

**Entwicklung von Verfahren für den praktischen Einsatz von
Inertialsensoren in der instrumentellen Ganganalyse**

Von der Fakultät für Ingenieurwissenschaften, Abteilung
Maschinenbau und Verfahrenstechnik der
Universität Duisburg-Essen
zur Erlangung des akademischen Grades eines

DOKTOR-INGENIEUR

Dr.-Ing.

genehmigte Dissertation

von

Andreas Jürgens

aus

Duisburg, Deutschland

Referent: Prof. Dr.-Ing. Andrés Kecskeméthy

Korreferenten: Prof. Dr.-Ing. Markus A. Wimmer

Prof. Dr. phil. habil. Thomas L. Milani

Tag der mündlichen Prüfung: 28.10.2016

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Mechanik und Robotik der Universität Duisburg-Essen, partiell gefördert im Rahmen der Verbundprojekte ReHabX-Stroke (Personalisierte Therapiesteuerung bei Gangstörungen am Beispiel des Schlaganfalls, gefördert aus dem EFRE kofinanzierten operationellen Programm für NRW im Ziel2 „Regionale Wettbewerbsfähigkeit und Beschäftigung“) sowie MoBiMon (Mobiles Biomechanisches Monitoring, Teilprojekt ALMOGANG, Algorithmik für eine mobile, auf Bewegungssensoren basierende, instrumentelle Ganganalyse, Kooperationsprojekt im Rahmen des Programms „Zentrales Innovationsprogramm Mittelstand (ZIM)“ des Bundesministeriums für Wirtschaft und Technologie (BMWi)).

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Andrés Kecskeméthy für die Anregung zu dieser Arbeit, die Betreuung während meiner Promotionszeit und seine detaillierten und wertvollen Ratschläge bei der Anfertigung der Dissertationsschrift.

Ebenfalls möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Markus A. Wimmer und Herrn Prof. Dr. phil. habil. Thomas L. Milani für die Mitwirkung als Korreferenten in meinem Promotionsverfahren und ihre fachlichen Ergänzungen aus biomechanischer Sicht bedanken.

Weiterhin danke ich sehr herzlich meinen Arbeitskollegen am Lehrstuhl für Mechanik und Robotik, die während meiner Promotionszeit und vor allem in der Phase der Verschriftlichung dieser Arbeit ein großer Rückhalt waren und mich fachlich wie moralisch sehr unterstützt haben. In diesem Zuge danke ich außerdem allen Korrekturlesern und studentischen Hilfskräften, die durch ihren Einsatz wertvolle Beiträge zur vorliegenden Dissertationsschrift geleistet haben. Insbesondere gilt mein Dank Herrn Dr.-Ing. Dirk Lieftucht, der mein Promotionsvorhaben von Beginn an befürwortet hat und mir mit wertvollen Hinweisen und Vorschlägen bei der Anfertigung meiner Dissertationsschrift zur Seite stand.

Mein außerordentlicher Dank gebührt Herrn Dr.-Ing. Francisco Geu Flores, der bereits während meines Diplomstudiums Maschinenbau meine wissenschaftliche Ausbildung

durch sein Fachwissen und seine Liebe zum Detail entscheidend geprägt hat. Ohne deine fachliche Unterstützung, deine motivierende Art und deine ungebrochene Zuversicht wäre ein erfolgreicher Abschluss nicht möglich gewesen, wofür ich dir von ganzem Herzen danke.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, die mich während meiner gesamten Ausbildung unterstützt und immer an mich geglaubt hat. Allen voran gilt mein innigster Dank meiner Ehefrau Katrin, die während der letzten vier Jahre häufig auf mich verzichten musste und mir auch in den schwierigsten Phasen immer den Rücken gestärkt hat. Danke, dass ich mich immer auf dich verlassen kann!

Duisburg, im Mai 2017

Andreas Jürgens

Kurzfassung

Die Nutzung von Inertialsensoren zur Messung von menschlichen Bewegungen bietet eine kostengünstige Alternative zu gängigen markerbasierten Messverfahren. Aufgrund einer kompakten Bauweise können zudem portable Systeme realisiert werden, die durch ihre flexible Einsetzbarkeit neue Anwendungsbereiche der Bewegungsanalyse erschließen.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung von Methoden für den praktischen Einsatz von Inertialsensoren in der instrumentellen Ganganalyse sowie deren Validierung mit standardisierten markerbasierten Messsystemen. Hierzu werden zunächst manuelle und robotische Kalibrierungsprotokolle zur Messfehlerkompensation erstellt und miteinander verglichen. Im Anschluss wird ein neues biomechanisches Initialisierungsverfahren aufgebaut, mit dem sich Inertialsensoren beliebig an den Gliedmaßen der Testperson positionieren lassen. Schließlich werden bestehende Konzepte zur Detektion von spatio-temporalen Gangparametern durch neue Ansätze derart erweitert, dass robuste und verlässliche Ausgaben trotz des für Inertialsensoren typischen Driftfehlers möglich sind. Auf dieser Basis wird eine umfassende Validierung der mit Inertialsensoren gemessenen Bewegungen bzw. detektierten Gangparameter anhand des Goldstandards Vicon Plug-In Gait durchgeführt, aus der hervorgeht, dass sowohl die temporalen als auch die sagittalen räumlichen Gangparameter vergleichbare Genauigkeiten bei Verwendung von Inertialsensoren gegenüber dem Plug-in Gait Modell ergeben (Differenz $< 5\%$), während lediglich für die Frontalebene wesentliche Unterschiede in den räumlichen Gangparametern auftreten. Da letztere jedoch in der klinischen Anwendung der funktionellen Ganganalyse wenig Anwendung finden, zeigt die Arbeit, dass Inertialsensoren - mit geeigneten Auswertungsmethoden - neben dem Plug-in Gait Modell praktikable Messsysteme im typischen klinischen Umfeld der instrumentellen Ganganalyse darstellen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit unterstützen Anwender von Systemen zur Bewegungsmessung (z.B. Mediziner, Therapeuten, Biomechaniker) mit Inertialsensoren und ermöglichen eine kritische Auseinandersetzung bei der Analyse der aufgezeichneten Bewegungen im Hinblick auf die technischen Voraussetzungen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Stand der Technik	2
1.1.1	Bewegungsmessung und kinematische Modellierung mit Inertialsensoren	3
1.1.2	Detektion von Gangparametern und Gangevents mit Inertialsensoren	4
1.2	Ziele und Aufbau der Arbeit	8
1.3	Verwendete Sensorsysteme	10
1.4	Notation	12
1.5	Hinweise zur Projektförderung	13
2	Kinematische Grundlagen	14
2.1	Räumliche Rotationen	14
2.2	Rotationsmatrizen	15
2.3	Eulerwinkel und Kardanwinkel	17
2.4	Rotationsachse und Drehwinkel	22
2.5	Quaternionen (Euler-Rodrigues Parameter)	26
2.6	Infinitesimal kleine Drehungen	27
3	Kalibrierung von Inertialsensoren	29
3.1	Sensormessungen	29
3.2	Modellbildung	31
3.2.1	Entkoppeltes Sensormodell	32
3.2.2	Dreidimensionales Sensormodell	32
3.3	Parameteridentifikation	33
3.3.1	Kalibrierung mit statischer Vorgabe und einachsiger Rotation	33
3.3.2	Kalibrierung mit dynamischer Vorgabe	39
3.4	Auswertungen	41
3.4.1	Verwendung eines Industrieroboters zur Bewegungsmessung .	42
3.4.2	Testmessungen	44

3.4.3	Ergebnisse	46
4	Modellierung der menschlichen Bewegung	52
4.1	Starrkörpermodellierung	53
4.1.1	Grundlagen der Anatomie des Menschen: Referenzsysteme und biologische Gelenkkordinatensysteme	53
4.1.2	Objektorientierte Starrkörpermodellierung	55
4.1.2.1	Elemente des Starrkörpermodells	56
4.1.2.2	Kinematische Kette des gesamten Starrkörpermodells	58
4.1.3	Gelenkdefinitionen	61
4.1.4	Anthropometrische Daten und Skalierung	64
4.2	Sensorkopplung an das Starrkörpermodell	67
4.2.1	Orientierung eines Sensors im Zeitverlauf	68
4.2.1.1	Direkte Integration	68
4.2.1.2	Chipinterne Berechnung mit Hilfe eines sechsachsigen Datenfusionsalgorithmus	70
4.2.2	Orientierung eines Sensors gegenüber dem Laborkoordinatensystem	72
4.2.2.1	Ausrichtung am Inertialsystem	72
4.2.2.2	Ermittlung aus zwei Stellungen	73
4.2.3	Initialisierung des Starrkörpermodells, Orientierung der Körpersegmente	75
4.2.4	Berechnung der Gelenkstellungen	76
4.2.5	Korrektur des Orientierungsdrifts durch erneutes Einnehmen der Initialisierungsstellung	77
4.3	Implementierung	78
5	Gangparameterbestimmung unter Verwendung von Inertialsensoren	81
5.1	Definition und Berechnungsvorschriften der Gangparameter	81
5.2	Temporale Gangparameter	90
5.3	Räumliche Gangparameter	92
5.3.1	Berechnung durch Integration des Beschleunigungssignals	92
5.3.2	Nutzung des Starrkörpermodells	94
6	Vergleich mit markerbasierten Messverfahren am Beispiel der Ganganalyse	97
6.1	Versuchsdurchführung	97
6.1.1	Laboranordnung und Referenzsystem	97

6.1.2	Verwendung der Inertialsensoren	98
6.1.3	Ablauf einer Vergleichsmessung	100
6.1.4	Synchronisation	103
6.1.5	Standardisierte Messreihe	104
6.2	Ergebnisse unter Betrachtung der Relativkinematik	105
6.2.1	Betrachtung des Orientierungsfehlers (Drift) bei Gangmessungen	105
6.2.2	Einfluss der Initialisierungsstellung auf die Bewegung des Starr- körpermodells	108
6.2.3	Auswertungen der Messreihe	113
6.2.4	Mittlerer Gangzyklus	114
6.2.5	Weiteres Messsystem und Patientenmessung	116
6.3	Ergebnisse der Gangparameterbestimmung	118
6.3.1	Gangevents Foot Strike und Foot Off	118
6.3.2	Temporale Gangparameter	124
6.3.3	Räumliche Gangparameter	127
7	Zusammenfassung und Ausblick	130
	Literaturverzeichnis	133
A	Anhang	i
A.1	Fehler in der Orientierungsberechnung (Drift)	i
A.2	Initialisierungsbetrachtungen (Relativkinematik)	iii
A.3	Statistische Auswertung der Messreihe (Relativkinematik)	xi
A.4	Weiteres Messsystem (Relativkinematik)	xiii

1 Einleitung

Die Messung und Analyse menschlicher Bewegungen ist ein großes Forschungsgebiet der Biomechanik. In der Vergangenheit haben sich zunehmend markerbasierte Messverfahren als Goldstandard für die Messung menschlicher Bewegungen etabliert. Neben einem hohen Preis ist der Einsatz dieser Systeme auf das eingerichtete Labor beschränkt. Als preiswerte Alternative werden deshalb Inertialsensoren zur Messung menschlicher Bewegungen eingesetzt, die im Gegensatz zu markerbasierten Messverfahren durch ihre kompakte Bauweise portabel gestaltet werden können, sodass Messungen nicht innerhalb eines Labors durchgeführt werden müssen. Auf diese Weise lassen sich neben dem größten Einsatzbereich in der Medizin auch neue Anwendungsfelder für die Messung menschlicher Bewegungen erschließen. Mögliche Anwendungen sind dabei beispielsweise der Einsatz im Sport zur Technik- und Leistungsoptimierung, Messungen zur Analyse alltäglicher Bewegungen oder Ergonomiebetrachtungen von Arbeitsbewegungen zur Minderung verletzungsbedingter Ausfälle aufgrund von Fehlhaltungen bei der täglichen Arbeit. Inertialsensoren werden durch zunehmenden Verbau in Mobiltelefonen immer preisgünstiger und werden in kompakterer Bauweise und steigender Qualität entwickelt, sodass sie großes Potential für zukünftige Untersuchungen und Produkte aufweisen.

Als Inertialsensoren werden verschiedene Sensortypen bezeichnet, die in gemeinsamen Gehäusen zu inertialen Messeinheiten (engl. „Inertial Measurement Unit“, IMU) verbaut werden. Hierzu zählen beispielsweise Gyroskope, die Drehraten messen, Accelerometer, die auf den Sensor wirkende Beschleunigungen messen, Magnetometer, die die Richtungen des Erdmagnetfelds messen oder GPS Sensoren zur Messung örtlicher Koordinaten. Die vorliegende Arbeit befasst sich ausschließlich mit der Nutzung der Signale von Gyroskopen und Accelerometern. Betrachtet wird immer eine inertielle Messeinheit, die jeweils drei Gyroskopachsen und drei Accelerometerachsen beinhaltet.

Ein Anwendungsbeispiel der menschlichen Bewegungsmessung ist die instrumentelle Ganganalyse. Der menschliche Gang ist eine der am häufigsten durchgeführten Bewegungen und Gegenstand zahlreicher wissenschaftlicher Untersuchungen. In der Medi-

zin wird die Ganganalyse zur Bewertung des Ganges eingesetzt, anhand derer Krankheitsbilder, Verletzungen und Fehlhaltungen erkannt und Behandlungsmöglichkeiten bestimmt werden. Die instrumentelle Ganganalyse schafft dabei über die Betrachtung kinematischer Bewegungsgrößen sowie standardisierter Gangparameter die Möglichkeit einer objektiven Bewertung des Ganges zur Unterstützung bei der Diagnose und Auswahl von Behandlungsmaßnahmen.

1.1 Stand der Technik

Die Messung und Berechnung menschlicher Bewegungen wurde bereits in einer Vielzahl von wissenschaftlichen Arbeiten erforscht. Gängige optische Messverfahren lassen sich in zwei Gruppen einteilen. Zum einen werden kamerabasierte Systeme mit Bilderkennungsalgorithmen eingesetzt, um aufgezeichnete Bewegungen von Testpersonen vor der Kamera zu detektieren und zu berechnen. Ein Beispiel solcher Anwendungen ist das bekannte System „Kinect“, das flächendeckend in Spielekonsolen zur Steuerung von Spielen eingesetzt wird. Zum anderen werden Systeme eingesetzt, bei denen auf eine Testperson reflektierende Marker angebracht werden, deren Positionen im Raum durch Infrarotkameras gemessen werden. Diese Systeme arbeiten mit Markermodellen, mit denen die Stellungen der einzelnen Körperteile des Menschen aus der Position der Marker bestimmt werden. Markerbasierte Systeme haben sich in der Vergangenheit bei der instrumentellen Ganganalyse zum Goldstandard entwickelt, aufgrund dessen in der vorliegenden Arbeit ein solches System als Referenzsystem eingesetzt wird. Verwendet wird ein System der Firma Vicon mit einem Plug-In Gait Modell. Das Plug-In Gait Modell ist eine Modellierung des Menschen, mit Hilfe der die Bewegung einer Testperson aus gemessenen Positionsdaten von an vordefinierten Stellen des Körpers befestigten Markern berechnet werden kann [1–3].

Die Nutzung von Inertialsensoren zur Messung menschlicher Bewegungen hat gegenüber optischen Systemen den Vorteil einer flexibleren Einsetzbarkeit durch die Ausführung als portables System, sodass auch Anwendungen im Freien und im Alltag ermöglicht werden, die mit optischen Messverfahren nicht oder nur unter erschwerten Bedingungen möglich sind. Aufgrund der Vielzahl vorhandener Arbeiten zur Bewegungsanalyse mit optischen Messverfahren und Inertialsensoren können nicht alle Themen umfassend behandelt werden. Im Folgenden wird ein Überblick über die wichtigsten Themen und Inhalte bei der Verwendung von Inertialsensoren zur Bewegungsmessung und zur Detektion standardisierter Gangparameter gegeben.

1.1.1 Bewegungsmessung und kinematische Modellierung mit Inertialsensoren

Die Erfassung kinematischer Größen aus den Messdaten der Inertialsensoren und die Anwendung entsprechender Modelle wurde in vielen wissenschaftlichen Quellen thematisiert. Zum Erhalt physikalisch verwertbarer Daten aus den Messungen werden verschiedene Methoden zur Kalibrierung der Sensoren vorgeschlagen. Ferraris et al. [4, 5] entwickeln ein dreidimensionales Modell zur Kalibrierung sechssachsiger Inertialsensoren mit Accelerometern und Gyroskopsignalen. Die Kalibrierung erfolgt im Allgemeinen durch statische oder dynamische Messvorgaben, aus denen die Parameter der Sensormodelle ermittelt werden. Artese [6] und Bekkeng [7] nutzen ein ähnliches Modell und setzen zur Reduzierung des Rauschens Kalmanfilter ein.

Eine weitere Voraussetzung für die kinematische Betrachtung menschlicher Bewegungen ist die Bestimmung der Orientierung eines Sensors im Raum. Frühere Beiträge befassen sich mit der Integration der Winkelgeschwindigkeit [8–11] unter Berücksichtigung nichtkommutativer Terme der dreidimensionalen Rotation. Aktuellere Beiträge befassen sich mit verschiedenen Filtertechniken zur Reduzierung des auftretenden Orientierungsdrifts aus der Integration. Das am häufigsten eingesetzte Instrument ist der Kalmanfilter, der nach der Idee von Kalman [12, 13] benannt ist. Die Anwendung solcher Filter wird von Welch und Bishop [14] veranschaulicht. Bei Kalmanfiltern wird in einem ersten Schritt mit Hilfe der modellierten Dynamik des Systems ein Vorhersagewert für die Systemgröße (in dieser Anwendung die Orientierung) ermittelt, der in einem zweiten Schritt durch die gemessenen Größen korrigiert wird. In einer Reihe wissenschaftlicher Arbeiten werden Designs eines Kalmanfilters zur Bestimmung der Orientierung von Inertialsensoren entworfen [15–21]. Alternative Ansätze verwenden Datenfusionsalgorithmen und Filtertechniken zur Korrektur des Drifts mit Hilfe der Accelerometerdaten [22–26]. Gemeinsam ist allen Ansätzen, dass die durch die Integration der Winkelgeschwindigkeit berechnete Orientierung, die Driftfehler aufweist, durch die im Accelerometersignal enthaltene Erdbeschleunigung korrigiert wird.

Zur Berechnung kinematischer Größen bei der menschlichen Bewegung, im speziellen Gelenkwinkel, werden Modelle benötigt, die den anatomischen Gegebenheiten entsprechen. Dazu sind einheitliche Definitionen von Achsenrichtungen und deren Bezeichnungen erforderlich. Basierend auf der Arbeit von Wu und Cavanagh [27] werden Koordinatensysteme auf der Basis von Knochenmarkierungen definiert. Standardisierte Definitionen und Bezeichnungen von zur Beschreibung der Gelenkwinkel erforderlichen Gelenkkordinatensystemen nach Grood und Suntay [28] werden von Wu et

al. [29, 30] für alle Gelenke des menschlichen Körpers vorgeschlagen, die vielfach in wissenschaftlichen Arbeiten Gebrauch finden.

Die Übertragung gemessener Sensordaten auf Körpersegmente zur Messung von Gelenkwinkeln wurde für unterschiedliche Segmentpaarungen durchgeführt. Eine Reihe wissenschaftlicher Arbeiten beschäftigt sich mit der Messung von Kniewinkeln [16, 31–38]. Andere Arbeiten behandeln die Bewegung des Knöchels [39, 40], des Ellbogens [41] des Rumpfes [42] und der Schulter [43]. Neben der Berechnung der Orientierung gegenüber einer inertialen Referenz ist die relative Orientierung (Verdrehung) eines Sensors gegenüber dem Segment, an dem er befestigt ist, entscheidend. Diese wird entweder durch die spezifische Anbringung vorgegeben [31–33, 35–38], oder das Einnehmen bestimmter bekannter Stellungen der Körpersegmente bestimmt [40, 41, 43, 44]. In diesem Zusammenhang wird häufig der Begriff Kalibrierung synonym verwendet, um die Verdrehung eines Sensors gegenüber dem zugehörigen Segment zu beschreiben. Für eine klare Abgrenzung dieses Vorgangs von der physikalischen Kalibrierung des Sensors wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit die Bestimmung dieser Verdrehung mit Initialisierung bezeichnet.

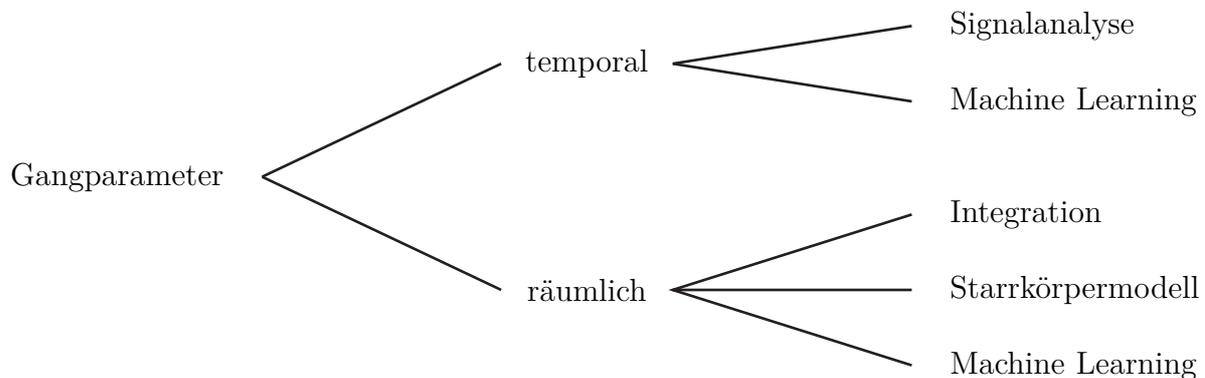
Bisherige Beiträge zur Bewegungsmessung beziehen sich häufig lediglich auf ebene Betrachtungen in der Sagittalebene. Zudem bleibt ein belastbarer Vergleich eines vollständigen Menschmodells gegenüber einem Referenzsystem bisher aus, was im Rahmen der vorliegenden Arbeit thematisiert wird.

1.1.2 Detektion von Gangparametern und Gangevents mit Inertialsensoren

Die Bestimmung der Gangparameter mit Hilfe von Inertialsensoren wird in vielen Forschungsarbeiten thematisiert. Inhaltlich lassen sich die Methoden zur Gangparametererkennung in Kategorien einteilen, wie in Abbildung 1.1 dargestellt ist. Die Bestimmung der temporalen Gangparameter erfolgt zum einen über die Detektion der Gangevents des ersten Kontaktes des Fußes mit dem Boden (Foot Strike) und des Abhebens des Fußes (Foot Off), wofür die Signalanalyse charakteristischer Messgrößenprofile genutzt wird. Zum anderen werden diese mit Hilfe angelegter Datenbibliotheken durch Methoden des maschinellen Lernens detektiert. Bei den räumlichen Gangparametern werden zur Bestimmung der relevanten Längen zum einen Modellierungen des Unterkörpers verwendet, zum anderen die Integration der Beschleunigung

gungssignale. Alternativ gibt es auch dazu Ansätze mit Methoden des maschinellen Lernens.

Abbildung 1.1: Einteilung der Methoden zur Ermittlung von Gangparametern unter der Verwendung von Inertialsensoren.



Bei der Signalanalyse werden die Messdaten der Sensoren an verschiedenen Körpersegmenten verwendet, um die Gangevents Foot Strike und Foot Off zu detektieren, auf deren Basis temporale Gangparameter ermittelt werden.

Willemsen et al. [45] nutzen zwei am Unterschenkel fixierte Accelerometer zur Bestimmung der Stand- und Schwungphasen, indem die Beschleunigung des Knöchelgelenks aus den Accelerometern ermittelt wird. Selles et al. [46] und Aminian et al. [47] detektieren ebenfalls Gangevents mit je zwei Accelerometern am Unterschenkel unterhalb des Knies. Die Sensorachsen sind entsprechend der longitudinalen und anterior-posterior Achsen des Unterschenkels orthogonal zueinander angeordnet. Die Detektion erfolgt durch die Bestimmung lokaler Minima des gefilterten longitudinalen Signals. Salarian et al. [48], Catafalmo et al. [49] und Greene et al. [50] nutzen ein Gyroskop am Unterschenkel, welches durch die entsprechende Anbringung die Winkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene misst. Die Detektion der Gangevents erfolgt über die Bestimmung lokaler Minima. Aminian et al. [51] und Coley et al. [52] betrachten auch die Winkelgeschwindigkeit des Unterschenkels in der Sagittalebene und nutzen zusätzlich eine Wavelet-Transformation (lineare Zeit-Frequenz-Transformation) zur Detektion der Gangevents. Im Gegensatz zu den genannten Methoden weisen Tong und Granat [53] dem lokalen Minimum nach der Schwungphase das Event Foot Flat anstelle des Foot Strike zu, bei dem der Fuß vollständig im Bodenkontakt ist. Als eine weitere Kombination wird von Kotiadis et al. [54] ein zweiachsiges Accelerometer und ein einachsiges Gyroskop zur Messung der Bewegung in der Sagittalebene verwendet. Die Detektion der Gangevents erfolgt hier durch Grenzwertmethoden für die verschiedenen aufgezeichneten Signale.

Sabatini [55] schlägt die Platzierung eines einachsigen Gyroskops auf dem Vorderfuß vor. Die Winkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene weist ein ähnliches Profil wie beim Unterschenkel auf, sodass auch hier die Detektion der Gangevents über lokale Minima vorgenommen wird. Mariani et al. [56] verwenden den gleichen Ansatz und untersuchen als weitere Kriterien die Ableitung der euklidischen Norm der Winkelgeschwindigkeit sowie die euklidische Norm der Beschleunigung über die Bestimmung lokaler Extrema der stark gefilterten Signale. Rueterbories et al. [57] verwenden eine Sensoreinheit mit zwei Accelerometern zur Messung der radialen und tangentialen Beschleunigungen des Fußes. Die Detektion der Gangevents erfolgt hier indirekt über die Bestimmung der Übergänge zwischen den Gangphasen mit Hilfe eines regelbasierten Algorithmus.

In einer vom Autor betreuten Abschlussarbeit untersucht Gebhardt [58] verschiedene Methoden der Signalanalyse am Unterschenkel und am Fuß zur Detektion der Gangevents und vergleicht diese gegenüber einem markerbasierten Referenzsystem unterstützt durch Kraftmessplatten am Boden.

Die Kombination von Signalen der an verschiedenen Körpersegmenten des Beins angebrachten Sensoren, d.h. an Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß, wird von Lau und Tong [59] betrachtet. Die Signale der Accelerometer und Gyroskope werden durch Grenzwertmethodik ausgewertet. Gouwanda und Gopalai [60] nutzen die Signale von Oberschenkel und Unterschenkel für einen Echtzeit-Algorithmus unter Minimierung der Zeitverzögerung durch Heuristik und Nulldurchgangsmethodik.

Alternativ zu signalbasierten Algorithmen werden stochastische Methoden des maschinellen Lernens genutzt, die robust gegenüber der Variabilität von Probanden sind. Die Ergebnisse dieser Methoden hängen jedoch stark von der Qualität der verwendeten Trainingsdatensätze ab [61]. Mannini und Sabatini [62,63] verfolgen einen Ansatz unter Verwendung eines Hidden Markov Modells mit einem einachsigen Gyroskop auf dem Fußrücken. Ähnliche Modelle werden von Abaid et al. [64] und Taborri et al. [65,66] unter Verwendung der Gyroskopsignale an Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß in der Sagittalebene genutzt. Evans und Arvind [67] nutzen eine hybride Methode basierend auf einem Hidden Markov Modell mit einem integrierten neuronalen Netz unter Verwendung von insgesamt sieben inertialen Messeinheiten jeweils an Fuß, Unterschenkel und Oberschenkel sowie am Becken. Eine alternative Methode zur Stand- und Schwungphasenerkennung unter Verwendung dreiachsiger Accelerometer an Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß verwenden Mijailovic et al. [68]. Der Algorithmus basiert auf einem mit Probandendaten trainierten mehrlagigen Perzeptron (vereinfachtes neuronales Netz).

Zur Bestimmung räumlicher Gangparameter werden neben der Detektion von Gangevents bzw. Gangphasen Längenberechnungen notwendig.

Eine Methode der direkten Integration der Accelerometersignale am Fußrücken zur Bestimmung der Zykluslänge wird von Sabatini et al. [69] entwickelt. Die Integration erfolgt zwischen einem Heel Off Event, bei dem der Fuß vom Boden abhebt, und dem darauffolgenden Foot Flat, bei dem der Fuß vollständig im Bodenkontakt ist. Eine ähnliche Methode verwenden Alvarez et al. [70], unterstützt durch einen Datenfusionsalgorithmus zur Minimierung der Messabweichung. Mariani et al. [71] nutzen eine inertielle Messeinheit an der Ferse zur Integration zwischen zwei aufeinanderfolgenden Foot Flat. Durch die Integration wird die Zykluslänge und daraus die Ganggeschwindigkeit ermittelt. Eine alternative Methode zur Bestimmung der Zykluslänge und Ganggeschwindigkeit verwenden Li et al. [72], Bishop und Li [73] und Laudanski et al. [74]. Mit Hilfe einer inertialen Messeinheit am Unterschenkel wird die Zykluslänge und daraus die Ganggeschwindigkeit durch Integration bestimmt. Dabei wird das Verhalten des Standbeins als inverses Pendel zur Einteilung der Gangphasen ausgenutzt. Die Integration der Beschleunigungssignale einer am Becken befestigten inertialen Messeinheit wird von Köse et al. [75, 76] verwendet, um die zurückgelegte Distanz zu berechnen. Mit Hilfe der Detektion von Gangevents aus den charakteristischen Profilen werden die Ganggeschwindigkeit sowie die Schrittlänge ermittelt.

Alternativ zu Integrationsmethoden werden verschiedene Ansätze mit Starrkörpermodellierungen verwendet. Ein stark vereinfachtes, symmetrisches Modell verwendet Miyazaki [77] mit der Messung eines einachsigen Gyroskops in der Sagittalebene am Oberschenkel. Beide Beine werden jeweils als einzelnes starres Segment modelliert. Zum Zeitpunkt des Foot Strike wird von einer Stellung der Beine in einem gleichschenkligen Dreieck ausgegangen, wobei der Neigungswinkel beider Beine durch das Winkelgeschwindigkeitssignal des Gyroskops berechnet wird. Tong und Granat [53] nutzen ebenfalls ein symmetrisches Modell mit einem starren Segment für jedes Bein. Die Berechnung der Zykluslänge erfolgt durch ein Pendelmodell des Beins um das Hüftgelenk während der Schwungphase. Eine Erweiterung dieses Ansatzes erfolgt durch Aminian et al. [51]. Die Modellierung erfolgt durch ein Doppelpendelmodell für den Oberschenkel und den Unterschenkel des Beins während der Schwungphase und ein inverses Doppelpendelmodell während der Standphase. Die Zykluslänge wird aus den geometrischen Zusammenhängen der Pendelmodelle berechnet. Zijlstra und Hof [78] und Zijlstra [79] verwenden eine am Becken befestigte inertielle Messeinheit zur Bestimmung der Bewegung während des Gangs, die einen halbkreisförmigen Verlauf aufweist. Mit Hilfe der vertikalen Verschiebung und einem inversen Pendelmodell

wird während der Schwungphase die Zykluslänge berechnet. Esser et al. [80] ermitteln Korrekturfaktoren für Patienten für diese vorgeschlagene Methode.

Gebhardt [58] vergleicht in Rahmen einer Abschlussarbeit die Methoden zur Detektion der Zykluslänge und Ganggeschwindigkeit mit Hilfe der direkten Integration von Sabatini et al. [69] und auf Basis der vereinfachten Starrkörpermodellierung von Aminian et al. [51].

Auch bei der Ermittlung räumlicher Gangparameter gibt es Ansätze des maschinellen Lernens. Aminian et al. [81] verwenden ein Abstraktionsmodell auf der Basis neuronaler Netze unter Verwendung von Accelerometersignalen am Rumpf und beiden Fersen zur Berechnung der Ganggeschwindigkeit. Song et al. [82] verwenden eine ähnliche Methode mit einer zweistufigen Struktur aus neuronalen Netzen. Einen Vergleich zwischen Integrationsmethoden und Methoden des maschinellen Lernens wird von Mannini et al. [83] durchgeführt.

Nahezu alle beschriebenen Methoden zur Gangparametererkennung beziehen sich ausschließlich auf Betrachtungen in der Sagittalebene. Es werden nicht bei allen Methoden die vollständigen Gangparameter berechnet und gegenüber Referenzmessungen verglichen. Beispielsweise werden auf der Seite der räumlichen Gangparameter die Zykluslänge und Ganggeschwindigkeit ausführlich betrachtet, aber die Schrittlänge nur in wenigen und die Schrittbreite in keiner der Quellen erfasst. Die Kombination verschiedener Detektionsmethoden der Gangevents Foot Strike und Foot Off sowie deren Auswirkung auf die Berechnung der temporalen Gangparameter wird nicht betrachtet. Ebenso werden bisher nur reduzierte Modelle und kein dreidimensionales Unterkörpermodell inklusive der Modellierung der Becken- und Fußbewegungen zur Detektion der räumlichen Parameter verwendet. Die genannten Aspekte werden im Rahmen dieser Arbeit aufgegriffen und bearbeitet.

