgezeichnet und analysiert werden.



Abbildung 3.8: Druckmesssohle zur Beurteilung des Gangbildes [SCHAFFERT et al., 2016].



Abbildung 3.9: Smarte Socke der *TU Chemnitz* zur Beurteilung des Gangbildes [WEKA FACHMEDIEN GMBH].



Abbildung 3.10: Der *RehaGait Analyser (Pro)* der Firma *HASOMED* zur mobilen Ganganalyse [HASOMED GMBH]. In der Abbildung (a) sind die Sensoren zu sehen und (b) verdeutlicht deren mögliche Trageposition.



Abbildung 3.11: Der von [MARTINS et al., 2014] entwickelte *Smart Walker* mit Sensoren zur Erkennung der Beine, um so verschiedene Gangparameter analysieren zu können.
Kapitel 4

Eignungsanalyse des *Kinect v2*-Skeletts für die orthopädische Ganganalyse

Das Hauptziel der vorliegenden Arbeit ist die Eignungsanalyse der *Kinect v2* als mobiles System zur Analyse des Gangbildes. Bevor ein ausführlicher Test mit Vergleichsdaten eines Referenzsystems erfolgte, fand ein empirischer Vorversuch zur Ermittlung einer optimalen Position der Kamera statt. Im nachfolgenden Kapitel wird ein kurzer Überblick über den Aufbau, Ablauf und die daraus resultierenden Ergebnisse gegeben.

4.1 Versuchsaufbau und -durchführung

Die *Kinect v2* wurde mit verschiedenen Höhen und Aufnahmewinkeln auf eine festgelegte Laufstrecke positioniert. Im Vorversuch beschränkte sich die Anzahl der Probanden auf eine Person. Die weiteren Aufnahmekonfigurationen sowohl für den Vorals auch den Hauptversuch können der Tabelle 4.1 entnommen werden. Nachfolgend werden die verschiedenen Versuchsaufbauten und -durchführungen genauer betrachtet.

	Anzahl Beschreibung			
		Vorversuch		
Probanden	1	1x männlich		
Durchläufe	5 pro Winkel und Höhe			
Höhe	3	80 cm, 100 cm, 120 cm		
Winkel	7	$-5^{\circ}, -10^{\circ}, 0^{\circ}, 5^{\circ}, 10^{\circ}, 90^{\circ}, 180^{\circ}$		
	Hauptversuch			
Probanden	3	2x männlich, 1x weiblich		
Durchläufe	10	pro Proband, Winkel und Höhe		
Höhe	3	100 cm, 120 cm, 150 cm		
Winkel	3	$0^{\circ}, 10^{\circ}, 20^{\circ}$		

Tabelle 4.1: Übersicht der Aufnahmekonfigurationen.

4.1.1 Vorversuch

Die Ermittlung einer guten Aufnahmeposition für den Kinect v2-Sensor erfolgte mittels einer statischen Versuchsanordnung. Diese ist in der Abbildung 4.1 dargestellt. Der Versuch fand auf einem großen Flur mit wenig Durchgangsverkehr anderer Personen statt. Es wurde zunächst eine Laufstrecke von insgesamt 6 m festgelegt. Dabei wurde 1 m als "Anlaufstrecke" eingeplant und 1 m zum "Auslaufen". Der Auslaufbereich diente vor allem dem Ausweichen der Kamera, um Kollisionen zu vermeiden. Auf den 4 m zwischen diesen zwei Bereichen wurde der Proband dazu angehalten, möglichst auf einer geraden Linie in gewohntem Gangmuster zu laufen. Der Versuch unterteilte sich in die Beurteilung der Höhe des Kinect-Sensors und des Aufnahmewinkels bezüglich der Laufstrecke. Die Kamera wurde, wie der Tabelle 4.1 zu entnehmen, in drei verschiedenen Höhen und sieben Blickwinkeln positioniert. Dabei wurde jede Höhe mit jedem Aufnahmewinkel kombiniert und pro Position wurden fünf Aufnahmen gemacht, um genug Daten zur Evaluation zu haben. Die Aufnahme erfolgte mittels des Microsoft Kinect Studios. Für die Skelettschätzung durch das Microsoft Kinect SDK ist es notwendig, dass während aller Versuchspositionen sowohl der Ober- als auch der Unterkörper der Person durch den *Kinect*-Sensor erkannt wird. Wird lediglich der Unterkörper erkannt, so kann kein Skelett für die Person geschätzt werden. Die Reproduzierbarkeit der verschiedenen Aufnahmewinkel wurde durch Markierungen auf dem Boden gewährleistet, sodass die Kamera bei jeder Höhe auch immer an der gleichen Position für den entsprechenden Aufnahmewinkel stand. Ausgerichtet wurde die Kamerablickrichtung auf den Mittelpunkt der Laufstrecke.



Abbildung 4.1: Der Versuchsaufbau zur Analyse der *Kinect v2*. Vor der *Kinect* befindet sich 1 m als "Auslaufbereich" und zu Beginn der Laufstrecke 1 m "Anlaufstrecke". Der Proband läuft immer auf der eingezeichneten Laufstrecke und die Kamera wurde nach jedem Versuch entsprechend der eingezeichneten Winkel verschoben.

4.1.2 Hauptversuch

Auch im Hauptversuch handelte es sich um einen ähnlichen statischen Versuchsaufbau mit einer Laufstrecke von 4m und einem Auslaufbereich von 1m. Jedoch wurden die Höhen und Winkel entsprechend der aus der Tabelle 4.1 zu entnehmenden Werte abgeändert. Die entgegengesetzte Verschiebungsrichtung wurde auf Grund der zu erwartenden symmetrischen Ergebnisse nicht berücksichtigt und das Erhöhen des Aufnahmewinkels auf 20° sollte die Robustheit der versetzten Aufnahme herausfiltern. Weiterhin wurden die Aufnahmehöhen verändert, da die Betrachtung der Anbringungsmöglichkeiten auf einem potentiellen Roboter tendenziell etwas höher lagen als die Aufnahmehöhen aus dem Vorversuch. Zu jeder der möglichen Aufnahmekombination wurden pro Proband 10 Versuche aufgenommen, um auch hier wieder einen relativ großen Datenpool zu haben. Um eine Grundwahrheit für die Überprüfung der Eignung des 3D-Skeletts der Kinect v2 für die Analyse des Gangbildes zu haben, erfolgte der Hauptversuch in Abstimmung mit dem Waldkrankenhaus Rudolf Elle in Eisenberg. Das dort vorhandene Ganglabor dient zur Gewinnung der Vergleichsdaten für die Beurteilung. Hierzu wurden in der Klinik gleichzeitig Aufnahmen durch das Laborsystem und den Kinect-Sensor gemacht. Wie bereits im Kapitel 2.2.2 erwähnt, handelt es sich bei dem Ganglaborsystem ebenfalls um ein statisches System. Die Kinect v2 wurde in dem Aufnahmeraum des Ganglaborsystems positioniert, sodass ihre Position im Raum durch dieses mit erfasst werden konnte.

Jeder Proband musste für die Aufnahmen nach dem sogenannten *Plug-in-Gait*-Modell mit den in Abbildung 2.9 (b) dargestellten Infrarotmarkern beklebt werden, insgesamt sind drei Probanden (2 männlich, 1 weiblich) gelaufen. Bei diesem Modell wurde sich jedoch auf den Unterkörper und zwei Marker auf dem Oberkörper: linke und rechte Schulter (s. Abbildung 4.2) beschränkt. In der Abbildung 4.3 ist das verwendete Skelett der *Kinect* und der *Bonita* dargestellt. Um eine Synchronisation zwischen dem Koordinatensystem des Laborsystems und dem der *Kinect v2* zu gewährleisten, wurde die *Kinect v2*, wie in Abbildung 4.2 zu sehen, mit vier solcher Marker beklebt. Dadurch kann ihre Position durch das Laborsystem erfasst werden und eine räumliche Synchronisation erfolgen. Für die zeitliche Abstimmung lief zu Beginn jeder Aufnahme der Proband in den Aufnahmebereich und machte dort eine Kniebeuge. Anschließend lief er rückwärts wieder aus dem Bereich heraus und absolvierte danach die komplette Laufstrecke in gewohntem Laufstil.



Abbildung 4.2: Das abgeänderten *Plug-in-Gait*-Modell, lediglich der Unterkörper und die Marker auf der Schulter wurden für den Versuch geklebt. Ebenfalls ist der *Kinect v2*-Sensor mit den Infrarotmarkern zur Erkennung dessen Position im Laborsystem zu sehen (gelb umrandet).

4.2 Empirische Auswertung des Vorversuches

Die Analyse der gewonnen Daten aus dem Abschnitt 4.1.1 erfolgte anhand der Videodaten. Hierzu wurden diese angesehen und mittels der Skelettschätzung beurteilt. Dabei wurde vor allem auf die Plausibilität und Vollständigkeit des Skeletts geachtet. Durch verschiedene Strichstärken ist ablesbar, wie sicher die *Kinect* das Skelett geschätzt hat. Für den geplanten Einsatz ist eine sehr zuverlässige Schätzung notwendig, um möglichst wenig Fehler durch Fehlschätzung der Gelenkpunkte zu verursachen. Die Videodaten zeigten, dass sowohl bei einer seitlichen als auch einer Aufnahme von hinten die Skelettschätzung nicht so robust ist wie bei einer frontalen oder leicht dazu verschobenen Aufnahme. Bei den Aufnahmen von hinten wurden wie in Abbildung



(a) Kinect frontal (b) Bonita seitlich (c) Bonita von hinten

Abbildung 4.3: Darstellung der Skelette der verschiedenen Kamerasysteme. In Bild (a) ist das *Kinect*-Skeletts zu sehen, (b) und (c) repräsentieren das Bonitaskeletts. Die Zahlen entsprechen dabei den einzelnen Gelenkpunkten aus der Tabelle B.1 und B.2.

4.4 (a) zu sehen ist, die Punkte der Vorfüße (*FootRight* bzw. *FootLeft* vgl. Abbildung 2.8) sowie die *SpineBase* in die entgegengesetzte Laufrichtung geschätzt. Dieser Effekt könnte bei späteren Betrachtungen der Füße und Wirbelsäule zu Problemen führen. Bei den seitlichen Aufnahmen entsteht ebenfalls ein Problem bezüglich der Wirbelsäule. Die Abbildung 4.4 (b) zeigt eindeutig, dass die Wirbelsäule nicht mehr mittig im Körper verläuft, sondern mehr zu einer Seite geschätzt wird. Dabei handelt es sich um die Seite, welche nicht von der Kamera gesehen wird. Diese Problematik des *Kinect*-Sensors würde sich auf jegliche Betrachtungen der nicht der Kamera zugewandten Seite auswirken und Körpersegmente wie die Hüfte verfälschen.

Die frontalen Aufnahmen mit einem abweichenden Blickwinkel von $\pm 5^{\circ}$ zeigten keine besonderen Auffälligkeiten im Vergleich zu den frontalen Aufnahmen. Im Gegensatz dazu wurde die Skelettschätzung bei $\pm 10^{\circ}$ ab dem Knie oder stellenweise auch schon ab der Hüfte recht ungenau. Die meisten Probleme verursachte der Vorfuß, da durch Überdeckungen dieser Gelenkpunkt sehr ungenau und sprunghaft geschätzt wird. Aufgrund dieser Überlagerungen könnten Segmente wie der Fuß bei späteren Betrachtungen nicht berücksichtigt werden. Ebenso wären die Ergebnisse der Betrachtungen vom Oberschenkel recht unzuverlässig, da der *Kinect*-Sensor die meiste Zeit der Aufnahme die Gelenkpunkte *Hüfte* und *Knie* nicht zuverlässig erkennt.



(a) Aufnahme von hinten



(b) Aufnahme von der Seite

Abbildung 4.4: Visualisierung der auftretende Problematiken (rot eingekreist) bei der Aufnahme eines Probandens von hinten (a) bzw. von der Seite (b) mit dem *Kinect*-Sensor. Im Bild (a) verursachen die Füße und die Wirbelsäule auf Grund der in die falsche Richtung geschätzten Gelenkpunkte den Eindruck, dass der Proband zum linken Bildrand hin laufen würde. Anhand der Arme ist jedoch erkennbar, dass der Proband zum rechten Bildrand läuft. Im Bild (b) ist die Wirbelsäule eindeutig zu weit auf die rechte Körperhälfte des Probanden geschätzt worden (Proband ist von hinten zu sehen). Lediglich bei den verschiedenen Versuchen bezüglich der Höhen konnten visuell keine großen Unterschiede fest gestellt werden. Bei allen drei Aufnahmehöhen (80 cm, 100 cm und 120 cm) lieferten die Videodaten der unterschiedlichen Aufnahmehöhen ähnliche Ergebnisse.

36

In der Abbildung 4.5 sind die Detektionsraten (Anteil *sicher detektierte* Zeitschritte zu allen Zeitschritten) für die verschiedenen Aufnahmewinkel und -höhen prozentual dargestellt, hier ist auch ein Unterschied bei den verschiedenen Aufnahmehöhen zu verzeichnen. Pro Skelettpunkt und Zeitschritt wird ein Detektionsstatus zurückgegeben, diese können *sicher detektiert, unsicher detektiert* und *gar nicht detektiert* sein. Aus diesen wird im Anschluss ein Status für das gesamte Unterkörperskelett berechnet. Dabei wird ein Skelett als *sicher detektiert* angesehen, wenn alle Skelettpunkte des Unterkörpers *sicher detektiert* worden. Dies geschieht einmal mit und ohne Einbeziehung des Vorfußes. Hier werden die Unterschiede in den Aufnahmewinkeln noch einmal sehr deutlich und auch bei den Höhen ist hier ein Unterschied zu sehen, sodass bei 80 cm Aufnahmehöhe die Detektionsrate am höchsten ist.

Die Ergebnisse aus dem Vorversuch ergaben nachfolgende Hypothesen für die Durchführung und Auswertung des Hauptversuches:

- die Kinect v
2 sollte den Probanden möglichst frontal erfassen.
- verschiedene Aufnahmehöhen haben keinen Einfluss auf die Ergebnisse.



(c) 120 cm Aufnahmehöhe

Abbildung 4.5: Detektionsrate bei den verschiedenen Aufnahmehöhen und -winkeln des Vorversuches. Dargestellt ist die Detektionsrate für das *Kinect*-- Unterkörperskelett mit und ohne Einbeziehung des Vorfußmarkers.

4.3 Vorverarbeitung der gewonnenen Daten

38

Zur Verarbeitung und Analyse der aufgenommenen Daten wurde ein Algorithmus in *Python* geschrieben, welcher nachfolgend genauer vorgestellt wird.

Die Berechnung der in Kapitel 2.1.3 vorgestellten Parameter erfolgt auf der Grundlage der durch das Laborsystem aufgenommenen und die durch die *Kinect v2* erfassten Daten. Nach erfolgreichem Einlesen der Daten erfolgt eine Synchronisation der zwei Koordinatensysteme zueinander, um die Daten miteinander vergleichen zu können. Anschließend werden die für die Berechnung der Parameter notwendigen Doppelschritte extrahiert. Die Berechnung der verschiedenen Parameter erfolgt durch die Bestimmung der Körpersegmente und der Winkel zwischen ihnen. Eine Evaluierung der gewonnenen Ergebnisse geschieht durch Bestimmung des Mittelwertes und der Standardabweichung sowie eines statistischen Tests. Der grobe Ablauf ist in der nachfolgenden Abbildung 4.6 dargestellt.



Abbildung 4.6: Programmablaufplan zum generellen Ablauf der angefertigten Implementierung.

Um einen Vergleich zwischen den beiden Systemen vollziehen zu können, müssen die Daten zunächst synchronisiert werden, der Ablauf ist in der Abbildung 4.7 schematisch dargestellt. Die Synchronisation unterteilt sich dabei in die zeitliche und räumliche Synchronisation. Beide Vorgehen werden nachfolgend erläutert.



data synchronisation

Abbildung 4.7: Programmablaufplan zur Synchronisierung der Daten.

4.3.1 Zeitliche Synchronisation der Daten

Die zeitliche Synchronisation erfolgt dabei anhand der gemachten Kniebeuge zu Beginn jeder Aufnahme (s. Kapitel 4.1.2). Hierzu wird zunächst sowohl für das Laborsystem als auch für den *Kinect v2*-Sensor der minimale Wert bzgl. der Höhe und der zugehörige Zeitpunkt für den Skelettpunkt *SpineBase* (vgl. Abbildung 2.8) ermittelt. Bei den Daten der *Kinect v2* werden dabei ausschließlich die Datenpunkte verwendet, die nicht weiter als 4 m von dem Sensor entfernt sind, da sonst keine robuste Schätzung der Skelettpunkte gewährleistet ist. Weitere Details können dem Pseudocode 4.8 entnommen werden. // z-Verlauf für SACR (bonita) und SpineBase (Kinect)

// zugehörige Zeitpunkte

// Startbereich des Simplex-Verfahrens

Eingaben

- 1 z_{bonita} , z_{kinect}
- 2 t_{bonita} , t_{kinect}

Initialisierung

- $t_{min} \leftarrow -1.0$;
- 4 $t_{max} \leftarrow 1.0$;

Algorithmus

5 $idx_{bonita} = \operatorname{argmin}(z_{bonita});$ // Kniebeuge befindet sich im vorderen Datenbereich 6 $z_{kinect} = \text{erstehaelfte}(z_{kinect});$ 7 im Bereich, wo $z_{kinect} < 4 m$; 8 $idx_{kinect} = \operatorname{argmin}(z_{kinect});$ // Suchen des Minimums im interessanten Bereich $t_{min,bonita} = t_{bonita}[idx_{bonita}];$ 9 $t_{min,kinect} = t_{kinect}[idx_{kinect}];$ 10 11 $t_{diff} = t_{min,bonita} - t_{min,kinect};$ // grobe Zeitdifferenz $t_{kinect} += t_{diff};$ // grobe Zeitkorrektur 12 13 $z_{min,kinect} = z_{kinect} [idx_{kinect}];$ 14 $z_{max,kinect} = \max(z_{kinect});$ $z_{thres} = \frac{z_{min,kinect} + z_{max,kinct}}{2};$ 15 $idx_{start} = \operatorname{argmin}(|z_{kinect}[:idx_{kinect}] - z_{thres}|);$ // ersten Schwellenübertritt suchen 16 $idx_{end} = \operatorname{argmin}(|z_{kinect}[idx_{kinect}:] - z_{thres}|);$ // zweiten Schwellenübertritt suchen 17 $range_{kinect} = z_{kinect} [idx_{start} : idx_{end}];$ // extrahieren des Suchbereichs 18 19 def bewertungsfunktion(t); // Bewertungsfunktion für Simplexverfahren 20 $range_{bonita} = \text{interp}(z_{bonita}, t_{bonita} + t, t_{kinect}, idx_{start}, idx_{end}); // interpolieren der$ Bonitadaten auf die Kinectzeitpunkte im Suchbereich, verschoben um t $err = \|range_{bonita} - range_{kinect}\|_2;$ // mittlerer quadratischer Fehler 21 22 return err; 23 $t_{diff} = \text{downhill_simplex(bewertungsfunktion, } t_{min}, t_{max});$ // feine Zeitdifferenz 24 $t_{kinect} += t_{diff};$ // feine Zeitkorrektur

Rückgabe

 $25 \quad t_{kinect}$

// korrigierte Zeitpunkte der Kinect

Abbildung 4.8: Pseudocode für die zeitliche Synchronisation der Daten anhand der Kniebeuge

4.3.2 Räumliche Synchronisation der Daten

Neben der zeitlichen Synchronisation der Systeme ist eine Umrechnung der Kinect-Koordinaten in das Koordinatensystem des Labors (Weltkoordinaten) für den Vergleich der Ergebnisse notwendig. Hierzu werden die durch das Laborsystem bestimmten Positionen der an der Kamera befindlichen Marker (vgl. Kapitel 4.1.2) genutzt. Mittels dieser Punkte wird die Normale für die aufgespannte Ebene berechnet, welche schließlich Aufschluss über die Verschiebung und Rotation der Kinect v2 zum Koordinatenursprung des Laborsystems gibt. Da sich der Kamerasensor der Kinect v2 nicht direkt bei einem der Marker befindet, muss ein Translationsvektor zu einem der Eckpunkte berücksichtigt werden. Diese Verschiebung wurde manuell gemessen. Da die Neigung der Kinect durch den geringen vertikalen Abstand der Marker schon durch kleine Ungenauigkeiten stark beeinflusst werden würde, wird der Rollwinkel des Kinect-Sensors extra bestimmt. Zur Bewertung, ob die Systeme passend zueinander ausgerichtet sind, werden die Positionen der Hüftmarker der jeweiligen Systeme sowie die SpineBase bzw. das SACR herangezogen. Die Abbildung 4.9 und der Pseudocode 4.10 verdeutlichen das Vorgehen nochmal.



(a) Koordinatensysteme zueinander

(b) Aufgespanntes Koordinatensystem der Kinect

Abbildung 4.9: Visualisierung der Problematik der räumlichen Synchronisation. gelb: gesuchte Transformation, rot: x-Koordinate, grün: y-Koordinate, blau: z-Koordinate. Bild (a) zeigt die ungefähre Position und Ausrichtung der Kamerasysteme zueinander, in Bild (b) wird das Aufspannen der Ebene für die Transformation der *Kinect*-Koordinaten verdeutlicht. Dabei werden die Vektoren **C7Clav** und **C7T10** zur Bildung der Normalen **n** genutzt.

Eingaben

c7, t10, clav, strn // Eckpunkte der Kinect, durch das Bonitasystem bestimmt
 data_{bonita}, data_{kinect}

Initialisierung

3 $\phi_{min} \leftarrow -45$; // Grenzen des Intervallhalbierungsverfahrens 4 $\phi_{max} \leftarrow 45$;

Algorithmus

11 def bewertungsfunktion(ϕ); // Bewertungsfunktion für Intervallhalbierungsverfahren

 $\label{eq:adata} 12 \qquad data_{rot,kinect} = data_{kinect} \cdot winkel2rotmat(\phi) \cdot rot \mbox{;} \qquad // \mbox{ Kinect daten werden um } \phi \\ \mbox{gedreht}$

13 $abstand = data_{bonita,z} - data_{rot,kinect,z};$ 14 return abstand;

15 $\phi_{opt} = \text{intervallhalbierung(bewertungsfunktion, } \phi_{min}, \phi_{max});$

16	$rot_{kinect} =$	$\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$	$0 \\ \cos(\phi_{opt}) \\ \sin(\phi_{opt}) \\ 0$	$0 \\ -\sin(\phi_{opt}) \\ \cos(\phi_{opt}) \\ 0$	0 0 0 1	;	// Rotationsmatrix für Kinect Roll-Error
17	$trans_{kinect2}$	L° boni	$t_{ta} = rot_{kine}$	$e_{ct} \cdot rot;$	-]	

Rückgabe

18 $trans_{kinect2bonita}$ // Transformationsmatrix f
ür die Umrechnung der Kinect- inBonitakoordinaten

Abbildung 4.10: Pseudocode für die räumliche Synchronisation der Daten

4.3.3 Extraktion des Doppelschrittes

Die erfolgreiche Synchronisation der Koordinatensysteme ist die Grundlage für das Vergleichen der Zeit-Distanz-Parameter und Winkel anhand der Doppelschritte. Der grobe Ablauf zur Extraktion der Doppelschrittes ist in Abbildung 4.11) dargestellt. Für die *Kinect v2* erfolgt dies auf Grundlage der Schnittpunkte der Sprunggelenke (vgl. Pseudocode 4.12). Hierzu werden zunächst die Datenpunkte eliminiert, bei denen die *Kinect v2* keine bzw. nur eine unzuverlässige Schätzung der Skelettpunkte abgeben konnte. Im nächsten Schritt werden die Daten linear interpoliert, um wieder einen lückenlosen Datenverlauf zu erhalten. Aus diesen Daten werden die Datenreihen für das rechte und linke Sprunggelenk betrachtet, um den Doppelschritt zu definieren. Hierzu wird geschaut, zu welchem Zeitpunkt die Sprunggelenke in Gangrichtung (positive x-Richtung) aneinander vorbei schwingen.

Um zu verhindern, dass zu Beginn die Marker auf den falschen Fuß geschätzt werden, werden Schnittpunkte unter der Voraussetzung gesucht, dass die Koordinaten in Gangrichtung einmal mindestens 20 cm auseinander lagen. Ebenso ist eine Vorkehrung getroffen worden, dass nachfolgendes kurzzeitiges Überspringen der Marker nicht zu einem fehlerhaften Doppelschritt führt.

Ist ein Doppelschritt detektiert worden, so wird abschließend noch einmal überprüft, dass innerhalb von diesem die Marker wirklich nicht gesprungen sind. Hierzu wird der euklidische Abstand zwischen linkem und rechtem Sprunggelenk berechnet. Mittels des Abstandes wird geschaut, ob dieser mehr als drei aufeinanderfolgende Zeitschritte lang kleiner als 10 cm ist. Sollte das der Fall sein, so kann angenommen werden, dass einer der Marker auf den falschen Fuß geschätzt wurde und der detektierte Doppelschritt kann nicht für weitere Berechnungen herangezogen werden. Verdeutlicht wird dieses Vorgehen im Pseudocode 4.13. 44

Auf Grundlage der Doppelschritte der *Kinect v2* können diese auch für das Laborsystem bestimmt werden. Hierzu ist die bereits oben angesprochene erfolgreiche Zeitsynchronisation notwendig, um dieselben Doppelschritte zu erhalten. Dabei werden jeweils die Zeitpunkte für den Beginn und das Ende eines *Kinect v2*-Doppelschritts genommen, der Bereich, den sie definieren, aus den Daten des Laborsystems extrahiert und als korrespondierender Doppelschritt abgespeichert.



extraction of the gait cycle

Abbildung 4.11: Programmablaufplan zur Extraktion eines Doppelschrittes mittels des *Kinect v2*-Sensors.

Eingaben

- $1 \quad data_{kinect} \qquad // Daten \ des \ Kinect-Sensors \ in \ Weltkoordinaten$
- 2 $time_{kinect}$
- 3 idx_{start} , idx_{end}

```
Initialisierung
```

- 4 $search \leftarrow False;$
- 5 $schnitt \leftarrow [];$

Algorithmus

6 deleteNaN_interpolate(data_kinect, time_kinect); // Eliminieren der NaN's und interpolieren der dadurch fehlenden Daten $data_{l,x} = data_{kinect} [idx_{start} : idx_{end}, leftAnkle, x];$ // x-Daten linkes Sprunggelenk 7 $data_{r,x} = data_{kinect}[idx_{start}: idx_{end}, rightAnkle, x];$ 8 // x-Daten rechtes Sprunggelenk $diff_x = data_{l,x} - data_{r,x}$; // x-Differenzvektor der Sprunggelenksmarker 9 für i von 0 bis len(diff) - 1; 10 wenn search = False;// Suchmodus noch deaktiviert 11 wenn $abs(diff_x[i]) > 200 mm;$ 12 // Prüfen auf initialen Mindestabstand search = True;13 // Suche aktivieren // Suchmodus aktiviert 14 sonst; wenn $diff_x[i] == 0;$ 15 schnitt.append(i); 16 wenn $sign(diff_x[i]) \neq sign(diff_x[i+1]);$ // Prüfen auf Vorzeichenwechsel -> 17 aneinander Vorbeischwingen der Sprunggelenke wenn $|diff_x[i]| < |diff_x[i+1]|;$ // Prüfen auf nächsten Sample des Schnitts 18 $idx_{new} = i;$ // entsprechenden Sampleindex abspeichern 19 sonst; 20 $idx_{new} = i + 1;$ 21 wenn len(schnitt) == 0;22 23 $schnitt.append(idx_{new});$ wenn idx_{new} nicht in schnitt und $idx_{new} - schnitt[-1] \ge 10$; // prüfen ob 24 Schnitt bereits enthalten und ob der Abstand zwischen zwei Schnitten größer-gleich 10 Samples ist 25 // neuen Schnittpunkt abspeichern $schnitt.append(idx_{new});$

Rückgabe

26 schnitt

// enthält Schnittpunkte der Sprunggelenksmarker

Abbildung 4.12: Pseudocode für die Berechnung der Sprunggelenksschnitte

// zugehöriger Zeitvektor

// Indizes für den sicher detektierten Bereich

Eingaben

1 data_{kinect} // Daten des Kinect-Sensors in Weltkoordinaten

// zugehöriger Zeitvektor

// x-Differenzvektor der Sprunggelenksmarker

// Schnittpunkte der Sprunggelenksmarker

- 2 $time_{kinect}$
- $3 \quad diff_x$
- 4 schnitt

Initialisierung

5 $doppelschritte \leftarrow [];$

Algorithmus

6	für idx von 0 bis $schnitt.size - 2$;	// Prüfen auf Links-	$oder \; Rechtsschritt$
7	wenn $\frac{diff_x[schnitt[idx]+schnitt[idx+1]]}{2} < 0;$	// rechtes Bein in	Vorwärtsbewegung
8	$schritt_{rechts} = True;$		
9	sonst;		
10	$schritt_{rechts} = False;$		
11	$doppelschritt = data_{kinect}[schnitt[idx] : schritt[idx] : schr$	nitt[idx + 2]];	// Doppelschritt
extrahier	en		
12	$doppelschritt_{time} = time_{kinect}[schnitt[idx]:$	schnitt[idx + 2]];	// zugehörige Zeit
extrahier	en		
13	$diff_{euklid} = \ doppelschritt[leftAnkle] - dop$	$ppelschritt[rightAnkle] \parallel_2$	$_{2}; // mittlerer$
quadratis	scher Fehler		
14	wenn nicht drei_hintereinander_kleine	r_als($diff_{euklid}, 100mm$	m); // wenn