1.2 Ziele und Aufbau der Arbeit

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Analyse menschlicher Bewegungen als weit gefächertem Bereich der Biomechanik, so dass der Fokus auf gezielte Themen in der Anwendung der instrumentellen Ganganalyse gelegt wird. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden dabei gegenüber dem Stand des Wissens folgende neue Beiträge bzw. Zielsetzungen angestrebt:

1. Entwurf neuer robotergestützter Kalibrierungsprotokolle für den praxisgerechten Einsatz von Inertialsensoren und Vergleich mit manuellen Kalibrierungen.
2. Aufbau eines neuen Verfahrens zur beliebigen Anbringung von Inertialsensoren an den Gliedmaßen des menschlichen Körpers mit automatischer Initialisierung.
3. Entwicklung einer neuen Methode zur robusten Bestimmung räumlicher Gangparameter unter Verwendung eines vollständigen dreidimensionalen Starrkörpermodells.
4. Systematische Untersuchung der mit Inertialsensoren erzielbaren Genauigkeiten bei der Bestimmung spatio-temporaler Gangparameter der instrumentellen Ganganalyse und umfassende Validierung mit dem Goldstandard Vicon Plug-In Gait.

Die Ergebnisse dieser Arbeit unterstützen Anwender von Systemen zur Bewegungsmessung (z.B. Mediziner, Therapeuten, Biomechaniker) mit Inertialsensoren und ermöglichen eine kritische Auseinandersetzung bei der Analyse der aufgezeichneten Bewegungen im Hinblick auf die technischen Voraussetzungen.

Nach der Einleitung erfolgt im zweiten Kapitel ein einführendes Kapitel über die Grundlagen dreidimensionaler Rotationen und deren Möglichkeiten der Parametrisierung. Im Anschluss daran wird als Grundlage im dritten Kapitel die Kalibrierung der Sensoren erläutert, durch die verwertbare Messungen physikalischer Größen durchgeführt werden können.

Im vierten Kapitel wird die Starrkörpermodellierung des Menschen vorgenommen. Dabei wird zum einen das erstellte Starrkörpermodell mit allen im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Parametern und Eigenschaften erläutert. Zum anderen wird die Kopplung der Inertialsensoren an das Starrkörpermodell beschrieben, womit die gemessene Bewegung der Sensoren auf das Modell übertragen wird. Den Abschluss dieses Kapitels bildet ein Überblick über die Implementierung, mit der im weiteren Verlauf bei der Auswertung von Vergleichsmessungen gearbeitet wird.

Die Gangparameterdetektion unter Verwendung von Inertialsensoren wird im fünften Kapitel erläutert. Nach einem Überblick über die standardisierten Gangparameter der instrumentellen Ganganalyse wird eine Auswahl von Methoden zur Gangparameterdetektion vorgestellt. Der Fokus liegt dabei auf der Berechnung der temporalen Gangparameter durch Methoden der Signalanalyse zur Detektion der relevanten Gangevents sowie der Berechnung der räumlichen Gangparameter durch die Nutzung der

vorhandenen Berechnungen aus der dreidimensionalen Relativkinematik des Starrkörpermodells.

Das sechste Kapitel enthält die Auswertung von Testmessungen zu den vorgestellten Verfahren. Nach der Beschreibung der Durchführung der Messungen und des Referenzsystems (markerbasiertes Messverfahren mit Vicon System auf Basis eines Plug-In-Gait Modells) werden Vergleiche in der Relativkinematik in Form der Gelenkwinkel zwischen beiden Systemen gezogen und die verschiedenen Einflüsse der Berechnungsgrößen auf das Ergebnis diskutiert. Eine mit Probanden durchgeführte Messreihe wird ausgewertet. Neben den Abweichungen der Gelenkwinkel werden auch die Abweichungen der Gangparameterbestimmung gegenüber der Referenzmessung statistisch erfasst.

Den Abschluss der Arbeit bildet mit dem siebten Kapitel eine Zusammenfassung der Ergebnisse sowie ein Ausblick auf weiterführende Themen.

1.3 Verwendete Sensorsysteme

Im Rahmen dieser Arbeit werden die Systeme zweier Sensorhersteller verwendet. Das System der Firma myon (siehe Abbildung 1.2) beinhaltet eine Empfängerbox, die an einem Computer angeschlossen wird und Signale von bis zu 16 Sensoren empfangen kann.

Abbildung 1.2: Sensorsystem „m400“ der Firma myon mit 16 Sensoren. Die Datenaufzeichnung erfolgt über eine Empfängerbox, die am Computer angeschlossen ist.



Die Signale werden dabei von den Sensoren mit einer Taktrate von 200 Hertz und einer konstanten Latenzzeit von 16 Millisekunden gesendet. Die Reichweite der Sensoren beträgt bis zu 30 Meter. Der Messbereich der Sensoren ist einstellbar, beim Accelerometersensor auf $\pm 2/4/8/16 g$ und beim Gyroskopsensor auf $\pm 250/500/1000/2000$ Grad pro Sekunde. Jeder Sensor enthält einen Akku mit einer ungefähren Laufzeit von acht Stunden und kann innerhalb von 30 bis 90 Minuten neu aufgeladen werden. Das System wird mit zwei Ladestationen für je acht Sensoren geliefert. Sie werden mit elastischen Neoprenstraps und Klett Taschen am Körper befestigt. Durch die kabellose Anordnung sind die Sensoren flexibel einsetzbar und erzielen eine große Akzeptanz bei Testpersonen. Die Schnittstelle der Empfängerbox zum Computer ermöglicht Online- sowie Offline-Applikationen. Durch die Größe und notwendige Stromversorgung der Empfängerbox ist die Realisierung von Alltagsmessungen derzeit nicht möglich.

Das System der Firma 2D Debus und Diebold Messsysteme beinhaltet verkabelte Sensoren, die über einen CAN-Bus zusammengeführt werden (siehe Abbildung 1.3). Das System wurde im Rahmen des Gemeinschaftsprojekts MoBiMon (Mobiles Biomechanisches Monitoring) im Rahmen des Förderprogramms Zentrales Innovationsprogramm Mittelstand (ZIM) in einer Kooperation der Uni Duisburg-Essen mit zwei Industriefirmen entwickelt. Es stehen insgesamt fünf Sensorketten mit jeweils vier Sensoren zur Verfügung, die an den jeweiligen Körperteilen befestigt werden. Die Messaufzeichnung erfolgt über einen ebenfalls am CAN-Bus angeschlossenen Datenlogger, der die Messdaten auf einem USB-Stick abspeichert. Der Logger ist auf einer Platte an einem Gurt befestigt, der um das Becken der Testperson befestigt wird.

Abbildung 1.3: Sensorsystem der Firma 2D mit fünf Sensorketten zu je vier Sensoren. Die Datenaufzeichnung erfolgt über einen Datenlogger.



Beim gleichzeitigen Betrieb von bis zu 20 Sensoren können Daten über den Datenlogger mit einer Taktrate von 200 Hertz aufgezeichnet werden. Beim Betrieb von weniger

Sensoren kann die Taktrate entsprechend erhöht werden. Der Messbereich der Sensoren ist ebenfalls beim Accelerometer auf $\pm 2/4/8/16 g$ und beim Gyroskopsensor auf $\pm 250/500/1000/2000$ Grad pro Sekunde einstellbar. Betrieben wird das System mit einem Lithium-Polymer Akku, der je nach Größe eine Laufzeit zwischen einer Stunde bis über zwei Stunden hat. Aufgrund der Messaufzeichnung durch einen Datenlogger eignet sich dieses System gut für Alltagsmessungen, da es portabel einsetzbar ist und nur durch einen Akku betrieben wird. Die Kabelanordnung soll jedoch in der weiteren Entwicklung in Bezug auf ihre Handhabung optimiert werden.

Beide verwendeten Sensorsysteme sind Entwicklungsprodukte und noch nicht auf dem Markt etabliert. Sie werden von den Herstellern hinsichtlich des Designs, der Handhabung und der Funktionalität weiter optimiert.

1.4 Notation

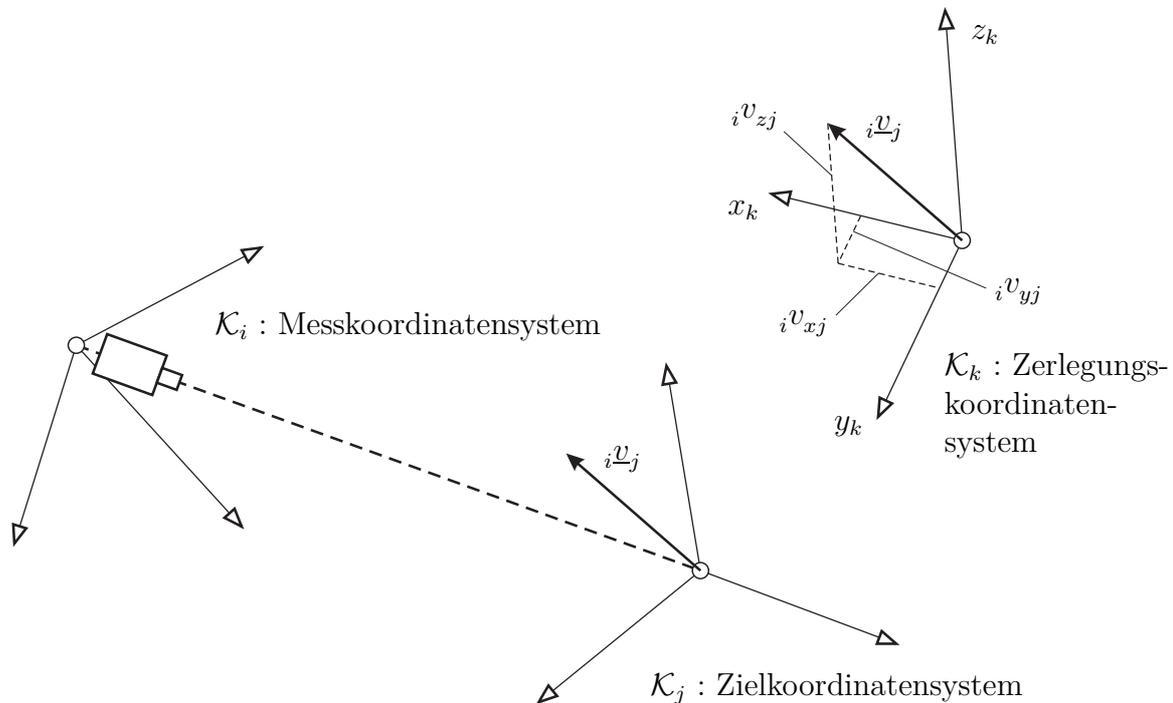
Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden mehrdimensionale mathematische Gleichungen verwendet. Zur einfacheren Unterscheidung sind dabei skalare Größen durch einfache Buchstaben gekennzeichnet (a), Vektoren mit einem Unterstrich (\underline{v}) und Matrizen durch einen fettgedruckten Buchstaben (\mathbf{M}).

Die Beschreibung von Vektoren (am Beispiel eines Geschwindigkeitsvektors \underline{v}) erfolgt in kartesischen Koordinatensystemen unter der Verwendung der Notation ${}^k_i\underline{v}_j$. Dabei stellt der Index i das Referenzkoordinatensystem dar, bezüglich dessen die Bewegung gemessen wird. Der Index j steht für das Zielkoordinatensystem, das betrachtet wird, und der Index k bezeichnet das Koordinatensystem, in dem der Vektor zerlegt wird (siehe Abbildung 1.4). Ist der Index i ausgelassen, wird die Bewegung relativ zum raumfesten Inertialsystem \mathcal{K}_0 betrachtet. Ist der Index k ausgelassen, wird der Vektor im Zielkoordinatensystem zerlegt.

Der dargestellte Geschwindigkeitsvektor ${}^k_i\underline{v}_j$ in Komponenten des Koordinatensystems \mathcal{K}_k entspricht somit

$${}^k_i\underline{v}_j = \begin{bmatrix} {}^k_i v_{xj} \\ {}^k_i v_{yj} \\ {}^k_i v_{zj} \end{bmatrix}. \quad (1.4.1)$$

Abbildung 1.4: Darstellung zur Schreibweise für Vektoren am Beispiel des Geschwindigkeitsvektors ${}^i\mathbf{v}_j$.



${}^k_i\mathbf{v}_j$: Geschwindigkeit von \mathcal{K}_j bezüglich \mathcal{K}_i in Koordinaten von \mathcal{K}_k

1.5 Hinweise zur Projektförderung

Die vorliegende Arbeit wurde partiell im Rahmen der Verbundprojekte ReHabX-Stroke (Personalisierte Therapiesteuerung bei Gangstörungen am Beispiel des Schlaganfalls, gefördert aus dem EFRE kofinanzierten operationellen Programm für NRW im Ziel2 „Regionale Wettbewerbsfähigkeit und Beschäftigung“ 2007-2013, Projektnummer PtJ-Az: z1104me031) sowie MoBiMon (Mobiles Biomechanisches Monitoring, Teilprojekt ALMOGANG, Algorithmik für eine mobile, auf Bewegungssensoren basierende, instrumentelle Ganganalyse, Kooperationsprojekt im Rahmen des Programms „Zentrales Innovationsprogramm Mittelstand (ZIM)“ des Bundesministeriums für Wirtschaft und Technologie (BMWi), Förderkennzeichen KF2095041WM3) gefördert. Für die Förderung sowie die Kooperation mit den anderen Konsortialpartnern wird an dieser Stelle Dank ausgesprochen.

2 Kinematische Grundlagen

In diesem Kapitel werden Grundlagen der Kinematik erläutert, die für die nachfolgenden Kapitel bei der Messung menschlicher Bewegungen mit Hilfe von Inertialsensoren von Bedeutung sind. Es wird detailliert auf die verschiedenen Eigenschaften und Parametrisierungen von Rotationen im dreidimensionalen Raum eingegangen. Die Darstellungen basieren auf bekannter Literatur zu den Grundlagen der Kinematik [84–87].

2.1 Räumliche Rotationen

Rotationen im dreidimensionalen Raum besitzen drei Freiheitsgrade [87]. Sie können jedoch nicht als Vektoren dargestellt werden, da sie nicht kommutativ sind, d.h. die Reihenfolge von aufeinanderfolgenden Drehungen ist nicht beliebig. Die Beschreibung von Rotationen erfordert eine Wahl von m geeigneten Rotationsparametern, mit $m \geq 3$. Es müssen also

$$r = m - 3 \tag{2.1.1}$$

Bindungsgleichungen für die m Rotationsparameter existieren. Im Folgenden sollen verschiedene Rotationsparameter beschrieben werden, welche im Rahmen dieser Arbeit verwendet werden. Diese sind in Tabelle 2.1 aufgeführt.

Tabelle 2.1: Rotationsparameter zur Darstellung von Rotationen. Die Anzahl der Bindungen resultiert aus der Differenz der Anzahl der Rotationsparameter minus drei Freiheitsgrade der Rotation im Raum.

Parameter	m	r	Bindungsgleichungen
Rotationsmatrix \mathbf{R}	9	6	$\mathbf{R}\mathbf{R}^T = \mathbf{I}$ $\det(\mathbf{R}) = 1$
Eulerwinkel und Kardanwinkel $\underline{\varphi} = [\psi \quad \theta \quad \phi]^T$	3	0	keine
Rotationsachse \underline{e}_ϕ und Winkel ϕ	4	1	$\ \underline{e}_\phi\ = 1$
Quaternionen (Euler-Rodrigues Parameter) $q_0 = \cos \frac{\phi}{2}$, $\underline{q} = \sin \frac{\phi}{2} \underline{e}_\phi$	4	1	$q_0^2 + \underline{q}^2 = 1$

2.2 Rotationsmatrizen

Eine Rotation zwischen zwei kartesischen, rechtshändigen Koordinatensystemen lässt sich durch eine Rotationsmatrix \mathbf{R} beschreiben, welche die Determinante Eins hat und orthogonal ist [86, 87]. Es gilt somit

$$\det(\mathbf{R}) = 1 \quad (2.2.1)$$

$$\mathbf{R}\mathbf{R}^T = \mathbf{I}, \quad (2.2.2)$$

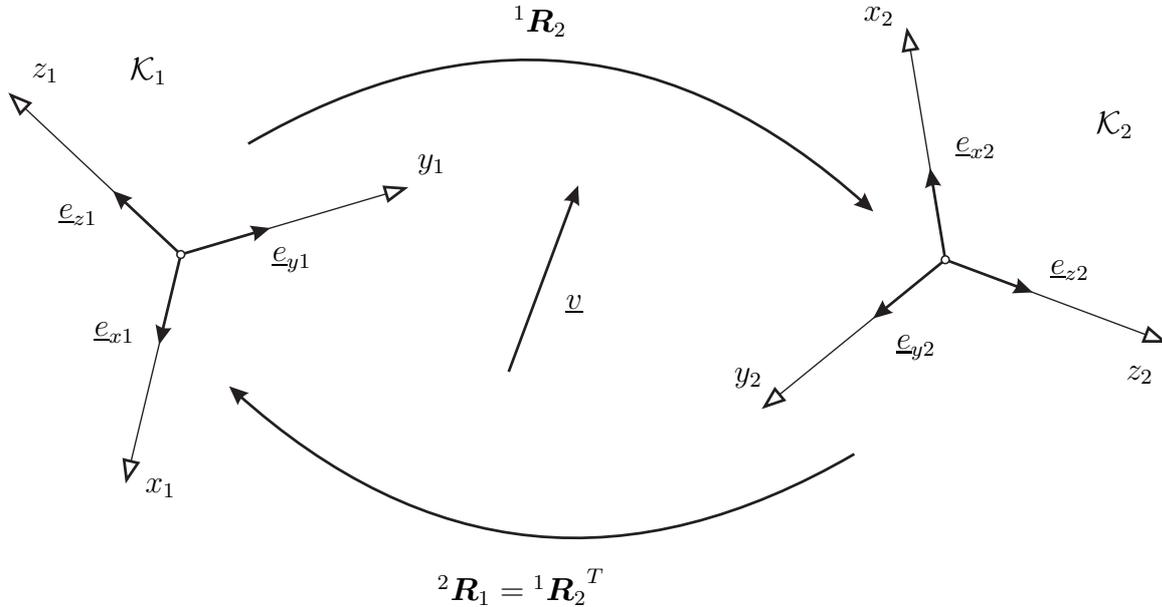
mit der Einheitsmatrix \mathbf{I} . Zur Erläuterung der Eigenschaften von Rotationsmatrizen, die sich aus der genannten Definition ergeben, wird das Beispiel in Abbildung 2.1 verwendet.

Die Rotationsmatrix ${}^1\mathbf{R}_2$ beschreibt die Drehung vom Koordinatensystem \mathcal{K}_1 in das Koordinatensystem \mathcal{K}_2 . Ein beliebiger Vektor \underline{v} kann durch die Multiplikation mit dieser Rotationsmatrix von einer Darstellung in Komponenten des Koordinatensystems \mathcal{K}_2 zur Darstellung in Komponenten des Koordinatensystems \mathcal{K}_1 transformiert werden. Es gilt

$${}^1\underline{v} = {}^1\mathbf{R}_2 {}^2\underline{v}. \quad (2.2.3)$$

Die Einträge der Rotationsmatrix ${}^1\mathbf{R}_2$ entsprechen dabei den Einheitsvektoren des Koordinatensystems \mathcal{K}_2 in den Spalten, dargestellt in Komponenten des Koordina-

Abbildung 2.1: Parametrisierung von Rotationen durch Rotationsmatrizen. Die Rotationsmatrizen ${}^1\mathbf{R}_2$ bzw. ${}^2\mathbf{R}_1$ zwischen den Koordinatensystemen \mathcal{K}_1 und \mathcal{K}_2 bestehen aus den Einheitsvektoren der Koordinatensysteme und transformieren einen beliebigen Vektor \underline{v} in das entsprechende Koordinatensystem.



den Einheitsvektoren des Koordinatensystems \mathcal{K}_1 jeweils in den Zeilen, dargestellt in Komponenten des Koordinatensystems \mathcal{K}_2 , d.h.

$${}^1\mathbf{R}_2 = \begin{bmatrix} {}^1\underline{e}_{x2} & {}^1\underline{e}_{y2} & {}^1\underline{e}_{z2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^2\underline{e}_{x1}^T \\ {}^2\underline{e}_{y1}^T \\ {}^2\underline{e}_{z1}^T \end{bmatrix}. \quad (2.2.4)$$

Aufgrund der orthogonalen Eigenschaft der Rotationsmatrizen gilt

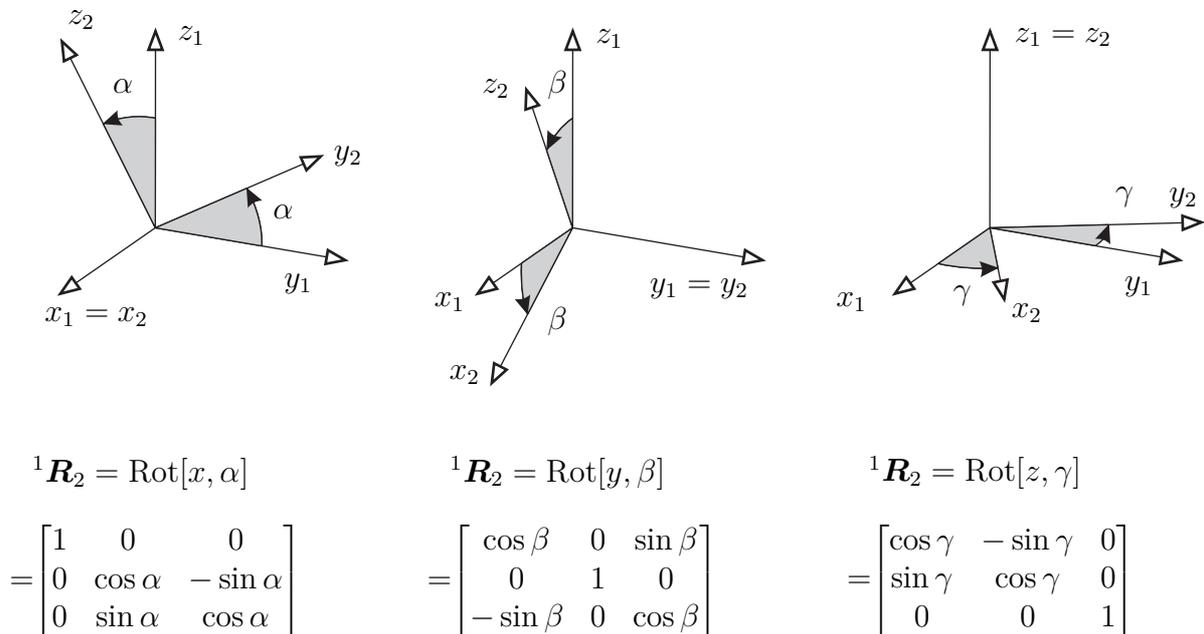
$${}^1\mathbf{R}_2^{-1} = {}^1\mathbf{R}_2^T = {}^2\mathbf{R}_1, \quad (2.2.5)$$

für die umgekehrte Transformation vom Koordinatensystem \mathcal{K}_1 zum Koordinatensystem \mathcal{K}_2 .

2.3 Eulerwinkel und Kardanwinkel

Eine Rotation kann auch als Abfolge dreier hintereinander geschalteter elementarer Rotationen verstanden werden, die jeweils eine eindimensionale Rotation um eine der kartesischen Achsen beschreiben [84, 87]. Die Rotationsmatrizen zu den elementaren Rotationen sind in Abbildung 2.2 durch $\text{Rot}[x, \alpha]$, $\text{Rot}[y, \beta]$ und $\text{Rot}[z, \gamma]$ für die Rotationen um die x -, y - und z -Achse um den jeweiligen Winkel α , β und γ dargestellt.

Abbildung 2.2: Elementare Rotationen um die kartesischen Achsen x , y und z . Es ergeben sich jeweils die dargestellten Rotationsmatrizen.



Eine weitere Möglichkeit der Parametrisierung einer Rotation besteht somit durch drei Drehwinkel $\underline{\varphi} = [\psi \ \theta \ \phi]^T$, welche in einer vorgegebenen Reihenfolge durchgeführt werden. Die Reihenfolge der Rotationen kann frei gewählt werden mit der einzigen Einschränkung, dass zwei Rotationen um die gleiche Koordinatenachse nicht hintereinander durchgeführt werden dürfen, da auf diese Weise nicht alle drei Freiheitsgrade angesprochen werden können. Diese Parametrisierung wird mit Eulerwinkeln bzw. Kardanwinkeln (englisch „bryant angles“) bezeichnet. In der Literatur gibt es keine eindeutige Definition, welche Reihenfolgen mit welchem der Begriffe bezeichnet werden [84]. Als Standard für Eulerwinkel wird häufig die Reihenfolge z - x - z verwendet, während für Kardanwinkel häufig die Reihenfolge z - y - x als Standard verwendet wird. Zur leichteren Einteilung der möglichen Rotationsreihenfolgen wird im Rahmen dieser Arbeit die Bezeichnung Eulerwinkel bei der Verwendung der gleichen Koordinatenach-

se bei der ersten und dritten Drehung verwendet und die Bezeichnung Kardanwinkel bei der Verwendung jeder der drei Koordinatenachsen bei einer der drei Drehungen. Es resultieren zwölf mögliche Kombinationen, welche entsprechend dieser Einteilung in der Tabelle 2.2 aufgelistet sind.

Tabelle 2.2: Parametrisierung durch Eulerwinkel bzw. Kardanwinkel. Es existieren beliebige Reihenfolgen der Rotationen, wobei lediglich nicht zwei gleiche Koordinatenachsen direkt hintereinander geschaltet sein dürfen.

Bezeichnung	Mögliche Abfolge der Rotationen					
Eulerwinkel	$z-x-z$	$z-y-z$	$y-x-y$	$y-z-y$	$x-z-x$	$x-y-x$
Kardanwinkel	$z-y-x$	$z-x-y$	$y-z-x$	$y-x-z$	$x-z-y$	$x-y-z$

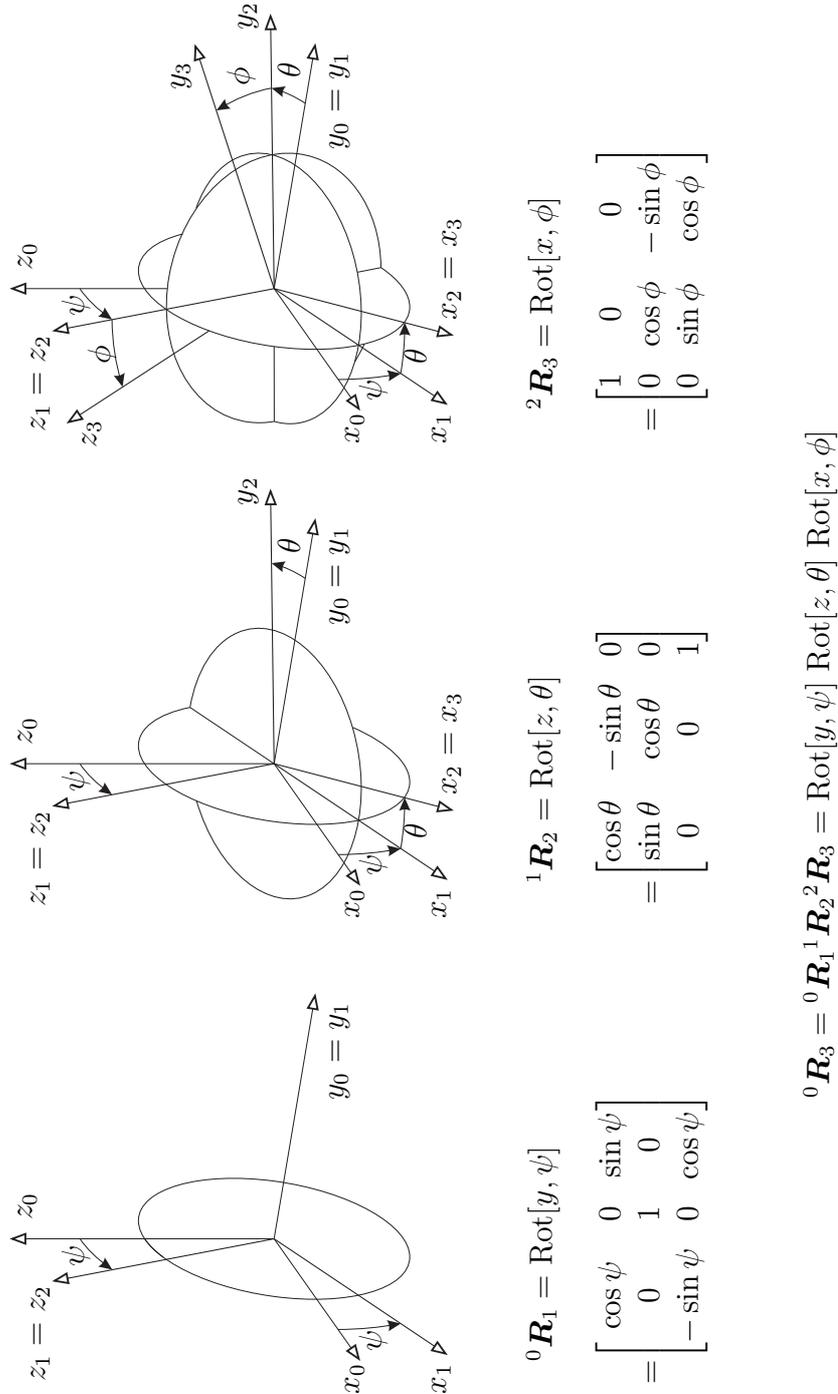
Für Anwendungen in der Biomechanik ist vorrangig die Parametrisierung der Rotation durch Kardanwinkel relevant, da durch eine Aufteilung der Rotation um jede der drei kartesischen Achsen eine Formulierung ermöglicht wird, bei der die drei Drehwinkel den medizinischen Definitionen der Drehungen an Gelenken am nächsten kommen. Die Parametrisierung durch Eulerwinkel findet vor allem in technischen Bereichen Anwendung und wird im Rahmen dieser Arbeit nicht verwendet.

Im Folgenden ist ein Beispiel für die Parametrisierung durch Kardanwinkel mit der Rotationsreihenfolge $y-x-z$ beschrieben. Alle resultierenden Berechnungen sind jedoch analog für jede beliebige Kombination von Kardanwinkeln oder Eulerwinkeln durchführbar.

Die Rotationsmatrix passend zu der genannten Formulierung durch Kardanwinkel lässt sich durch die nacheinander durchgeführten elementaren Rotationen berechnen, deren Abfolge in Abbildung 2.3 dargestellt ist. Es gilt

$$\begin{aligned}
 {}^0\mathbf{R}_3(\underline{\varphi}) &= \text{Rot}[y, \psi] \text{Rot}[x, \theta] \text{Rot}[z, \phi] \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \psi & 0 & \sin \psi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \psi & 0 & \cos \psi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \psi \cos \phi + \sin \psi \sin \theta \sin \phi & -\cos \psi \sin \phi + \sin \psi \sin \theta \cos \phi & \sin \psi \cos \theta \\ \cos \theta \sin \phi & \cos \theta \cos \phi & -\sin \theta \\ -\sin \psi \cos \phi + \cos \psi \sin \theta \sin \phi & \sin \psi \sin \phi + \cos \psi \sin \theta \cos \phi & \cos \psi \cos \theta \end{bmatrix}.
 \end{aligned} \tag{2.3.1}$$

Abbildung 2.3: Parametrisierung der Rotation durch Kardanwinkel. Es werden nacheinander die drei elementaren Rotationen durchgeführt, wobei jeweils die zweite und dritte Rotation um die bereits gedrehten Koordinatenachsen erfolgen. Die Rotationsmatrizen der Elementarrotationen der einzelnen Schritte sind unter den Abbildungen angeführt. Es resultiert die Gesamtroation ${}^0\mathbf{R}_3$.

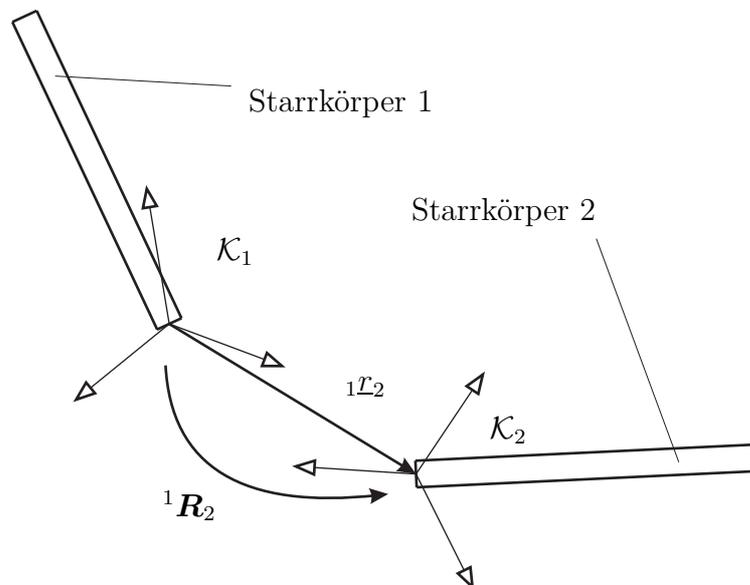


Dabei erfolgt die erste Drehung um die y_0 -Achse und es ergibt sich das Koordinatensystem \mathcal{K}_1 mit den Achsen x_1 , y_1 und z_1 . Die zweite Drehung erfolgt um die bereits gedrehte x_1 -Achse, und es ergibt sich das Koordinatensystem \mathcal{K}_2 mit den Achsen x_2 , y_2 und z_2 . Die dritte Drehung erfolgt nun um die sich ergebende Achse z_2 und führt zur finalen Orientierung des Koordinatensystems \mathcal{K}_3 mit den Achsen x_3 , y_3 und z_3 .

Wie an der Abbildung 2.3 und Gleichung 2.3.1 zu erkennen ist, hat diese Art der Parametrisierung eine Singularität bei $\cos \theta = 0$, d.h. bei einem Winkel von $\theta = \pm 90^\circ$. In diesem Fall haben die erste und dritte Drehachse die gleiche Richtung, was zum Verlust eines Freiheitsgrades führt. Dies macht sich auch in einem Rangabfall in der Rotationsmatrix bemerkbar. Bei dem im Rahmen dieser Arbeit betrachteten Anwendungsfällen treten solche singulären Stellungen jedoch nicht auf, so dass diese hier keiner näheren Betrachtung bedürfen.

Die umgekehrte Berechnung der Kardanwinkel aus einer gegebenen Orientierung in Form einer Rotationsmatrix wird durch die inverse Kinematik beschrieben. Hierzu soll das in Abbildung 2.4 gezeigte Beispiel betrachtet werden.

Abbildung 2.4: Berechnung von Kardanwinkeln aus einer gegebenen Rotationsmatrix mittels inverser Kinematik. Es werden zwei Körper betrachtet, deren Rotation zueinander durch eine Rotationsmatrix gegeben ist.



Betrachtet wird die Relativbewegung zweier starrer Körper. Die relative Orientierung bzw. Rotation ${}^1\mathbf{R}_2$ der beiden Körper zueinander wird durch die jeweils körperfesten Koordinatensysteme \mathcal{K}_1 und \mathcal{K}_2 beschrieben und sei bekannt. Hieraus soll der

entsprechende Satz von Kardanwinkeln $\underline{\varphi} = [\psi \ \theta \ \phi]^T$ mit der Rotationsreihenfolge y - x - z bestimmt werden. Zu lösen ist also die Gleichung

$$\begin{aligned}
 \mathbf{R}(\underline{\varphi}) &= {}^1\mathbf{R}_2, \quad \text{mit} \\
 \mathbf{R}(\underline{\varphi}) &= \begin{bmatrix} \cos \psi \cos \phi + \sin \psi \sin \theta \sin \phi & -\cos \psi \sin \phi + \sin \psi \sin \theta \cos \phi & \sin \psi \cos \theta \\ \cos \theta \sin \phi & \cos \theta \cos \phi & -\sin \theta \\ -\sin \psi \cos \phi + \cos \psi \sin \theta \sin \phi & \sin \psi \sin \phi + \cos \psi \sin \theta \cos \phi & \cos \psi \cos \theta \end{bmatrix}, \\
 {}^1\mathbf{R}_2 &= \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \tag{2.3.2}
 \end{aligned}$$

für die Kardanwinkel ψ , θ und ϕ .

Werden die Einträge der Rotationsmatrix betrachtet, lassen sich die drei Winkel durch einen Vergleich der Elemente berechnen, wobei sinnvollerweise die einfachsten Terme verwendet werden. Aus dem Element in der zweiten Zeile und dritten Spalte resultiert

$$-\sin \theta = R_{23}, \tag{2.3.3}$$

und damit folgen die beiden Lösungen

$$\theta_1 = \arcsin(-R_{23}), \quad \theta_2 = 180^\circ - \arcsin(-R_{23}). \tag{2.3.4}$$

Aufgrund des periodischen Verlaufs der Sinusfunktion resultieren somit immer zwei Lösungen für die Kardanwinkel. Aus den weiteren Einträgen der zweiten Zeile folgt

$$\cos \theta \sin \phi = R_{21} \tag{2.3.5}$$

$$\cos \theta \cos \phi = R_{22}. \tag{2.3.6}$$

Durch Einsetzen der Werte für $\sin \phi$ und $\cos \phi$ in die atan2-Funktion

$$\phi_{1/2} = \text{atan2} \left(\frac{R_{21}}{\cos \theta_{1/2}}, \frac{R_{22}}{\cos \theta_{1/2}} \right), \tag{2.3.7}$$

die die Berechnung des Arcustangens im Wertebereich $]-180^\circ, +180^\circ]$ ermöglicht, wird der zweite Winkel ϕ berechnet. Der dritte Winkel ψ wird analog aus den übrigen Einträgen der dritten Spalte

$$\sin \psi \cos \theta = R_{31} \quad (2.3.8)$$

$$\cos \psi \cos \theta = R_{33} \quad (2.3.9)$$

gebildet. Es folgt wiederum mit Hilfe der atan2-Funktion

$$\psi_{1/2} = \text{atan2} \left(\frac{R_{31}}{\cos \theta_{1/2}}, \frac{R_{33}}{\cos \theta_{1/2}} \right). \quad (2.3.10)$$

Bei der inversen Berechnung der Drehwinkel wird wiederum die Singularität dieser Parametrisierung der Rotation sichtbar, da die Division durch $\cos \theta$ nicht für einen Wert von $\theta = \pm 90^\circ$ durchgeführt werden kann.

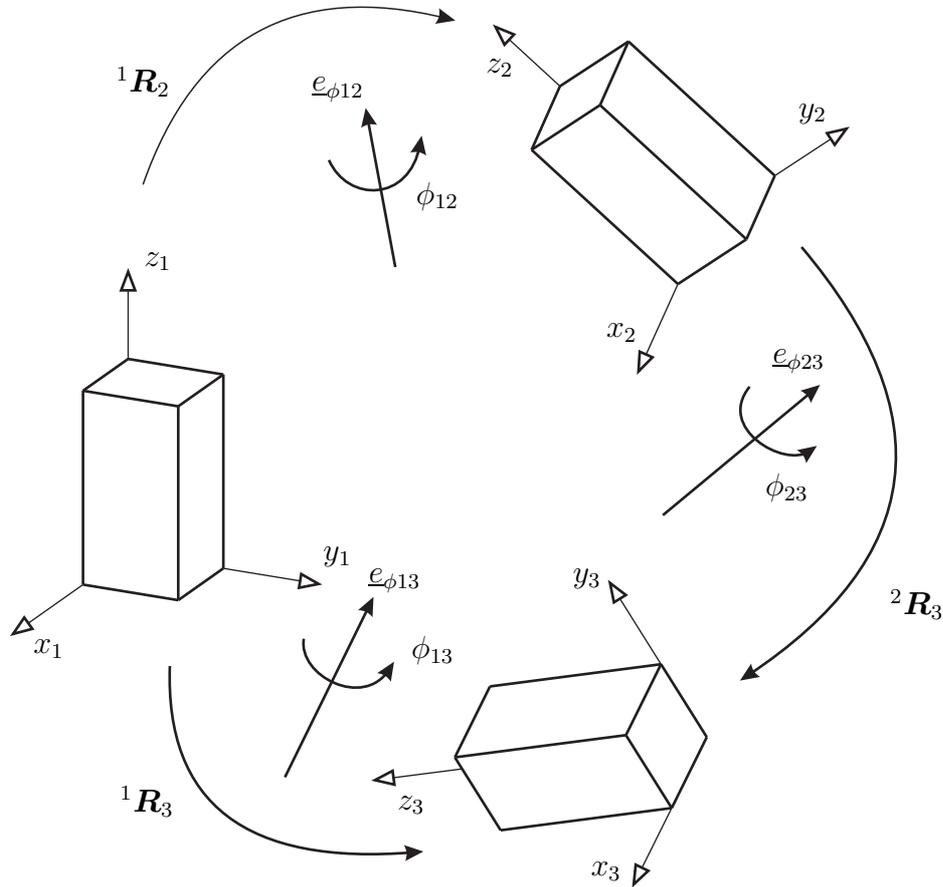
Somit lassen sich aus der Rotationsmatrix zwei Sätze $\underline{\varphi}_1$ und $\underline{\varphi}_2$ von Kardanwinkeln bilden, mit welchen die vorgegebene Rotation beschrieben werden kann. Zur Vermeidung von Sprüngen in den Gelenkwinkeln bei der Berechnung einer fortlaufenden Bewegung wird jeweils der Winkelsatz aus den beiden ausgewählt, der geringere Abweichungen zur Konfiguration zum vorherigen Zeitpunkt aufweist.

Die Parametrisierung durch Kardanwinkel wird im weiteren Verlauf der Arbeit vor allem bei der Beschreibung von Drehwinkeln an Gelenken verwendet, da diese zur Beschreibung und Bewertung von Bewegungen anschaulicher ist, insbesondere für Anwender im medizinischen Bereich mit nichtingenieurwissenschaftlicher Ausbildung. Die inverse Kinematik wird dabei genutzt, um von gemessenen Orientierungen durch die Inertialsensoren auf Gelenkwinkel schließen zu können.

2.4 Rotationsachse und Drehwinkel

Jede Rotation kann durch eine einachsige Drehung ϕ um eine bestimmte Drehachse \underline{e}_ϕ beschrieben werden [84–86], wie in Abbildung 2.5 dargestellt ist. Dabei ist \underline{e}_ϕ ein Einheitsvektor, d.h. es gilt $\|\underline{e}_\phi\| = 1$. Für die Berechnung einer Rotationsmatrix aus

Abbildung 2.5: Endliche Rotationen zwischen verschiedenen Orientierungen eines Körpers bzw. Koordinatensystems. Jede Stellung ist durch eine Rotation um eine bestimmte Drehachse mit bestimmtem Drehwinkel realisierbar.



einem gegebenen Drehwinkel und gegebener Drehachse führt diese Beschreibung zu zwei alternativen Formulierungen

$$\mathbf{R} = \text{Rot}[\underline{e}_\phi, \phi] = \cos \phi \mathbf{I} + \sin \phi \tilde{\underline{e}}_\phi + (1 - \cos \phi) \underline{e}_\phi \underline{e}_\phi^T \quad (2.4.1)$$

$$\mathbf{R} = \text{Rot}[\underline{e}_\phi, \phi] = \mathbf{I} + \sin \phi \tilde{\underline{e}}_\phi + (1 - \cos \phi) \tilde{\underline{e}}_\phi^2, \quad (2.4.2)$$

mit der schiefssymmetrischen Matrix $\tilde{\underline{e}}_\phi$ gebildet aus den Einträgen des Einheitsvektors \underline{e}_ϕ als

$$\tilde{\underline{e}}_\phi = \begin{bmatrix} 0 & -e_{\phi z} & e_{\phi y} \\ e_{\phi z} & 0 & -e_{\phi x} \\ -e_{\phi y} & e_{\phi x} & 0 \end{bmatrix}. \quad (2.4.3)$$

Für eine ausführliche Herleitung dieser Gleichungen sei auf die genannte Literatur verwiesen [84, 86].

Bei der umgekehrten Berechnung einer Drehachse \underline{e}_ϕ und einem zugehörigen Winkel ϕ aus einer gegebenen Rotationsmatrix

$$\mathbf{R} = \text{Rot}[\underline{e}_\phi, \phi] = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \quad (2.4.4)$$

ergibt sich der Drehwinkel ϕ aus der Spur der Rotationsmatrix durch

$$\cos \phi = \frac{(R_{11} + R_{22} + R_{33}) - 1}{2}. \quad (2.4.5)$$

Für die Einträge der Rotationsachse \underline{e}_ϕ wird eine Aufteilung der gegebenen Rotationsmatrix \mathbf{R} in einen symmetrischen Teil \mathbf{R}^S und einen asymmetrischen Teil \mathbf{R}^A vorgenommen. Es gilt

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}^S + \mathbf{R}^A, \quad (2.4.6)$$

mit

$$\mathbf{R}^S = \frac{1}{2}(\mathbf{R} + \mathbf{R}^T) \quad (2.4.7)$$

$$\mathbf{R}^A = \frac{1}{2}(\mathbf{R} - \mathbf{R}^T). \quad (2.4.8)$$

Für den schiefssymmetrischen Teil \mathbf{R}^A der Rotationsmatrix $\text{Rot}[\underline{e}_\phi, \phi]$ folgt nach der Formulierung in Gleichung 2.4.2

$$\mathbf{R}^A = \sin \phi \tilde{\underline{e}}_\phi, \quad (2.4.9)$$

sodass im Fall $\sin \phi \neq 0$ durch einen Komponentenvergleich die Einträge der Rotationsachse \underline{e}_ϕ durch

$$e_{\phi x} = \frac{R_{32} - R_{23}}{2 \sin \phi} \quad (2.4.10)$$

$$e_{\phi y} = \frac{R_{13} - R_{31}}{2 \sin \phi} \quad (2.4.11)$$

$$e_{\phi z} = \frac{R_{21} - R_{12}}{2 \sin \phi}, \quad (2.4.12)$$

berechnet werden. Im Fall $\sin \phi = 0$ wird auf den symmetrischen Teil der \mathbf{R}^S der Rotationsmatrix zurückgegriffen. Es resultiert nach der Formulierung in Gleichung 2.4.1

$$\mathbf{R}^S = \cos \phi \mathbf{I} + (1 - \cos \phi) \underline{e}_\phi \underline{e}_\phi^T. \quad (2.4.13)$$

Die Einträge der Rotationsachse \underline{e}_ϕ lassen sich mit einem Komponentenvergleich einer der drei Zeilen berechnen, wobei zur numerischen Stabilität der Berechnung die Zeile mit dem betragsmäßig größten Element in der Hauptdiagonalen gewählt werden sollte. Ist beispielsweise $R_{11} > R_{22} > R_{33}$, resultiert unter Verwendung der ersten Zeile

$$e_{\phi x} = \sqrt{\frac{R_{11} - \cos \phi}{1 - \cos \phi}} \quad (2.4.14)$$

$$e_{\phi y} = \sqrt{\frac{R_{12} + R_{21}}{2(1 - \cos \phi) e_{\phi x}}} \quad (2.4.15)$$

$$e_{\phi z} = \sqrt{\frac{R_{13} + R_{31}}{2(1 - \cos \phi) e_{\phi x}}}. \quad (2.4.16)$$

Auch bei dieser Wahl von Rotationsparametern gibt es zwei mögliche Kombinationen zur Beschreibung einer Drehung, wobei in diesem Fall jeweils das Vorzeichen der Drehachse \underline{e}_ϕ und des Drehwinkels ϕ wechselt. Die Parametrisierung durch eine Rotationsachse und einen zugehörigen Winkel wird im weiteren Verlauf der Arbeit mit der direkten Kinematik bei der Erstellung von Bewegungsvorgaben bestimmter Rotationen verwendet. Außerdem ist diese Parametrisierung gut geeignet, um mit der inversen Berechnung eine skalare Größe (in diesem Fall den Drehwinkel ϕ) zur Beschreibung eines Fehlers in der Rotation zu nutzen.

2.5 Quaternionen (Euler-Rodrigues Parameter)

Bei der Beschreibung einer Rotation durch Quaternionen werden zwei Größen in Abhängigkeit der zuvor beschriebenen Drehachse und Drehwinkel eingeführt. Es sei

$$q_0 = \cos \frac{\phi}{2} \quad (2.5.1)$$

$$\underline{q} = \sin \frac{\phi}{2} \underline{e}_\phi, \quad (2.5.2)$$

mit vier Rotationsparametern unter der Bindungsgleichung

$$q_0^2 + \underline{q}^2 = 1. \quad (2.5.3)$$

Eine Rotationsmatrix lässt sich aus den Quaternionen berechnen durch

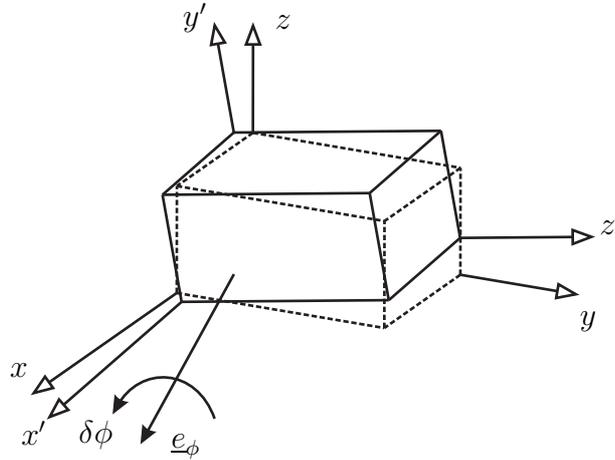
$$\mathbf{R}(q_0, \underline{q}) = \mathbf{I} + 2[q_0 \tilde{\underline{q}} + \tilde{\underline{q}}^2], \quad (2.5.4)$$

mit der schiefsymmetrischen Matrix $\tilde{\underline{q}}$ [84, 86]. Der umgekehrte Weg der Berechnung der Quaternionen aus einer gegebenen Rotationsmatrix wird hier nicht erläutert, da dieser im weiteren Verlauf der Arbeit nicht verwendet wird.

Die Beschreibung einer Rotation durch Quaternionen hat den Vorteil, dass sie keine Singularitäten aufweist und eine eindeutige Lösung hat, d.h. für jede beliebige Rotation ist immer genau ein Satz von Quaternionen berechenbar. Dem gegenüber ist diese Parametrisierung der Rotation nicht sehr intuitiv, sodass zur Darstellung der Bewegung auf andere Rotationsparameter zurückgegriffen wird.

Die Berechnung der Rotationsmatrix aus Quaternionen kommt bei der Ermittlung der Orientierung der Sensoren der Firma myon zum Einsatz, die bei der Messung durch die chipinterne Berechnung bestimmt und durch vier Quaternionensignale übermittelt wird.

Abbildung 2.6: Infinitesimal kleine Rotation des Koordinatensystems um den Winkel $\delta\phi$. Im Fall der infinitesimal kleinen Rotationen sind diese kommutativ und somit addierbar.



2.6 Infinitesimal kleine Drehungen [86]

Betrachtet wird eine infinitesimal kleine Drehung $\delta\mathbf{R}$ mit dem Drehwinkel $\delta\phi$, wie in Abbildung 2.6 dargestellt. Die Rotation berechnet sich wie im Kapitel 2.4 beschrieben durch

$$\delta\mathbf{R} = \text{Rot}[\underline{e}_\phi, \delta\phi] = \mathbf{I} + \sin \delta\phi \tilde{\underline{e}}_\phi + (1 - \cos \delta\phi) \tilde{\underline{e}}_\phi^2. \quad (2.6.1)$$

Aufgrund der Annahme einer infinitesimal kleinen Drehung $\delta\phi$ kann die Gleichung durch

$$\sin \delta\phi \approx \delta\phi \quad (2.6.2)$$

$$\cos \delta\phi \approx 1 \quad (2.6.3)$$

linearisiert werden, sodass

$$\delta\mathbf{R} = \text{Rot}[\underline{e}_\phi, \delta\phi] = \mathbf{I} + \delta\phi \tilde{\underline{e}}_\phi = \mathbf{I} + \delta\tilde{\underline{\phi}} \quad (2.6.4)$$

folgt. Der Ausdruck $\delta\tilde{\underline{\phi}}$ stellt dabei die schiefsymmetrische Matrix zum Vektor $\delta\phi \tilde{\underline{e}}_\phi$ dar. Werden nun zwei kleine Drehungen $\delta\mathbf{R}_1$ und $\delta\mathbf{R}_2$ hintereinander verkettet betrachtet, resultiert in erster Ordnung

$$\begin{aligned}
 \delta\mathbf{R}_{12} &= \delta\mathbf{R}_1 \delta\mathbf{R}_2 = (\mathbf{I} + \delta\tilde{\underline{\phi}}_1)(\mathbf{I} + \delta\tilde{\underline{\phi}}_2) \\
 &= \mathbf{I} + \delta\tilde{\underline{\phi}}_1 + \delta\tilde{\underline{\phi}}_2 + \delta\tilde{\underline{\phi}}_1 \delta\tilde{\underline{\phi}}_2 \\
 &= \mathbf{I} + \delta\phi_1 \tilde{\underline{e}}_{\phi_1} + \delta\phi_2 \tilde{\underline{e}}_{\phi_2} + \delta\phi_1 \delta\phi_2 \tilde{\underline{e}}_{\phi_1} \tilde{\underline{e}}_{\phi_2} \\
 &= \mathbf{I} + \delta\phi_1 \tilde{\underline{e}}_{\phi_1} + \delta\phi_2 \tilde{\underline{e}}_{\phi_2}, \tag{2.6.5}
 \end{aligned}$$

wobei durch die Annahme kleiner Drehungen der Term höherer Ordnung vernachlässigbar ist. Diese Betrachtung veranschaulicht die wichtige Eigenschaft der infinitesimal kleinen Rotationen, dass sie kommutativ sind, d.h. sie können in beliebiger Reihenfolge addiert werden und verhalten sich wie Vektoren.

Mit diesem Wissen kann die Zeitableitung der Rotation betrachtet werden. Es gilt

$$\frac{\delta\mathbf{R}}{dt} = \frac{\delta\tilde{\underline{\phi}}}{dt} = \frac{\delta\phi}{dt} \tilde{\underline{e}}_\phi = \omega \tilde{\underline{e}}_\phi, \tag{2.6.6}$$

mit der Winkelgeschwindigkeit ω . In Vektorschreibweise resultiert somit für den Winkelgeschwindigkeitsvektor

$$\underline{\omega} = \omega \underline{e}_\phi = \frac{\delta\phi}{dt} \underline{e}_\phi = \frac{d\phi}{dt}. \tag{2.6.7}$$

Diese resultierende Gleichung wird im weiteren Verlauf der Arbeit bei der Integration der Orientierung eingesetzt, worauf im Kapitel 4.2 eingegangen wird.

3 Kalibrierung von Inertialsensoren

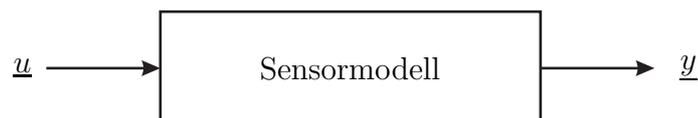
In diesem Kapitel wird die Kalibrierung von Inertialsensoren genauer betrachtet. Für die verwendeten Inertialsensoren werden verschiedene Sensormodelle zur Kalibrierung vorgestellt und getestet. Durch gezielte Testmessungen mit Hilfe eines Roboters wird eine Auswertung der durchgeführten Kalibrierung vorgenommen, und die Ergebnisse werden diskutiert.

3.1 Sensormessungen

Sensoren messen physikalische Größen \underline{y} und zeigen diese in einer Form von Messgrößen \underline{u} an, wie beispielsweise durch Spannungswerte bei analogen Signalen oder durch eine Skala mit einer festen Anzahl von Digits bei einer digitalen Ausgabe der Messsignale.

Die Messgrößen können auf entsprechenden Instrumenten oder Computern angezeigt und aufgezeichnet werden. Zur Herstellung eines Zusammenhangs zwischen den Messgrößen und den gesuchten physikalischen Größen ist ein Sensormodell notwendig, das die gemessenen physikalischen Größen \underline{y} aus den Messgrößen \underline{u} berechnet (siehe Abbildung 3.1).

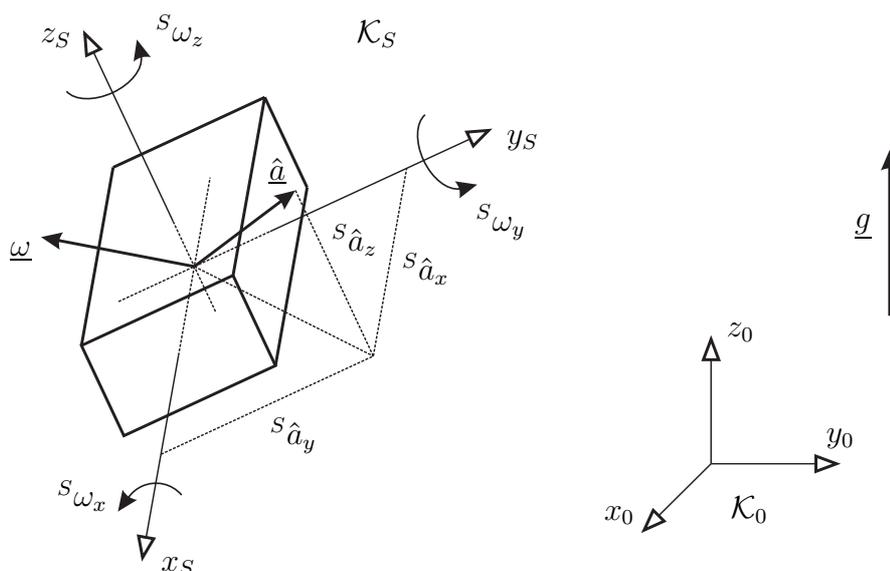
Abbildung 3.1: Sensormodell zur Kalibrierung. Aus den Messgrößen \underline{u} werden mit einem geeigneten Modell die physikalischen Größen \underline{y} berechnet.



Gesucht wird demnach eine Funktion $\underline{y}(\underline{u})$, die das Sensormodell darstellt. Je nach Wahl des Modells sind in diesem verschiedene Parameter enthalten, die für die Berechnungsvorschrift benötigt werden. Diese müssen experimentell bestimmt bzw. identifiziert werden. Durch diesen Vorgang wird der Sensor kalibriert.

Die im Rahmen dieses Promotionsvorhabens genutzten Inertialsensoren messen die physikalischen Größen der Winkelgeschwindigkeit $\underline{\omega}$ sowie der translatorischen Beschleunigung $\hat{\underline{a}}$, wie in Abbildung 3.2 dargestellt ist.

Abbildung 3.2: Gemessene physikalische Größen der Sensoren im Sensorkoordinatensystem \mathcal{K}_S .



Die betrachteten Sensoren umfassen jeweils eine inertielle Messeinheit bestehend aus drei Accelerometern sowie drei Gyroskopen. Die Accelerometer sind kapazitive Beschleunigungssensoren und messen die Verschiebung seismischer Prüfmassen durch auf den Sensor wirkende externe Kräfte entlang der Sensitivitätsachse des jeweiligen Sensors. Zu diesen Kräften gehört auch die Gewichtskraft aufgrund der Erdbeschleunigung, sodass diese im Accelerometersignal enthalten ist. Die gemessene Beschleunigung $\hat{\underline{a}}$ setzt sich somit zusammen aus

$$\hat{\underline{a}} = \underline{a} + \underline{g}, \quad (3.1.1)$$

mit der Bewegungsbeschleunigung \underline{a} des Sensors sowie der Erdbeschleunigung \underline{g} . Zu beachten ist, dass die vom Sensor gemessene Erdbeschleunigung vertikal nach oben gerichtet ist, da sie über die auf den Sensor wirkende Kraft gemessen wird, die der Gravitation entgegenwirkt. Zur Einfachheit sei deshalb im gesamten Verlauf dieser Arbeit der Erdbeschleunigungsvektor durch

$${}^0\underline{g} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \quad (3.1.2)$$

bezeichnet, gemessen in einem globalen raumfesten Koordinatensystem \mathcal{K}_0 mit vertikaler Achse z_0 (siehe Abbildung 3.2). Die Gyroskope sind Schwingungsgyroskope und basieren auf dem Corioliseffekt. Eine schwingende Masse erfährt durch eine Rotation um die Sensitivitätsachse des Gyroskops eine Corioliskraft, die durch kapazitive Sensoren gemessen wird. Die Ausgabe der Sensormessungen erfolgt durch die entsprechend der Sensoren bezeichneten Messgrößen \underline{u}_g für die Gyroskope und \underline{u}_a für die Accelerometer in Form einer digitalen Skala mit Datenpaketen von zwei Byte (entspricht einer Zahl von $2^{16} = 65536$ digits). Es ist also

$$\underline{u} = \begin{bmatrix} \underline{u}_g \\ \underline{u}_a \end{bmatrix}, \quad (3.1.3)$$

mit jeweils drei Gyroskop- und Accelerometersignalen.

Eine Kalibrierung der Sensoren ist notwendig, wenn keine Umrechnungsvorschriften des Herstellers zur Berechnung der physikalischen Daten bekannt sind. Außerdem ist sie bei einem gegebenen Sensormodell sinnvoll, um die Genauigkeit der gemessenen physikalischen Daten zu überprüfen, die eine Voraussetzung für die weiteren Untersuchungen sind.

3.2 Modellbildung

Im Folgenden sollen zwei mögliche Sensormodelle zur Kalibrierung mit allen zu berücksichtigenden Parametern vorgestellt werden. Die folgenden Annahmen gelten dabei für beide Modelle:

- Es wird allgemein ein linearer Zusammenhang zwischen den Messgrößen und physikalischen Größen angenommen.
- Es wird angenommen, dass der Einfluss der Temperatur auf die Messgrößen vernachlässigbar klein ist.

3.2.1 Entkoppeltes Sensormodell

Das erste betrachtete Modell beinhaltet eine separate Gleichung für jede Sensorachse. Die Modellgleichungen des Gyroskops bzw. des Accelerometers lauten in diesem Fall

$$\underline{\omega} = \mathbf{K}_g(\underline{u}_g - \underline{b}_g) \quad (3.2.1)$$

$$\underline{\hat{a}} = \mathbf{K}_a(\underline{u}_a - \underline{b}_a), \quad (3.2.2)$$

mit den Diagonalmatrizen

$$\mathbf{K}_g = \begin{bmatrix} k_{gx} & 0 & 0 \\ 0 & k_{gy} & 0 \\ 0 & 0 & k_{gz} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{K}_a = \begin{bmatrix} k_{ax} & 0 & 0 \\ 0 & k_{ay} & 0 \\ 0 & 0 & k_{az} \end{bmatrix}. \quad (3.2.3)$$

und den Biasvektoren \underline{b}_g und \underline{b}_a (konstante Verschiebung der Nullwerte der Signale). Es ist hierbei jeweils eine Gleichung für jede Sensorachse mit einem Skalierungsfaktor und einem Biaswert angesetzt, wobei aufgrund der diagonalen Struktur der Skalierungsmatrizen alle Gleichungen voneinander entkoppelt betrachtet werden. Es resultiert ein Sensormodell mit zwölf unabhängigen Modellparametern, die zu bestimmen sind.

Die Angaben der Sensorhersteller beziehen sich in der Regel auf ein solches entkoppeltes Modell, das jede Achse separat betrachtet. Dabei werden eventuell auftretende Ungenauigkeiten in der Orthogonalität der Sensorachsen zueinander sowie eine Verdrehung der Sensorachsen im Sensorgehäuse, die bei der Herstellung bzw. Montage der Sensoren auftreten können, nicht berücksichtigt. Es wird somit in diesem Fall angenommen, dass die Messgrößen \underline{u}_g und \underline{u}_a exakt im nominellen Koordinatensystem \mathcal{K}_S des Sensors bezogen auf das Sensorgehäuse vorliegen, sodass die Signale jeweils orthogonal zueinander und zum Sensorgehäuse nicht verdreht sind.

3.2.2 Dreidimensionales Sensormodell

Zur Kalibrierung der Sensoren unter Berücksichtigung von Orthogonalitäts- und Verdrehungsfehlern wird ein dreidimensionales Modell in Anlehnung an Ferraris et al. [5] erstellt, bei dem die Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Achsen der Gyroskope und der Accelerometer sowie eine mögliche Verdrehung der Sensoren gegenüber dem

Sensorgehäuse bzw. Montagefehlern bei der Kalibriermessung berücksichtigt werden. Die Modellgleichungen lauten in diesem Fall

$$\underline{\omega} = \mathbf{A}(\underline{u}_g - \underline{b}_g) \quad (3.2.4)$$

$$\underline{\hat{a}} = \mathbf{B}(\underline{u}_a - \underline{b}_a), \quad (3.2.5)$$

mit den quadratischen Matrizen \mathbf{A} und \mathbf{B} mit jeweils neun unabhängigen Parametern und den Biasvektoren \underline{b}_g und \underline{b}_a , die aus den gleichen Komponenten bestehen wie beim entkoppelten Modell in den Gleichungen 3.2.1 und 3.2.2. Dieses Modell enthält somit insgesamt 24 unabhängige Parameter, die zu bestimmen sind.

3.3 Parameteridentifikation

Zur Berechnung der korrekten physikalischen Größen ist es notwendig, alle Parameter des Sensormodells zu bestimmen. Aufgrund des höheren Detailgrads des Modells (siehe Kapitel 3.2.2) wird im Folgenden jeweils ein dreidimensionales Modell verwendet, woraus die zugehörigen Parameter identifiziert werden. Dazu werden gezielte Messungen durchgeführt, bei denen die physikalischen Größen der Bewegung bekannt sind. Diese Bewegungen können sowohl von Hand als auch mit Hilfsmitteln wie kardanischen Gelenken oder Robotern durchgeführt werden. Aus den Messungen mit vorgegebenen Bewegungen bzw. Stellungen lassen sich die Parameter aus den Messgrößen und den zugehörigen bekannten physikalischen Werten bestimmen. Es werden im Folgenden zwei Vorgehensweisen beschrieben und untersucht.

3.3.1 Kalibrierung mit statischer Vorgabe und einachsiger Rotation

Bei der ersten betrachteten Vorgehensweise zur Kalibrierung werden mehrere kurze Messabschnitte betrachtet, um die Modellparameter zu identifizieren (vgl. [5]). Zuerst werden Messwerte in statischen, vorgegebenen Stellungen aufgezeichnet. Bei diesen wird je Stellung ein Messwertpaar aufgezeichnet, bei dem der Sensor zuerst in einer bekannten Stellung und danach in einer weiteren um exakt 180 Grad um die Horizontalachse gedrehten Stellung fixiert wird. In diesen Stellungen entspricht die Messung der Beschleunigung dem Vektor $\pm \underline{g}$, da keine Bewegungsbeschleunigung vorhanden ist. Die so aufgezeichneten Messwertpaare werden mit \underline{u}^{n+} für die erste vorgegebene

Stellung und \underline{u}^{n-} für die entgegengesetzte Stellung bezeichnet und bestehen aus den Messgrößenvektoren des Gyroskops und des Accelerometers mit

$$\underline{u}^{n+} = \begin{bmatrix} \underline{u}_g^{n+} \\ \underline{u}_a^{n+} \end{bmatrix}, \quad \underline{u}^{n-} = \begin{bmatrix} \underline{u}_g^{n-} \\ \underline{u}_a^{n-} \end{bmatrix}. \quad (3.3.1)$$

Die Anzahl der durchgeführten Messungen und somit erhaltenen Messwertpaare sei N , mit dem Index n für die jeweils betrachtete Messung

$$n = 1, 2, \dots, N. \quad (3.3.2)$$

Der zugehörige bekannte Erdbeschleunigungsvektor zu jedem Messwertpaar bezieht sich auf die erste der beiden Stellungen \underline{u}_a^{n+} und wird mit \underline{g}^n bezeichnet.