Fußmarker nicht gesprungen

15doppelschritte.append(doppelschritt, doppelschritt_time, schritt_rechts);//Doppelschritt abspeichern

Rückgabe

16	doppels chritte	// enthält Koordinaten und	Zeitverlauf
----	-----------------	----------------------------	-------------

Abbildung 4.13: Pseudocode für die Extraktion der Doppelschritte

4.4 Berechnung der Gangparameter

4.4.1 Zeit-Distanz-Parameter

Mithilfe der vorher berechneten Schnittpunkte werden anschließend die in Kapitel 2.1.3 beschriebenen Parameter berechnet. Dies geschieht wie in den Formeln 4.1 und 4.2 durch die Bildung der Differenz der Fußpositionen zu den Zeitpunkten t_0, t_1, t_2 der Schnittpunkte eines Doppelschrittes entlang der Gangrichtung (*Step Length*). Im der untenstehenden Beispielrechnung wird ein Rechtsschritt angenommen, das bedeutet das rechte Bein befindet sich zu Beginn und zum Ende des Doppelschrittes in der Vorwärtsbewegung. Weiterhin wird die Differenz zwischen t_0 und t_2 berechnet, um die benötige Zeit für einen Doppelschritt zu erhalten (*Time_{Gangzyklus}* vgl. Formel 4.3). Mittels dieser kann schließlich die *Cadence* (Formel 4.4) bzw. der *Walking Speed* (Formel 4.5) berechnet werden.

$$StepLength_{right} = rightAnkle_{x,t_1} - leftAnkle_{x,t_0}$$

$$(4.1)$$

$$StepLength_{left} = leftAnkle_{x,t_2} - rightAnkle_{x,t_1}$$

$$(4.2)$$

$$Time_{Gangzyklus} = |t_2 - t_0| \tag{4.3}$$

$$Cadence = \frac{2}{Time_{Canazuklus}} \tag{4.4}$$

$$WalkingSpeed = \frac{StepLength_{left} + StepLength_{right}}{Time_{Gangzyklus}}$$
(4.5)

Für das Laborsystem müssen die Zeit-Distanz-Parameter nicht berechnet werden, da diese bereits in der Reportdatei aus der Klinik enthalten sind und direkt ausgelesen werden. Sie bilden damit die Referenz für den Vergleich der Systeme.

4.4.2 Weitere Parameter

Die Berechnung der Winkel erfolgt sowohl für den Doppelschritt der *Kinect v2* als auch für den des Laborsystems. Hierzu werden zunächst, wie in der Abbildung 4.14 zu sehen, Körpersegmente gebildet. Diese sind in der Tabelle B.3 noch einmal aufgelistet. Durch die Betrachtung zweier Körpersegmente können die entsprechenden Winkel aus Kapitel 2.1.3 (s. auch Tabelle B.4) berechnet werden.



Abbildung 4.14: Darstellung der Körpersegmente zur Berechnung der verschiedenen Winkel anhand des *Kinect v2*-Skeletts (a) und des Bonitaskeletts (b, c). Die grauen Segmente werden für keine Winkelberechnung benötigt. Mithilfe der gegebenen Indizes können die Namen der einzelnen Segmente aus Tabelle B.3 zugeordnet werden. gelb: Oberkörper, grün: Hüfte, cyan: Oberschenkel, blau: Unterschenkel, magenta: Fuß

4.5 Empirische Auswertung des Hauptversuches

Wie auch bereits beim Vorversuch wurde zunächst eine Analyse anhand der Videodaten vorgenommen. Hierbei wurde ein optischer Vergleich zwischen den Positionen der geklebten Infrarotmarker für das Laborsystem und den geschätzten 3D-Skelettpunkten durch die *Kinect v2* vorgenommen. Weiterhin wurde der Einfluss des Aufnahmewinkels betrachtet.

Die Infrarotmarker sind in den Videodaten der *Kinect v2* leicht zu erkennen, deswegen konnte beim Durchschauen der Daten schnell festgestellt werden, dass die geschätzten Skelettpunkte der *Kinect v2* grob mit den geklebten Markern aus der Klinik übereinstimmen. Dies ist in der Abbildung 4.15 vor allem an den Schultern und am Knie gut zu erkennen. Diese gute Übereinstimmung sprach erstmals für eine mögliche Alternative der *Kinect v2* zum Laborsystem.

Der zweite Teil der visuellen Beurteilung bezog sich auf den Aufnahmewinkel. Im Vorversuch zeigte sich bereits, dass ein Winkel von 10° zu Problemen führen kann. Die Aufnahmen im Ganglabor bestätigten diese Erkenntnis. Bei einem Aufnahmewinkel von 10° versetzt zur frontalen Aufnahmerichtung werden Skelettpunkte unterhalb des Knies aufgrund von Überdeckungen nicht mehr über die volle Zeit sicher erkannt, sondern lediglich geschätzt. Diese Schätzung erfolgt mittels der zuletzt sicher detektierten Position des Körperteils. In der Abbildung 4.16 (a) ist beispielsweise eine unsichere Schätzung durch den dünneren Strich beim hinteren Unterschenkel zu erkennen. Ebenso wird in der Abbildung 4.16 (b) und (c) die Problematik bei einem Aufnahmewinkel von 20° Verschiebung zur frontalen Aufnahme deutlich. Punkte unterhalb des Knies werden nur noch geschätzt und bei einem gewissen Abstand (< 2,5 m) zur Kamera werden sogar die Punkte unterhalb und einschließlich der Hüfte nicht mehr sicher detektiert. Dies ist für eine Analyse des Gangbildes unzureichend.

Die verschiedenen Aufnahmehöhen haben auch diesmal keine besonderen Unterschiede aufgezeigt, sodass die Hypothesen aus dem Vorversuch (Kapitel 4.2) weiterhin Bestand haben. In der Abbildung 4.17 sind die Detektionsraten des vollständig sicher detektierten Unterkörperskeletts (vgl. Kapitel 4.2) für die Aufnahmewinkel und -höhen prozentual dargestellt. Hier werden die Unterschiede in den Aufnahmewinkeln noch einmal sehr deutlich. Die Rate für einen Aufnahmewinkel von 10° geht um mind. 10 % zurück. Bei den Höhen ist ein deutlicher Unterschied für 150 cm zu sehen.

50



Abbildung 4.15: Positionsvergleich der Infrarotmarker des Laborsystems mit den geschätzten Skelettpunkten des *Kinect v2*-Sensors. In den rot eingekreisten Bereichen sind die Infrarotmarker (stehen etwas nach außen ab) und die geschätzten Skelettpunkte gut zu erkennen.



Abbildung 4.16: Einfluss des Aufnahmewinkels auf die Detektion des 3D-Skeletts der *Kinect v2*. Die dünneren Segmente, am hinteren Bein, werden durch den *Kinect v2*-Sensor nicht sicher detektiert, sondern geschätzt.



(c) 150 cm Aufnahmehöhe

Abbildung 4.17: Detektionsrate bei den verschiedenen Aufnahmehöhen und -winkeln des Hauptversuches. Dargestellt ist die Detektionsrate für das *Kinect*-Unterkörperskelett mit und ohne Einbeziehung des Vorfußmarkers.

4.6 Auswertung anhand der Gangparameter

4.6.1 Zeit-Distanz-Parameter

Im nächsten Schritt sollten die Daten nicht nur visuell bewertet werden sondern anhand von Parametern, die zur Beurteilung eines Gangbildes herangezogen werden. Für den Anfang wurde dies auf Zeit-Distanz-Parameter beschränkt. Im nachfolgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der zu analysierenden Parameter kurz vorgestellt. Bei den Zeit-Distanz-Parametern handelt es sich, wie bereits in Kapitel 2.1.3 beschrieben, um folgende:

- Cadence
- Walking Speed
- Step Length

Diese Parameter können auch durch das Laborsystem in der Klinik in Eisenberg bestimmt werden. Die dort berechneten Werte für die verschiedenen Probanden und Kamerapositionen dienen als Grundwahrheit für den Vergleich mit den ermittelten Werten aus dem 3D-Skelett der *Kinect v2*. Da der Versuchsaufbau nicht mit dem eigentlichen Ablauf einer Ganganalyse im Ganglabor übereinstimmt, zieht die Auswertung der aufgenommen Daten für die Klinik einen erhöhten Arbeitsaufwand nach sich. Aufgrund des daraus resultierenden höheren manuellen Bearbeitungsaufwandes wurde lediglich die Versuchsreihe mit einer Aufnahmehöhe von 120 cm ausgewertet und betrachtet. Für jede Aufnahmeposition und jeden Probanden wurden lediglich fünf Versuche ausgewertet. Bei der Auswertung der Klinik kam es bei einem Probanden zu Problemen, sodass im Nachfolgenden zwar alle Probanden betrachtet werden, jedoch bei *Prob01* sieben Trials (3x 0°, 2x 10°, 2x 20°) und bei *Prob02* zwei Trials bei einem Aufnahmewinkel von 20° nicht berücksichtigt werden.

In der Tabelle 4.2 ist der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für den Fehler zwischen den Aufnahmesystemen (Laborsystem vs. *Kinect v2*) über alle Probanden aufgelistet.

Den Werten der Tabelle ist zu entnehmen, dass der Fehler zwischen den beiden Systemen über alle Probanden für die verschiedenen Parameter relativ gering ist. Die Abweichung bei der *Cadence* beträgt maximal 2,4 Schritte pro Minute ($120 \text{ cm} - 20^{\circ}$). Die *Kinect v2* macht bei der Bestimmung der *Step Length* einen Fehler von < 1 cm, ebenso beträgt der Fehler beim *Walking Speed* im Vergleich zum Laborsystem höchstens 0,04 m/s ($120 \text{ cm} - 20^{\circ}$). Das bedeutet, hochgerechnet auf eine Minute würde der Proband 2,4 m weniger Strecke zurücklegen, was sich mit den Ergebnissen der *Cadence* deckt.

Die Ergebnisse für die einzelnen Probanden über die verschiedenen Aufnahmewinkel können den Tabellen A.1, A.2 und A.3 entnommen werden.

Tabelle 4.2: Der Fehler zwischen dem Laborsystem und dem *Kinect v2*-Sensor für die Zeit-Distanz-Parameter. Die Berechnung erfolgte über alle Probanden und Aufnahmewinkel bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm. Dargestellt sind für den Fehler der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die verschiedenen Parameter.

	Cadence	Walking	Step Length	Step Length		
	[steps/min]	Speed $[m/s]$	left [m]	right [m]		
		120 c	m - 0°			
Mean Error	1,532	0,029	0,032	$0,\!035$		
StdDev Error	$1,\!0355$	$0,\!0132$	$0,\!0178$	$0,\!0257$		
		120 cr	n - 10°			
Mean Error	2,284	$0,\!025$	0,027	$0,\!025$		
StdDev Error	1,130	0,0170	$0,\!0199$	$0,\!0257$		
	$120\mathrm{cm}$ - 20°					
Mean Error	2,364	$0,\!040$	0,032	$0,\!037$		
StdDev Error	2,8868	$0,\!0397$	$0,\!0185$	$0,\!0268$		

KAPITEL 4. EIGNUNGSANALYSE DES KINECT V2-SKELETTS FÜR DIE ORTHOPÄDISCHE GANGANALYSE

54

Um auszuschließen, dass die Ergebnisse zufällig zustande gekommen sind, erfolgte ein statistischer Test mit dem Wilcoxontest. Da hierfür die Grundvoraussetzung unabhängige Stichproben sind und im vorliegenden Fall die Stichproben abhängig voneinander sind, wird eine der beiden gemischt, sodass unabhängige Stichproben vorliegen. Abhängig sind die Stichproben dadurch, dass dieselben Probanden von den Kamerasystemen aufgenommen worden sind. Durchgeführt wurde dieser Test für jeden Aufnahmewinkel über alle Probanden und Doppelschritte aller Trials. In der Tabelle 4.3 sind die Teststatistiken dargestellt. Als Signifikanzniveau wird $\alpha = 5\%$ angenommen und die Nullhypothese, die es zu überprüfen gilt, lautet: "Die Ergebnisse der beiden Systeme stammen aus derselben Verteilung". Beim Vergleich der ermittelten Teststatistiken mit dem dazugehörigen kritischen Wert aus der Tabelle 4.4 ergibt sich, dass bei dem gewählten Signifikanzniveau nicht genügend Hinweise vorliegen die Nullhypothese abzulehnen.

	Cadence	Walking	Step Length	Step Length	
		\mathbf{Speed}	\mathbf{left}	\mathbf{right}	
	$120\mathrm{cm}$ - 0° - 20 Samples				
Test Statistic	84	88	72	80	
	$120\mathrm{cm}$ - 10° - 20 Samples				
Test Statistic	91	96	99	77	
	120 cm - 20° - 20 Samples				
Test Statistic	70	70	85	75	

Tabelle 4.4: Kritische Werte für die Auswertung des *Wilcoxontests*. Bei Stichprobenumfängen ≤ 50 müssen die Teststatistiken größer als die angegebenen Werte sein. Stichproben > 50 muss der Betrag der *z-Werte* kleiner sein als der kritische Wert.

	n	α				
		0,05	0,02	0,01	0,001	
Test Statistic	20	52	43	37	21	
z-Value	> 50	1,960	2,362	2,576	3,291	

4.6.2 Support-Phasen

Wie schon in Kapitel 2.1.3 beschrieben, gibt es neben den Zeit-Distanz-Parametern noch die Support-Phasen, welche eine Aussage über ein verändertes Gangbild liefern können. Deswegen soll nachfolgend die Betrachtung des Fehlers zwischen den Kamerasystemen für die Single- und *Double-Support*-Phasen eine Rolle spielen.

In der Tabelle 4.5 ist der Mittelwert und die Standardabweichung für den Fehler zwischen den beiden Systemen über alle Probanden und die verschiedenen Aufnahmewinkel aufgelistet. Bei der *Double-Support*-Phase ist angegeben, welcher Fuß sich zuerst im Einbeinstand befindet. Der *Double-Support left-to-right* entspricht demnach einem Wechsel von dem linken auf den rechten Fuß während des Gehens und für den *Double-Support right-to-left* ist es genau umgekehrt.

Tabelle 4.5: Der Fehler der Support-Phasen zwischen dem Laborsystem und der *Kinect v2.* Die Berechnung erfolgte über alle Probanden und Aufnahmewinkel bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm. Dargestellt sind für den Fehler der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die verschiedenen Support-Phasen.