Zu jedem Satz statischer Messungen wird eine einachsige Rotation des Sensors um einen vorgegebenen Drehwinkel θ^n und eine vorgegebene feste Drehachse \underline{e}_θ^n durchgeführt. Es wird der zeitliche Verlauf $\underline{u}(t)$ der Messgrößen während dieser Rotation aufgezeichnet und über die Dauer vom Startzeitpunkt t_0^n bis zum Endzeitpunkt t_1^n integriert. Es resultiert die Größe

$$\underline{u}^{nI} = \int_{t_0^n}^{t_1^n} \underline{u}(t) dt, \quad (3.3.3)$$

wiederum bestehend aus dem Gyroskop- und Accelerometervektoren

$$\underline{u}^{nI} = \begin{bmatrix} \underline{u}_g^{nI} \\ \underline{u}_a^{nI} \end{bmatrix}. \quad (3.3.4)$$

Das Zeitintervall T der jeweiligen Rotation wird durch

$$T^n = t_1^n - t_0^n \quad (3.3.5)$$

erfasst. Die Messergebnisse der statischen Vorgaben und einachsigen Rotationen können jeweils zu Matrizen zusammengefasst werden. Es resultiert

$$\mathbf{G} = [\underline{g}^1 \quad \underline{g}^2 \quad \dots \quad \underline{g}^N] \quad (3.3.6)$$

für die vorgegebenen Erdbeschleunigungsvektoren passend zu den statischen Messungen und dazugehörend

$$\mathbf{U}^+ = \begin{bmatrix} \mathbf{U}_g^+ \\ \mathbf{U}_a^+ \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{u}_g^{1+} & \underline{u}_g^{2+} & \dots & \underline{u}_g^{N+} \\ \underline{u}_a^{1+} & \underline{u}_a^{2+} & \dots & \underline{u}_a^{N+} \end{bmatrix}, \quad (3.3.7)$$

$$\mathbf{U}^- = \begin{bmatrix} \mathbf{U}_g^- \\ \mathbf{U}_a^- \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{u}_g^{1-} & \underline{u}_g^{2-} & \dots & \underline{u}_g^{N-} \\ \underline{u}_a^{1-} & \underline{u}_a^{2-} & \dots & \underline{u}_a^{N-} \end{bmatrix}. \quad (3.3.8)$$

Weiterhin ist

$$\Theta = [\theta^1 \underline{e}_\theta^1 \quad \theta^2 \underline{e}_\theta^2 \quad \dots \quad \theta^N \underline{e}_\theta^N] \quad (3.3.9)$$

für die vorgegebenen Rotationswinkel passend zu den integrierten Rotationsmessungen und dazugehörend

$$\mathbf{U}^I = \begin{bmatrix} \mathbf{U}_g^I \\ \mathbf{U}_a^I \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{u}_g^{1I} & \underline{u}_g^{2I} & \dots & \underline{u}_g^{NI} \\ \underline{u}_a^{1I} & \underline{u}_a^{2I} & \dots & \underline{u}_a^{NI} \end{bmatrix}. \quad (3.3.10)$$

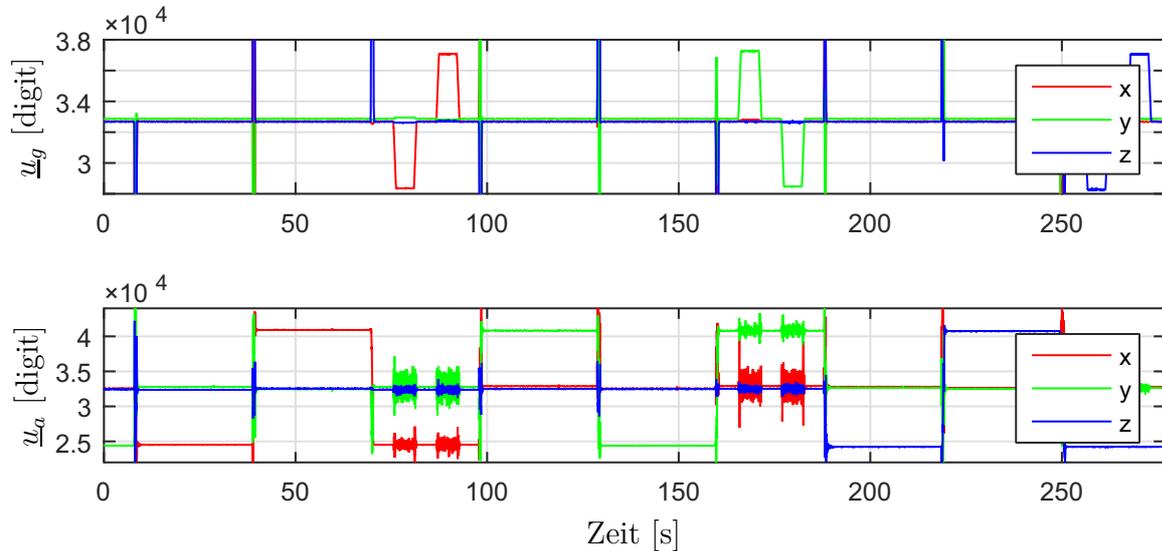
Die Zeitintervalle T der einzelnen Rotationen werden in einem Vektor

$$\underline{T} = [T^1 \quad T^2 \quad \dots \quad T^N] \quad (3.3.11)$$

mitgeführt. Auf diese Weise wird ein Modelldatensatz mit N Messungen erstellt, mit dem die Modellparameter identifiziert werden können.

Zur Veranschaulichung sollen als Beispiel die am einfachsten durchzuführende Bewegungsvorgaben betrachtet werden, die einen Vergleich zwischen einer von Hand durchgeführten Kalibrierung und der Kalibrierung mit Hilfe des Roboters ermöglicht. Es werden mit $N = 3$ jeweils drei statische Messwertpaare gebildet, wobei jeweils eine der drei Sensorachsen x , y und z in vertikaler Richtung zeigt. Die Rotationsbewegungen werden ebenso um die drei Sensorachsen durchgeführt. Eine Beispielmessung zu einer solchen Bewegungsvorgabe unter Verwendung eines Industrieroboters (siehe Kapitel 3.4.1) ist in Abbildung 3.3 dargestellt.

Abbildung 3.3: Modelldatensatz zur Kalibriermessung. Die Vorgaben enthalten statische Stellungen mit vertikal gehaltenen Sensorkoordinatenachsen sowie Rotationen um die Sensorkoordinatenachsen.



Bei der Betrachtung der Verläufe $\underline{u}(t)$ der Messgrößen sind die Plateaus der statischen Messungen im Beschleunigungssignal sowie die trapezförmigen Winkelgeschwindigkeitsprofile während der Rotation gut erkennbar, aus denen die benötigten Messwerte in den statischen Positionen sowie Integrale der Messgrößen über die Rotationen berechnet werden können. Die Matrizen aus der Bewegungsvorgabe des gezeigten Beispiels lauten

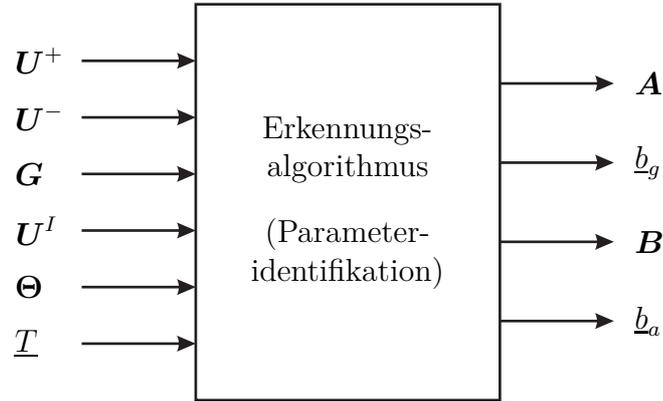
$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} -g & 0 & 0 \\ 0 & g & 0 \\ 0 & 0 & -g \end{bmatrix}, \quad \mathbf{\Theta} = \begin{bmatrix} -2\pi & 0 & 0 \\ 0 & 2\pi & 0 \\ 0 & 0 & -2\pi \end{bmatrix}, \quad (3.3.12)$$

da es sich um die Stellungen der drei Sensorachsen in der Vertikalen sowie um jeweils vollständige Rotationen um die drei Sensorachsen handelt, jeweils unter Berücksichtigung der positiven bzw. negativen Orientierung. Die Zeitintervalle \underline{T}^n sind entsprechend der Randmarkierungen der trapezförmigen Winkelgeschwindigkeitsprofile zu bestimmen.

Durch die so ermittelten Größen können mit Hilfe eines Erkennungsalgorithmus alle Parameter des dreidimensionalen Modells identifiziert werden, wie in Abbildung 3.4 schematisch dargestellt ist. Der Algorithmus orientiert sich an den Ausführungen von

Ferraris et al. [5], die bei der Berechnung lediglich das genannte Beispiel mit $N = 3$ Messungen berücksichtigen.

Abbildung 3.4: Parameteridentifikation mit statischen Messungen sowie einachsigen Rotationsmessungen.



Die Berechnungen innerhalb dieses Erkennungsalgorithmus werden im Folgenden erläutert. Betrachtet wird zuerst die Modellgleichung des Accelerometers

$$\hat{\underline{a}} = \mathbf{B}(\underline{u}_a - \underline{b}_a). \quad (3.3.13)$$

Für jedes statische Messwertpaar gilt

$$\underline{g}^n = \mathbf{B}(\underline{u}_a^{n+} - \underline{b}_a) \quad (3.3.14)$$

$$-\underline{g}^n = \mathbf{B}(\underline{u}_a^{n-} - \underline{b}_a). \quad (3.3.15)$$

Durch die Addition der beiden Gleichungen 3.3.14 und 3.3.15 resultiert für den Biasvektor \underline{b}_a^n zu einer Messung n

$$\underline{b}_a^n = \frac{1}{2}(\underline{u}_a^{n+} + \underline{u}_a^{n-}), \quad (3.3.16)$$

für eine einzelne Messung. Werden alle Messungen betrachtet ergibt sich die Biasmatrix

$$\begin{bmatrix} \underline{b}_a^1 & \underline{b}_a^2 & \dots & \underline{b}_a^N \end{bmatrix} = \frac{1}{2}(\mathbf{U}_a^+ + \mathbf{U}_a^-). \quad (3.3.17)$$

Jede der Spalten der Biasmatrix steht für einen berechneten Biasvektor und diese sollten idealerweise gleich sein. Die Komponenten des Biasvektors werden deshalb mit Hilfe einer Mittelwertbildung durch

$$\underline{b}_a = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \underline{b}_a^n \quad (3.3.18)$$

ermittelt. Bei der Subtraktion der beiden Gleichungen 3.3.14 und 3.3.15 resultiert

$$2\underline{g}^n = \mathbf{B}(\underline{u}_a^{n+} - \underline{u}_a^{n-}). \quad (3.3.19)$$

In diesem Fall sind mindestens drei Messungen notwendig, um die neun Elemente der Matrix \mathbf{B} zu berechnen. Eine Erweiterung der Gleichung auf mehrere Messungen in Matrixschreibweise führt zu

$$2\mathbf{G} = \mathbf{B}(\mathbf{U}_a^+ - \mathbf{U}_a^-), \quad (3.3.20)$$

sodass eine Umstellung der Gleichung zur Berechnung der Matrix \mathbf{B} möglich ist mit

$$\mathbf{B} = 2\mathbf{G}(\mathbf{U}_a^+ - \mathbf{U}_a^-)^P, \quad (3.3.21)$$

wobei die Operation $()^P$ für die Berechnung der Pseudo-Inversen der Matrix steht und durch

$$\mathbf{M}^P = \mathbf{M}^T(\mathbf{M}\mathbf{M}^T)^{-1} \quad (3.3.22)$$

durchgeführt wird. Für die Modellgleichung des Gyroskops

$$\underline{\omega} = \mathbf{A}(\underline{u}_g - \underline{b}_g) \quad (3.3.23)$$

wird in gleicher Weise verfahren, sodass sich die Biasmatrix

$$\begin{bmatrix} \underline{b}_g^1 & \underline{b}_g^2 & \dots & \underline{b}_g^N \end{bmatrix} = \frac{1}{2}(\mathbf{U}_g^+ + \mathbf{U}_g^-), \quad (3.3.24)$$

sowie der aus dem Mittelwert der Spalten resultierende Biasvektor

$$\underline{b}_g = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \underline{b}_g^n \quad (3.3.25)$$

ergeben. Zur Berechnung der Matrix \mathbf{A} wird das Integral der Modellgleichung betrachtet, um mit der Vorgabe des Drehwinkels θ^n sowie der Drehachse \underline{e}_θ^n zu rechnen. Es gilt somit

$$\theta^n \underline{e}_\theta^n = \mathbf{A}(\underline{u}_g^{nI} - \underline{b}_g T^n). \quad (3.3.26)$$

Auch hier sind zur Berechnung der neun Elemente der Matrix \mathbf{A} mindestens drei Gleichungen, in diesem Fall aus den Rotationsmessungen, notwendig. Somit resultiert in Matrixform

$$\Theta = \mathbf{A}(\mathbf{U}_g^I - \underline{b}_g \cdot \underline{T}^T), \quad (3.3.27)$$

und durch Umstellung mit Hilfe der Pseudo-Inversen resultiert

$$\mathbf{A} = \Theta(\mathbf{U}_g^I - \underline{b}_g \cdot \underline{T}^T)^P. \quad (3.3.28)$$

Wie aus den Berechnungen ersichtlich ist, gilt für die zur Identifikation der Modellparameter verwendete Anzahl der Messungen $N \geq 3$, vorausgesetzt diese sind nicht redundant. Im Fall $N = 3$ sind die beschriebenen Matrizen quadratisch, sodass die Berechnungen mit Hilfe der Inversen anstelle der Pseudoinversen ausreichen (vgl. [5]).

3.3.2 Kalibrierung mit dynamischer Vorgabe

Bei der dynamischen Kalibrierung wird ein Industrieroboter eingesetzt (siehe Kapitel 3.4.1) mit dem gezielte Bewegungen des Sensors durchgeführt werden können. Dabei wird der Zeitverlauf einer vorgegebenen allgemeinen Bewegung betrachtet.

Über die Kinematik des Roboters lassen sich bei einer gegebenen Bewegung des Endeffektors der Sollwert der Winkelgeschwindigkeit ${}^S\omega(t)$ und Beschleunigung ${}^S\hat{a}(t)$ des Sensors (inklusive des zugerechneten Anteils der Erdbeschleunigung) berechnen. Zusätzlich resultieren aus der Messung mit dem Sensor die Messgrößen $\underline{u}_g(t)$ des Gyroskops sowie $\underline{u}_a(t)$ des Accelerometers.

Über den gesamten Zeitverlauf t der Messung gelten die Modellgleichungen wie in Kapitel 3.2.2 beschrieben mit

$$\underline{\omega}(t) = \mathbf{A}(\underline{u}_g(t) - \underline{b}_g) \quad (3.3.29)$$

$$\underline{\hat{a}}(t) = \mathbf{B}(\underline{u}_a(t) - \underline{b}_a). \quad (3.3.30)$$

Durch Umformung der Gleichungen lassen sich die Modellparameter extrahieren in einzelne Matrizen durch

$$\underline{\omega}(t) = \mathbf{Q}_g \begin{bmatrix} \underline{u}_g(t) \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.3.31)$$

$$\underline{\hat{a}}(t) = \mathbf{Q}_a \begin{bmatrix} \underline{u}_a(t) \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (3.3.32)$$

mit

$$\mathbf{Q}_g = [\mathbf{A} \quad -\mathbf{A} \underline{b}_g], \quad \mathbf{Q}_a = [\mathbf{B} \quad -\mathbf{B} \underline{b}_a]. \quad (3.3.33)$$

Werden nun die zeitdiskreten Werte aus der Messung der Bewegung mit Hilfe des Sensors bzw. aus der Sollvorgabe durch den Roboter betrachtet, mit

$$\mathbf{\Omega} = [\underline{\omega}(t_0) \quad \underline{\omega}(t_1) \quad \dots \quad \underline{\omega}(t_{end})] \quad (3.3.34)$$

$$\mathbf{U}_g = [\underline{u}_g(t_0) \quad \underline{u}_g(t_1) \quad \dots \quad \underline{u}_g(t_{end})] \quad (3.3.35)$$

bzw.

$$\widehat{\mathbf{A}} = [\underline{\hat{a}}(t_0) \quad \underline{\hat{a}}(t_1) \quad \dots \quad \underline{\hat{a}}(t_{end})] \quad (3.3.36)$$

$$\mathbf{U}_a = [\underline{u}_a(t_0) \quad \underline{u}_a(t_1) \quad \dots \quad \underline{u}_a(t_{end})], \quad (3.3.37)$$

lässt sich ein überbestimmtes Gleichungssystem bilden mit

$$\mathbf{\Omega} = \mathbf{Q}_g \mathbf{U}_g \quad (3.3.38)$$

$$\widehat{\mathbf{A}} = \mathbf{Q}_a \mathbf{U}_a, \quad (3.3.39)$$

woraus schließlich mit Hilfe einer Fehlerquadratoptimierung und anschließendem Koeffizientenvergleich die insgesamt 24 unabhängigen Modellparameter berechnet werden können als

$$\mathbf{Q}_g = \mathbf{\Omega} \mathbf{U}_g^P \quad (3.3.40)$$

$$\mathbf{Q}_a = \widehat{\mathbf{A}} \mathbf{U}_a^P. \quad (3.3.41)$$

Dies bedeutet in Bezug auf die Berechnung der Modellparameter, dass für das Gleichungssystem 3.3.38 und 3.3.39 der Fehler zwischen den Spalten der linken und rechten Seite minimiert wird. Durch die Kalibrierung wird also die gewählte Bewegung, die als Vorgabe verwendet wird, möglichst nahe durch die jeweiligen Messwerte wiedergegeben.

3.4 Auswertungen

Die nachfolgend beschriebenen Testmessungen und Auswertungen wurden unter Verwendung eines Sensors der Firma 2D durchgeführt und sind analog für andere Sensoren und Hersteller anwendbar. Betrachtet wird ein Messbereich von $\pm 4 g$ beim Accelerometer bzw. ± 500 Grad pro Sekunde beim Gyroskop.

Bei den Auswertungen werden insgesamt vier Sensormodelle verglichen, die in Tabelle 3.1 aufgelistet sind. Das erste Modell ist vom Sensorhersteller gegeben (vor der eigenen Kalibrierung der Sensoren) und betrachtet jede Achse separat in einem entkoppelten Modell. Das zweite Modell ist ein dreidimensionales Modell, das durch eine statische Kalibrierung mit Bewegungsvorgabe durch den Roboter gebildet wurde. Das dritte Modell hat die gleichen Voraussetzungen wie das zweite, lediglich wurden die statischen Messungen von Hand durchgeführt anstelle der Nutzung des Roboters. Das vierte Modell wurde durch eine dynamische Kalibrierung mit Hilfe des Roboters realisiert. Es wurde eine allgemeine dynamische Bewegung zur Kalibrierung verwendet, bei der alle sechs Sensorachsen angesprochen wurden.

Tabelle 3.1: Untersuchte Sensormodelle zur Kalibrierung. Neben dem vom Hersteller angegebenen Modell vor der Kalibrierung werden drei eigene Kalibriermodelle erstellt und verglichen.

Nr.	Bezeichnung	Modelltyp	Kalibriermethode	Hilfsmittel
1	Modell vor Kalibrierung	entkoppelt		
2	3D Modell Roboter	3D	statisch	Roboter
3	3D Modell Hand	3D	statisch	Hand
4	3D Modell dyn.	3D	dynamisch	Roboter

3.4.1 Verwendung eines Industrieroboters zur Bewegungsmessung

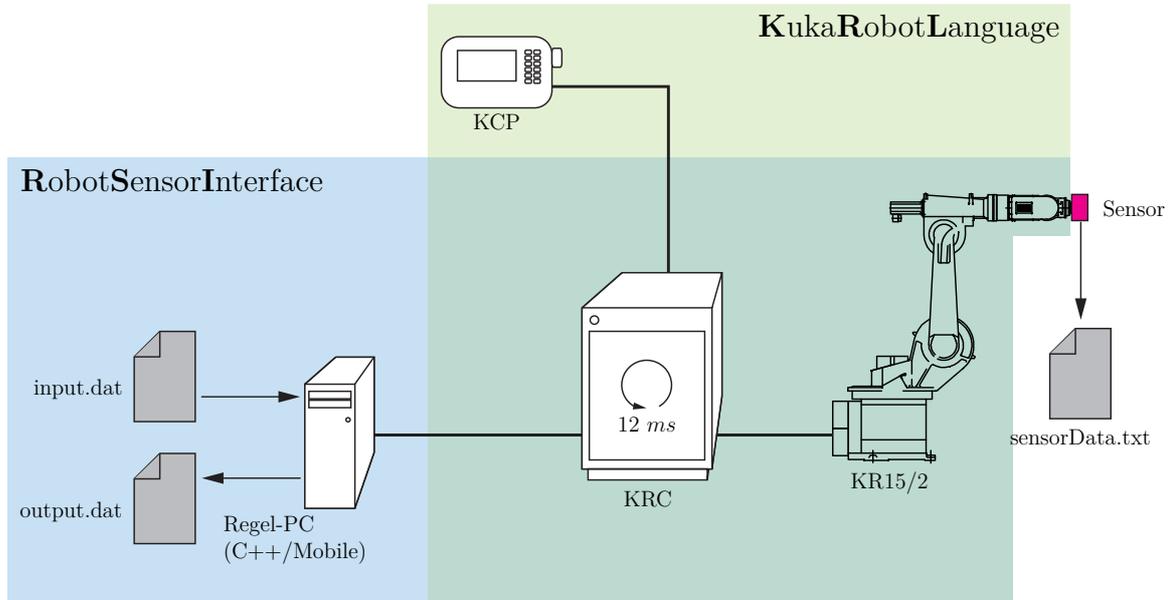
Die im Rahmen der Untersuchungen durchgeführten Testmessungen werden mit einem Industrieroboter realisiert, da auf diese Weise zum einen präzise und reproduzierbare Bewegungsabläufe durchgeführt werden können, zum anderen eine Referenzmessung zur Betrachtung des Fehlers der Sensormessung parallel aufgezeichnet werden kann.

Es wird ein Industrieroboter der Firma KUKA des Modells KR15/2 verwendet. Dabei handelt es sich um einen sechssachsigen Knickarmroboter, der durch angesteuerte Drehgelenke insgesamt sechs Freiheitsgrade besitzt und beliebige Bewegungen des an seinem Endeffektor befestigten Sensors innerhalb des Arbeitsraumes durchführen kann (siehe Abbildung 3.5).

Unter Verwendung des Roboters können präzise und reproduzierbare Bewegungen durchgeführt werden. Mit Hilfe der direkten Kinematik des Roboters kann aus den Bewegungen der sechs Achsen die Bewegung des Endeffektorkoordinatensystems \mathcal{K}_E berechnet werden, mit der durch die bekannte Montage des Sensors am Endeffektor eine Referenz für die Bewegung des Sensorkoordinatensystems \mathcal{K}_S gebildet werden kann. Auf diese Weise können zum einen Bewegungsvorgaben zur Kalibrierung der Sensoren realisiert werden, zum anderen die Kalibrierung der Sensoren anhand gezielter Testbewegungen bewertet werden. Der Systemaufbau ist in Abbildung 3.5 schematisch dargestellt.

Es bestehen zwei Möglichkeiten zur Vorgabe einer Bewegung des Roboters. Zum einen ist es möglich, über die systemeigene KRL Programmierung (Kuka Robot Language) direkte Bewegungsvorgaben an den Roboter zu senden. Als weitere Möglichkeit bietet das optionale Technologiepaket RSI (Robot Sensor Interface) die Möglichkeit

Abbildung 3.5: Datenübertragung bei der Durchführung von Sensormessungen am Roboter. Die Bewegung des Roboters wird über das Control Panel (KCP) oder über die RSI Schnittstelle gesteuert und kann gleichzeitig gemessen werden. Unabhängig davon wird die Bewegung des Endeffektors mit Hilfe des Sensors gemessen.

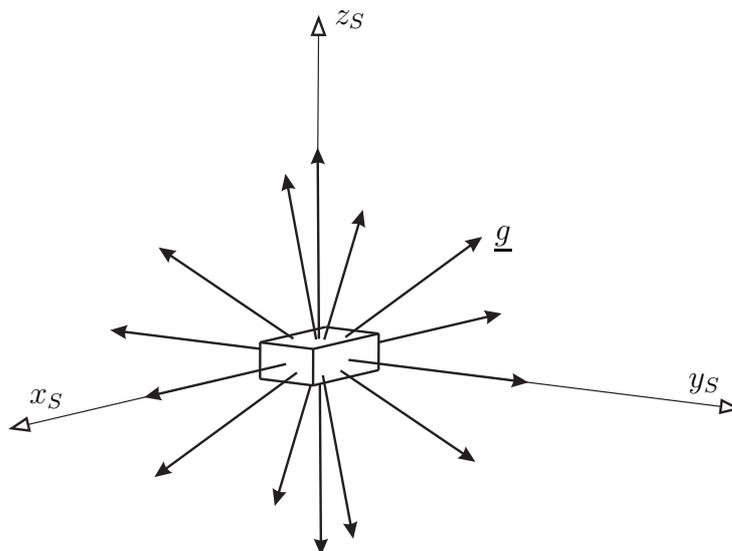


des Datenaustauschs zwischen der Robotersteuerung KRC (KUKA Robot Controller) und der am Lehrstuhl für Mechanik und Robotik vorhandenen C++-basierten Mehrkörpersimulationsbibliothek Mobile [88]. Über diese Schnittstelle werden Bewegungsvorgaben an den Roboter gesendet und gleichzeitig die tatsächlich durchgeführte Bewegung gemessen, sodass eine Referenz für die Messung des Sensors vorliegt. Gesendet werden hierbei die Sollstellungen der Achsen mit einer Taktrate von 12 ms, während mit der gleichen Frequenz die jeweils aktuellen Achsstellungen empfangen und aufgezeichnet werden. Mit Hilfe der direkten Kinematik des Roboters wird von den gemessenen Achsstellungen auf die Endeffektor- bzw. Sensorbewegung geschlossen.

3.4.2 Testmessungen

Es werden drei verschiedene Testmessungen betrachtet, um die Genauigkeiten der einzelnen Sensormodelle zu bewerten. Bei der ersten Messung wird der Sensor in verschiedene bekannte Orientierungen gebracht und jeweils statisch für einen Zeitraum von 30 Sekunden gehalten, sodass die Erdbeschleunigung im Sensorkoordinatensystem immer in eine andere Richtung zeigt (siehe Abbildung 3.6). Betrachtet werden alle Stellungen mit der Aufteilung der Erdbeschleunigung in jeweils zwei Komponenten des Sensors in 30 Grad Schritten sowie die Stellungen in Diagonalrichtung, sodass die Erdbeschleunigung in allen drei Komponenten des Sensorkoordinatensystems aufgeteilt ist. Es resultieren insgesamt 38 unterschiedliche Stellungen.

Abbildung 3.6: Messung verschiedener statischer Stellungen des Sensors. Die Erdbeschleunigung \underline{g} wird bei jeder Stellung anders in die Komponenten des Sensorkoordinatensystems zerlegt.



Die Sollwerte der Signale bei dieser Testmessung sind zum einen

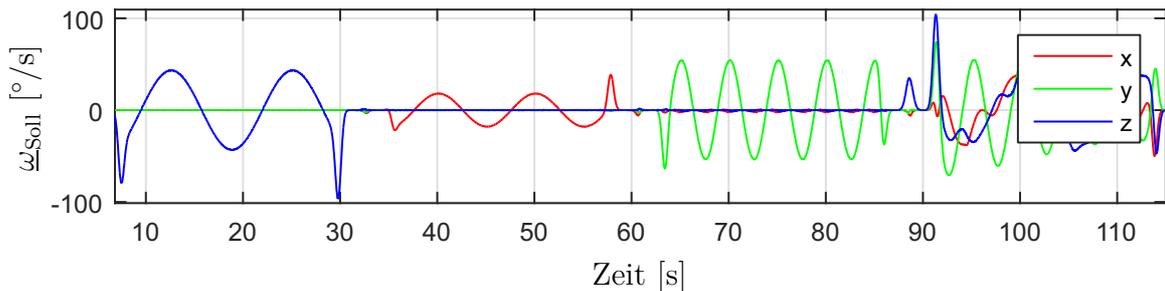
$$\underline{\omega}_{\text{Soll}} = \underline{0}, \quad (3.4.1)$$

für die Winkelgeschwindigkeit in jeder der statischen Stellungen. Zum anderen gilt für die Sollwerte der Beschleunigung $\hat{\underline{a}}_{\text{Soll}}$ eine Zerlegung in die entsprechenden Komponenten, abhängig von der jeweils gewählten Stellung des Roboterendeffektors. Für den Betrag der gemessenen Beschleunigung gilt indes

$$\|\hat{\underline{a}}\|_{\text{Soll}} = g. \quad (3.4.2)$$

Die statischen Messungen eignen sich zur Betrachtung der Nullsetzung der Signale durch die Biasvektoren \underline{b}_g und \underline{b}_a sowie der Skalierung des Beschleunigungssignals durch die Multiplikation mit der Matrix \mathbf{A} . Zur Bewertung der Skalierung der Winkelgeschwindigkeit durch die Matrix \mathbf{B} ist jedoch eine weitere Testmessung erforderlich, bei der ein Rotationsanteil vorhanden ist. Dazu wird eine Testmessung mit isolierten Rotationen um die einzelnen Sensorachsen durchgeführt, ergänzt durch eine Rotation in allen drei Raumrichtungen. Bei diesen Bewegungen führt der Ursprung des Sensors keine translatorische Bewegung aus. Der zeitliche Verlauf der Sollwerte der Winkelgeschwindigkeit $\underline{\omega}_{\text{Soll}}(t)$ für die Rotationsmessung ist in Abbildung 3.7 dargestellt.

Abbildung 3.7: Bewegungsvorgabe mit rein rotatorischer Bewegung des Roboterendeffektors in sensorfesten Koordinaten.



Neben diesen isolierten Betrachtungen statischer Messungen und einer reinen Rotationsmessung wird zudem eine allgemeine kombinierte Bewegung getestet, bei der alle sechs Sensorsignale angesprochen werden. Der zeitliche Verlauf der Sollwerte der Winkelgeschwindigkeit $\underline{\omega}_{\text{Soll}}(t)$ sowie der gemessenen Beschleunigung $\hat{\underline{a}}_{\text{Soll}}(t)$ bei dieser Bewegung des Roboters sind in Abbildung 3.8 dargestellt.

Abbildung 3.8: Bewegungsvorgabe mit allgemeiner Bewegung des Roboterendeffektors in sensorfesten Koordinaten.