	Single	\mathbf{Double}	Single	\mathbf{Double}	
	Support	${f Support left}$	Support	Support right	
	left [s]	to right [s]	right [s]	to left [s]	
		120 c	m - 0°		
Mean Error	0,031	0,021	$0,\!020$	0,018	
StdDev Error	0,0284	0,0225	$0,\!0192$	0,0296	
		120 cr	n - 10°		
Mean Error	0,063	0,027	$0,\!026$	0,066	
StdDev Error	0,0502	0,0131	$0,\!0152$	0,0523	
	$120 \mathrm{cm} - 20^{\circ}$				
Mean Error	0,053	0,026	$0,\!032$	0,043	
StdDev Error	0,0413	0,0181	$0,\!0242$	$0,\!0301$	

Die Ergebnisse für jeden Probanden einzeln können den Tabellen A.4, A.5 und A.6 entnommen werden. Neben den Werten aus den Tabellen können die Abbildungen 4.18, 4.19 und 4.20 Aufschluss über die Einordnung der Ergebnisse geben. Die graphische Aufbereitung des Mittelwertes und der Standardabweichung für das Laborsystem und den *Kinect v2*-Sensor verdeutlicht – im Gegensatz zu den Zahlenwerten – Ausreißer, die unter Umständen einen großen Einfluss auf das numerische Ergebnis haben können. In den Abbildungen ist gut zu erkennen, dass die Werte bei dem Laborsystem enger beieinander liegen und somit weniger streuen als die der *Kinect v2*. Dennoch beträgt sowohl der Fehler zwischen den Systemen über alle Probanden als auch für die einzelnen Probanden bei ungefähr 30 ms. Dies spricht für eine hinreichend genaue Analyse mittels des *Kinect v2*-Sensors.

Bei der Betrachtung der statistischen Ergebnisse mittels des *Wilcoxontests* ergibt sich, wie der Tabelle 4.6 zu entnehmen, dass die Nullhypothese für alle vier *Support-Phasen* bei einem Aufnahmewinkel von 0° behalten werden kann (Teststatistik von 50 bei Double-Support *left to right* wird als ausreichend angesehen). Die Teststatistik für die anderen Aufnahmewinkel schwanken sehr, was unter Umständen auf die ungenaue Detektion der Sprunggelenke bei einem leicht seitlichen Aufnahmewinkel zurückzuführen ist. Deswegen existieren teilweise nicht genug Hinweise, um die Nullhypothese zu behalten.

	Single	Double	Single	Double
	Support	Support left	Support	Support
	\mathbf{left}	to right	\mathbf{right}	right to left
		$120\mathrm{cm}$ - 0° -	20 Samples	
Test Statistic	105	50	68	74
		$120\mathrm{cm}$ - 10° -	20 Samples	
Test Statistic	35	23	84	80
		$120\mathrm{cm}$ - 20° -	25 Samples	
Test Statistic	49	82	45	56

Tabelle 4.6: Statistikwerte des Wilcoxontests für die Support-Phasen.



Abbildung 4.18: Boxplot zu den Support-Phasen für *Prob01*. Die roten Kreise verdeutlichen die Ausreißer in den jeweiligen Phasen. Durch das grüne Dreieck wird der Mittelwert und durch den orangen Strich der Median für die einzelnen Support-Phasen dargestellt. Die Abbildung (a) spiegelt die vier Phasen für das Laborsystem wider und (b) für die *Kinect v2*.



(b) *Prob02* - 0°

Abbildung 4.19: Boxplot zu den Support-Phasen für *Prob02*. Die roten Kreise verdeutlichen die Ausreißer in den jeweiligen Phasen. Durch das grüne Dreieck wird der Mittelwert und durch den orangen Strich der Median für die einzelnen Support-Phasen dargestellt. Die Abbildung (a) spiegelt die vier Phasen für das Laborsystem wider und (b) für die *Kinect v2*.



Abbildung 4.20: Boxplot zu den Support-Phasen für *Prob03*. Die roten Kreise verdeutlichen die Ausreißer in den jeweiligen Phasen. Durch das grüne Dreieck wird der Mittelwert und durch den orangen Strich der Median für die einzelnen Support-Phasen dargestellt. Die Abbildung (a) spiegelt die vier Phasen für das Laborsystem wider und (b) für die *Kinect v2*.

4.6.3 Weitere Parameter

Neben den zeitlichen Parametern und verschiedenen Distanzen soll, wie anfänglich geschrieben (Kapitel 2.1.3), die Analyse mithilfe von Winkeln erfolgen. Für Patienten mit einer HTEP spielen dabei vor allem, nach Absprache mit dem Waldkrankenhaus *Rudolf Elle*, folgende Parameter eine große Rolle:

- die Beckenverkippung (Pelvic Drop)
- das Anheben des operierten Beines
- das Verkippen des Oberkörpers (Forward/Backward Lean Trunk)
- die Rotation des Fußes im Raum

Da in den nachfolgenden Abbildungen ein systematischer Fehler zu erkennen ist, wurden die nachfolgenden betrachteten Fehler und Standardabweichungen anhand der mittelwertfreien Daten berechnet.

Die Betrachtung des mittleren Fehlers $(4,105^{\circ})$ zwischen den Kamerasystemen und dessen Standardabweichung $(2,43326^{\circ})$ für den *Pelvic Drop* über alle Probanden bei einer frontalen Aufnahmeposition zeigt einen kleinen Fehler. Werden jedoch die zeitlichen Verläufe in Abbildung 4.21 betrachtet, sind deutliche Abweichungen zwischen den beiden Kamerasystemen zu erkennen. Auffällig bei dem *Kinect v2*-Sensor ist vor allem, dass der Verlauf relativ dicht an den 0° liegt und auch der optische Vergleich zeigt kein ähnliches Ergebnis.

Die Beurteilung des Anhebens des operierten Beines kann über drei verschiedene Wege erfolgen:

- 1. Höhenverlauf des Vorfußmarkers
- 2. Höhenverlauf des Kniegelenkes
- 3. Flexion des Knies

Die Abbildung 4.22 zeigt sowohl die Höhenverläufe für das Knie als auch für den Fuß für alle Probanden. Die Verläufe des Kniehubs sehen für beide Systeme recht gut aus und

KAPITEL 4. EIGNUNGSANALYSE DES KINECT V2-SKELETTS FÜR DIE ORTHOPÄDISCHE GANGANALYSE

in den einzelnen Standphasen ist ein deutlicher Höhenunterschied für das jeweils andere Knie zu verzeichnen. Der Höhenversatz der einzelnen Kurven der Systeme ist auf eine nicht vollständig korrekte räumliche Synchronisation der Daten zurückzuführen. Die Verläufe für den Vorfußmarker weisen ebenfalls einen Höhenversatz auf, allerdings ähneln sich in diesem Fall die Verläufe der Kurven nicht, sodass hier die Beurteilung des Anhebens des operierten Beines mittels der *Kinect v2* nicht möglich ist.

Bei der Flexion des Knies werden in der ISw-Phase mindestens 55° Flexion benötigt, um genügend Bodenfreiheit für das Durchschwingen des Fußes zu erzielen [STREIFE-NEDER ORTHO PRODUCTION GMBH]. In der Abbildung 4.23 sind für alle Probanden die Flexion des Knies für einen Doppelschritt dargestellt. In der Phase des ISw sollte die Flexion im Knie ungefähr 55° erreichen. Die Verläufe der Flexion/Extension des Knies sind für das Laborsystem und die *Kinect v2* identisch. Die gewünschte Flexion in der ISw-Phase wird bei allen Probanden für das Laborsystem erreicht. Bei dem *Kinect v2*-Sensor werden die gewünschten 55° knapp bzw. gar nicht erreicht, was auf die nicht vollständig korrekte räumliche Synchronisation der Daten zurückzuführen ist. Mit einem Fehler von 4,425° (3,4019°) für das linke Knie und 5,313° (4,1931°) für das rechte Knie bei einer frontalen Aufnahmeposition ist auch hier ein kleiner Fehler zwischen den Systemen festzuhalten. Bei Betrachtung der Verläufe in der Abbildung 4.23 ist ein ähnlicher Kurvenverlauf der beiden Kamerasysteme für alle Probanden zu verzeichnen.

Der Mittelwert und die Standardabweichung der beiden Systeme für das Verkippen des Oberkörpers zeigt, dass die Werte des Laborsystems und der *Kinect v2* sehr ähnlich sind. Der Fehler zwischen beiden Systemen in einer frontalen Aufnahmeposition ist sehr klein und liegt lediglich bei 0,805° und die Standardabweichung beträgt 0,5539°. Auch die Betrachtung der Graphen in der Abbildung 4.24 zeigt einen ähnlichen Kurvenverlauf für alle Probanden.

Um eine Aussagekraft über die Rotation im Hüftgelenk zu bekommen, wird die Fußrotation in der Ebene parallel zum Boden betrachtet. In der Abbildung 4.25 ist gut zu erkennen, dass die mit der *Kinect v2* aufgenommen Daten nicht annähernd dem Verlauf des Laborsystems ähneln. In der Tabelle 4.10 ist der Fehler und die Standardabweichung für die beiden Systeme sowohl für den kompletten Gangzyklus als auch nur für die Standphase dargestellt. In beiden Fällen handelt es sich um recht große Fehler, vor allem über den kompletten Gangzyklus ist ein großer mittlerer Fehler von 13,026° (13,9499°) und 14,645° (19,5169°) für den linken bzw. rechten Fuß zu verzeichnen. In den Standphasen ist der Fehler etwa halb so groß wie für den gesamten Zyklus (vgl. Tabelle 4.10).

Der Vergleich der Winkel konnte auf über 600 Datenpunkten erfolgen, dementsprechend erfolgt für die statistische Auswertung eine Berechnung des normalverteilten z-Wertes. Diese Werte müssen für die Bestätigung der Nullhypothese betragsmäßig kleiner als der in der Tabelle 4.4 angegebenen Wert sein. Daraus ergibt sich, wie in der Tabelle 4.7 zu sehen, für einen Aufnahmewinkel von 0°, dass die Nullhypothese für die Flexion/Extension right Knee und Lean Trunk bestätigt werden kann. Für den Pelvic Drop liegt der berechnete Wert deutlich über dem kritischen Wert. Dies ist auf den Effekt zurückzuführen, dass die Kinect v2 die Hüfte stets gerade schätzt. Weiterhin fiel auf, dass für das Behalten der Nullhypothese bezogen auf die Flexion/Extension left Knee nicht genug Anhaltspunkte vorlagen. Da die Berechnung des Parameters jedoch analog zur Flexion/Extension right Knee erfolgte, wurden weitere Untersuchungen angestellt, um diesen Effekt erklären zu können.

Zunächst wurden die Werte getrennt in Stand- und Schwungphase betrachtet (s. Tabelle 4.8). Hierbei wurde deutlich, dass sowohl für *right Knee* als auch für *left Knee* die Ergebnisse in der Standphase deutlich besser sind als in der Schwungphase. Daraus kann geschlussfolgert werden, dass der *Kinect v2*-Sensor vor allem bei schnellen Bewegungen (Schwungphase) deutlich schlechter detektiert als bei ruhigeren Bewegungen wie zum Beispiel in der Standphase. Da jedoch auch hier *left Knee* in beiden Phasen schlechter als *Flexion/Extension right Knee* ist, kann ausgeschlossen werden, dass dies die einzige Ursache für das Problem ist. Deswegen schloss sich eine Untersuchung bezüglich der einzelnen Probanden an.

Hierzu erfolgte eine neue Berechnung des *Wilcoxontests* unter Ausschluss des Probanden mit der vorbehandelten Hüftluxation. Die daraus resultierenden Ergebnisse (s. Tabelle 4.9) lassen darauf schließen, dass die Berechnung für gesunde Probanden sehr gut funktioniert, jedoch das veränderte Gangbild des Probanden mit der behandelten Hüftluxation einen deutlichen Einfluss auf die Ergebnisse hat. Da die Hüfte durch den Kinect v2-Sensor stets gerade geschätzt wird, wird das Absenken der Hüfte bei dem Hüftluxationsprobanden nicht berücksichtigt und somit wird der Winkel der Flexion/Extension left Knee stark beeinflusst. Auch hier zeigt sich, dass die Berechnung der Ergebnisse in der Standphase deutlich besser ist als in der Schwungphase.

64

	Pelvic	Flexion left	Flexion	Lean Trunk		
	Drop	Knee	right Knee			
		$120~\mathrm{cm}$ - 0° -	650 Samples			
z-Value	-19,028	-5, 918	-1,048	-0,858		
	$120\mathrm{cm}$ - 10° - 656 Samples					
z-Value	-18,836	-3,286	-3,483	-1,497		
		$120 \mathrm{cm}$ - 20°	- 814 Samples			
z-Value	-17,108	-3,929	-0,481	-0,099		

Tabelle 4.7: z-Werte des Wilcoxontests für die Winkel für alle Probanden über dengesamten Gangzyklus.

Tabelle 4.8: z-Werte des Wilcoxontests für die Winkel für alle Probanden bezogenauf die Stand- und Schwungphase.

	Flexion left Knee		Flexion r	ight Knee			
	Stand	Schwung	Stand	Schwung			
	$120\mathrm{cm}$ - 0° - 650 Samples						
z-Value	-5,985	-8,220	-0,466	-5,452			
	$120\mathrm{cm}$ - 10° - 656 Samples						
z-Value	-2,849	-8,045	-0,815	-7,019			
	$120 \mathrm{cm}$ - 20° - 814 Samples						
z-Value	-3,495	-7,609	-2,625	-8,231			
	Fl	Flexion left Knee		Flexion right Knee			
---------	---	-------------------	-------------------	--------------------	---------	-------------------------	
	Stand	Schwung	\mathbf{gesamt}	Stand	Schwung	gesamt	
	$120\mathrm{cm}$ - 0° - 394 Samples						
z-Value	-0,399	-3,644	-0,025	-0,794	-4,536	-0,193	
	$120 \mathrm{cm}$ - 10° - $462 \mathrm{Samples}$						
z-Value	-1,816	-4,604	-0,874	-1,543	-6,533	-3,001	
	$120\mathrm{cm}$ - 20° - $460\mathrm{Samples}$						
z-Value	-0,181	-4,687	-0,161	-1,140	-6,547	-0,206	

Tabelle 4.9: z-Werte des Wilcoxontests für die Winkel für die gesunden Probandenüber die Stand-, Schwungphase und den gesamten Gangzyklus.