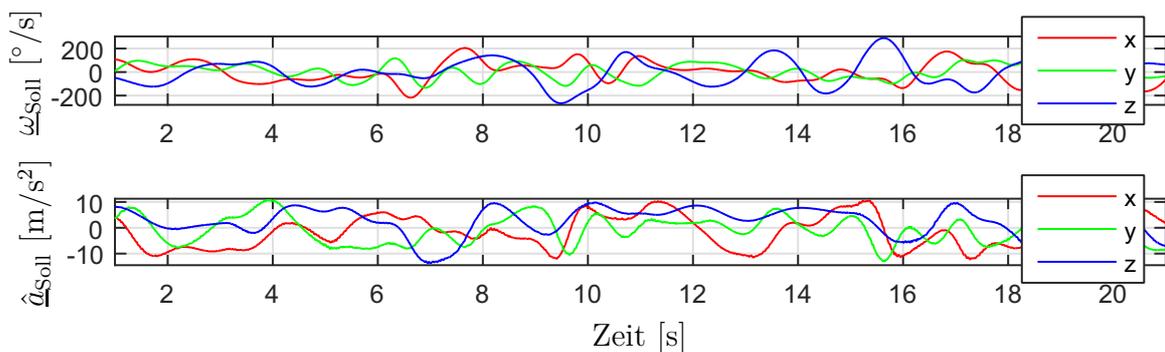
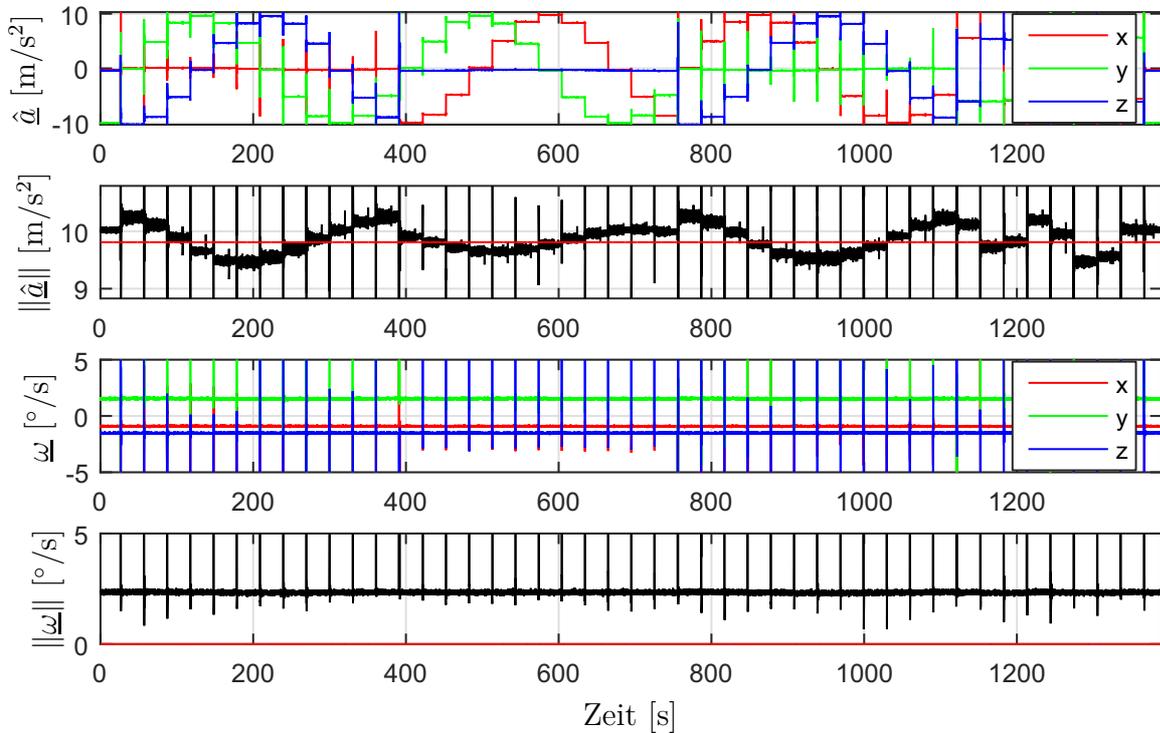


Abbildung 3.9: Statische Messungen unter Verwendung des Sensormodells vor der eigenen Kalibrierung (entkoppeltes Modell Nr. 1).



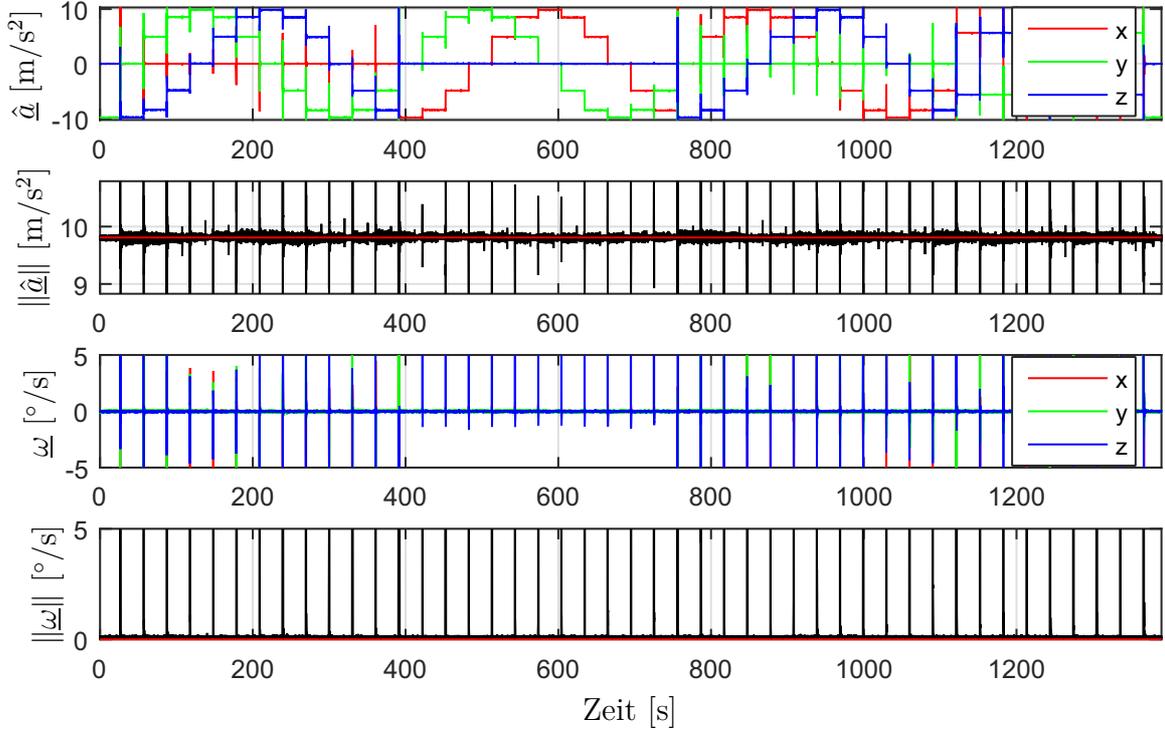
3.4.3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der drei Testmessungen unter Verwendung der vier Sensormodelle betrachtet. Dabei wird der Fokus zunächst auf den Vergleich zwischen dem entkoppelten Modell vor der Durchführung der Kalibrierung (Modell Nr. 1) und dem dreidimensionalen Modell (Modell Nr. 2), gebildet durch die statische Bewegungsvorgabe des Roboters, gelegt. Im Anschluss wird anhand statistischer Werte ein Vergleich zwischen allen Modellen gezogen.

Bei der Betrachtung der ersten Testmessung mit statischen Stellungen ergeben sich unter Nutzung des entkoppelten Modells vor der eigenen Kalibrierung (Modell Nr. 1) die in Abbildung 3.9 dargestellten Verläufe der Winkelgeschwindigkeit bzw. Beschleunigung.

Dargestellt sind neben den einzelnen Komponenten auch die Beträge der gemessenen Beschleunigung \hat{a} und der Winkelgeschwindigkeit $\hat{\omega}$, die deutlich die Abweichungen der Messungen von den Sollwerten 0 und g (durch die roten Linien dargestellt) zeigen. Zum Vergleich werden in Abbildung 3.10 die gleichen Verläufe unter Verwendung des dreidimensionalen Modells (Modell Nr. 2) gezeigt. Die höhere Genauigkeit dieses

Abbildung 3.10: Statische Messungen unter Verwendung des dreidimensionalen Sensormodells kalibriert durch statische Bewegungsvorgabe mit Hilfe des Roboters (Modell Nr. 2).



dreidimensionalen Modells in Bezug auf die Nullsetzung der Signale sowie in der Skalierung des Beschleunigungssignals ist darin deutlich zu erkennen.

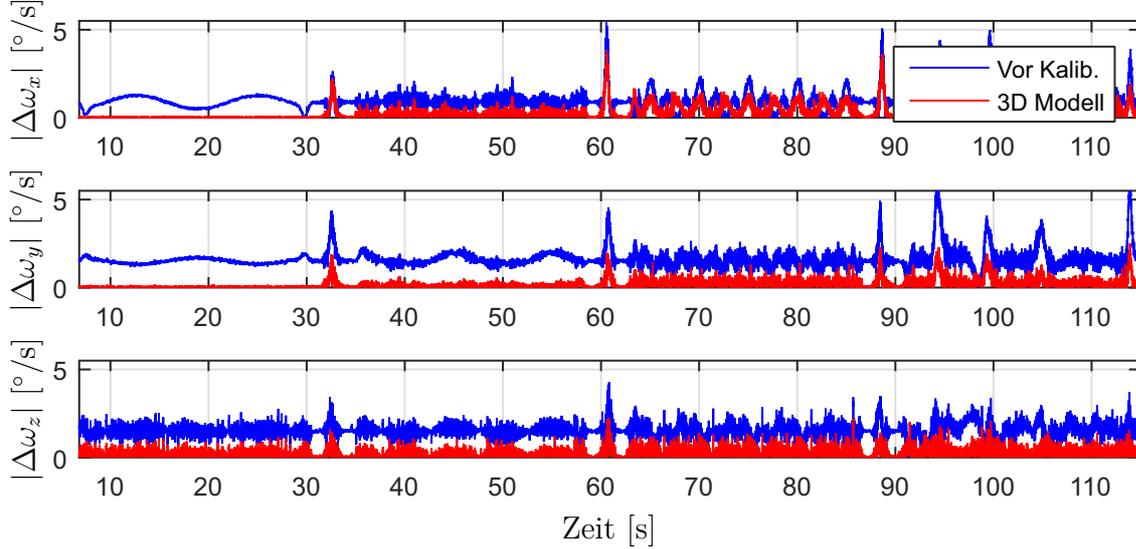
Bei der Betrachtung der Rotationsmessung werden die Abweichungen $\Delta\underline{\omega}(t)$ der gemessenen Winkelgeschwindigkeit $\underline{\omega}(t)$ gegenüber der Sollgröße $\underline{\omega}_{\text{Soll}}(t)$ durch

$$\Delta\underline{\omega}(t) = \underline{\omega}(t) - \underline{\omega}_{\text{Soll}}(t) \quad (3.4.3)$$

berechnet. In Abbildung 3.11 sind die Beträge dieser Abweichungen für das entkoppelte Modell vor der Kalibrierung (Modell Nr. 1) und das dreidimensionale Modell (Modell Nr. 2), gebildet durch statische Robotervorgabe, in den einzelnen Komponenten dargestellt. Es sind wiederum geringere Abweichungen beim dreidimensionalen Modell gegenüber dem entkoppelten Modell zu erkennen. Auch bei der Skalierung der Winkelgeschwindigkeit zeigt sich eine Verbesserung der Genauigkeit gegenüber dem entkoppeltem Modell.

Die gleiche Betrachtung der Abweichungen wird bei der Testmessung mit einer allgemeinen Bewegung des Roboters unter Hinzuziehung der Abweichung

Abbildung 3.11: Abweichungen von der Sollbewegung des Roboters bei reiner Rotationsmessung mit den Modellen Nr. 1 und Nr. 2 in sensorfesten Koordinaten.



$$\Delta\hat{\underline{a}}(t) = \hat{\underline{a}}(t) - \hat{\underline{a}}_{\text{Soll}}(t) \quad (3.4.4)$$

der gemessenen Beschleunigung $\hat{\underline{a}}(t)$ vom Sollwert der Beschleunigung $\hat{\underline{a}}_{\text{Soll}}(t)$ durchgeführt. Die zeitlichen Verläufe dieser Abweichungen sind in Abbildung 3.12 für die beiden Modelle Nr.1 und Nr. 2 dargestellt und bestätigen das Ergebnis einer genaueren Kalibrierung durch das dreidimensionale Sensormodell (Nr. 2) gegenüber dem entkoppelten Sensormodell vor der Kalibrierung (Nr. 1).

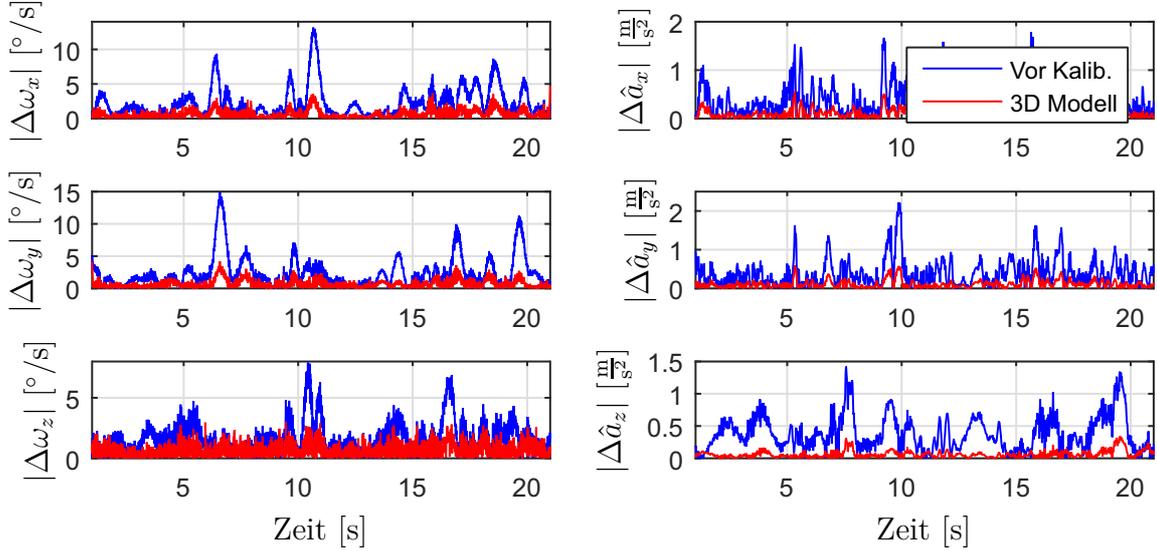
Zur zahlenmäßigen Erfassung der Abweichungen werden für alle Testmessungen die mittleren Abweichungen $\overline{\Delta\underline{\omega}}$ bzw. $\overline{\Delta\hat{\underline{a}}}$ der jeweiligen Signale über der Zeit durch

$$\overline{\Delta\underline{\omega}} = \frac{1}{t_1 - t_0} \int_{t_0}^{t_1} |\Delta\underline{\omega}(t)| dt \quad (3.4.5)$$

$$\overline{\Delta\hat{\underline{a}}} = \frac{1}{t_1 - t_0} \int_{t_0}^{t_1} |\Delta\hat{\underline{a}}(t)| dt, \quad (3.4.6)$$

mit dem Anfangszeitpunkt t_0 und dem Endzeitpunkt t_1 gebildet. Diese Berechnungen werden analog für alle vier Modelle durchgeführt. Die Ergebnisse sind für die statischen Messungen in 38 verschiedenen Stellungen in Tabelle 3.2 aufgelistet. Analog sind die Ergebnisse der Mittelwerte der absoluten Abweichungen der gemessenen

Abbildung 3.12: Abweichungen von der Sollbewegung des Roboters bei der allgemeinen Bewegungsmessung mit den Modellen Nr. 1 und Nr. 2 in sensorfesten Koordinaten.



Signale gegenüber den Sollwerten bei der Messung einer reinen Rotation und einer allgemeinen Bewegung des Roboters in den Tabellen 3.3 und 3.4 aufgelistet.

Tabelle 3.2: Mittlere Abweichungen aller Signale von der Sollbewegung bei der Testmessung mit statischen Stellungen, berechnet jeweils für vier gebildete Kalibriermodelle.

	Entkoppelt		Dreidimensional	
	Nr. 1 Vor Kalibrierung	Nr. 2 Statisch Roboter- vorgabe	Nr. 3 Statisch Hand- vorgabe	Nr. 4 Dynamisch Roboter- vorgabe
$\overline{ \Delta\omega_x }$ [°/s]	0.9081	0.0076	0.0216	0.0445
$\overline{ \Delta\omega_y }$ [°/s]	1.5333	0.0128	0.0149	0.0832
$\overline{ \Delta\omega_z }$ [°/s]	1.5080	0.0112	0.0323	0.1890
$\overline{ \Delta\hat{a}_x }$ [m/s ²]	0.1228	0.0160	0.1231	0.1201
$\overline{ \Delta\hat{a}_y }$ [m/s ²]	0.1881	0.0131	0.1852	0.0536
$\overline{ \Delta\hat{a}_z }$ [m/s ²]	0.3628	0.0226	0.0549	0.1063

Tabelle 3.3: Mittlere Abweichungen aller Signale von der Sollbewegung bei der Testmessung mit rein rotatorischer Bewegung des Endeffektors, berechnet jeweils für alle vier gebildeten Kalibriermodelle.

	Entkoppelt	Dreidimensional		
	Nr. 1 Vor Kali- brierung	Nr. 2 Statisch Roboter- vorgabe	Nr. 3 Statisch Hand- vorgabe	Nr. 4 Dynamisch Roboter- vorgabe
$\overline{ \Delta\omega_x }$ [°/s]	1.0152	0.2916	0.3301	0.3410
$\overline{ \Delta\omega_y }$ [°/s]	1.6111	0.1801	0.1859	0.2777
$\overline{ \Delta\omega_z }$ [°/s]	1.4953	0.2433	0.2473	0.2677

Tabelle 3.4: Mittlere Abweichungen aller Signale von der Sollbewegung bei der Testmessung mit allgemeiner Bewegung des Endeffektors, berechnet jeweils für alle vier gebildeten Kalibriermodelle.

	Entkoppelt	Dreidimensional		
	Nr. 1 Vor Kali- brierung	Nr. 2 Statisch Roboter- vorgabe	Nr. 3 Statisch Hand- vorgabe	Nr. 4 Dynamisch Roboter- vorgabe
$\overline{ \Delta\omega_x }$ [°/s]	2.2170	0.6565	0.7095	0.6224
$\overline{ \Delta\omega_y }$ [°/s]	2.3844	0.6854	0.7105	0.6500
$\overline{ \Delta\omega_z }$ [°/s]	1.5730	0.6452	0.6694	0.6171
$\overline{ \Delta\hat{a}_x }$ [m/s ²]	0.3524	0.1119	0.1195	0.1038
$\overline{ \Delta\hat{a}_y }$ [m/s ²]	0.3906	0.1110	0.1273	0.1037
$\overline{ \Delta\hat{a}_z }$ [m/s ²]	0.3796	0.0631	0.0665	0.0569

Es wird deutlich, dass die Kalibrierung mit einer manuell durchgeführten Bewegungsvorgabe zwar eine geringere Genauigkeit aufweist als die Kalibrierung unter Verwendung des Roboters, die Abweichungen jedoch trotzdem in einem akzeptablen Bereich liegen. Es ist somit unproblematisch, einen Sensor auch unter sehr einfachen Bedingungen manuell zu kalibrieren. Demgegenüber bietet der Roboter die Möglichkeit, eine große Anzahl von Sensoren durch eine einzige Messung zu kalibrieren, was bei einer manuellen Kalibrierung nicht durchführbar ist.

Die Kalibrierung mit Hilfe einer dynamischen Bewegungsvorgabe durch den Roboter wies gegenüber der statischen Kalibrierung geringere Abweichungen bei der Betrachtung einer allgemeinen Bewegung auf. Dies entspricht den Erwartungen, da das Sensormodell mit einem ähnlichen Datensatz als Vorgabe „trainiert“ wurde. Jedoch sind dadurch bei der Betrachtung der statischen Messungen größere Abweichungen in der Nullsetzung der Signale zu erkennen. Außerdem haben die Genauigkeit des Roboters bei der Durchführung der Bewegungsvorgabe sowie dabei auftretende Störeinflüsse, z.B. durch mechanische Schwingungen der Roboterachsen oder durch die Vibrationen der Achsantriebe des Roboters, bei der dynamischen Kalibrierung Einfluss auf das Sensormodell und somit auf die Genauigkeit der kalibrierten Sensoren.

Insgesamt zeigt sich eine Verbesserung der Genauigkeit der Sensormessungen durch eine Kalibrierung der Sensoren, wobei alle drei untersuchten Kalibriervorgänge geeignet sind. Die Abweichungen des dreidimensionalen Modells, gebildet durch die Bewegungsvorgaben des Roboters mit statischen Stellungen und einachsigen Rotationen, liegen in einem sehr guten Bereich und hat insbesondere in der Nullsetzung der Signale Vorteile gegenüber der dynamischen Kalibrierung, sodass bei den weiteren Betrachtungen mit den Sensoren auf diese Kalibrierung zurückgegriffen wird.

4 Modellierung der menschlichen Bewegung

In diesem Kapitel wird die Modellierung eines Menschen durch ein Starrkörpermodell beschrieben. Das Kapitel unterteilt sich in zwei Teile. Im ersten Teil wird die Parametrisierung einer geeigneten Starrkörpermodellierung eines Menschen erläutert. Im zweiten Teil wird die Kopplung der Sensoren beschrieben, mit welcher die gemessenen Daten auf das zuvor beschriebene Modell übertragen werden. Im Anschluss daran wird das verwendete Programm beschrieben.

Die Starrkörpermodellierung beruht auf der C++-basierten objektorientierten Mehrkörpersimulationsbibliothek „MobileBody“, die zuvor im Rahmen des Verbundprojektes Proreop (Entwicklung eines neuen Prognosesystems zur Optimierung von Operations- und Rehabilitationsmaßnahmen des menschlichen Bewegungsapparates, gefördert durch die Europäische Union (EFRE) unter Initiative des Ministeriums für Innovation, Wissenschaft, Forschung und Technologie des Landes Nordrhein-Westfalen, Projektnummer PtJ-Az: z0608g02) entwickelt [89–91] und anschließend im Rahmen des Verbundprojektes ReHabX (Personalisierte Therapiesteuerung bei Gangstörungen am Beispiel des Schlaganfalls, gefördert aus dem EFRE kofinanzierten operationellen Programm für NRW im Ziel2 „Regionale Wettbewerbsfähigkeit und Beschäftigung“ 2007-2013, Projektnummer PtJ-Az: z1104me031) für den Bereich der Rehabilitation nach Schlaganfall angepasst wurde [92, 93]. Während die tatsächlichen Berechnungen innerhalb des Skeletts durch das Programm „MobileBody“ ausgeführt und visualisiert werden, war es für die Benutzung von Inertialsensoren in der klinischen Praxis wichtig, die Parametrisierung der Modelle exakt an die üblichen Standards im klinischen Alltag anzupassen. Zur besseren Nachvollziehbarkeit der Arbeit sowie zur eindeutigen Zuordnung der Mess- und Ausgabewerte werden diese Parametrisierungen und deren Bezug zur Literatur im Folgenden näher ausgeführt. Dabei wird ein besonderes Augenmerk auf die Drehfolge von endlichen räumlichen Drehungen gelegt, die bisher in der Literatur wenig Beachtung findet.

4.1 Starrkörpermodellierung

Der Bewegungsapparat eines Menschen kann als Modell bestehend aus Starrkörpern und Gelenken dargestellt werden. Zur Berechnung der durch die Inertialsensoren gemessenen menschlichen Bewegungen wird ein kinematisches Starrkörpermodell genutzt, das mit Hilfe entsprechender optischer Formgebung in Form von Knochengometrien als Skelett am Bildschirm visualisiert werden kann.

Dabei wird im Folgenden auf die objektorientierte Modellierung des Starrkörper skeletts, die Definition von Rotationsachsen und -reihenfolgen an den Gelenken entsprechend medizinischer Konventionen und die Verwendung anthropometrischer Daten und die damit einhergehende Skalierung der Starrkörpersegmente eingegangen.

4.1.1 Grundlagen der Anatomie des Menschen: Referenzsysteme und biologische Gelenkkordinatensysteme

Die Modellierung eines Menschen durch ein Starrkörpermodell beinhaltet die Definition von Körperachsen und Koordinatensystemen am menschlichen Körper, bezüglich derer die einzelnen Stellungen und Bewegungen gemessen werden. Dabei werden in der Literatur häufig Konventionen aus viel zitierten Quellen herangezogen. Die bei der Starrkörpermodellierung verwendeten Definitionen orientieren sich an den wissenschaftlichen Artikeln des Standardization and Terminology Committees (STC), das aus einer Gruppe von Wissenschaftlern der International Society of Biomechanics (ISB) besteht. Diese haben in ihren Arbeiten Empfehlungen zur einheitlichen Beschreibung von Koordinatensystemen und Drehachsen am menschlichen Körper erarbeitet.

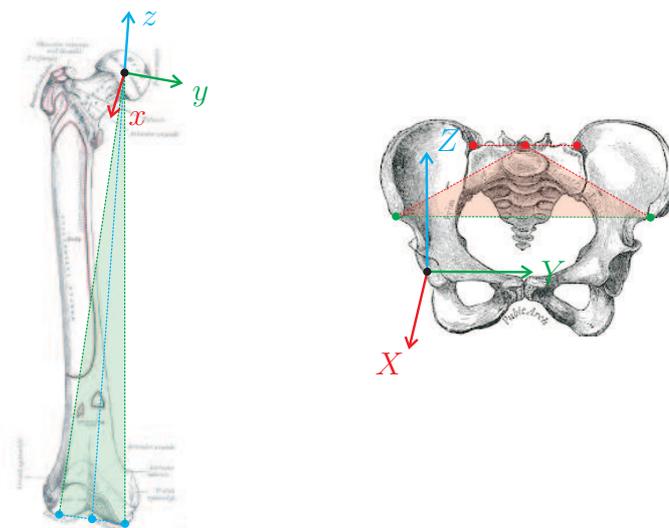
Basierend auf der Arbeit von Wu und Cavanagh [27] werden lokale Koordinatensysteme an Körpersegmenten anhand von Knochenmarkierungen definiert. Hierbei zeigt im Allgemeinen eine Koordinatenachse jeweils entlang des Körpersegments in proximaler Richtung, eine Koordinatenachse in anteriorer Richtung und die dritte Koordinatenachse jeweils senkrecht zu den beiden anderen entsprechend der Rechten-Hand-Regel.

Als Basis zur Beschreibung von relativen Bewegungen der Körpersegmente werden die beschriebenen Gelenkkordinatensysteme (Joint Coordinate Systems) nach Grood und Suntay verwendet [28], die einer Parametrisierung der Gelenkrotationen durch Kardanwinkel entsprechen. Auf dieser Grundlage wurden in den Artikeln des STC für

die Gelenke des menschlichen Körpers Koordinatensysteme zur Beschreibung der relativen Bewegung der Körpersegmente definiert; für das Knie [28], für Hüfte, Knöchel und Wirbelsäule [29] und für Schulter, Ellbogen und Handgelenk [30].

Es wird für jedes Gelenk jeweils am distalen Ende des proximalen Körpersegments sowie am proximalen Ende des distalen Körpersegments ein Koordinatensystem eingeführt, mit dessen Hilfe die relative Bewegung zwischen den beiden Körpersegmenten beschrieben wird. In Abbildung 4.1 sind diese am Beispiel der Hüfte jeweils für das Becken (Pelvis) proximal sowie für den Oberschenkelknochen (Femur) distal illustriert.

Abbildung 4.1: Gelenkkoordinatensysteme am Beispiel des Hüftgelenks (Bildquelle der Knochengeometrien: Gray's anatomy of the human body [94]). Die Richtung der einzelnen Koordinatenachsen ergeben sich aus den gezeigten Knochenmarkierungen.



Die exakten Definitionen der Koordinatenachsen sind in der Tabelle 4.1 für das in Abbildung 4.1 dargestellte Hüftgelenk beschrieben. Sie beinhalten die Angaben zu den Ursprüngen O des Koordinatensystems am Pelvis bzw. o des Koordinatensystems am Femur sowie die jeweiligen Knochenmarkierungen, anhand derer die Koordinatenachsen X, Y, Z des Koordinatensystems am Pelvis bzw. x, y, z des Koordinatensystems am Femur eindeutig festgelegt sind. Die Relativbewegung zwischen beiden Koordinatensystemen lässt sich durch eine Verschiebung zwischen den beiden Koordinatenursprüngen O und o , sowie eine Rotation zwischen den Orientierungen der Koordinatenachsen beschreiben. Eine detaillierte Betrachtung der Relativbewegung erfolgt im Unterkapitel 4.1.3. Die Definitionen für andere Gelenke des menschlichen

Tabelle 4.1: Definition der Gelenkkordinatensysteme am Beispiel der Hüfte. Die Relativbewegung der beiden Körpersegmente wird über die beiden körperfesten Koordinatensysteme an den Enden der Segmente beschrieben.

Hüftgelenk	
Pelvis	O : Rotationszentrum
	X : Parallel zur Ebene, welche durch den linken und rechten anterior superior iliac spine und dem Mittelpunkt zwischen dem linken und rechten posterior superior iliac spine aufgespannt wird, und senkrecht zu Y . Orientierung anterior.
	Y : Parallel zur Linie zwischen dem linken und rechten anterior superior iliac spine, Orientierung nach links.
	Z : Senkrecht zu X und Y , Orientierung proximal.
Femur	o : Rotationszentrum
	x : Senkrecht zu y und z , Orientierung anterior.
	y : Liegt in der Ebene, die durch die Epikondylen und das Rotationszentrum aufgespannt wird, und senkrecht zu z . Orientierung nach links.
	z : Auf der Linie zwischen dem Rotationszentrum und Mittelpunkt der femoralen Epikondylen (mechanische Achse), Orientierung proximal.

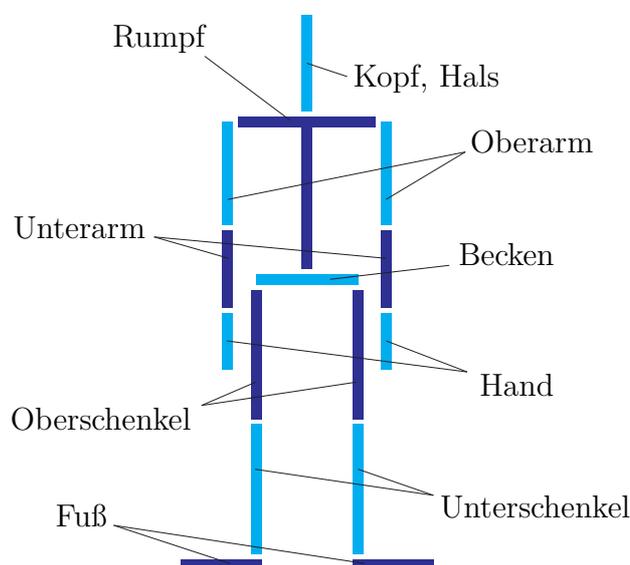
Bewegungsapparates können in ähnlicher Weise vorgenommen werden. Hierzu sei auf die genannte Literatur verwiesen [28–30].

4.1.2 Objektorientierte Starrkörpermodellierung

Die zuvor beschriebenen Definitionen werden durch ein in der Mehrkörpersimulationsbibliothek MobileBody erstelltes Modell direkt umgesetzt. Hierbei sind einige vereinfachende Annahmen gegenüber der komplexen Anatomie des Menschen zu treffen. Jedes Körpersegment wird durch einen Starrkörper modelliert mit einer oder mehreren starren Verbindungen konstanter Länge. Die Gelenke sind durch Kugelgelenke definiert, über die die Körpersegmente miteinander verbunden sind.

Ein Kugelgelenk besteht hierbei aus drei hintereinandergeschalteten einfachen Rotationsgelenken. Auf diese Weise werden in allen Gelenken zunächst drei rotatorische Freiheitsgrade modelliert, wobei gesperrte Rotationsrichtungen aufgrund der Anatomie der Gelenke leicht durch entsprechend gewählte Randbedingungen realisiert werden können. Es wird vereinfacht angenommen, dass die Ursprünge der beiden Koordinatensysteme am proximalen und distalen Körpersegment exakt aufeinander liegen,

Abbildung 4.2: Starrkörpermodellierung der Körpersegmente. Für jedes Segment wird eine Starrkörper modelliert, welche durch Kugelgelenke zu einem Skelett zusammengesetzt sind. Insgesamt sind 15 Starrkörper und 14 Kugelgelenke modelliert.



sodass im vorliegenden Modell keine Verschiebungen an den Gelenken berücksichtigt werden.

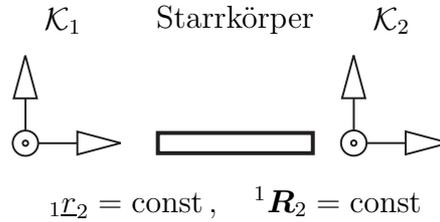
Das gesamte Starrkörpermodell unterteilt sich in insgesamt 15 Segmente, deren Bewegung mit Hilfe von 15 Inertialsensoren gemessen und dargestellt werden sollen. Der schematische Aufbau des Modells durch starre Verbindungen ist in Abbildung 4.2 dargestellt und wird im Folgenden detailliert erläutert. Die Unterteilung in die entsprechenden Körpersegmente erfolgt analog zum verwendeten Plug-In Gait Modell des Referenzsystems (siehe Kapitel 1.1), sodass das im Rahmen dieses Promotionsvorhabens entstandene System mit diesem verglichen werden kann.

4.1.2.1 Elemente des Starrkörpermodells

Bei der Bildung des Starrkörpermodells in der objektorientierten Umgebung werden im Wesentlichen zwei Elemente genutzt, die im Folgenden erläutert werden. Zuerst soll auf die starren Verbindungen eingegangen werden, die die Körpersegmente repräsentieren. Ein solches Element ist in Abbildung 4.3 illustriert.

Die Koordinatensysteme \mathcal{K}_1 und \mathcal{K}_2 liegen an den Enden des Segments bzw. Segmentabschnitts. Die starre Verbindung ist über den konstanten Vektor ${}_{1}\underline{l}_2$ definiert, der

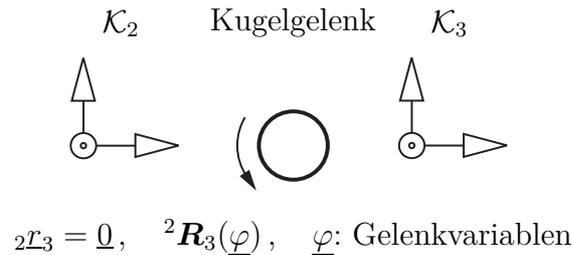
Abbildung 4.3: Starre Verbindungen in der Simulationsumgebung. Die Koordinatensysteme sind jeweils am Ende eines Segments entsprechend der Anatomie des Menschen definiert. Der Vektor ${}^1\mathcal{L}_2$ wird durch die Länge des entsprechenden Segments der Testperson bestimmt.



aus der Länge des beschriebenen Segments bei der jeweiligen Testperson bestimmt wird. Die Verdrehung ${}^1\mathbf{R}_2$ der beiden Koordinatensystem zueinander resultiert aus der Definition der Koordinatensysteme anhand der anatomischen Vorgaben und ist konstant.