KAPITEL 4. EIGNUNGSANALYSE DES KINECT V2-SKELETTS FÜR DIE ORTHOPÄDISCHE GANGANALYSE



(a) $Prob01 - 0^{\circ}$ Aufnahmewinkel

(b) $Prob02 - 0^{\circ}$ Aufnahmewinkel



(c) $Prob \theta 3$ - 0° Aufnahmewinkel

Abbildung 4.21: Zeitlicher Verlauf des *Pelvic Drops*. Bild (a) ist für *Prob01*, (b) für *Prob02* und (c) entspricht *Prob03*. Die verschiedenen Farben im Graphen repräsentieren die einzelnen Support-Phasen. rot: Single-Support left, blau: Single-Support right, gelb: Double-Support





(f) $Prob03 - 0^{\circ}$ Aufnahmewinkel

Abbildung 4.22: Höhenverlauf des Vorfuß- und Kniemarkers zur Bestimmung des Fußhubs. In den Bildern (a), (c) und (e) ist der Höhenverlauf für das Knie und in (b), (d) und (f) der Höhenverlauf für den Vorfußmarker für alle Probanden dargestellt.

68



(c) Prob 03 - 0° Aufnahmewinkel

Abbildung 4.23: Verlauf der Flexion/Extension des Knies über die Zeit. Die Abbildung (a) zeigt den Verlauf für *Prob01*, (b) für *Prob02* und (c) den für *Prob03*. Die horizontal gestrichelte Linie markiert die 55° Flexion, die für ausreichend Bodenfreiheit in der ISw-Phase erreicht werden müssen.



(a) $Prob01 - 0^{\circ}$ Aufnahmewinkel

(b) $Prob02 - 0^{\circ}$ Aufnahmewinkel



(c) Prob03 - 0° Aufnahmewinkel

Abbildung 4.24: Zeitlicher Verlauf Forward/Backward Lean Trunk. Bild (a) zeigt den Verlauf für Prob01, (b) Prob02 und (c) für Prob03. rot: Single-Support left, blau: Single-Support right, gelb: Double-Support



(a) $Prob01 - 0^{\circ}$ Aufnahmewinkel

70

(b) $Prob02 - 0^{\circ}$ Aufnahmewinkel



(c) $Prob \theta 3$ - 0° Aufnahmewinkel

Abbildung 4.25: Zeitlicher Verlauf der Fußrotation für *Prob01* (a), *Prob02* (b) und *Prob03* (c).

Tabelle 4.10: Der Fehler und die Standardabweichung für das Laborsystem und die *Kinect v2* bezogen auf die Fußrotation bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm und einem Aufnahmewinkel von 0° . Dargestellt sind der Fehler über alle Probanden (*Error*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die Fußrotation über den gesamten Gangzyklus und die Standphase.

	Error	\mathbf{StdDev}
Rotation left Feet	13,026	13,9499
Rotation right Feet	$14,\!645$	19,5169
Rotation left Feet (Stand)	7,210	7,0766
Rotation right Feet (Stand)	8,183	$7,\!1415$

4.7 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die im Vorversuch aufgestellte Hypothese, dass die Aufnahmehöhe keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Parameter hat, kann weder belegt noch widerlegt werden. Da aufgrund des in Kapitel 4.6.1 geschilderten vermehrten manuellen Aufwandes bei der Auswertung der Daten für das Waldkrankenhaus *Rudolf Elle* wurde die Analyse lediglich für eine Höhe durchgeführt. Somit kann keine Aussage zu der aufgestellten Hypothese getätigt werden.

Die ebenfalls im Vorversuch aufgestellte Hypothesen, dass ein Proband möglichst frontal aufgenommen werden sollte, um gute Ergebnisse erzielen zu können, kann anhand der Tabellen 4.2 und 4.11 beurteilt werden. Die Fehler für die Zeit-Distanz-Parameter verändern sich minimal, jedoch werden die Fehler bei fast allen Winkel mit steigendem Aufnahmewinkel größer. Dies ist auf den Effekt der fehlerhaften Detektion der Skelettpunkte bei der *Kinect v2* zurückzuführen (vgl. Kapitel 4.5).

Der Fehler bei den Zeit-Distanz-Parametern ist so gering, dass eine autonome Analyse mittels einer statischen *Kinect v2* möglich wäre. Ebenso können die Support-Phasen autonom analysiert werden, hierbei kann zur Beurteilung vor allem die Symmetrie eines normalen Gangs herangezogen werden. Für diese Parameter zeigte auch der statistische Test, dass die Ergebnisse der *Kinect v2* und des Laborsystems aus der gleichen

KAPITEL 4. EIGNUNGSANALYSE DES KINECT V2-SKELETTS FÜR DIE ORTHOPÄDISCHE GANGANALYSE

72

Verteilung stammen und somit eine zuverlässige Analyse möglich machen. Die verschiedenen Winkel sind hingegen nicht alle autonom auswertbar. Vor allem beim *Pelvic Drop* sollten die Ergebnisse kritisch betrachtet werden. Der Fehler zwischen den Systemen ist zahlenmäßig zwar nicht so groß, jedoch weichen die Verläufe der Graphen komplett voneinander ab. Dies ist durch den *Wilcoxontest* nochmals bestätigt worden, da die Teststatistik ergibt, dass die Ergebnisse nicht aus derselben Verteilung stammen. Auch die Rotation der Füße zur Beurteilung der Stellung der Hüfte kann nicht sicher ausgewertet werden. Hier weisen sowohl der mittlere Fehler zwischen den Systemen als auch der Verlauf der Graphen einen enormen Unterschied auf. Die Beurteilung der Oberkörperkippung, welche Rückschlüsse auf Ausweichbewegungen zulässt, weist einen geringen Fehler zwischen den Kamerasystem auf, auch die Verläufe ähneln sich für beide Systeme. Auch der statistische Test lässt auf gleiche Ergebnisse der beiden Systeme schließen.

Zur Beurteilung des Fußhubs weist die Höhe des Knies einen ähnlichen Verlauf auf. In den Standphasen kann hier auch gut erkannt werden, dass das jeweilige andere Knie deutlich höher liegt als das des Standbeins. Der Fußhub hingegen zeigt einen deutlichen Unterschied in den Verläufen für das Bonitasystem und den *Kinect v2*-Sensor. Die Flexion des Knies weist wiederum einen geringen Fehler für die Kamerasysteme auf, durch den statistischen Test wurde jedoch deutlich, dass die Ergebnisse lediglich bei gesunden Probanden als gleich angesehen werden können. Werden die Ergebnisse des Hüftluxationsprobanden jedoch mit berücksichtigt, so verschlechtern sich die Ergebnisse vor allem für die *Flexion/Extension left Knee* deutlich. Tabelle 4.11: Der Fehler zwischen dem Laborsystem und dem *Kinect v2*-Sensor für die betrachteten Winkel. Die Berechnung erfolgte über alle Probanden und Aufnahmewinkel bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm. Dargestellt sind für den Fehler der Mittelwert (Standardabweichung) für die verschiedenen Winkel.

	120 - 0	120 - 10	120 - 20
Pelvic Drop	4,105 (2,4332)	$3,\!889\ (2,\!3299)$	4,558 (2,8701)
${\bf Forward/Backward\ Lean\ Trunk}$	$0,\!805\ (0,\!5539)$	$0,\!658\ (0,\!5342)$	$0,831 \ (0,7893)$
Flexion left Knee	4,425 (3,4019)	$5,241 \ (4,4173)$	$5,461 \ (4,1885)$
Flexion right Knee	5,313 (4,1931)	8,250(6,2038)	7,512 (7,0058)

Kapitel 5

Mobiles Anwendungsszenario

Da die Ergebnisse der Eignungsanalyse aus dem vorherigen Kapitel recht zuversichtlich erschienen, erfolgte ein erster Test mittels einer mobilen Roboterplattform. Der Versuchsaufbau und die gewonnenen Erkenntnisse werden nachfolgend beschrieben.

5.1 Versuchsaufbau und -durchführung

Für den Test auf einer mobilen Roboterplattform wurde die Kinect v2 auf einer Höhe von 85 cm auf einer Pan-Tilt-Unit (PTU) angebracht. Als Teststrecke diente ein großer Flur mit aufgestellten Hindernissen. Die Strecke war ungefähr 50 m lang. Der Roboter fuhr als Guide vor dem Probanden mit einer Geschwindigkeit von maximal $1 \frac{m}{s}$ her. Um auch hier eine zuverlässige Schätzung des Skeletts zu gewährleisten, mussten die Probanden in einem gewissen Abstand dem Roboter hinterher laufen, welcher in diesem Fall 2,05 m betrug. Insgesamt absolvierten zwei der Probanden aus dem statischen Versuch (1x männlich, 1x weiblich) die Teststrecke und liefen drei Mal den gesamten Weg ab. Der Roboter versuchte während der Testfahrt, den Probanden mit einer zentralen Kamerasteuerung, d.h. der Proband befindet sich mittig des Kamerabildes, mittels der PTU im Blickfeld zu behalten [VORNDRAN, 2017]. Die Probanden waren dazu angehalten, im gewohnten Laufstil hinter dem Roboter herzulaufen. Währenddessen wurde das Skelett aufgenommen.

5.2 Vorverarbeitung der gewonnenen Daten

Die aufgenommen Daten wurden so aufbereitet, dass sie in *Python* ohne größeren Aufwand eingelesen werden konnten. Innerhalb eines Durchlaufs existieren mehrere Tracks. Ein Track ist dabei die Zeit, in der die *Kinect v2* den Patienten durchgehend detektiert hat. Nach Detektionslücken beginnt somit auch ein neuer Track. Die Analyse der Tracks erfolgt zunächst durch Zuordnung in einen Abschnitt innerhalb der Laufstrecke. Da bei der Laufstrecke Kurven enthalten waren und somit die Laufrichtung innerhalb des Koordinatensystems zwischen x- und y-Richtung variiert, müssen zur Berechnung der Parameter für den Laufweg definierte Bereiche festgelegt werden. Zur Einordnung der Tracks wird zunächst geschaut, ob es sich um einen Hin- oder Rückweg handelt und anschließend den entsprechenden Bereichen zugeordnet. Zur Veranschaulichung dient das nachfolgende Bild 5.1.



Abbildung 5.1: Verdeutlichung der Problematik des Laufweges mit Kurven. schwarz: wird bei der Berechnung nicht berücksichtigt, rot, blau: positive bzw. negative y-Laufrichtung, grün: positive bzw. negative x-Richtung

5.3 Auswertung der gewonnen Daten

Die aufgenommenen Daten wurden so aufbereitet, dass sie mittels einer leicht abgeänderten Variante des entwickelten Algorithmus aus Kapitel 4 analysiert werden konnten. Da keine exakte Grundwahrheit für die dynamischen Daten existiert, werden diese mit den Daten des statischen Tests des Laborsystems verglichen.

5.3.1 Zeit-Distanz-Parameter und Support-Phasen

Die Analyse der Zeit-Distanz-Parameter kann sich nur auf eine Beurteilung der Konsistenz der Ergebnisse innerhalb des dynamischen Versuches beschränken. Durch den gegebenen Versuchsaufbau – der Roboter fährt als Guide vor dem Probanden – passt der Proband automatisch sein Gangbild an. Durch die festgelegte Geschwindigkeit des Roboters $(1 \frac{m}{s})$ und den definierten Abstand, den ein Proband zum Roboter für eine robuste Schätzung des Skeletts einhalten muss, werden die Zeit-Distanz-Parameter stark beeinflusst. In der Tabelle 5.1 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Ergebnisse für *Prob02* und *Prob03* dargestellt.

Bei Betrachtung der Mittelwerte kann festgestellt werden, dass die oben beschriebene Anpassung des Gangbildes aufgetreten ist. Im Vergleich zu den Werte aus der Tabelle A.1 sind alle Werte deutlich kleiner. Die Standardabweichung der jeweiligen Parameter gibt Aufschluss über die Stimmigkeit der Ergebnisse innerhalb des mobilen Systems. Keine der Standardabweichung zeigt große Beträge auf. Die *Cadence* schwankt um maximal vier Schritte, das ist zwar im Vergleich zum statischen Versuch etwas mehr, dennoch gut zu vertreten. Ähnlich sieht es bei den Abweichungen für den *Walking Speed* und die *Step Length* aus. Hier bewegen sich die Schwankungen im Zentimeterbereich.

Auch die Werte für die Support-Phasen weichen von denen des statischen Versuches ab, doch auch hier ist die Streuung der Werte für das mobile System minimal. Dies spricht auch im Falle der Support-Phasen für eine zuverlässige und gleichmäßige Bestimmung der Parameter. Die Ergebnisse sind der Tabelle 5.2 zu entnehmen.

	Cadence	Walking	Step Length	Step Length
	[steps/min]	Speed $[m/s]$	left [m]	right [m]
	Prob02	- 85 cm - zent	rale Kamerast	euerung
Mean	88,486	$0,\!861$	$0,\!574$	0,593
\mathbf{StdDev}	3,4820	0,0605	0,0364	0,0499
	Prob 03	3 - 85 cm - zent	trale Kamerast	euerung
Mean	91,892	$0,\!856$	0,593	0,525
\mathbf{StdDev}	3,8734	0,0630	$0,\!0498$	$0,\!0401$

Tabelle 5.1: Mittelwert (Mean) und Standardabweichung (Standard Deviation)der Zeit-Distanz-Parameter bei einem dynamischen Anwendungsszenario. Die Wertesind für Prob02 und Prob03 bei einer Aufnahmehöhe von 85 cm.

Tabelle 5.2: Mittelwert (*Mean*) und Standardabweichung (*Standard Deviation*) der Support-Phasen bei einem dynamischen Anwendungsszenario. Die Werte sind für *Prob02* und *Prob03* bei einer Aufnahmehöhe von 85 cm.

	Single	Double	\mathbf{Single}	Double	
	Support	Support left	Support	Support right	
	left [s]	to right [s]	right [s]	to left [s]	
	Prob0	$2 - 85 \mathrm{cm}$ - zent	rale Kamer	asteuerung	
Mean	0,476	0,187	$0,\!475$	0,220	
\mathbf{StdDev}	0,0779	$0,\!0828$	$0,\!0781$	0,0804	
	Prob03 - 85 cm - zentrale Kamerasteuerung				
Mean	$0,\!475$	$0,\!176$	0,512	$0,\!146$	
\mathbf{StdDev}	0,0635	$0,\!0618$	$0,\!0573$	$0,\!0587$	

5.3.2 Winkel

Der Verlauf der Winkel hängt weniger von der Laufgeschwindigkeit ab, wodurch eine Anpassung des Gangbildes an das Guideverhalten des Roboters eher keine Rolle spielen sollte. Somit wird zur Beurteilung der Winkel die Grundwahrheit des Laborsystems aus den statischen Tests verwendet. Hierzu wird die Zeitbasis der Doppelschritte von absoluten Sekunden auf relative Anteile der gesamten Gangzyklusdauer geändert, um sie so vergleichen zu können. In der Abbildung 5.2 sind die über alle Probanden, Aufnahmehöhen und –winkel gemittelten Verläufe der verschiedenen Winkel zu sehen. Der Verlauf für die *Flexion/Extension Hip* (Abbildung 5.2 (a)) ähnelt dem Verlauf des Laborsystems als auch dem der statischen *Kinect v2*. Dies zeigt sich auch in den Fehlern und Standardabweichungen in der Tabelle 5.3 für die Vergleiche zwischen *Bonita* und *Kinect v2* dynamisch bzw. zwischen *Kinect 2* statisch gegenüber dynamisch. Hierzu wurden wie auch bei den Graphen die gemittelten Verläufe verwendet.

Die Flexion/Extension Knee passt ebenfalls mit dem Verlauf zu beiden statischen Systemen recht gut überein, jedoch ist der Kurvenverlauf deutlich flacher als der der statischen Kinect v2. Dieser Effekt spiegelt sich auch im Fehler zwischen den Versuchsreihen wider. Da bei den maximalen Ausschlägen der Kurven zwischen dem Laborsystem und der mobilen Kinect v2 die Abweichung mehr als 20° ist, liegt ein mittlerer Fehler von 10° vor. Beim Vergleich der beiden Kinect v2-Sensoren ist der Fehler für das linke Knie nur halb so groß und beim rechten Knie sind es ungefähr 3° weniger (vgl. Tabelle 5.3). Beim Pelvic Drop liegen die Kurven der statischen und dynamischen Kinect v2 fast übereinander, der Fehler beträgt weniger als 1°. Dies zeigt gut den schon in Kapitel 4.6.3 beschriebenen Effekt, dass der Kinect v2-Sensor die Hüfte immer gerade schätzt. Die Verläufe des Forward/Backward Lean Trunk sehen recht ähnlich aus, können jedoch nur schlecht verglichen werden, da nicht gewährleistet ist, dass der Proband bei dem dynamischen Versuch genauso den Oberkörper bewegt hat wie im Labor, beispielsweise könnte das Guideverhalten Einfluss nehmen. Dieser Parameter kann von Versuch zu Versuch sehr schwanken, da er beispielsweise durch äußere Einflüsse beeinflusst wird. Der Fehler zwischen den Systemen beträgt trotzdem nur ungefähr 3° sowohl zum Laborsystem als auch zur statischen Kinect v2.

Eine Aussage über *Rotation Feet* ist bei dem mobilen System nicht möglich. Der Vorfußmarker schwankt bei den dynamischen Aufnahmen so stark, dass er für eine ordentliche Analyse der Daten eliminiert worden ist und somit nicht weiter zur Beurteilung herangezogen werden kann.

Tabelle 5.3: Die Fehler und Standardabweichugen der Winkel für *Kinect* dynamisch vs. Laborsystem und *Kinect* dynamisch vs. *Kinect* statisch. Berechnet wurden der Fehler (Standardabweichung) über alle Probanden gemittelt.

	85 cm - zentrale Kamerasteuerung				
	Bonita Kinect				
Pelvic Drop	4,829 (3,7459)	$0,666 \ (0,5161)$			
left Hip	$2,838\ (2,1967)$	$4,276\ (2,3030)$			
left Knee	$9,351\ (7,1239)$	$5,\!189\ (4,\!4721)$			
right Hip	$3,581\ (2,0561)$	$3,490\ (1,9732)$			
right Knee	$10,728\ (8,5081)$	$7,779\ (5,8393)$			
Lean Trunk	$3,021 \ (0,9303)$	$3,\!055\ (0,\!4910)$			



(c) Flexion/Extension Knie

 $(d) \ \textit{Forward}/\textit{Backward} \ \textit{Lean} \ \textit{Trunk}$

Abbildung 5.2: Dargestellt sind die Verläufe der verschiedenen Winkel der gemittelten und genormten Doppelschritte für den mobilen Versuchsaufbau und den statischen. Für das Statische ist sowohl das Laborsystem als auch die *Kinect v2* dargestellt.

Kapitel 6

Zusammenfassung und Ausblick

6.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Eignungsanalyse des Kinect-Sensors zur Ganganalyse. Hierzu wurden die in Kapitel 2.1.3 vorgestellten Parameter mittels der *Kinect v2* überprüft. Die in Kapitel 4.6 dargestellten Ergebnisse werden nachfolgend noch einmal zusammengefasst.

Generell kann festgehalten werden, dass die Zeit-Distanz-Parameter wenig Probleme verursachen. Sowohl die *Cadence*, der *Walking Speed* als auch die *Step Length* sind mithilfe der *Kinect v2* gut berechenbar. Der Fehler zwischen den Ergebnissen des *Kinect v2*-Sensors und den Ergebnissen des Laborsystems sind so klein, dass dieser vernachlässigt werden kann und somit die Zeit-Distanz-Parameter autonom bei einem statischen Versuchsaufbau mittels der *Kinect v2* analysiert werden könnten. Eine Aussage bezüglich eines mobilen Aufbaus auf einem Roboter kann aufgrund der fehlenden Vergleichsdaten nicht getroffen werden. Die Betrachtung der *Support-Phasen* ist mit einer statischen *Kinect v2* möglich. Hierbei kann vor allem auf die Symmetrie eines normalen Ganges zurückgegriffen werden. Wie sich dies bei einer mobilen *Kinect v2* verhält, konnte ebenfalls wegen der fehlenden Grundwahrheit nicht untersucht werden. Die Analyse der Winkel hingegen bringt deutlich mehr Probleme mit sich. Vor allem die Verkippung des Beckens kann mit der *Kinect v2* nicht analysiert werden. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Gelenkpunkte am Becken immer gerade geschätzt werden, da von einem normalen, gesunden Menschen ausgegangen wird. Außerdem spielt die Verkippung des Beckens für die Steuerung von Spielen, wofür die *Kinect* v2 entwickelt wurde, kaum eine Rolle, sodass dies nicht weiter berücksichtigt werden muss. Dies hat allerdings zur Folge, dass dieser klinisch relevante Parameter nach einer Hüftoperation nicht autonom mit dem *Kinect SDK* ausgewertet werden kann. Weiterhin ist die Rotation des Fußes ein Indiz für die Stellung der Hüfte, jedoch kann auch dieser Parameter nicht sicher ausgewertet werden. Das liegt vorwiegend an der unsicheren Schätzung des Vorfußmarkers. Aufgrund der nicht sicheren Detektion ändert sich der Winkel zu sprunghaft und es ist keine zuverlässige Aussage zu diesem Parameter möglich.

Ein weiteres Indiz für ein verändertes Gangbild ist die Haltung des Oberkörpers. Ist dieser nicht aufrecht, so kann davon ausgegangen werden, dass der Patient Ausweichbewegungen macht, um die operierte Seite zu entlasten. Die Analyse dieses Parameters ist nach Betrachtung der Verläufe und Fehler zwischen den Systemen möglich, jedoch sollten weitere Tests diesbezüglich durchgeführt werden. Außerdem muss ein Grenzwert in Rücksprache mit den Therapeuten festgelegt werden.

Oft wird nach einer Operation das betroffene Bein nicht so weit vom Boden angehoben wie das andere. Auch dies ist die Folge einer Schonhaltung und sollte nach Möglichkeit schnell unterbunden werden. Die Beurteilung dieses Parameters ist mit dem *Kinect SDK* durch die Betrachtung der Flexion des Knies möglich. Die Flexion kann relativ robust berechnet werden, wenn es sich um gesunde Probanden handelt. Die Berechnung bei einem Hüftluxationspatienten wird durch die falsche Schätzung der Hüftmarker stark beeinflusst. Inwiefern eine autonome Analyse möglich ist, sollten weitere Tests bezüglich der Robustheit zeigen.

Abschließend lässt sich festhalten, dass der Großteil der Parameter, teilweise nach Festlegung von Grenzwerten, autonom durch einen Roboter mit einer *Kinect v2* analysiert und ausgewertet werden könnte. Die Parameter sind abschließend noch einmal in der Tabelle 6.1 mit den jeweiligen Ergebnissen festgehalten. Um möglichst gute Ergebnisse zu erhalten, sollte der Proband relativ frontal von der Kamera erfasst werden, eine Abweichung bis maximal 10° wäre noch zu vertreten. Die Betrachtung der verschiedenen Anbringungshöhen hatten im Vorversuch wenig Einfluss auf die optische Beurteilung.

Parameter	Analyse möglich?	Anmerkung
Step Length	ja	keine Auffälligkeiten
Support-Phasen	ja	keine Auffälligkeiten, Sym- metriebetrachtung sehr zu- verlässig
Forward/Backward Lean Trunk	ja	es muss ein Grenzwert in Absprache mit den Thera- peuten festgelegt werden
Pelvic Drop	nein	Hüftmarker zur Berechnung werden immer gerade ge- schätzt
Anheben des operierten Beines	ja	über die Flexion des Knies möglich
Rotation des Fußes	nein	Vorfußmarker springt zu sehr, somit ist keine robuste Aussage möglich

Tabelle 6.1: Zusammenfassung der Ergebnisse für die zu analysierenden Parameter.

Im Hauptversuch wurden diese aufgrund der in Kapitel 4.6.1 genannten Gründe nicht betrachtet, sodass keine abschließende Aussage dazu möglich ist.

6.2 Ausblick

Der in Kapitel 5 vorgestellte Test bezüglich eines mobilen Anwendungsszenarios sollte in nachfolgenden Arbeiten weiter betrachtet werden. Hierbei sollten vor allem mehr Probanden die Teststrecke absolvieren und eine Möglichkeit zur Aufnahme von Daten, die als Grundwahrheit dienen, geschaffen werden, da eine dynamische Aufnahme im Ganglabor aufgrund des geringen Platzes nicht möglich sein wird. Eine dynamische Realisierung ist für das Ziel des Projektes ROGER zwingend notwendig, da der Roboter später autonom mit dem Patienten auf einem Flur die Gangschule absolvieren soll und der Roboter nur in einem gewissen Radius (ca. 4 m) das Skelett detektieren kann. Eine Möglichkeit zur Verbesserung der Aussagekraft bezüglich der Winkel ist eine dynamische Einteilung der Gangphasen. Diese werden zur Zeit in Abhängigkeit von 100 % von der Gesamtzeit des Gangzyklus definiert, dies passt allerdings nicht immer exakt mit dem Gangzyklus überein, da bei verschiedenen Probanden die einzelnen Gangphasen auch verschieden lange dauern könnten und nicht extakt mit den Werten aus der Literatur übereinpassen. Hierzu könnte versucht werden, die Einteilung der Phasen beispielsweise anhand des zeitlichen Verlaufs der Knieflexion zu vollziehen.

Um eine bessere Zeitsynchronisierung zu gewährleisten und somit ebenfalls aussagekräftigere Ergebnisse zu erhalten, könnte versucht werden, in Rücksprache mit der Klinik die *Kinect v2* in das Ganglaborsystem zu integrieren und somit eine zeitlich synchrone Aufnahme zu erhalten. Dies würde jedoch für die mobile Anwendung später keinen Effekt haben, lediglich die Ergebnisse der statischen Daten würden unter Umständen genauer werden und somit eine zuverlässigere Aussage bezüglich der Eignung der *Kinect v2* zulassen.

Ebenso müssen die in der Arbeit getesteten Parameter nochmal für eine größere Anzahl an Probanden berechnet werden, um zuverlässig sagen zu können, ob sie aussagekräftig sind. Dadurch werden sich auch die Grenzwerte für die Parameter, wie das Nachvornebeugen des Oberkörpers oder das Anheben des Fußes, in Zusammenarbeit mit den Therapeuten ergeben.

Eine der größten Fehlerquellen bei der Berechnung der Parameter könnte die Schätzung des *Kinect v2*-Sensors sein. Deswegen sollte unbedingt untersucht werden, ob die *Kinect v2* nicht nur die Skelettpunkte der Hüfte gerade schätzt, sondern dieser Effekt bei noch anderen Gelenkpunkte auftritt und somit die Berechnung stark beeinflusst. Um die Genauigkeit der Skelettschätzung zu erweitern, könnte ein alternativer Skelettberechnungs-Algorithmus anstelle des *Kinect-SDKs* in Betracht gezogen werden. Außerdem würde dies den Detektionsradius von bisher 4 m auf einen deutlich höheren Wert vergrößern.

Anhang A

Ergebnisse

Die Ergebnisse für die einzelnen Probanden und Aufnahmewinkel können den nachfolgenden Tabellen entnommen werden. Hierbei handelt es sich vor allem um die Zeit-Distanz-Parameter und die Einzelergebnisse für die verschiedenen Support-Phasen. Dabei ist zu beachten, dass aus den in Kapitel 4.6.1 genannten Gründen für *Prob01* lediglich acht Aufnahmen ausgewertet wurden, wobei drei Aufnahmen bei 0° Aufnahmewinkeln entfallen sind und jeweils zwei bei den anderen beiden Aufnahmewinkeln. Ebenso sind zwei Aufnahmen bei *Prob02* – 20° nicht berücksichtigt worden. **Tabelle A.1:** Die Ergebnisse der Zeit-Distanz-Parameter für das Laborsystem und die *Kinect v2* bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm und einer frontalen Aufnahme (Aufnahmewinkel von 0°). Dargestellt sind für jeden Probanden der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die verschiedenen Parameter. Weiterhin ist jeweils der Fehler zwischen den Kamerasystemen mit Mittelwert und Standardabweichung dargestellt.

	Cadence	Walking	Step Length	Step Length
	[steps/min]	Speed $[m/s]$	left [m]	right [m]
		Prob01 - 1	120 cm - 0°	
Mean Bonita	117,379	1,608	0,797	0,822
StdDev Bonita	$0,\!6225$	0,0525	0,0499	0,0123
Mean Kinect	116,165	1,622	0,841	0,834
StdDev Kinect	0,0013	0,0346	0,0004	0,0354
Mean Error	1,214	0,018	0,050	0,023
StdDev Error	0,6238	0,0143	$0,\!0437$	0,0124
		Prob02 - 1	$120 \mathrm{cm}$ - 0°	
Mean Bonita	113,980	$1,\!467$	0,779	0,752
StdDev Bonita	1,9502	0,012	0,0223	0,0141
Mean Kinect	114,688	$1,\!495$	0,753	$0,\!812$
StdDev Kinect	1,7659	0,0191	0,0257	0,0164
Mean Error	2,376	0,028	0,038	$0,\!059$
StdDev Error	1,4761	0,0102	0,0065	0,0204
		Prob03 - 1	$120 \text{ cm} - 0^{\circ}$	
Mean Bonita	111,864	$1,\!332$	0,734	0,700
StdDev Bonita	1,2442	0,0116	0,0061	0,0195
Mean Kinect	112,530	$1,\!359$	0,764	$0,\!686$
StdDev Kinect	0,0566	0,0050	0,0060	0,0082
Mean Error	1,310	0,028	$0,\!030$	$0,\!021$
StdDev Error	0,4779	0,0110	0,0057	0,0097

Tabelle A.2: Die Ergebnisse der Zeit-Distanz-Parameter für das Laborsystem und die *Kinect v2* bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm und einem Aufnahmewinkel von 10°. Dargestellt sind für jeden Probanden der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die verschiedenen Parameter. Weiterhin ist jeweils der Fehler zwischen den Kamerasystemen mit Mittelwert und Standardabweichung dargestellt.