Neben den starren Verbindungen beinhaltet das Modell Kugelgelenke, über die die Bewegung der Segmente in das Modell eingebracht werden können. Ein solches Element ist in Abbildung 4.4 dargestellt. Betrachtet wird die Relativbewegung zwischen dem Eingangskordinatensystem \mathcal{K}_2 und dem Ausgangskordinatensystem \mathcal{K}_3 .

Abbildung 4.4: Bewegungsübertragung durch ein Kugelgelenk. Die Verschiebung zwischen den Koordinatensystemen wird als Null angenommen. Die Drehung der Koordinatensysteme ist variabel und wird durch jeweils drei Drehwinkel (Kardanwinkel) parametrisiert.



Aufgrund der Annahme, dass keine Verschiebungen in den Gelenken auftreten, gilt

$${}^2\mathcal{L}_3 = \underline{0}. \tag{4.1.1}$$

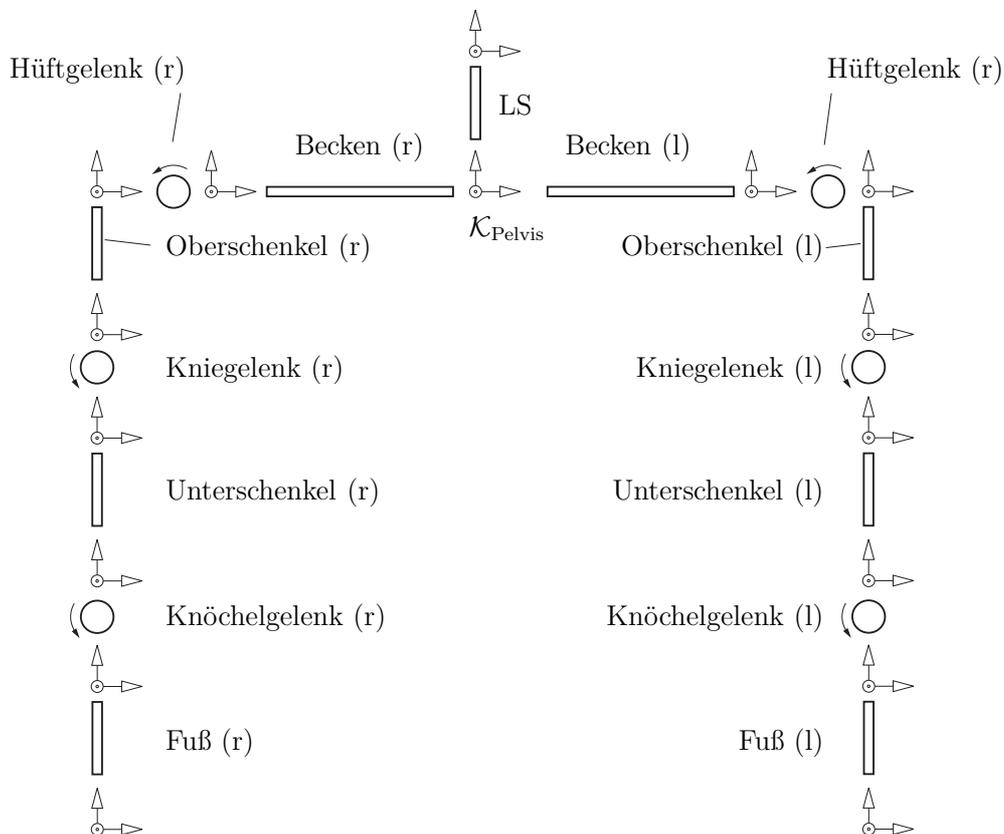
Die Rotation ${}^2\mathbf{R}_3$ zwischen den beiden Koordinatensystemen ist die variable Größe und wird durch einen Satz von Kardanwinkeln $\underline{\varphi}$ parametrisiert. Bei der Übertragung gemessener Daten auf das Modell können diese Winkel mit Hilfe der in Kapitel 2.3 erläuterten inversen Kinematik berechnet werden, wenn die Rotation ${}^2\mathbf{R}_3$ zwischen dem

Eingangskoordinatensystem \mathcal{K}_2 des Gelenks und dem Ausgangskoordinatensystem \mathcal{K}_3 des Gelenks aus den Messungen bekannt ist bzw. ermittelt wurde. Die beiden Koordinatensysteme sind in der Anwendung der Starrkörpermodellierung jeweils körperfest an den Enden zweier Körpersegmente (z.B. Ober- und Unterschenkel) definiert, die durch das entsprechende Gelenk (z.B. Kniegelenk) verbunden sind.

4.1.2.2 Kinematische Kette des gesamten Starrkörpermodells

Mit den beschriebenen Elementen kann das gesamte Starrkörpermodell zu einer kinematischen Kette zusammengesetzt werden. Ursprung ist hierbei das Koordinatensystem des Beckens ($\mathcal{K}_{\text{Pelvis}}$), dessen Position und Orientierung gegenüber dem Inertialsystem beschrieben wird. Alle anderen Bestandteile der Kette bewegen sich relativ zum jeweils vorgeschalteten Element der Kette, sodass diese vom Becken ausgehend aufgebaut werden kann.

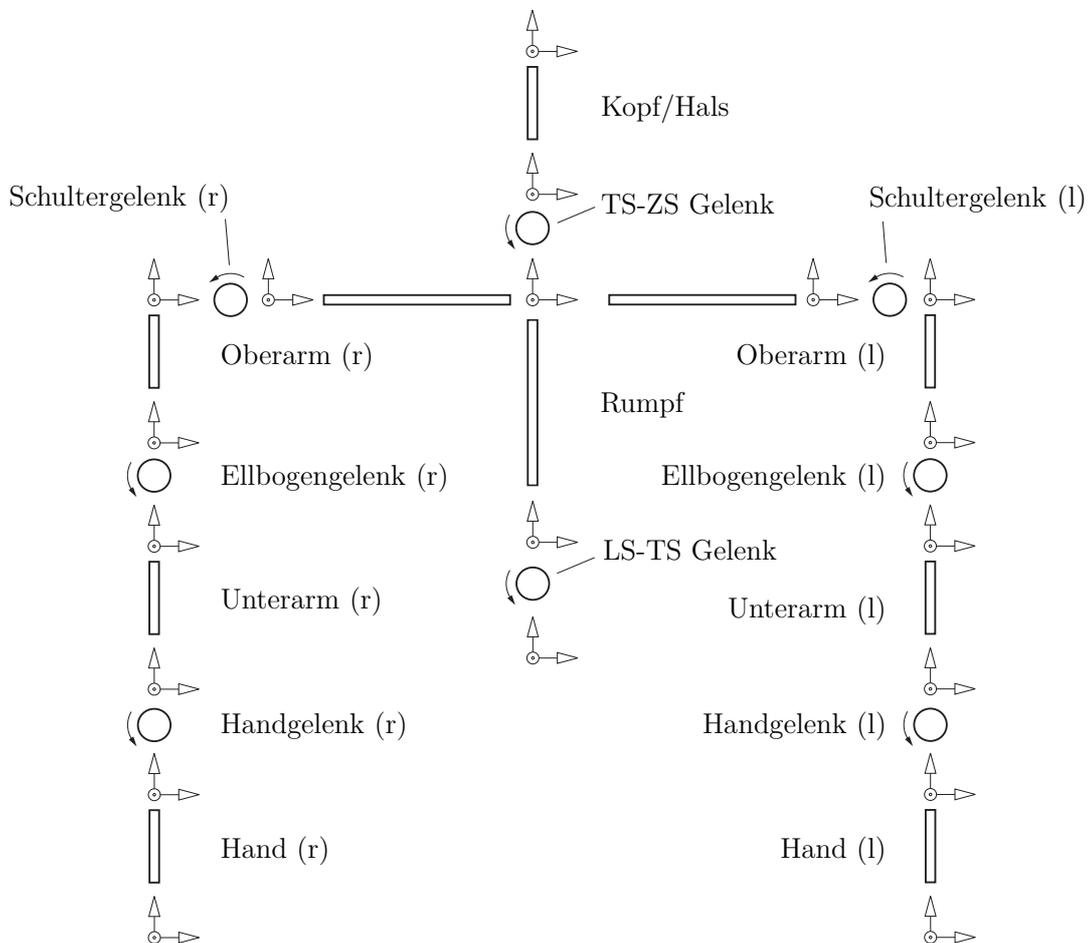
Abbildung 4.5: Kinematische Kette des Unterkörpermodells bestehend aus Starrkörpern und Kugelgelenken.



Die unteren Extremitäten werden durch je eine starre Verbindung für den Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß jeder Seite modelliert. Diese sind mit dem als Starrkörper modellierten Becken verbunden und bilden das Unterkörpermodell, dessen kinematische Kette in Abbildung 4.5 dargestellt ist. Entsprechend der Anatomie des Menschen sind die definierten Segmente durch die Gelenke Hüfte, Knie, und Knöchel miteinander verbunden.

Die oberen Extremitäten werden analog zu den unteren Extremitäten durch je eine starre Verbindung für den Oberarm, Unterarm und die Hand jeder Seite modelliert. Zusätzlich hierzu wird das Oberkörpermodell durch eine starre Verbindung für den Bereich der zervikalen Wirbelsäule (Hals/Kopf), sowie eine starre Verbindung für den Bereich der thorakalen und lumbalen Wirbelsäule (Rumpf) modelliert. Als Verbindung des Rumpfes zu den oberen Extremitäten dient eine vom Rumpf ausgehende starre Verbindung, die dem Schlüsselbein (Scapula) nachempfunden ist. Die oberen

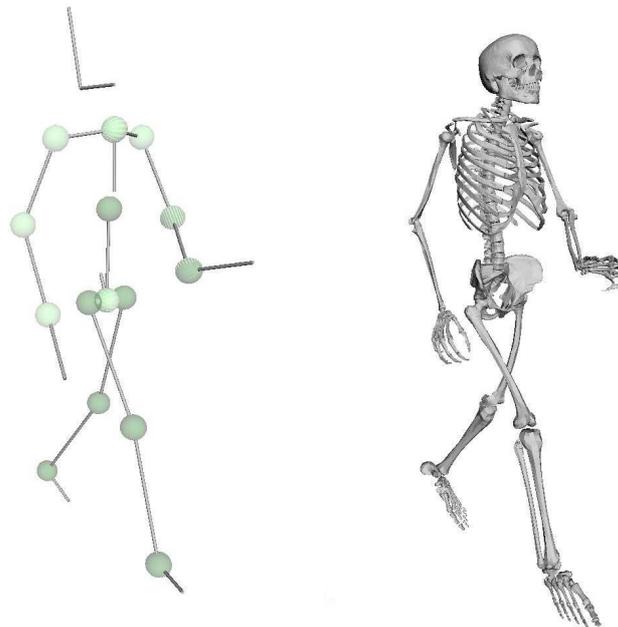
Abbildung 4.6: Kinematische Kette des Oberkörpermodells bestehend aus Starrkörpern und Kugelgelenken.



Extremitäten sind analog zu den unteren Extremitäten durch die Gelenke Schulter, Ellbogen und Handgelenk miteinander bzw. mit dem Rumpf verbunden. Die kinematische Kette des Oberkörpermodells ist in Abbildung 4.6 dargestellt. Die Modelle sind über das Becken miteinander verknüpft, sodass das gesamte Modell einer offenen kinematischen Kette mit insgesamt 15 modellierten Starrkörpern und 14 modellierten Gelenken entspricht.

Das Starrkörpermodell ist in der Software MobileBody implementiert [88] (siehe Kapitel 4.3). In dieser Software werden zur besseren Visualisierung der Segmente mit Hilfe der 3D-Bibliothek Coin3D Knochengeometrien dargestellt. Diese sind rein optisch und haben keinen Einfluss auf die interne Berechnung der Bewegung. Abbildung 4.7 zeigt ein Beispiel eines erstellten Starrkörperskeletts mit starren Verbindungen sowie die Darstellung zur Visualisierung mit Knochengeometrien.

Abbildung 4.7: Darstellung des Starrkörpermodells in der Simulationsumgebung mit starren Verbindungen und Kugelgelenken (links) sowie mit angehefteten Knochengeometrien (rechts).



Die gezeigte Modellierung mit Hilfe des Starrkörperskeletts beinhaltet einige Einschränkungen, die zu beachten sind. Beispielsweise sind die Füße und Hände des Menschen als zusammengefasster Starrkörper modelliert, sodass keine einzelnen Finger- oder Zehenbewegungen dargestellt werden. Diese Idealisierung reicht für viele Anwendungen in der Biomechanik aus, jedoch ist bei der Messung der Gangbewegung insbesondere am Fuß und Knöchelgelenk mit Fehlern zu rechnen, da der komplexe

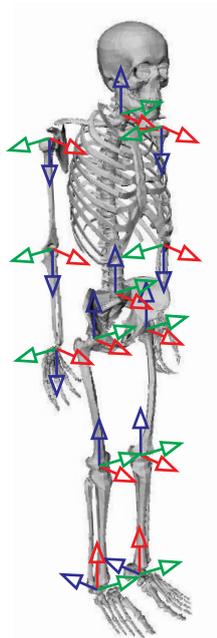
Abrollvorgang des Fußes nicht detailliert abgebildet werden kann. Eine weitere Einschränkung findet sich bei der Modellierung zwischen Rumpf und Oberarm. Durch die Nutzung einer starren Verbindung als Modellierung des Schlüsselbeins, die fest mit dem Rumpf verbunden ist, kann eine Relativbewegung dieses Körperbereichs gegenüber dem Rumpf, z.B. durch sogenanntes Schulterheben, nicht durch dieses Modell abgebildet werden. Der Rumpf ist zudem durch einen einzigen Starrkörper für den gesamten Bereich thorakalen und lumbalen Wirbelsäule modelliert. Durch diese Idealisierung können Verdrehungen und Verbiegungen des Oberkörpers durch die vielen Wirbelkörper an der Wirbelsäule nicht realisiert werden.

Eine Anpassung des gezeigten Starrkörpermodells ist durch das Einfügen weiterer Gelenke und somit zusätzlicher Freiheitsgrade jedoch möglich, sodass je nach Anforderung an die biomechanische Anwendung ein geeignetes Modell erstellt werden kann. Eine Anpassung bzw. der Entwurf eines reduzierten Modells für kleinere Anwendungen ist ebenso möglich. So kann beispielsweise ein Modell zur Messung von Armbewegungen mit nur drei Segmenten und drei Sensoren realisiert werden, bei dem die gleichen Methoden und Berechnungen verwendet werden.

4.1.3 Gelenkdefinitionen

Bei der Modellierung des Starrkörperskeletts mit den beschriebenen Elementen müssen einige Definitionen an den Gelenken vorgenommen werden. Einen wesentlichen Einfluss auf die Bewegung hat aufgrund der nicht kommutativen Eigenschaft von Rotationen die Reihenfolge der Kardanwinkel als Parametrisierung der Rotationen in den einzelnen Gelenken. Diese werden jeweils durch die Rotation vom Koordinatensystem am distalen Ende eines Segments zum Koordinatensystem am proximalen Ende des in der kinematischen Kette nachgeschalteten Segments betrachtet. Beispielsweise beinhaltet das rechte Hüftgelenk die Rotation des Koordinatensystems auf der rechten Seite des Beckens zum Koordinatensystem am oberen Ende des rechten Oberschenkels. In Abbildung 4.8 sind alle Gelenke in der neutralen Stellung dargestellt, d.h. es sind alle Winkel gleich Null und die Koordinatensysteme an den einzelnen Gelenken liegen jeweils aufeinander. Die Rotationsachsen entsprechen kartesischen Koordinatenachsen x , y und z , die mit den Farben rot, grün und blau verdeutlicht sind. Positive Drehungen sind entgegen dem Uhrzeigersinn um die jeweilige Achse definiert.

Abbildung 4.8: Darstellung der Rotationsachsen am Starrkörpermodell. In der dargestellten Nullstellung sind alle Gelenkwinkel Null, sodass jeweils beide Koordinatensysteme an den Gelenken aufeinander liegen.



Die Rotationsreihenfolgen an den einzelnen Gelenken sind so definiert, dass sie möglichst genau den medizinischen Bezeichnungen entsprechend der positiven und negativen Drehrichtungen entsprechen. Sie sind in Tabelle 4.2 aufgelistet und stützen sich auf die in der Literatur zu findenden Angaben [28–30]. Zur besseren Übersicht sind für die Extremitäten lediglich die Gelenke der rechten Körperseite aufgeführt.

Für das genannte Beispiel des rechten Hüftgelenks ist die erste Rotation um die y -Achse in lateraler Richtung bei positivem Winkel eine Extension, bei negativem Winkel eine Flexion des Beins, die zweite Rotation um die x -Achse in anteriorer Richtung bei positivem Winkel eine Adduktion, bei negativem Winkel eine Abduktion des Beins und die dritte Rotation um die z -Achse in Axialrichtung des Oberschenkels bei positivem Winkel eine Innenrotation, bei negativem Winkel eine Außenrotation des Beins.

Aufgrund der aus medizinischer Sicht teilweise in der Sagittalebene gespiegelten Definitionen der positiven Drehrichtungen muss bei der Implementierung der Gelenkdefinitionen insbesondere auf die korrekte Zuordnung der medizinischen Bezeichnungen zu den positiven bzw. negativen Drehrichtungen der Rotationsachsen geachtet werden. Beim linken Hüftgelenk entspricht beispielsweise die zweite Rotation um die x -Achse entgegengesetzt zum rechten Hüftgelenk bei positivem Winkel einer Abduk-

Tabelle 4.2: Definition der Rotationsreihenfolgen an den Gelenken des Starrkörpermodells unter Berücksichtigung der medizinischen Bezeichnungen der positiven und negativen Drehrichtungen.

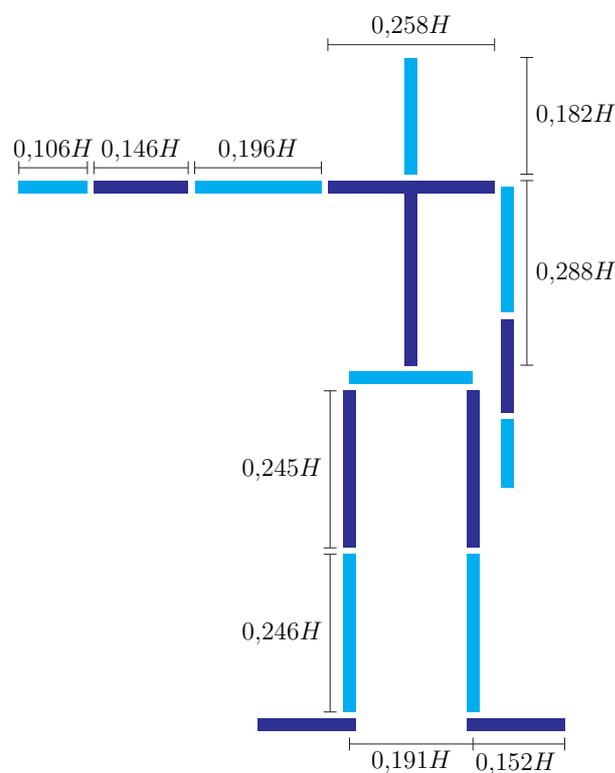
Gelenkbezeichnung	Rotationsreihenfolge	Med. Bezeichnung (pos./neg.)
Hüfte (r)	1. y-Achse 2. x-Achse 3. z-Achse	Extension/Flexion Adduktion/Abduktion Innen-/Außenrotation
Knie (r)	1. y-Achse 2. x-Achse 3. z-Achse	Flexion/Extension Adduktion/Abduktion Innen-/Außenrotation
Knöchel (r)	1. y-Achse 2. z-Achse 3. x-Achse	Dorsiflexion/-extension Inversion/Eversion Innen-/Außenrotation
Schulter (r)	1. y-Achse 2. x-Achse 3. z-Achse	Flexion/Extension Adduktion/Abduktion Außen-/Innenrotation
Ellbogen (r)	1. y-Achse 2. x-Achse 3. z-Achse	Flexion/Extension Adduktion/Abduktion Außen-/Innenrotation
Handgelenk (r)	1. y-Achse 2. x-Achse 3. z-Achse	Flexion/Extension Ulnare/Radiale Abweichung Supination/Pronation
Becken-Rumpf	1. y-Achse 2. x-Achse 3. z-Achse	Vorwärts-/Rückwärtsneigung Seitneigung rechts/links Innen-/Außenrotation
Rumpf-Kopf/Hals	1. y-Achse 2. x-Achse 3. z-Achse	Vorwärts-/Rückwärtsneigung Seitneigung rechts/links Innen-/Außenrotation

tion und bei negativem Winkel einer Adduktion des Beins, da die Rotationsachse zwar wie beim rechten Hüftgelenk anterior orientiert ist, die Abduktion jedoch das seitliche Abspreizen des Beins von der Körpermitte in diesem Fall zur linken Seite bezeichnet.

4.1.4 Anthropometrische Daten und Skalierung

Die Längen der einzelnen Körpersegmente unterscheiden sich je nach Testperson. Aufgrund dieser Tatsache ist eine Skalierung der Segmente anhand anthropometrischer Daten notwendig, die spezifisch für die jeweilige Testperson ermittelt werden.

Abbildung 4.9: Bestimmung der Längen aller Segmente relativ zur Körpergröße H . Alle Körpermaße hängen direkt von der einzig gemessenen gesamten Körpergröße ab. (Eigene Darstellung in Anlehnung an [95])

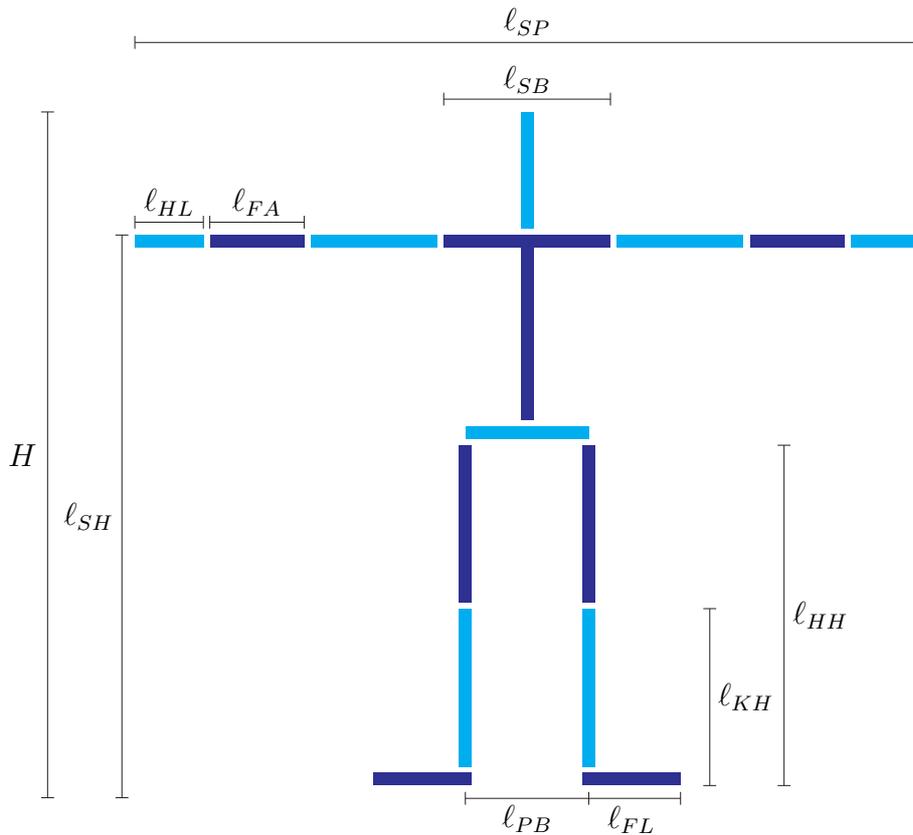


Dazu werden zwei grundlegend unterschiedliche Ansätze vorgestellt. Der erste Ansatz bringt den mit Abstand geringsten Aufwand mit sich, da lediglich die Körpergröße H gemessen werden muss. Jedes Körpersegment wird hier auf Basis wissenschaftlicher Erkenntnisse nach Winter [95] bezogen auf einen Durchschnittsmenschen relativ zur Körpergröße H bestimmt. In Abbildung 4.9 sind die jeweiligen Faktoren zur Längenbestimmung schematisch dargestellt. Der große Nachteil dieser Vorgehensweise ist, dass die speziellen anatomischen Verhältnisse verschiedener Testpersonen, die in der Realität variieren, nicht berücksichtigt werden können.

Demgegenüber werden beim zweiten Ansatz eine Reihe von anthropometrischen Daten gemessen, sodass die Länge jedes Körpersegments einzeln ermittelt wird. Diese Vor-

gehensweise berücksichtigt wesentlich detaillierter die unterschiedlichen Anatomien von Testpersonen. Um dies zu ermöglichen, müssen jedoch mehrere Längenmessungen durchgeführt werden. Abbildung 4.10 zeigt die verschiedenen gemessenen Größen, anhand derer die Längen der einzelnen Segmente ermittelt werden.

Abbildung 4.10: Segmentlängenbestimmung durch einzelne Messungen markanter Längen. Jedes Körpermaß wird einzeln aus den gezeigten Messgrößen ermittelt.



Bei der hier gezeigten Vorgehensweise werden die Maße der Fußlänge l_{FL} , Kniehöhe l_{KH} , Hüfthöhe l_{HH} , Handlänge l_{HL} und Unterarmlänge l_{FA} jeweils rechts und links gemessen sowie zusätzlich die Körpergröße H , Spannweite l_{SP} , Schulterbreite l_{SB} , Beckenbreite l_{PB} und Schulterhöhe l_{SH} . Aus den Messgrößen werden die Körpermaße direkt oder durch leichte Umrechnung bestimmt.

Alle zu ermittelnden Körpermaße für das Starrkörpermodell sind für beide Varianten in der Tabelle 4.3 aufgelistet.

Auch Mischformen zwischen beiden Varianten sind möglich. Gemeinsam ist jedoch allen Varianten, dass stets ein Kompromiss zwischen dem Aufwand für die Durchführung der Messungen anthropometrischer Daten und der Genauigkeit bei der Bestimmung

Tabelle 4.3: Segmentlängenbestimmung für das Starrkörpermodell. Bei der ersten Variante (dritte Spalte) wird jedes Maß in Abhängigkeit zur Körpergröße gemessen, bei der zweiten Variante (vierte Spalte jedes Maß einzeln ermittelt. Hierbei stehen r bzw. l für die linke bzw. rechte Seite.

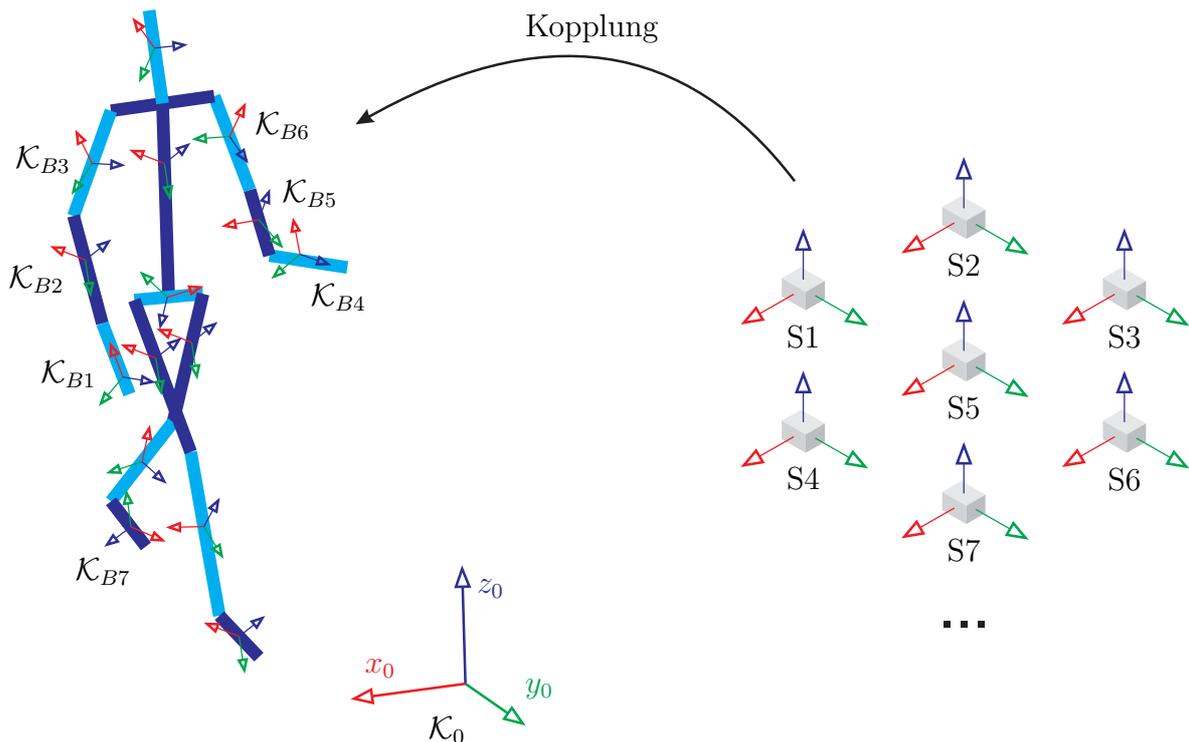
Körpermaß	Seite	Relativ zur Körpergröße H	einzeln ermittelt
Oberschenkellänge	rechts	$0,245 H$	$\ell_{HHr} - \ell_{K Hr}$
	links	$0,245 H$	$\ell_{HHl} - \ell_{K Hl}$
Unterschenkellänge	rechts	$0,246 H$	$\ell_{K Hr}$
	links	$0,246 H$	$\ell_{K Hl}$
Fußlänge	rechts	$0,152 H$	ℓ_{FLr}
	links	$0,152 H$	ℓ_{FLl}
Oberarmlänge	rechts	$0,196 H$	$(\ell_{SP} - \ell_{SB})/2 - \ell_{FAr} - \ell_{HLr}$
	links	$0,196 H$	$(\ell_{SP} - \ell_{SB})/2 - \ell_{FAl} - \ell_{HLl}$
Unterarmlänge	rechts	$0,146 H$	ℓ_{FAr}
	links	$0,146 H$	ℓ_{FAl}
Handlänge	rechts	$0,106 H$	ℓ_{HLr}
	links	$0,106 H$	ℓ_{HLl}
Beckenbreite		$0,191 H$	ℓ_{PB}
Rumpflänge		$0,288 H$	$\ell_{SH} - \ell_{HH}$
Schulterbreite		$0,258 H$	ℓ_{SB}
Kopf-/Halslänge		$0,182 H$	$H - \ell_{SH}$

unterschiedlicher Körperproportionen eingegangen werden muss. Aufgrund der Tatsache, dass die Messung der anthropometrischen Daten bei jeder Testperson lediglich einmal durchgeführt werden muss, wird bei den im Rahmen dieses Promotionsvorhabens durchgeführten Messungen auf die zweite Vorgehensweise zurückgegriffen, da somit die Körpergeometrien präziser abgebildet werden können.

4.2 Sensorkopplung an das Starrkörpermodell

Die zentrale Aufgabe bei der Bewegungsmessung mit Inertialsensoren ist es, die Messdaten auf das genutzte Starrkörpermodell zu übertragen. Dazu sind einige Schritte notwendig, die im Folgenden erläutert werden. Es liegt die in Abbildung 4.11 dargestellte Situation vor. Jedes Körpersegment wird durch die Bewegung des zugehörigen körperfesten Koordinatensystems \mathcal{K}_B beschrieben. Die Bewegung des Starrkörpermodells wird gegenüber einem raumfesten Inertialsystem \mathcal{K}_0 des Labors beschrieben. Die Messdaten der Sensoren werden im jeweiligen körperfesten Sensorkoordinatensystem \mathcal{K}_S gemessen. Das Ziel ist die Berechnung dieser Bewegungen durch die Übertragung der Sensormessungen auf die zugehörigen Körpersegmente.

Abbildung 4.11: Kopplung der Sensoren an das Starrkörpermodell. Das Ziel ist, die gemessene Bewegung der Sensoren auf die Bewegung der Segmente des Starrkörpermodells zu übertragen.



Die Bewegung der Sensoren wird nach der festen Anbringung an den einzelnen Segmenten während einer durchgeführten Bewegung gemessen. Hieraus werden die Orientierungen der Sensoren im Raum ermittelt. Die Kopplung der Sensoren an das Starrkörpermodell wird vorgenommen, indem zum einen eine Zuordnung aller Sensoren an jeweils ein bestimmtes Segment definiert wird, an dem sie befestigt sind, zum anderen die Ausrichtung jedes Sensors relativ zum zugehörigen Segment bestimmt wird.

Damit werden die Orientierungen aller Segmente des Starrkörpermodells berechnet, womit schließlich alle Gelenkstellungen berechnet werden können. Im Folgenden werden diese einzelnen Schritte im Detail betrachtet. Die Betrachtungen beziehen sich dabei zu großen Teilen auf eine einzelne Sensor-Segment Paarung, können aber analog auf alle Sensoren bzw. Segmente des Starrkörpermodells übertragen werden. Im Rahmen dieses Promotionsvorhabens wird lediglich die Relativkinematik betrachtet, d.h. es wird die Bewegung benachbarter Körpersegmente zueinander, jedoch nicht die Absolutbewegung des gesamten Körpers im Raum aus der Sensorik ermittelt.