	Cadence	Walking	Step Length	Step Length
	[steps/min]	Speed $[m/s]$	left [m]	right [m]
		Prob01 - 1	$20\mathrm{cm}$ - 10°	
Mean Bonita	119,047	$1,\!657$	0,846	0,835
StdDev Bonita	1,4065	$0,\!0105$	$0,\!0104$	$0,\!0032$
Mean Kinect	117,455	1,661	0,847	0,849
StdDev Kinect	1,8048	0,0235	0,0081	0,0037
Mean Error	3,550	0,027	0,010	0,015
StdDev Error	0,4790	$0,\!0134$	$0,\!0042$	0,0018
		Prob02 - 1	$20\mathrm{cm}$ - 10°	
Mean Bonita	$116,\!553$	1,479	0,752	0,789
StdDev Bonita	2,6853	0,0305	0,0068	0,0129
Mean Kinect	$114,\!480$	1,515	0,756	$0,\!833$
StdDev Kinect	1,6550	0,0351	0,0297	0,0261
Mean Error	2,073	0,036	0,032	$0,\!044$
StdDev Error	1,3408	$0,\!0198$	$0,\!0172$	0,0316
		Prob03 - 1	$20\mathrm{cm}$ - 10°	
Mean Bonita	111,644	$1,\!349$	0,735	0,702
StdDev Bonita	2,1564	0,0260	0,0225	0,0167
Mean Kinect	$109,\!911$	$1,\!341$	0,756	0,708
StdDev Kinect	1,3550	0,0151	0,0143	0,0150
Mean Error	1,733	0,019	0,021	0,010
StdDev Error	0,9767	$0,\!0111$	$0,\!0186$	$0,\!0070$

Tabelle A.3: Die Ergebnisse der Zeit-Distanz-Parameter für das Laborsystem und die *Kinect v2* bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm und einem Aufnahmewinkel von 20°. Dargestellt sind für jeden Probanden der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die verschiedenen Parameter. Weiterhin ist jeweils der Fehler zwischen den Kamerasystemen mit Mittelwert und Standardabweichung dargestellt.

	Cadence	Walking	Step Length	Step Length
	[steps/min]	Speed $[m/s]$	left [m]	right [m]
		Prob01 - 1	20 cm - 20°	
Mean Bonita	116,663	$1,\!654$	$0,\!876$	0,830
StdDev Bonita	0,4011	0,0250	0,0095	0,0046
Mean Kinect	118,476	1,675	0,847	0,850
StdDev Kinect	1,6559	0,0421	0,0177	0,0051
Mean Error	1,813	0,025	0,029	0,020
StdDev Error	1,2580	0,0137	0,0087	0,0030
		Prob02 - 1	20 cm - 20°	
Mean Bonita	114,163	$1,\!455$	0,753	0,776
StdDev Bonita	1,3629	0,0112	0,0090	0,0068
Mean Kinect	113,247	1,492	0,746	0,836
StdDev Kinect	2,6414	0,0239	0,0259	0,0291
Mean Error	2,011	$0,\!037$	$0,\!027$	$0,\!059$
StdDev Error	0,8373	0,0262	0,0202	0,0279
	Prob03 - 120 cm - 20°			
Mean Bonita	110,461	$1,\!369$	0,762	0,724
StdDev Bonita	1,6413	0,0364	0,0269	0,0187
Mean Kinect	$111,\!133$	$1,\!381$	0,761	0,730
StdDev Kinect	1,6689	0,0556	0,0220	0,0293
Mean Error	0,834	0,024	0,028	0,022
StdDev Error	0,9355	0,0205	0,0152	0,0115

Tabelle A.4: Die Ergebnisse der Support-Phasen für das Laborsystem und die *Kinect v2* bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm und einer frontalen Aufnahme (Aufnahmewinkel von 0°). Dargestellt sind für jeden Probanden der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die verschiedenen Support-Phasen. Weiterhin ist jeweils der Fehler zwischen den Kamerasystemen mit Mittelwert und Standardabweichung dargestellt.

	Single	Double	Single	Double
	Support	Support left	Support	Support right
	left [s]	to right [s]	right [s]	to left [s]
		Prob01 -	120 cm - 0°	
Mean Bonita	0,414	0,100	0,412	0,098
StdDev Bonita	0,0035	0,0050	$0,\!0065$	$0,\!0025$
Mean Kinect	0,449	0,084	0,417	0,083
StdDev Kinect	0,0166	0,0165	0,0165	0,0165
Mean Error	0,036	0,021	0,010	0,019
StdDev Error	0,0131	$0,\!0165$	$0,\!0050$	0,0140
		Prob02 -	$120 \mathrm{cm}$ - 0°	
Mean Bonita	0,434	0,136	0,383	0, 1
StdDev Bonita	0,0153	0,0066	0,0098	0,0055
Mean Kinect	$0,\!399$	0,134	0,393	0,120
StdDev Kinect	0,0486	0,0210	0,0327	0,0581
Mean Error	$0,\!055$	0,020	$0,\!037$	0,037
StdDev Error	0,0318	0,0173	0,0224	0,0517
		Prob03 -	$120 \mathrm{cm}$ - 0°	
Mean Bonita	0,414	0,117	$0,\!438$	0,107
StdDev Bonita	0,0146	0,0024	0,0070	0,0024
Mean Kinect	$0,\!409$	$0,\!086$	$0,\!458$	0,139
StdDev Kinect	0,0401	0,0167	0,0279	0,0286
Mean Error	0,030	0,031	$0,\!031$	$0,\!036$
StdDev Error	0,0178	0,0173	0,0157	0,0235

Tabelle A.5: Die Ergebnisse der Support-Phasen für das Laborsystem und die *Kinect v2* bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm und einem Aufnahmewinkel von 10°. Dargestellt sind für jeden Probanden der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die verschiedenen Support-Phasen. Weiterhin ist jeweils der Fehler zwischen den Kamerasystemen mit Mittelwert und Standardabweichung dargestellt.

	Single	Double	Single	Double
	Support	Support left	Support	Support right
	left [s]	to right [s]	right [s]	to left [s]
		Prob01 - 1	$20 \mathrm{cm} - 10^{\circ}$	
Mean Bonita	0,405	0,098	$0,\!407$	0,098
StdDev Bonita	0,0106	$0,\!0024$	$0,\!0062$	$0,\!0024$
Mean Kinect	0,368	0,067	0,433	0,154
StdDev Kinect	0,0484	0,0001	0,0269	0,0411
Mean Error	0,041	$0,\!031$	$0,\!026$	$0,\!055$
StdDev Error	0,0397	0,0023	$0,\!0255$	0,0390
		Prob02 - 1	$20 \mathrm{cm} - 10^{\circ}$	
Mean Bonita	0,421	$0,\!136$	$0,\!380$	0,094
StdDev Bonita	0,0082	0,0074	0,012	0,0074
Mean Kinect	0,265	0,160	$0,\!381$	$0,\!242$
StdDev Kinect	0,0256	0,0119	0,0184	0,0276
Mean Error	0,156	$0,\!024$	$0,\!024$	$0,\!145$
StdDev Error	0,0192	0,0153	0,0112	0,0266
		Prob03 - 1	$20 \mathrm{cm} - 10^{\circ}$	
Mean Bonita	0,414	$0,\!117$	$0,\!438$	0,107
StdDev Bonita	0,0146	0,0024	0,0070	0,0024
Mean Kinect	0,409	$0,\!086$	$0,\!458$	0,139
StdDev Kinect	0,0401	0,0167	0,0279	0,0286
Mean Error	0,030	$0,\!031$	$0,\!031$	$0,\!036$
StdDev Error	0,0178	0,01730	$0,\!0157$	$0,\!0235$

Tabelle A.6: Die Ergebnisse der Support-Phasen für das Laborsystem und die *Kinect v2* bei einer Aufnahmehöhe von 120 cm und einem Aufnahmewinkel von 20°. Dargestellt sind für jeden Probanden der Mittelwert (*Mean*) und die Standardabweichung (*Standard Deviation*) für die verschiedenen Support-Phasen. Weiterhin ist jeweils der Fehler zwischen den Kamerasystemen mit Mittelwert und Standardabweichung dargestellt.

	Single	Double	Single	Double
	Support	Support left	Support	Support right
	left [s]	to right [s]	right [s]	to left [s]
	Prob01 - 120 cm - 20°			
Mean Bonita	0,419	0,103	0,410	0,097
StdDev Bonita	0,0036	0,0024	$0,\!0041$	0,0024
Mean Kinect	0,404	0,113	0,433	0,063
StdDev Kinect	0,0244	0,0185	0,0471	0,0518
Mean Error	0,021	0,013	0,037 0,055	
StdDev Error	0,0148	0,0151	0,0379	0,0282
	Prob02 - 120 cm - 20°			
Mean Bonita	0,424	0,139	0,389	0,101
StdDev Bonita	0,0069	0,0049	0,0074	0,0073
Mean Kinect	$0,\!398$	0,136	0,419	0,108
StdDev Kinect	0,0580	0,0211	0,0184	0,0506
Mean Error	$0,\!058$	0,014	$0,\!031$	0,053
StdDev Error	0,0184	0,0124	0,0234	0,0209
	Prob03 - 120 cm - 20°			
Mean Bonita	$0,\!423$	0,113	$0,\!441$	$0,\!11$
StdDev Bonita	0,0104	0,004	0,0143	0,0063
Mean Kinect	$0,\!393$	$0,\!080$	$0,\!467$	0,140
StdDev Kinect	0,0573	0,0270	0,0422	0,0389
Mean Error	0,044	$0,\!043$	$0,\!036$	$0,\!034$
StdDev Error	0,0356	0,0101	0,0157	0,0300

Anhang B

Ergänzende Unterlagen

Nachfolgend werden noch für das Verständnis (auch des entwickelten Algorithmus) notwendige Tabellen dargestellt. Hierbei handelt es sich vor allem um die Bezeichnung und Zuordnung der Marker beim *Plug-in-Gait-Modell* und der *Kinect v2* sowie der daraus resultierenden Körpersegmente und Winkel.

Tabelle B.1: Die Marker für das *Plug-in-Gait*-Modell als Übersicht. Die Indizes spielen für den entwickelten Algorithmus eine große Rolle. Die genaue Position der Marker kann in der Abbildung 4.3(b, c) nachgesehen werden.

Index	Abkürzung	Bezeichnung	
0	C7	Kinect links oben	
1	T10	Kinect links unten	
2	CALV	Kinect rechts oben	
3	STRN	Kinect rechts unten	
4	LSHO	linke Schulter	
5	RSHO	rechte Schulter	
6	LASI	linke spina iliaca anterior superior	
7	RASI	rechte spina iliaca anterior superior	
8	SACR	spina iliaca posterior superior	
9	LTRO	linker Trochanter major	
10	RTRO	rechter Trochanter major	
11	LTHI	linker Oberschenkel	
12	LKNE	linkes Knie (Condylus femoralis lateralis)	
13	LTIB	linke Tibia	
14	LANK	linkes Sprunggelenk	
15	LHEE	linke Ferse	
16	LTOE	linker Fuß (2. Metatarsale)	
17	RTHI	rechter Oberschenkel	
18	RKNE	rechtes Knie (Condylus femoralis lateralis)	
19	RTIB	rechte Tibia	
20	RANK	rechtes Sprunggelenk	
21	RHEE	rechte Ferse	
22	RTOE	rechter Fuß (2. Metatarsale)	
23	SPSH	spine shoulder	
24	SPBA	spine base	

Index	Abkürzung	Bezeichnung
0	spineBase	Kreuzbein
1	$\operatorname{spineMid}$	Mitte zwischen Kreuzbein und der Mitte der
		Schultern
2	neck	Nacken
3	head	Kopf
4	lefShoulder	linke Schulter
5	leftElbow	linker Ellbogen
6	leftWrist	linkes Handgelenk
7	leftHand	linke Hand
8	$\operatorname{rightShoulder}$	rechte Schulter
9	rightElbow	rechter Ellbogen
10	$\operatorname{right}Wrist$	rechtes Handgelenk
11	rightHand	rechte Hand
12	leftHip	linke Hüfte
13	leftKnee	linkes Knie
14	leftAnkle	linkes Sprunggelenk
15	leftFoot	linker Fuß
16	rightHip	rechte Hüfte
17	$\operatorname{rightKnee}$	rechtes Knie
18	$\operatorname{rightAnkle}$	rechtes Sprunggelenk
19	rightFoot	rechter Fuß
20	$\operatorname{spineShoulder}$	Mitte zwischen den Schultern
21	leftHandTip	linke Handspitze
22	leftThumb	linker Daumen
23	rightHandTip	rechte Handspitze
24	$\operatorname{rightThumb}$	rechter Daumen

Tabelle B.2: Die Skelettpunkte der *Kinect v2* als Übersicht. Die Indizes spielen für den entwickelten Algorithmus eine große Rolle. Die einzelnen Gelenkpunkte können in der Abbildung 2.8 noch einmal betrachtet werden.

Tabelle B.3: Die verschiedenen Körpersegmente als Übersicht. Die Start- und Zielindizes leiten sich aus den Tabellen B.1 und B.2 ab.

		Kinect		bonita	
Index	Körpersegment	Startindex	Zielindex	Startindex	Zielindex
0	x-Achse				
1	y-Achse				
2	z-Achse				
3	Hüfte	12	16	6	7
4	linker Oberschenkel	12	13	6	12
5	linker Unterschenkel	13	14	12	14
6	linker Fuß	14	15	14	16
7	rechter Oberschenkel	16	17	7	18
8	rechter Unterschenkel	17	18	18	20
9	rechter Fuß	18	19	20	22
10	Oberkörper	0	20	24	23
11	linke Hüfte	0	12	8	9
12	rechte Hüfte	0	16	8	10

Tabelle B.4: Die Winkel als Übersicht mit den entsprechenden Ebenen. Die Indizes 1 und 2 leiten sich aus den Segmenten in der Tabelle B.3 ab. Die Ebenen geben an, in welcher Ebene die einzelnen Winkel betrachtet werden.

Index	Winkel	Segment- Segment-		Ebene
		index1	$\mathrm{index}2$	
0	Beckenkippung	2	3	y-z
1	linke Hüfte	2	4	X-Z
2	linkes Knie	4	5	X-Z
3	linkes Sprunggelenk	5	6	X-Z
4	rechte Hüfte	2	7	X-Z
5	rechtes Knie	7	8	X-Z
6	rechtes Sprunggelenk	8	9	X-Z
7	Oberkörper	2	10	X-Z
8	Rotation linker Fuß	6	0	x-y
9	Rotation rechter Fuß	9	0	x-y
Abbildungsverzeichnis

2.1	Einteilung des Körpers in die zwei Funktionseinheiten Lokomotor und	
	Passagier	6
2.2	Unterteilung des Gangzyklus	7
2.3	Zeitliche Aufteilung der 8 Gangphasen	9
2.4	Definition der Schrittlänge	12
2.5	Veranschaulichung der Beckenkippung	13
2.6	Darstellung der Oberkörperneigung nach vorne	14
2.7	Der Microsoft Kinect v 2-Sensor mit den einzelnen Sensoren	15
2.8	Die 25 detektierbaren Skelettpunkte der Kinect v 2	16
2.9	Die bonita10 Kamera der Firma Vicon und dazugehörenden reflektie-	
	renden Marker.	18
3.1	Versuchsaufbau zum Vergleich der $Kinect v1$ mit teuren Laborsystemen	
	nach [KHARAZI et al., 2015]	20
3.2	Versuchsaufbau zum Vergleich der $Kinect v1$ mit teuren Laborsystemen	
	nach [Eltoukhy et al., 2017]	21
3.3	Extraktion des Links- und Rechtsschrittes aus der Punktewolke [STONE	
	und SKUBIC, 2011]	22
3.4	Die mobile Plattform von [Ťupa et al., 2015] zur Ganganalyse	22
3.5	Ergebnisse der Posenschätzung nach dem Ansatz von [HANDRICH und	
	Al-Hamadi, 2013]	24
3.6	Ergebnisse der Posenschätzung nach dem Ansatz von [LIU et al., 2016]	24
3.7	Ergebnisse der Posenschätzung nach dem Ansatz von [RAFI et al., 2015]	25

3.8	Druckmesssohle zur Beurteilung des Gangbildes	27
3.9	Smarte Socke der TU Chemnitz zur Beurteilung des Gangbildes	27
3.10	Der RehaGait Analyser (Pro) der Firma HASOMED zur mobilen Gang-	
	analyse.	28
3.11	Der von [MARTINS et al., 2014] entwickelte Smart Walker.	28
4.1	Der Versuchsaufbau zur Voranalyse der <i>Kinect v2</i>	31
4.2	Darstellung des abgeänderten <i>Plug-in-Gait</i> -Modells	33
4.3	Darstellung der Skelette der verschiedenen Kamerasysteme	34
4.4	Visualisierung der auftretende Problematiken bei der Aufnahme eines	
	Probandens von hinten bzw. von der Seite mit dem $Kinect$ -Sensor	35
4.5	Detektionsrate bei den verschiedenen Aufnahmehöhen und -winkeln des	
	Vorversuches	37
4.6	Programmablaufplan zum generellen Ablauf der angefertigten Imple-	
	mentierung.	38
4.7	Programmablaufplan zur Synchronisierung der Daten	39
4.8	Pseudocode für die zeitliche Synchronisation der Daten anhand der	
	Kniebeuge	40
4.9	Visualisierung der Problematik der räumlichen Synchronisation	41
4.10	Pseudocode für die räumliche Synchronisation der Daten	42
4.11	Programmablaufplan zur Extraktion eines Doppelschrittes mittels des	
	Kinect v2-Sensors. \ldots	44
4.12	Pseudocode für die Berechnung der Sprunggelenksschnitte	45
4.13	Pseudocode für die Extraktion der Doppelschritte	46
4.14	Darstellung der Körpersegmente zur Berechnung der verschiedenen	
	Winkel.	48
4.15	Positionsvergleich der Infrarotmarker des Laborsystems mit den ge-	
	schätzten Skelettpunkten des Kinect v2-Sensors	50
4.16	Einfluss des Aufnahmewinkels auf die Detektion des 3D-Skeletts der	
	Kinect v2	50

4.17	${\rm Detektions rate\ bei\ den\ verschiedenen\ Aufnahmeh\"{o}hen\ und\ -winkeln\ des}$	
	Hauptversuches	51
4.18	Boxplot zu den Support-Phasen für <i>Prob01</i>	58
4.19	Boxplot zu den Support-Phasen für <i>Prob02</i>	59
4.20	Boxplot zu den Support-Phasen für <i>Prob03</i>	60
4.21	Zeitlicher Verlauf des <i>Pelvic Drops</i>	66
4.22	Höhenverlauf des Vorfuß- und Kniemarkers zur Bestimmung des Fußhubs.	67
4.23	Verlauf der Flexion/Extension des Knies über die Zeit. \ldots .	68
4.24	Zeitlicher Verlauf Forward/Backward Lean Trunk	69
4.25	Zeitlicher Verlauf der Fußrotation.	70
51	Vardautlichung der Problemstilt des Laufwages	76
0.1	verdeutlichung der Froblematik des Laufweges.	10
5.2	Winkelverläufe für den mobilen und den statischen Versuch.	81

Tabellenverzeichnis

2.1	Relevante Winkel in den 8 Gangphasen	9
2.2	Die Spezifikationen der Microsoft Kinect v1, v2 und der bonita 10 Kamera.	16
4.1	Übersicht der Aufnahmekonfigurationen.	30
4.2	Der Fehler zwischen dem Laborsystem und dem Kinect v 2-Sensor für	
	die Zeit-Distanz-Parameter.	53
4.3	Statistikwerte des $Wilcoxontests$ für die Zeit-Distanz-Parameter	55
4.4	Kritische Werte für die Auswertung des zweiseitigen Wilcoxontests	55
4.5	Der Fehler der Support-Phasen zwischen dem Laborsystem und der Ki -	
	$nect v2. \ldots \ldots$	56
4.6	Statistikwerte des Wilcoxontests für die Support-Phasen	57
4.7	z-Werte des Wilcoxontests für die Winkel.	64
4.8	z-Werte des Wilcoxontests für die Winkel.	64
4.9	z-Werte des Wilcoxontests für die Winkel.	65
4.10	Der Fehler und die Standardabweichung für das Laborsystem und die	
	Kinect $v2$ bezogen auf die Fußrotation	71
4.11	Der Fehler zwischen dem Laborsystem und dem Kinect v 2-Sensor für	
	die betrachteten Winkel.	73
5.1	Mittelwert und Standardabweichung der Zeit-Distanz-Parameter bei ei-	
	nem dynamischen Anwendugsszenario.	78
5.2	Mittelwert und Standardabweichung der Support-Phasen bei einem dy-	
	namischen Anwendugsszenario.	78

5.3	Die Fehler und Standardabweichugen der Winkel für $Kinect v2$ dyna-	
	misch vs. Laborsystem und Kinect v2 dynamisch vs. Kinect v2 statisch.	80
6.1	Zusammenfassung der Ergebnisse für die zu analysierenden Parameter.	85
A.1	Die Ergebnisse der Zeit-Distanz-Parameter für das Laborsystem und die	
	Kinect v2	88
A.2	Die Ergebnisse der Zeit-Distanz-Parameter für das Laborsystem und die	
	Kinect v2	89
A.3	Die Ergebnisse der Zeit-Distanz-Parameter für das Laborsystem und die	
	Kinect v2	90
A.4	Die Ergebnisse der Support-Phasen für das Laborsystem und die $Kinect$	
	v2	91
A.5	Die Ergebnisse der Support-Phasen für das Laborsystem und die $Kinect$	
	v2	92
A.6	Die Ergebnisse der Support-Phasen für das Laborsystem und die $Kinect$	
	v2.	93
B.1	Die Marker für das <i>Plug-in-Gait</i> -Modell als Übersicht	96
B.2	Die Skelettpunkte der Kinect $v2$ als Übersicht	97
B.3	Die verschiedenen Körpersegmente als Übersicht.	98
B.4	Die Winkel als Übersicht mit den entsprechenden Ebenen.	99

Abkürzungsverzeichnis

- HTEP ${\rm H}\ddot{u}{\rm fttotal endoprothese}$ \mathbf{IC} Initial Contact ISw Initial swing \mathbf{LR} Loading response MSt Mid stance \mathbf{MSw} Mid swing Pre-Swing \mathbf{PSw} Pan-Tilt-Unit \mathbf{PTU} Roboterassistiertes Gangtraining in der orthopädischen Rehabilitation ROGER \mathbf{TSt} Terminal stance
- **TSw** Terminal swing

Glossar

Dorsalflexion	Beugung eines Bewegungssegments nach dorsal, d.h. Rich- tung Rücken, Handrücken oder Fußrücken
Flexion	aktive oder passive Beugebewegung eines Gelenkes
Geriatrie	Lehre von den Krankheiten des alternden Menschen - Alten- medizin
Hyperextension	übermäßige Streckung eines Körperteils
${ m H}\ddot{u}fttotal endoprothese$	kompletter Ersatz des kranken Hüftgelenks mittels künstli-
	chen Materialien
kontralateral	auf der entgegengesetzten Körperseite gelegen
Plantarflexion	Beugung in Richtung der Fußsohle

Literaturverzeichnis

- [BAUERFEIND AG] BAUERFEIND AG. https://www.bauerfeind.de/de/themen/ handel-technik/digitale-messtechnik/bodytronic150.html. Eingesehen am: 08.02.2017.
- [BECKERS und DECKERS, 1997] BECKERS, DOMINIEK und J. DECKERS (1997). Ganganalyse und Gangschulung. Therapeutische Strategien für die Praxis.
- [CHAPPLE, 2013] CHAPPLE, CRAIG (2013). http://www.develop-online.net/ news/next-xbox-leak-reveals-kinect-2-specs/0114096. Eingesehen am: 29.01.2017.
- [CRHA et al., 2016] CRHA, J, O. ŤUPA, J. MAREŠ und A. PROCHÁZKA (2016). Navigation of robotic platform for gait disorders monitoring. In: Applied Electronics (AE), 2016 International Conference on, S. 57–60. IEEE.
- [ELTOUKHY et al., 2017] ELTOUKHY, MOATAZ, J. OH, C. KUENZE und J. SIGNO-RILE (2017). Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment. Gait & Posture, 51:77–83.
- [GABEL et al., 2012] GABEL, MOSHE, R. GILAD-BACHRACH, E. RENSHAW und A. SCHUSTER (2012). Full body gait analysis with Kinect. In: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, S. 1964–1967. IEEE.
- [GÖTZ-NEUMANN, 2006] GÖTZ-NEUMANN, K. (2006). Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie ; 18 Tabellen.

- [HANDRICH und AL-HAMADI, 2013] HANDRICH, SEBASTIAN und A. AL-HAMADI (2013). A robust method for human pose estimation based on geodesic distance features. In: 2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, S. 906-911. IEEE.
- [HASOMED GMBH] HASOMED GMBH. https://www.hasomed.de/de/ rehagait/startseite.html. Eingesehen am: 20.01.2017.
- [KHARAZI et al., 2015] KHARAZI, M. R., A. H. MEMARI, A. SHAHROKHI, H. NA-BAVI, S. KHORAMI, A. H. RASOOLI, H. R. BARNAMEI, A. R. JAMSHIDIAN und M. M. MIRBAGHERI (2015). Validity of microsoft kinect for measuring gait parameters. In: 2015 22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME), S. 375–379.
- [KLEIN-VOGELBACH et al., 2000] KLEIN-VOGELBACH, SUSANNE, R. STEINLIN EG-LI und B. WERBECK (2000). Funktionelle Bewegungslehre. Bewegung lehren und lernen; mit 4 Tabellen.
- [KLÖPFER-KRAEMER und AUGAT, 2012] KLÖPFER-KRAEMER, I. und P. AUGAT (2012). Instrumentelle Ganganalyse. Trauma und Berufskrankheit, 17(1):10–14.
- [LIU et al., 2016] LIU, H. L., D. H. KONG, S. F. WANG und B. C. YIN (2016). Sparse Pose Regression via Componentwise Clustering Feature Point Representation. Ieee Transactions on Multimedia, 18(7):1233-1244.
- [LÜCK und VON REKOWSKI] LÜCK, FOLKER und E. VON REKOWSKI. http: //mednic.de/smarte-socke-fuer-gesuenderes-laufen/3551. Eingesehen am: 14.02.2017.
- [MARTINS et al., 2014] MARTINS, M., A. FRIZERA, R. CERES und C. SANTOS (2014). Legs tracking for walker-rehabilitation purposes. In: 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, S. 387–392.

- [MEDILOGIC GMBH] MEDILOGIC GMBH. http://www.medilogic.com/ produkte-mensch/fussdruckmessung/medilogic-sohle/. Eingesehen am: 08.02.2017.
- [MICROSOFT] MICROSOFT. https://developer.microsoft.com/en-us/windows/ kinect/hardware. Eingesehen am: 29.01.2017.
- [NOVEL GMBH] NOVEL GMBH. http://www.novel.de/novelcontent/pedar. Eingesehen am: 08.02.2017.
- [PERRY, 2003] PERRY, JACQUELIN (2003). Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens.
- [RAFI et al., 2015] RAFI, U., J. GALL und B. LEIBE (2015). A semantic occlusion model for human pose estimation from a single depth image. In: 2015 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW), S. 67-74.
- [SCHAFFERT et al., 2016] SCHAFFERT, N., I. GOETZE, K. MATTES, T. KNIELING und K.-M. STEPHAN (2016). Mobile akustische Gang- und Laufanalyse. In: Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen, S. 385–393.
- [STONE und SKUBIC, 2011] STONE, ERIK E und M. SKUBIC (2011). Evaluation of an inexpensive depth camera for passive in-home fall risk assessment. In: 2011 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops, S. 71–77. IEEE.
- [STREIFENEDER ORTHO PRODUCTION GMBH] STREIFENEDER ORTHO PRODUCTI-ON GMBH. Die acht Gangphasen des Menschen. https://www.streifeneder.de/ downloads/o.p./400w43_d_poster_gangphasen.pdf. Eingesehen am: 27.01.2017.
- [TUPA et al., 2015] TUPA, ONDRĚJ, J. CRHA, A. PROCHÁZKA und J. MARES (2015). Gait Analysis Using MS Kinect Placed on the Mobile Robotic Platform. In: International Conference on Technical Computing.

- [VALORIANI, 2015] VALORIANI, MATTEO (2015). http://www.slideshare.net/ MatteoValoriani/programming-with-kinect-v2. Eingesehen am: 29.01.2017.
- [VICON] VICON. http://www.prophysics-sol.se/assets/Uploads/ Bonita-Kamera.pdf. Eingesehen am: 20.01.2017.
- [VORNDRAN, 2017] VORNDRAN, ALEXANDER (2017). Nutzung von Tiefendaten zur Verbesserung der Wahrnehmung und Wiedererkennung von Personen für einen mobilen Trainingsroboter. Masterarbeit - Fachgebiet Neuroinformatik und Kognitive Robotik, TU Ilmenau. Ilmenau.
- [WEKA FACHMEDIEN GMBH] WEKA FACHMEDIEN GMBH. http://www.elektroniknet.de/markt-technik/messen-testen/ gesunde-fuesse-dank-smarter-socken-138208.html. Eingesehen am: 14.02.2017.

[ZALPOUR, 2014] ZALPOUR, C. (2014). Springer Lexikon Physiotherapie.