4.2.1 Orientierung eines Sensors im Zeitverlauf

Zur Bestimmung der Orientierung eines Sensors existieren verschiedene Berechnungsalgorithmen (vgl. Kapitel 1.1). Im Rahmen dieser Arbeit werden zwei verschiedene Methoden angewendet, die nachfolgend erläutert werden. Die Beschreibung erfolgt in beiden Fällen durch eine Rotationsmatrix ${}^{ref}\mathbf{R}_S$ des Sensorkoordinatensystems \mathcal{K}_S gegenüber einem inertialen Referenzkoordinatensystem \mathcal{K}_{ref} .

4.2.1.1 Direkte Integration

Eine einfache Methode zur Bestimmung der Orientierung eines Sensors ist die direkte Integration der Winkelschwindigkeit unter Nutzung eines expliziten Eulerverfahrens. Die Orientierung eines Sensors ${}^{ref}\mathbf{R}_S$ wird gegenüber einem raumfesten Referenzkoordinatensystem \mathcal{K}_{ref} beschrieben. Es wird von einer kleinen Drehung $\delta\mathbf{R}(t_i)$ von einem Messzeitpunkt t_i zum nächsten

$$t_{i+1} = t_i + \Delta t, \quad (4.2.1)$$

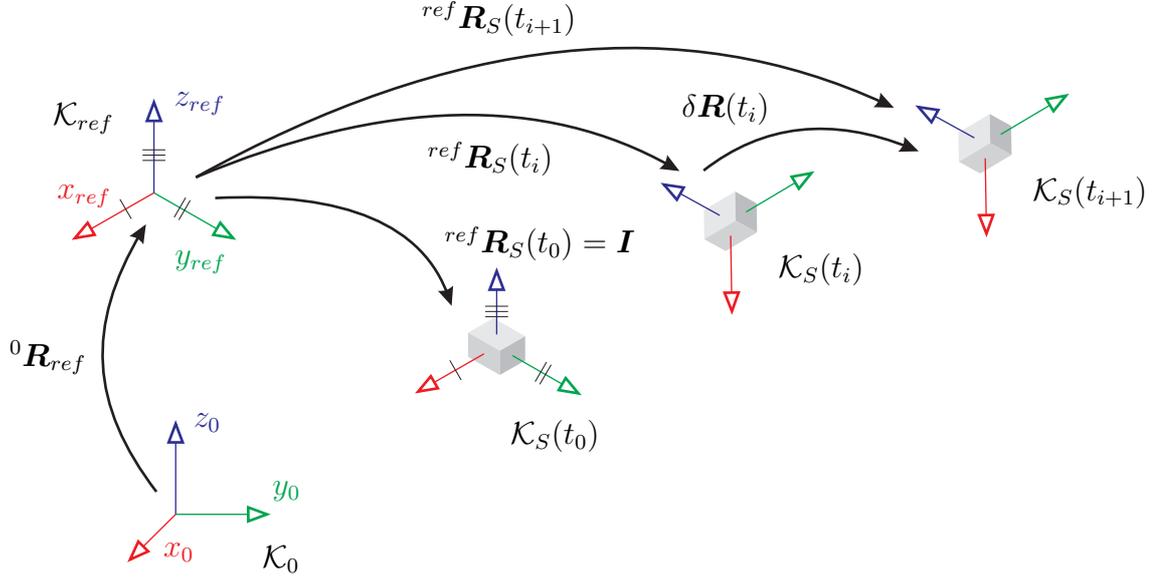
mit einer konstanten Abtastrate Δt ausgegangen, wie in Abbildung 4.12 dargestellt ist.

Es gilt somit für die Orientierung ${}^{ref}\mathbf{R}_S(t_{i+1})$ des Sensors zu einem Zeitpunkt t_{i+1}

$${}^{ref}\mathbf{R}_S(t_{i+1}) = {}^{ref}\mathbf{R}_S(t_i) \delta\mathbf{R}(t_i). \quad (4.2.2)$$

Die Drehmatrix $\delta\mathbf{R}(t_i)$ wird unter der Annahme berechnet, dass die Integration der Winkelgeschwindigkeit ${}^S\boldsymbol{\omega}(t_i)$ zu kleinen Drehungen

Abbildung 4.12: Direkte Integration der Winkelgeschwindigkeit unter der Annahme einer kleinen Drehung $\delta \mathbf{R}(t_i)$ von einem zum nächsten Zeitpunkt.



$$\Delta\phi(t_i) = \|\delta^S \underline{\varphi}(t_i)\| \quad (4.2.3)$$

um die Achse

$$\underline{e}_\phi(t_i) = \frac{\delta^S \underline{\varphi}(t_i)}{\|\delta^S \underline{\varphi}(t_i)\|} \quad (4.2.4)$$

führt. Diese Annahme gilt für kleine Abtastraten Δt . Damit lässt sich die resultierende Drehung zwischen den beiden Zeitpunkten durch

$$\delta \mathbf{R}(t_i) = \mathbf{I} + \sin \Delta\phi(t_i) \tilde{\underline{e}}_\phi(t_i) + [1 - \cos \Delta\phi(t_i)] \tilde{\underline{e}}_\phi^2(t_i) \quad (4.2.5)$$

berechnen (siehe Kapitel 2.4). Die Sensororientierung zum Zeitpunkt t_0 wird parallel zu den Achsen des Sensors festgelegt (siehe Abbildung 4.12), d.h. es ergibt sich die Einheitsmatrix \mathbf{I} . Die Orientierung des raumfesten Referenzkoordinatensystems \mathcal{K}_{ref} gegenüber dem ebenfalls raumfesten Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 , das zur Beschreibung der Bewegung des Starrkörpermodells verwendet wird, wird durch die Rotationsmatrix ${}^0\mathbf{R}_{ref}$ beschrieben. Unter der Annahme, dass diese bekannt und konstant ist, kann die Orientierung ${}^0\mathbf{R}_S$ des Sensors gegenüber dem inertialen Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 durch

$${}^0\mathbf{R}_S(t) = {}^0\mathbf{R}_{ref} {}^{ref}\mathbf{R}_S(t), \quad (4.2.6)$$

berechnet werden.

Das Rauschen im Winkelgeschwindigkeitssignal sowie kleine Fehler, die sich z.B. aus einer ungenauen Bestimmung der Kalibriermatrizen (siehe Kap 3.3) ergeben können, führen zu ungenauen Drehungen $\delta\mathbf{R}(t_i)$. Diese kleinen Fehler addieren sich während des Integrationsverfahrens und werden trotz der kleinen Abtastrate Δt mit der Zeit größer. Dieser kummulierte Fehler wird „Drift“ genannt (vgl. Kapitel 1.1) und kann als eine Veränderung der relativen Orientierung ${}^0\mathbf{R}_{ref}$ des inertialen Referenzkoordinatensystems \mathcal{K}_{ref} gegenüber dem inertialen Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 modelliert werden.

Zur Reduzierung des Drifts werden Datenfusionsalgorithmen eingesetzt, die externe konstante Referenzen zur Korrektur der integrierten Drehmatrizen ${}^{ref}\mathbf{R}_S$ verwenden. Typischerweise werden dazu die Erdbeschleunigung mit Hilfe von Accelerometersignalen (sechssachsige Datenfusion) oder ergänzend das Erdmagnetfeld mit Hilfe von Magnetometersignalen (neunachsige Datenfusion) verwendet. Letzteres wird im Rahmen dieser Arbeit nicht betrachtet.

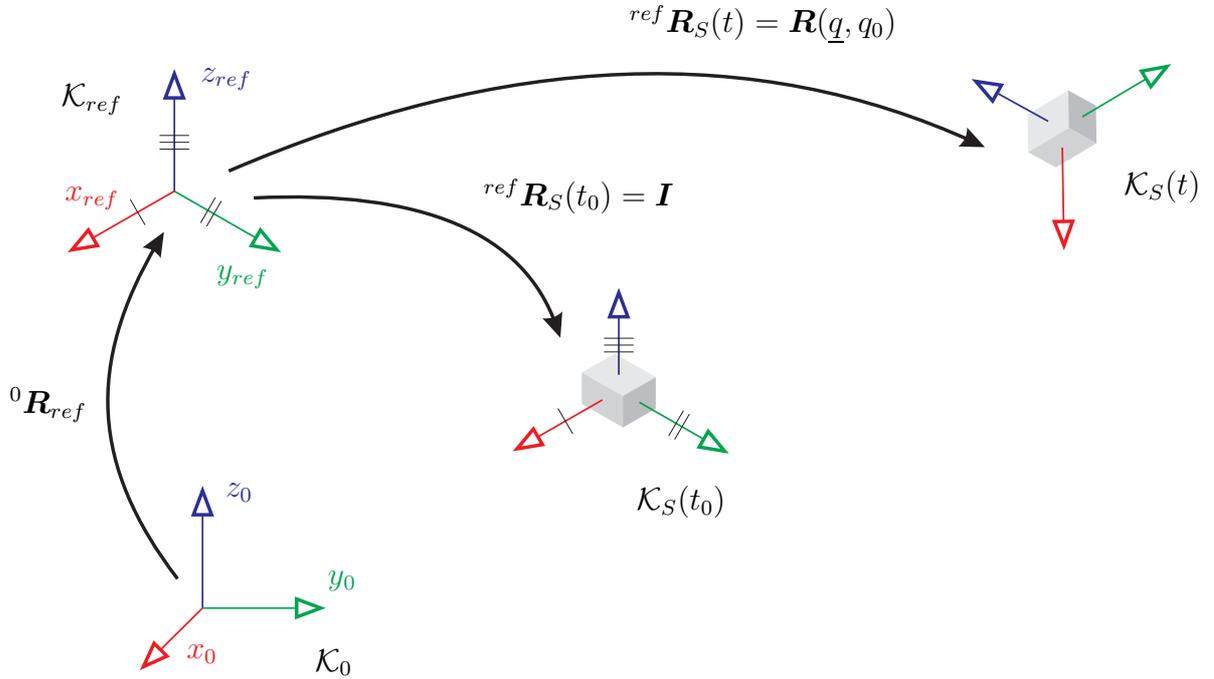
4.2.1.2 Chipinterne Berechnung mit Hilfe eines sechssachsigen Datenfusionsalgorithmus

Die chipinterne Berechnung der Orientierung steht bei den Sensoren des Systems „m400“ der Fa. myon zur Verfügung und beinhaltet einen sechssachsigen Datenfusionsalgorithmus, der mit Hilfe der im Accelerometersignal enthaltenen Erdbeschleunigung den Drift gegenüber der vertikalen Achse korrigiert. Die internen Berechnungsvorschriften des Algorithmus sind dabei leider nicht bekannt.

Die Orientierung ${}^{ref}\mathbf{R}_S$ eines Sensors gegenüber einem raumfesten Koordinatensystem \mathcal{K}_{ref} wird bei jedem Messpunkt in Form von Quaternionensignalen $[q_0, \underline{q}^T]^T$ mitgesendet (siehe Kapitel 2.5).

Das Referenzsystem \mathcal{K}_{ref} wird zum Zeitpunkt t_0 nach der Herausnahme des Sensors aus der Ladestation parallel zu den Sensorachsen festgelegt, wie in Abbildung 4.13 dargestellt ist. Aus dem Quaternionensignal kann zu jedem Zeitpunkt t der Messung die Orientierung des Sensors in der Parametrisierung durch eine Rotationsmatrix mit

Abbildung 4.13: Chipinterne Berechnung der Orientierung eines Sensors. Die Orientierung wird in Form eines Quaternionensignals übermittelt.



$${}^{ref}\mathbf{R}_S(q_0, \underline{q}) = \mathbf{I} + 2[q_0\tilde{\underline{q}} + \tilde{\underline{q}}^2], \quad (4.2.7)$$

gebildet werden (siehe Kapitel 2.5), wobei zum Zeitpunkt t_0 das Quaternionensignal auf

$$q_0 = 1 \quad (4.2.8)$$

$$\underline{q} = [0, 0, 0]^T \quad (4.2.9)$$

gesetzt wird, was in der Parametrisierung mit einer Rotationsmatrix der Einheitsmatrix \mathbf{I} entspricht. Unter der Annahme einer bekannten und konstanten relativen Orientierung ${}^0\mathbf{R}_{ref}$ des inertialen Referenzkoordinatensystems \mathcal{K}_{ref} gegenüber dem inertialen Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 wird die Orientierung ${}^0\mathbf{R}_S(t)$ des Sensors gegenüber dem Koordinatensystem \mathcal{K}_0 analog zu Gleichung 4.2.6 berechnet.

Bei den im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Messungen werden lediglich kurze Messzeiträume betrachtet, sodass von einem geringen Driftfehler ausgegangen wird. Aufgrund der Korrektur durch das Beschleunigungssignal ist jedoch ein geringerer Drift bei der Verwendung des Datenfusionsalgorithmus gegenüber der direkten Inte-

gration zu erwarten. Eine Veranschaulichung anhand von Messungen erfolgt in Kapitel 6.2.1. Eine Möglichkeit zur vollständigen Korrektur des Drifts durch eine erneute Bestimmung der relativen Orientierung ${}^0\mathbf{R}_{ref}$ des Referenzkoordinatensystems \mathcal{K}_{ref} gegenüber dem Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 bei einer laufenden Messung wird in Kapitel 4.2.5 gegeben.

4.2.2 Orientierung eines Sensors gegenüber dem Laborkoordinatensystem

Zur Verwendung der Methoden zur Orientierungsbestimmung der Sensoren mit der Starrkörpermodellierung ist es notwendig, die relative Orientierung ${}^0\mathbf{R}_{ref}$ des Referenzkoordinatensystems \mathcal{K}_{ref} des Sensors bzgl. des Laborkoordinatensystems \mathcal{K}_0 zu kennen. Dafür werden wiederum zwei Möglichkeiten betrachtet.

4.2.2.1 Ausrichtung am Inertialsystem

Die einfachste Möglichkeit zur Bestimmung der Anfangsorientierung ist, die Sensoren zu Beginn der Messung in eine bekannte Stellung gegenüber dem inertialen Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 zu bringen, z.B. indem alle Sensorachsen exakt am Laborkoordinatensystem ausgerichtet werden. Damit wird

$${}^0\mathbf{R}_{ref} = \mathbf{I}. \quad (4.2.10)$$

Da diese als konstant angenommen wird, kann in diesem Fall die Orientierung ${}^0\mathbf{R}_S(t)$ der Sensoren durch

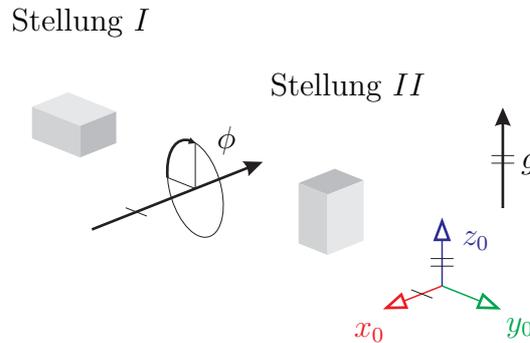
$${}^0\mathbf{R}_S(t) = {}^{ref}\mathbf{R}_S(t) \quad (4.2.11)$$

berechnet werden.

4.2.2.2 Ermittlung aus zwei Stellungen

Bei dieser Methode zur Bestimmung der Anfangsorientierung wird der Sensor in zwei statische Stellungen gebracht, die um eine bekannte horizontale Achse zueinander verdreht sind. Hierbei ist wesentlich, dass die Drehachse zwischen den beiden Stellungen horizontal gerichtet und bekannt ist und nicht, um welchen Winkel exakt gedreht wurde. In Abbildung 4.14 befindet sich der dargestellte Sensor in zwei zueinander um die x -Achse des Inertialsystems gedrehten statischen Stellungen I und II zu den Zeitpunkten t_I und t_{II} .

Abbildung 4.14: Ermittlung der relativen Orientierung eines Sensors gegenüber dem Laborkoordinatensystem durch zwei bekannte Stellungen.



Zur Ermittlung der Orientierung ${}^0\mathbf{R}_S(t_{II})$ zwischen dem Sensor und dem Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 wird die Bedingung ausgenutzt, dass der Erdbeschleunigungsvektor \underline{g} in beiden statischen Stellungen gemessen werden kann, um daraus die Richtungen ${}^S\underline{e}_{x_0}$, ${}^S\underline{e}_{y_0}$ und ${}^S\underline{e}_{z_0}$ der Koordinatenachsen des Laborkoordinatensystems \mathcal{K}_0 dargestellt in Koordinaten des Sensorkoordinatensystems \mathcal{K}_S zu ermitteln. Diese werden für die Stellung II im Folgenden berechnet. Für den Einheitsvektor \underline{e}_{z_0} in z -Richtung des Laborkoordinatensystems gilt

$${}^S\underline{e}_{z_0} = \frac{{}^S\underline{g}_{II}}{\|{}^S\underline{g}_{II}\|}. \quad (4.2.12)$$

Aufgrund der bekannten Drehung des Körpers um die horizontale Achse (hier die x -Achse des Inertialsystems) lässt sich der entsprechende Einheitsvektor e_{x_0} als Drehachse zwischen den beiden gemessenen Erdbeschleunigungsvektoren über das Kreuzprodukt

$${}^S \underline{e}_{x0} = \frac{{}^S \underline{g}_{II} \times {}^S \underline{g}_I}{\|{}^S \underline{g}_{II} \times {}^S \underline{g}_I\|}. \quad (4.2.13)$$

bilden. Zur Veranschaulichung dieses Zusammenhangs ist die ermittelte Drehachse in Abbildung 4.14 dargestellt. Die dritte Achse des Laborkoordinatensystems lässt sich schließlich mit Hilfe der Rechten-Hand-Regel durch das Kreuzprodukt aus

$${}^S \underline{e}_{y0} = {}^S \underline{e}_{z0} \times {}^S \underline{e}_{x0} \quad (4.2.14)$$

bilden. Die resultierende Orientierung in der Stellung *II* lässt sich somit mit den Einheitsvektoren der Koordinatenachsen zu

$${}^0 \mathbf{R}_S(t_{II}) = \begin{bmatrix} {}^S \underline{e}_{x0} & {}^S \underline{e}_{y0} & {}^S \underline{e}_{z0} \end{bmatrix}^T \quad (4.2.15)$$

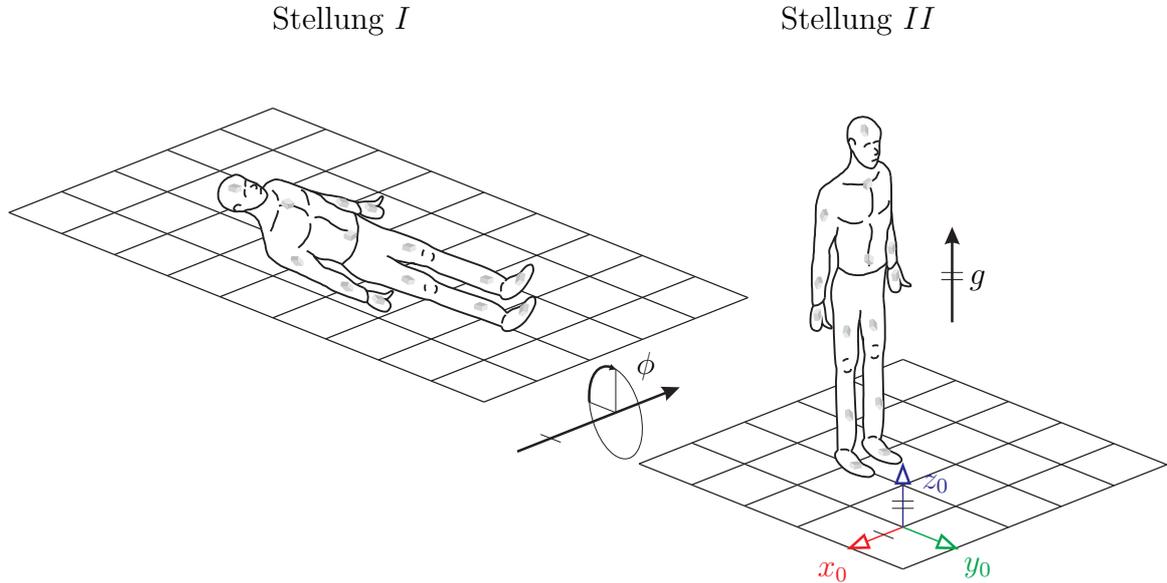
zusammensetzen. Die relative Orientierung ${}^0 \mathbf{R}_{ref}$ des Referenzkoordinatensystems \mathcal{K}_{ref} gegenüber dem Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 lässt sich damit und mit der Orientierung des Sensors ${}^{ref} \mathbf{R}_S$ zum Zeitpunkt t_{II} gegenüber dem Referenzkoordinatensystem \mathcal{K}_{ref} durch

$${}^0 \mathbf{R}_{ref} = {}^0 \mathbf{R}_S(t_{II}) {}^{ref} \mathbf{R}_S(t_{II})^T \quad (4.2.16)$$

berechnen.

In der Anwendung bei der Bewegungsmessung am menschlichen Körper ist diese Methode auch während die Sensoren bereits an den entsprechenden Körpersegmenten angebracht sind umsetzbar. Hierzu liegt die Testperson in der Stellung *I* flach auf dem Boden, während sie in der Stellung *II* aufrecht steht (Abbildung 4.15). Dabei ist darauf zu achten, dass die Haltung der Testperson in beiden Stellungen gleich ist, sodass alle Körperteile und damit auch die Sensoren exakt um eine horizontale Achse zwischen beiden Stellungen gedreht sind. Aus diesem Grund wird die Nullstellung (siehe Stellung *II*) verwendet, bei der alle Segmente außer der Füße vertikal gehalten und die Füße hüftbreit auseinander gestellt werden. Die Füße und Daumen zeigen gerade nach vorne.

Abbildung 4.15: Ermittlung der relativen Orientierung aller bereits montierter Sensoren gegenüber dem Laborkoordinatensystem durch zwei bekannte Stellungen.



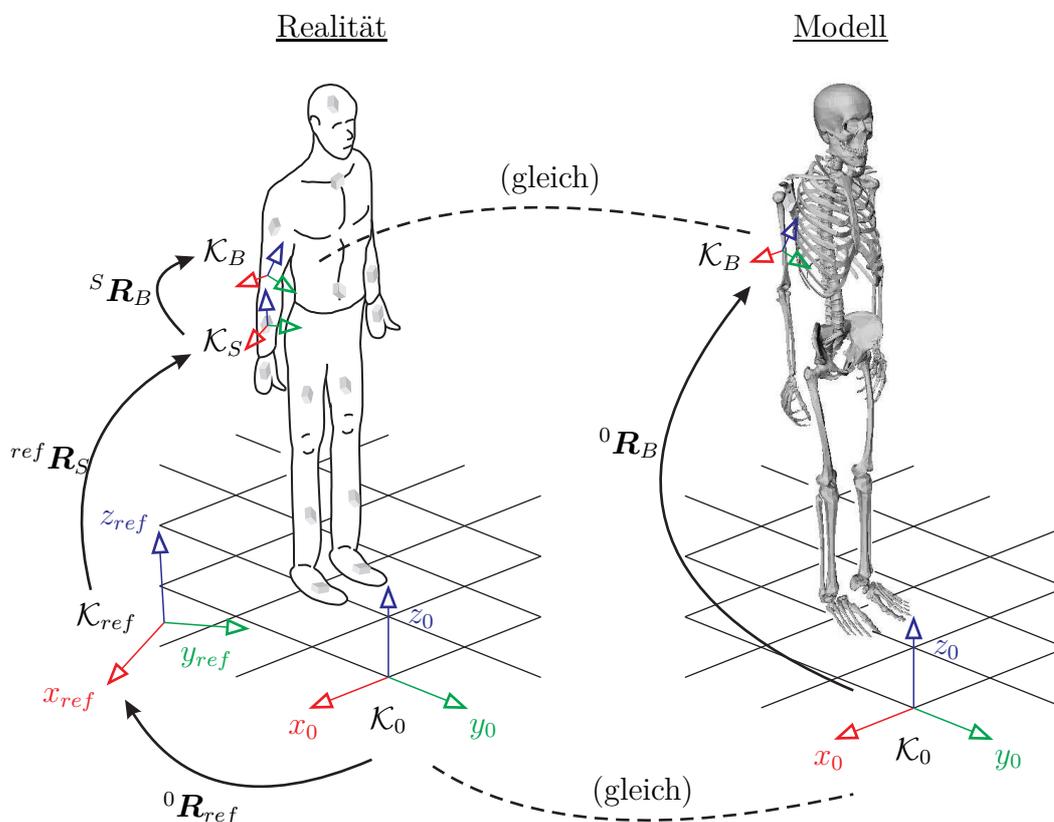
4.2.3 Initialisierung des Starrkörpermodells, Orientierung der Körpersegmente

Alle Sensoren sind jeweils am zugehörigen Segment des Körpers befestigt, wobei die Position und Ausrichtung bei der Anbringung beliebig gewählt werden darf. Es existieren somit 15 Segment-Sensor-Paarungen.

Ziel ist es nun, die Rotation ${}^S\mathbf{R}_B$ zwischen den einzelnen Sensoren und dem jeweils zugehörigen Segment zu bestimmen. Diese wird als konstant anegnommen, d.h. es wird davon ausgegangen, dass der Sensor sich nicht relativ zum Segment verdreht. Es wird eine Initialisierung des Starrkörpermodells durchgeführt, indem die Testperson zu einem Initialisierungszeitpunkt t_{init} wie in Abbildung 4.16 gezeigt in eine Stellung gebracht wird, bei der die Orientierungen ${}^0\mathbf{R}_B$ der Segmente gegenüber dem Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 bekannt sind. Es bietet sich wiederum die Nullstellung an, die von einem Probanden eingenommen werden kann. Mit der Kenntnis über die Orientierung eines Sensors und des zugehörigen Segments folgt für diesen speziellen Zeitpunkt

$${}^S\mathbf{R}_B = {}^0\mathbf{R}_{ref}{}^{ref}\mathbf{R}_S^T(t_{init}) {}^0\mathbf{R}_B(t_{init}). \quad (4.2.17)$$

Abbildung 4.16: Initialisierung des Skelettmodells. Die Testperson (links) nimmt eine vorgegebene Stellung des Starrkörpermodells (rechts) gegenüber dem Laborkoordinatensystem ein, ab welcher die Bewegung gemessen wird.



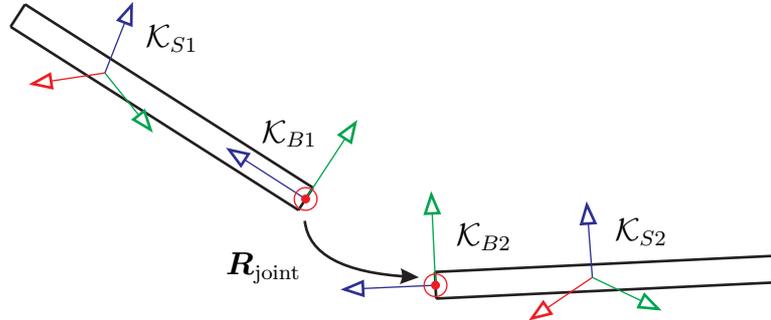
Auf diese Weise wird der Sensor mit dem entsprechenden Segment gekoppelt. Während aller weiteren Zeitpunkte t der Bewegung kann somit die Orientierung des Körpersegments ${}^0\mathbf{R}_B$ gegenüber dem Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 berechnet werden durch

$${}^0\mathbf{R}_B(t) = {}^0\mathbf{R}_{ref} {}^{ref}\mathbf{R}_S(t) {}^S\mathbf{R}_B. \quad (4.2.18)$$

4.2.4 Berechnung der Gelenkstellungen

Mit Hilfe der bekannten Orientierung der einzelnen Segmente bzgl. des Inertialsystems lässt sich die Bewegung des gesamten Starrkörpermodells darstellen, indem auf die Relativedrehungen an den Gelenken geschlossen wird. Abbildung 4.17 zeigt ein Beispiel eines Gelenks mit den anliegenden zwei Segment-Sensor Paarungen 1 und 2.

Abbildung 4.17: Berechnung der Gelenkstellungen über die Rotationsmatrix $\mathbf{R}_{\text{joint}}$ aus den Orientierungen der Sensoren und dazugehörigen Segmente.



Mit Hilfe der bereits berechneten Größen lässt sich die Rotation $\mathbf{R}_{\text{joint}}$ am gezeigten Gelenk durch

$$\mathbf{R}_{\text{joint}}(\underline{\varphi}) = {}^{B1}\mathbf{R}_{B2} = {}^0\mathbf{R}_{B1}^T {}^0\mathbf{R}_{B2} \quad (4.2.19)$$

$$= ({}^0\mathbf{R}_{S1} {}^{S1}\mathbf{R}_{B1})^T {}^0\mathbf{R}_{S2} {}^{S2}\mathbf{R}_{B2} \quad (4.2.20)$$

berechnen, woraus mit Hilfe der in Kapitel 2.3 gezeigten Berechnung der inversen Kinematik jeweils auf die drei Gelenkwinkel $\underline{\varphi}(\mathbf{R}_{\text{joint}})$ geschlossen werden kann, die in Kapitel 4.1.3 für alle Gelenke definiert wurden. Auf diese Weise können alle Stellungen des gesamten Skeletts zu jedem Zeitpunkt der Messung berechnet werden, indem das Skelett als kinematische Kette ausgehend vom Koordinatensystem des Beckens aufgebaut wird.

4.2.5 Korrektur des Orientierungsdrifts durch erneutes Einnehmen der Initialisierungsstellung

Bei der Durchführung von längeren Messungen wird der Orientierungsdrift der Sensoren steigen. Damit die Sensoren nicht vollständig abgenommen und die Messung von neuem inklusive der Anbringung der Sensoren gestartet werden muss, kann die Korrektur des auftretenden Drifts durch eine Reinitialisierung während der laufenden Messung vorgenommen werden, wie im Folgenden am Beispiel eines einzelnen Sensors gezeigt wird.

Zur Reinitialisierung wird die Testperson zu einem Zeitpunkt t_{corr} erneut in die in Abbildung 4.16 dargestellte Stellung gebracht. Wie in Kapitel 4.2.1 beschrieben führt der Orientierungsdrift zu einer Veränderung der relativen Orientierung ${}^0\mathbf{R}_{ref}$ des Referenzkoordinatensystems \mathcal{K}_{ref} gegenüber dem Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 . Diese kann jedoch identifiziert werden, da über die vorgegebene Körperstellung die Orientierung ${}^0\mathbf{R}_B(t_{corr})$ des zugehörigen Segments des Sensors gegenüber dem Laborkoordinatensystem bekannt ist. Dabei wird angenommen, dass die relative Orientierung ${}^S\mathbf{R}_B$ zwischen Segment und Sensor konstant ist, d.h. dass der Sensor sich nicht gegenüber dem zugehörigen Körpersegment verdreht. Es resultiert

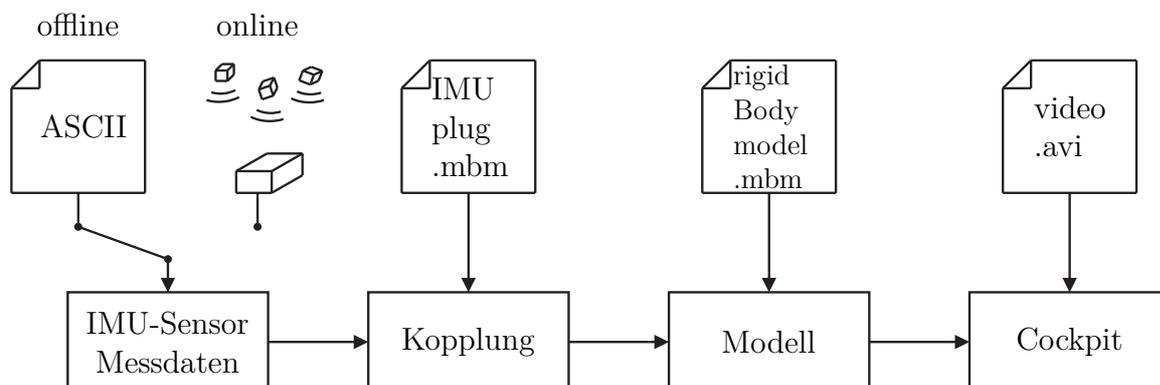
$${}^0\mathbf{R}_{ref} = {}^0\mathbf{R}_B(t_{corr}) {}^S\mathbf{R}_B^{T ref} \mathbf{R}_S^T(t_{corr}). \quad (4.2.21)$$

Auf diese Weise lässt sich ein auftretender Drift während einer laufenden Messung korrigieren.

4.3 Implementierung

Das vorgestellte Starrkörpermodell wurde in der biomechanischen Mehrkörpersimulationsbibliothek MobileBody implementiert. Diese verfügt über eine Sensorschnittstelle, um die Messdaten auf das Modell zu übertragen. Im Folgenden sollen die grundlegenden Abläufe innerhalb der MobileBody Software in Bezug auf Bewegungsmessungen vorgestellt werden. Der grundlegende Aufbau eines MobileBody Programms ist in Abbildung 4.18 am Beispiel der Bewegungsmessung unter der Verwendung von Inertialsensoren dargestellt und untergliedert sich in vier Schritte.

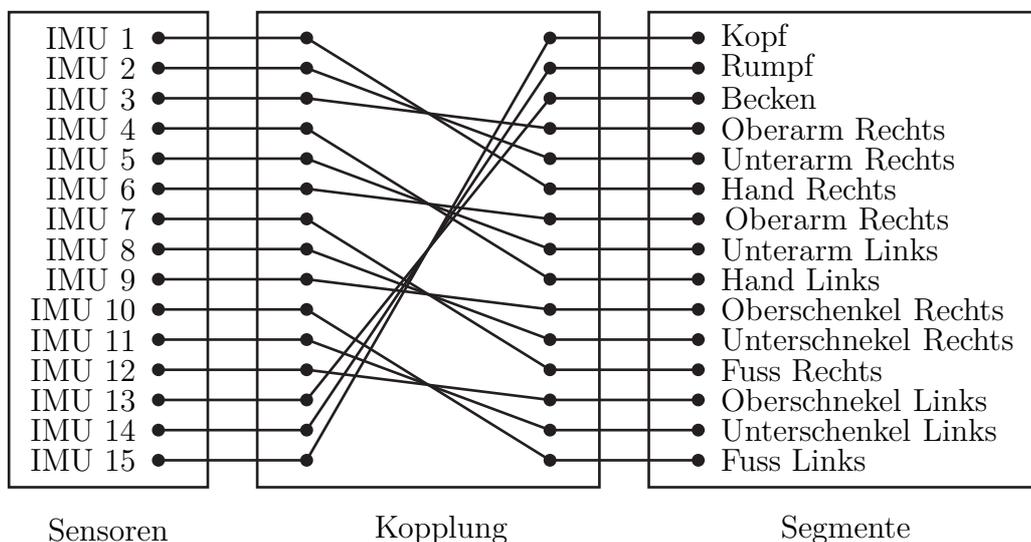
Abbildung 4.18: Programmablauf einer MobileBody Applikation am Beispiel der Bewegungsmessung mit Inertialsensoren.



Im ersten Schritt werden die Sensordaten eingelesen, in diesem Fall die Messdaten der Inertialsensoren. Es ist möglich, sowohl offline aus einer aufgezeichneten Messung (möglich beim myon-System und beim 2D-System, jeweils im ASCII-Format), als auch online direkt vom Messsystem Daten abzugreifen (möglich beim myon-System). Eine Erweiterung um andere Sensorsysteme ist durch die Definition einer entsprechenden Schnittstelle zur Datenübertragung möglich.

Der zweite und dritte Schritt des Programms beinhaltet die Kopplung der Sensordaten an ein erstelltes Starrkörpermodell. Die Kopplung der Sensordaten wird dabei in der Datei „IMUplug.mbm“ definiert, wobei die Bestandteile des zu betreibenden Starrkörpermodells in der Datei „IMUmodel.mbm“ definiert sind. Eine Trennung dieser beiden Schritte ist sinnvoll, da beispielsweise mit verschiedenen Sensoren das gleiche Starrkörpermodell betrieben werden könnte, sodass lediglich die Kopplung anderer Sensoren neu definiert werden müsste, jedoch nicht das Modell selber. Dieses wird beim späteren Vergleich des Systems mit Inertialsensoren zu einem markerbasierten Messverfahren verwendet. Die beschriebene Kopplung der Sensoren beinhaltet unter anderem die Informationen darüber, welcher Sensor mit welchem Segment des Starrkörpermodells verknüpft wird, um die gemessene Bewegung sinnvoll darstellen zu können. Abbildung 4.19 zeigt die standardmäßige Zuordnung der Sensoren zu den einzelnen Körpersegmenten des Starrkörpermodells, die durch entsprechende Änderungen in der Kopplungsdatei jedoch angepasst werden kann.

Abbildung 4.19: Kopplung der einzelnen Sensoren an die zugehörigen Körpersegmente des Starrkörpermodells. Es wird jeweils das Sensorkoordinatensystem mit dem Koordinatensystem am distalen Ende des Segments verknüpft.



Die Dateien „IMUplug.mbm“ und „rigidBodyModel.mbm“ sind im ASCII-Format geschrieben und beinhalten alle notwendigen Definitionen zur Kopplung und Modellierung. Durch die Wahl einer intuitiven und flexiblen Schreibweise können diese auch von programmierunerfahrenen Anwendern bearbeitet werden, ohne direkt in den C++ Code eingreifen zu müssen. Eine detaillierte Beschreibung dieser Schreibweise würde den Umfang dieser Arbeit überschreiten, sodass auf die Benutzeranleitung der Software verwiesen wird [88].

Im letzten Schritt wird die Messung in einem „Cockpit“ (siehe Abbildung 4.18) dargestellt und ausgewertet. Neben der Auswertung von Bewegungsgrößen, Gelenkwinkeln, Gangparametern usw. kann die gemessene Bewegung des Modells durch ein entsprechend modelliertes Skelettmodell visualisiert werden. Parallel besteht optional die Möglichkeit, ein während der Messung aufgezeichnetes Video zeitsynchron zur Skelettbewegung abzuspielen. Eine entsprechende Benutzeroberfläche kann dabei für einen Anwender vorgefertigt erstellt und mit einer Kombination aus Messung, Kopplung und Modell gestartet werden. Auf diese Weise ist es beispielsweise möglich, eine leicht zu bedienende spezifische Applikation nach den Bedürfnissen eines Anwenders (beispielsweise in der Medizin) zu erstellen, die alle nicht benötigten Funktionalitäten ausblendet.

5 Gangparameterbestimmung unter Verwendung von Inertialsensoren

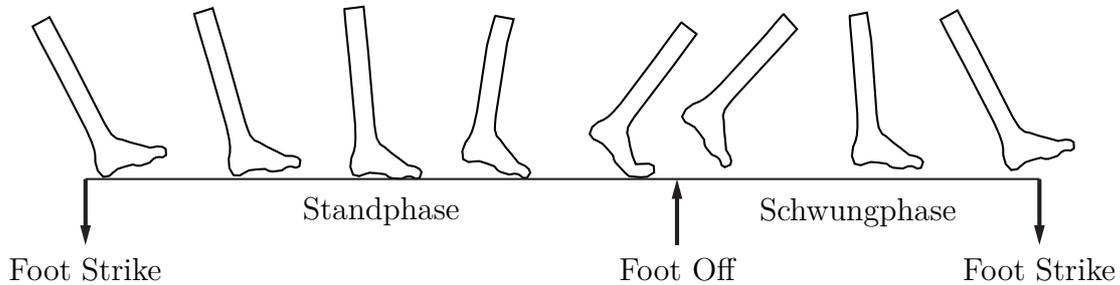
Die instrumentelle Ganganalyse stellt ein wichtiges und intensiv erforschtes Anwendungsfeld in der Biomechanik dar. Die Bewegung des menschlichen Ganges wird dabei instrumentell gemessen, visualisiert und ausgewertet, was Anwendern in der Medizin bei der Beurteilung des Ganges und Erarbeitung von Behandlungsvorgaben unterstützt. Neben kinematischen Größen wie beispielsweise Gelenkwinkeln werden dabei auch standardisierte Gangparameter zur Beurteilung des Ganges eingesetzt. In diesem Kapitel werden die gängigen, in der instrumentellen Ganganalyse verwendeten Gangparameter und ihre Berechnungsvorschriften beschrieben. Im Anschluss werden Methoden zur Bestimmung der Gangparameter auf Basis von Inertialsensoren vorgestellt, die im weiteren Verlauf der Arbeit getestet und bewertet werden.

5.1 Definition und Berechnungsvorschriften der Gangparameter

Beim menschlichen Gang werden in zyklischen Bewegungen wechselseitig der linke und rechte Fuß voreinander gesetzt, um eine Vorwärtsbewegung des Körpers zu vollziehen. Betrachtet werden dabei für jede Körperseite Gangzyklen, die jeweils den Zeitraum vom ersten Bodenkontakt des jeweiligen Fußes bis zum nächsten Bodenkontakt des selben Fußes beschreibt. Jeder Gangzyklus unterteilt sich dabei in eine Standphase, die mit dem ersten Bodenkontakt des Fußes (Foot Strike) eingeleitet wird und eine Schwungphase, die durch das Abheben des Fußes vom Boden (Foot Off) eingeleitet wird, wie in Abbildung 5.1 dargestellt ist.

Es wird unterschieden zwischen zeitbasierten (temporalen) Gangparametern, die mit Hilfe der Bestimmung der Zeitpunkte der Gangevents Foot Strike und Foot Off berechnet werden, und längenbasierten (räumlichen) Gangparametern, bei denen charakteristische Abstände innerhalb der Gangzyklen zur Berechnung verwendet werden.

Abbildung 5.1: Einteilung des Gangzyklus in die Stand- und Schwungphase anhand der charakteristischen Zeitpunkte der Gangevents Foot Strike und Foot Off. Eigene Darstellung in Anlehnung an [2].



Nachfolgend ist eine Übersicht der standardisierten Gangparameter in der instrumentellen Bewegungsanalyse mit den zugehörigen Berechnungsvorschriften gegeben, die den Standardisierungen der GAMMA (Gesellschaft für die Analyse menschlicher Motorik und ihrer klinischen Anwendung) entsprechen [96]. Die Formeln sind für beide Körperseiten für den ersten Gangzyklus entsprechend der jeweiligen Abbildung angegeben und können je nach Messung angepasst werden, sofern beispielsweise mit einem Gangzyklus der linken Körperseite begonnen wird [1].

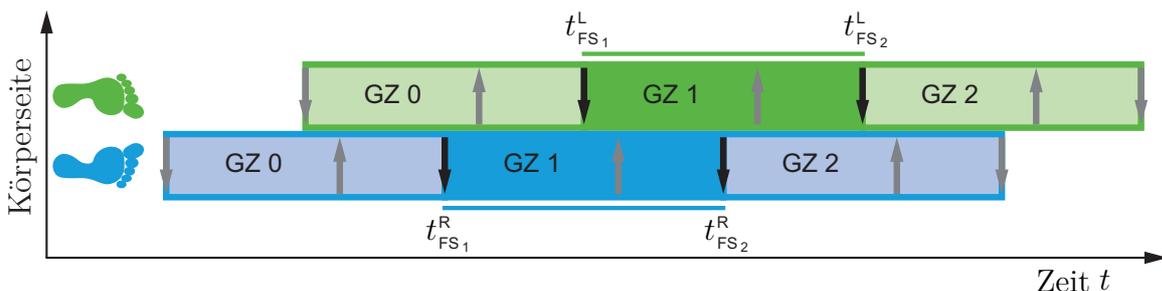
Zyklusdauer [s]

Die Zyklusdauer (ZD) entspricht der Dauer eines Gangzyklus des Referenzbeins. Es gilt

$$ZD^L = t_{FS_2}^L - t_{FS_1}^L \quad (5.1.1)$$

$$ZD^R = t_{FS_2}^R - t_{FS_1}^R \quad (5.1.2)$$

Abbildung 5.2: Bestimmung der Zyklusdauer (ZD) [58].



Schrittfrequenz $[\text{min}^{-1}]$

Die Schrittfrequenz (SF) entspricht der Anzahl der Schritte pro Minute und berechnet sich aus der Zyklusdauer (ZD) durch

$$\text{SF}^{\text{L}} = \frac{2}{\text{ZD}^{\text{L}}} 60 \quad (5.1.3)$$

$$\text{SF}^{\text{R}} = \frac{2}{\text{ZD}^{\text{R}}} 60. \quad (5.1.4)$$

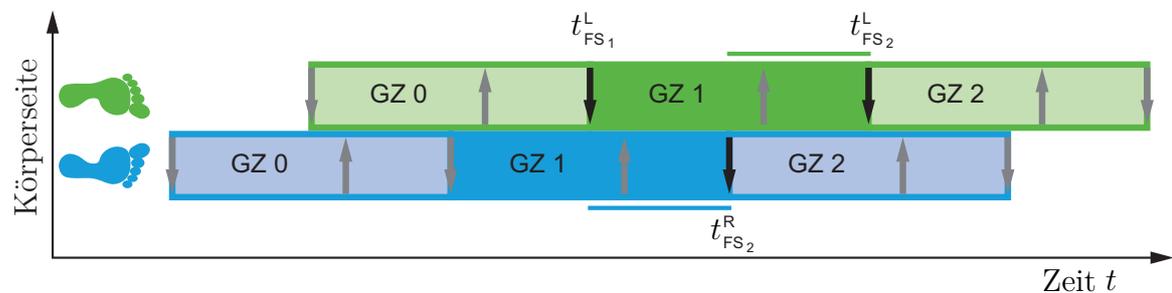
Schrittdauer [s]

Die Schrittdauer (SD) entspricht der Zeit, die zwischen dem Foot Strike des Gegenbeins (während der Standphase des Referenzbeins) und dem zweiten Foot Strike des Referenzbeins vergangen ist. Es gilt

$$\text{SD}^{\text{L}} = t_{\text{FS}_2}^{\text{L}} - t_{\text{FS}_2}^{\text{R}} \quad (5.1.5)$$

$$\text{SD}^{\text{R}} = t_{\text{FS}_2}^{\text{R}} - t_{\text{FS}_1}^{\text{L}}. \quad (5.1.6)$$

Abbildung 5.3: Bestimmung der Schrittdauer (SD) [58].



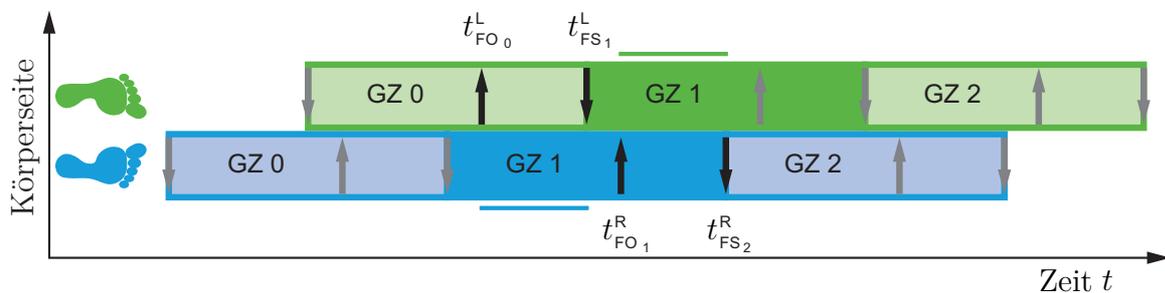
Einzelunterstützung [%]

Die Einzelunterstützung (EU) gibt den normierten Zeitanteil des Gangzyklus an, bei welchem das Körpergewicht vom Referenzbein getragen wird. Die Normierung erfolgt durch die Division mit der Zyklusdauer (ZD). Es gilt

$$EU^L = \frac{t_{FS_2}^R - t_{FO_1}^R}{ZD^L} 100\% \quad (5.1.7)$$

$$EU^R = \frac{t_{FS_1}^L - t_{FO_0}^L}{ZD^R} 100\% . \quad (5.1.8)$$

Abbildung 5.4: Bestimmung der Einzelunterstützung (EU) [58].



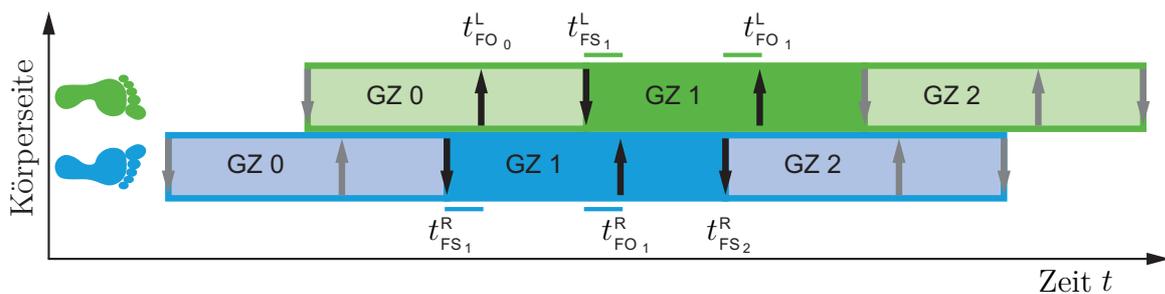
Doppelunterstützung [%]

Die Doppelunterstützung (DU) gibt den normierten Zeitanteil des Gangzyklus an, bei welchem das Körpergewicht von beiden Beinen getragen wird. Die Normierung erfolgt durch die Division mit der Zyklusdauer (ZD). Es gilt

$$DU^L = \frac{(t_{FO_1}^R - t_{FS_1}^L) + (t_{FO_1}^L - t_{FS_2}^R)}{ZD^L} 100\% \quad (5.1.9)$$

$$DU^R = \frac{(t_{FO_0}^L - t_{FS_1}^R) + (t_{FO_1}^R - t_{FS_1}^L)}{ZD^R} 100\% . \quad (5.1.10)$$

Abbildung 5.5: Bestimmung der Doppelunterstützung (DU) [58].



Limp Index []

Der Limp Index (LI) entspricht dem Quotienten aus der gesamten Unterstützung des Referenzbeins und des Gegenbeins, d.h. der Summe aus Einzelunterstützung (EU) und Doppelunterstützung (DU) für die jeweilige Körperseite. Es gilt

$$LI^L = \frac{EU^L + DU^L}{EU^R + DU^R} \quad (5.1.11)$$

$$LI^R = \frac{EU^R + DU^R}{EU^L + DU^L} \quad (5.1.12)$$

Der Limp Index wurde von der Fa. Vicon (Details zur Fa. Vicon folgen in Kapitel 6.1.1) entwickelt [96] und stellt ein Maß für die Symmetrie des Ganges dar.

Fußkontakt Referenzbein [%]

Der Zeitpunkt des Fußkontaktes des Referenzbeins (FKR) entspricht dem Beginn des Gangzyklus und ist definitionsgemäß

$$FKR = 0\% \quad (5.1.13)$$

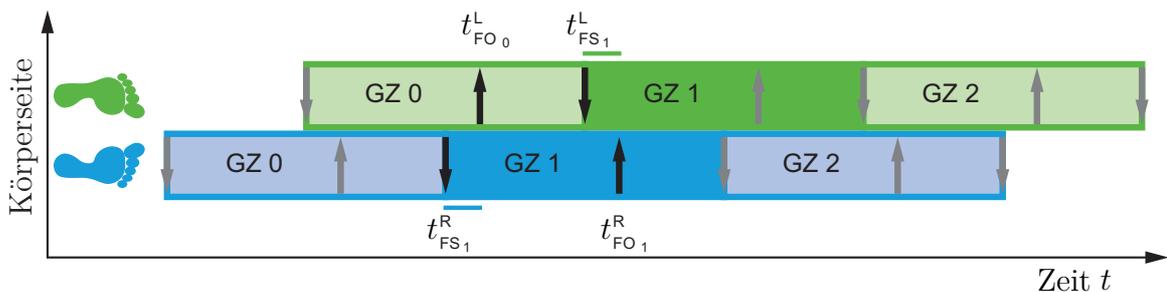
Abheben Fuß Gegenbein [%]

Der Zeitpunkt des Abhebens des Fußes des Gegenbeins (AFG) gibt den normierten Zeitpunkt des Gangevents Foot Off des Gegenbeins an. Die Normierung erfolgt mit der Division durch die Zyklusdauer (ZD). Es gilt

$$AFG^L = \frac{t_{FO_1}^R - t_{FS_1}^L}{ZD^L} 100\% \quad (5.1.14)$$

$$AFG^R = \frac{t_{FO_0}^L - t_{FS_1}^R}{ZD^R} 100\% \quad (5.1.15)$$

Abbildung 5.6: Bestimmung des Abhebens des Fußes des Gegenbeins (AFG) [58].



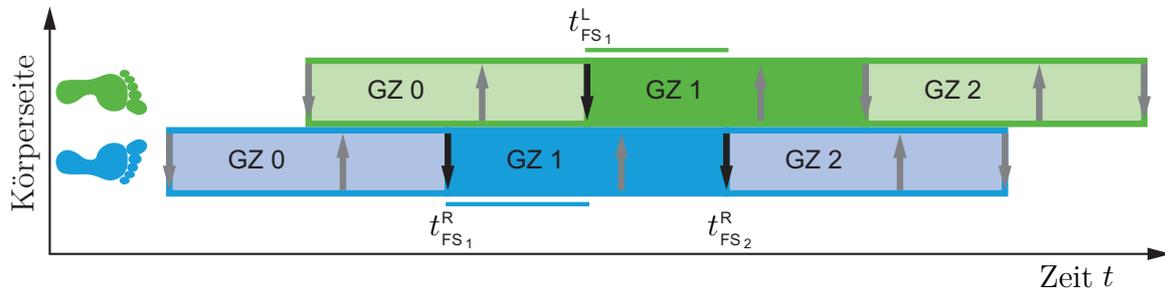
Fußkontakt Gegebenbein [%]

Der Zeitpunkt des Fußkontaktes des Gegebenbeins (FKG) gibt den normierten Zeitpunkt des Foot Strike des Gegebenbeins an. Die Normierung erfolgt mit der Division durch die Zyklusdauer (ZD). Es gilt

$$\text{FKG}^L = \frac{t_{\text{FS}_2}^R - t_{\text{FS}_1}^L}{\text{ZD}^L} 100\% \quad (5.1.16)$$

$$\text{FKG}^R = \frac{t_{\text{FS}_1}^L - t_{\text{FS}_1}^R}{\text{ZD}^R} 100\%, \quad (5.1.17)$$

Abbildung 5.7: Bestimmung des Fußkontaktes des Gegebenbeins (FKG) [58].



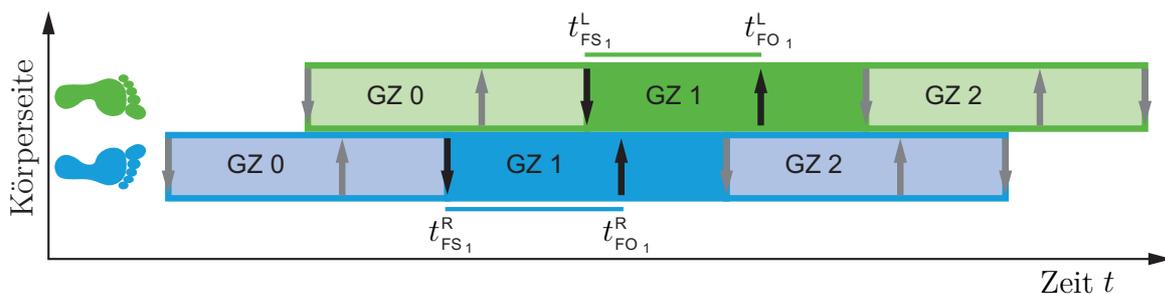
Abheben Fuß Referenzbein [%]

Der Zeitpunkt des Abhebens des Fußes des Referenzbeins (AFR) gibt den normierten Zeitpunkt des Gangevents Foot Off des Referenzbeins an. Die Normierung erfolgt mit der Division durch die Zyklusdauer (ZD). Es gilt

$$\text{AFR}^L = \frac{t_{\text{FO}_1}^L - t_{\text{FS}_1}^L}{\text{ZL}^L} 100\% \quad (5.1.18)$$

$$\text{AFR}^R = \frac{t_{\text{FO}_1}^R - t_{\text{FS}_1}^R}{\text{ZL}^R} 100\%. \quad (5.1.19)$$

Abbildung 5.8: Bestimmung des Abhebens des Fußes des Referenzbeins (AFR) [58].



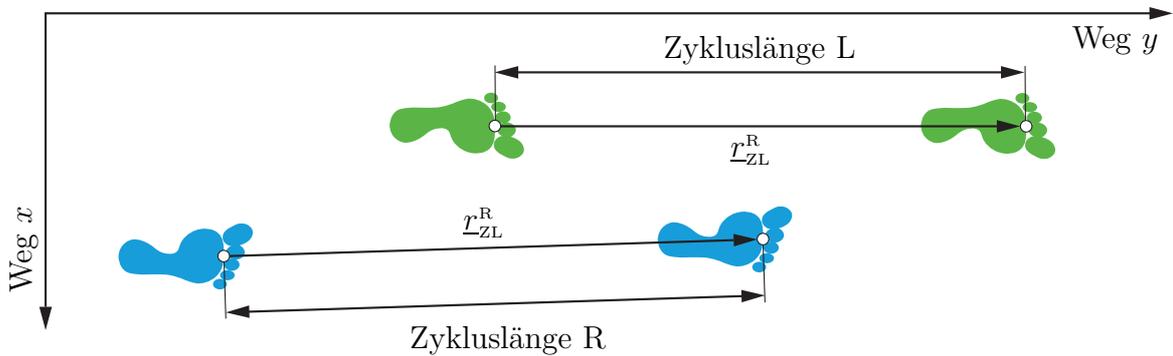
Zykluslänge [m]

Die Zykluslänge entspricht der kürzesten Distanz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Foot Strikes des Referenzbeins. Es gilt entsprechend der Abbildung 5.9

$$ZL^L = \|\underline{r}_{ZL}^L\| \quad (5.1.20)$$

$$ZL^R = \|\underline{r}_{ZL}^R\|. \quad (5.1.21)$$

Abbildung 5.9: Bestimmung der Zykluslänge (ZL).



Ganggeschwindigkeit [m/s]

Die Ganggeschwindigkeit (GS) entspricht der zurückgelegten Wegstrecke pro Zeiteinheit und wird mit dem Quotienten aus der Zykluslänge (ZL) und der Zyklusdauer (ZD) gebildet durch

$$GS^L = \frac{ZL^L}{ZD^L} \quad (5.1.22)$$

$$GS^R = \frac{ZL^R}{ZD^R}. \quad (5.1.23)$$

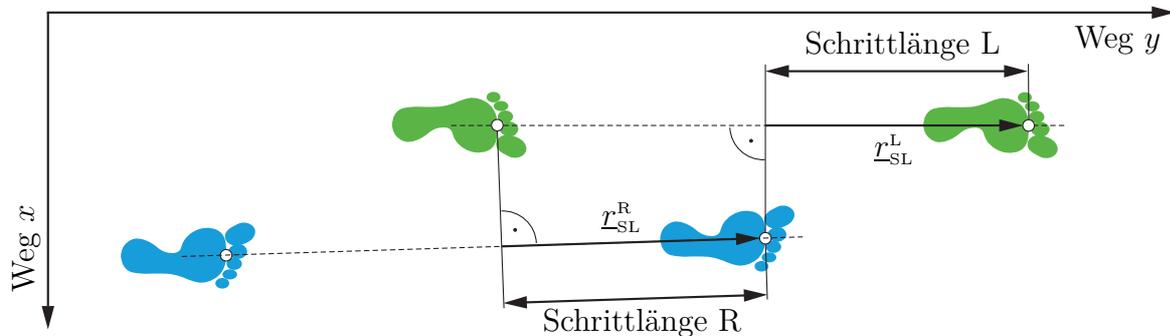
Schrittlänge [m]

Die Schrittlänge wird gebildet, indem auf die Verbindungslinie zwischen zwei aufeinanderfolgenden Gangevents Foot Strike des Referenzbeins ein Lot vom dazwischenliegenden Gangevent Foot Strike des Referenzbeins gefällt wird. Der Abstand vom Schnittpunkt des Lotes zum danach folgenden Foot Strike des Referenzbeins entspricht der Schrittlänge und wird entsprechend der Abbildung 5.10 berechnet durch

$$SL^L = \|\underline{r}_{SL}^L\| \quad (5.1.24)$$

$$SL^R = \|\underline{r}_{SL}^R\|. \quad (5.1.25)$$

Abbildung 5.10: Bestimmung der Schrittlänge (SL).



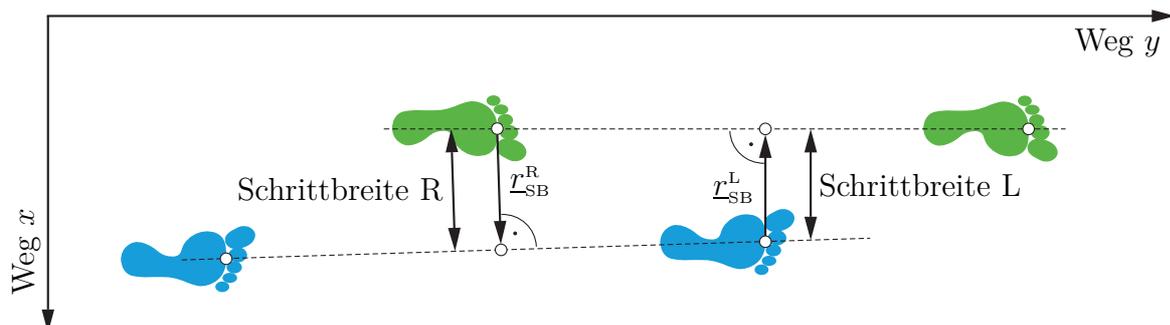
Schrittbreite [m]

Die Schrittbreite berechnet sich aus der Länge des beschriebenen Lotes aus der Berechnung der Schrittlänge entsprechend der Abbildung 5.11 durch

$$SB^L = \|\underline{r}_{SB}^L\| \quad (5.1.26)$$

$$SB^R = \|\underline{r}_{SB}^R\|. \quad (5.1.27)$$

Abbildung 5.11: Bestimmung der Schrittbreite (SB).



Zusammenfassend sind in Tabelle 5.1 alle beschriebenen Gangparameter und die zugehörigen Berechnungsvorschriften zusammengestellt.

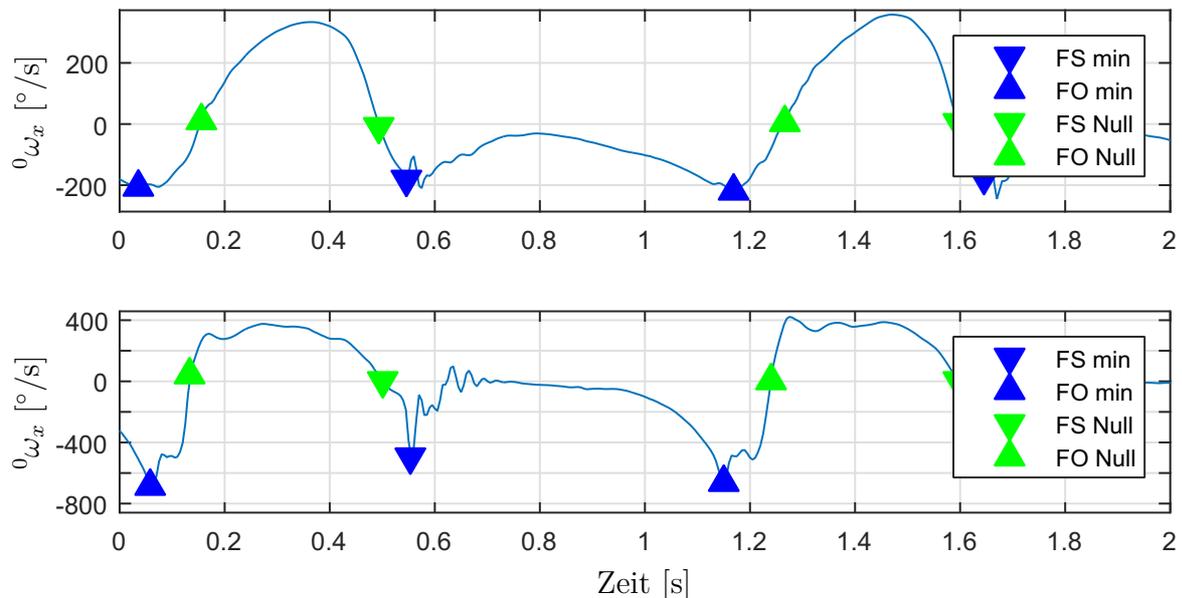
Tabelle 5.1: Standardisierte Gangparameter inkl. Berechnungsvorschriften

Bezeichnung	Symbol	Einheit	Formel
Zyklusdauer	ZD	s	$ZD^{L/R} = t_{FS_2}^{L/R} - t_{FS_1}^{L/R}$
Schrittfrequenz	SF	min^{-1}	$SF^{L/R} = \frac{2}{ZD^{L/R}} \cdot 60$
Schrittdauer	SD	s	$SD^{L/R} = t_{FS_2}^{L/R} - t_{FS_1}^{R/L}$
Einzelunterstützung	EU	%	$EU^{L/R} = \frac{t_{FS_1}^{R/L} - t_{FO_0}^{R/L}}{ZD^{L/R}} \cdot 100\%$
Doppelunterstützung	DU	%	$DU^{L/R} = \frac{(t_{FO_0}^{R/L} - t_{FS_1}^{L/R}) + (t_{FO_1}^{L/R} - t_{FS_1}^{R/L})}{ZD^{L/R}} \cdot 100\%$
Limp Index	LI		$LI^{L/R} = \frac{EU^{L/R} + DU^{L/R}}{EU^{R/L} + DU^{R/L}}$
Fußkontakt Referenzbein	FKR	%	$FKR = 0\%$
Abheben Fuß Gegenbein	AFG	%	$AFG^{L/R} = \frac{t_{FO_0}^{R/L} - t_{FS_1}^{L/R}}{ZD^{L/R}} \cdot 100\%$
Fußkontakt Gegenbein	FKG	%	$FKG^{L/R} = \frac{t_{FS_1}^{R/L} - t_{FS_1}^{L/R}}{ZD^{L/R}} \cdot 100\%$
Abheben Fuß Referenzbein	AFR	%	$AFR^{L/R} = \frac{t_{FO_1}^{L/R} - t_{FS_1}^{L/R}}{ZL^{L/R}} \cdot 100\%$
Zykluslänge	ZL	m	$ZL^{L/R} = \ x_{ZL}^{L/R}\ $
Ganggeschwindigkeit	GS	m/s	$GS^{L/R} = \frac{ZL^{L/R}}{ZD^{L/R}}$
Schrittlänge	SL	m	$SL^{L/R} = \ x_{SL}^{L/R}\ $
Schrittbreite	SB	m	$SB^{L/R} = \ x_{SB}^{L/R}\ $

5.2 Temporale Gangparameter

Zur Bestimmung der Gangevents Foot Strike (FS) und Foot Off (FO) werden verschiedene Profile der Messsignale an unterschiedlichen Körpersegmenten herangezogen. Sowohl am Unterschenkel als auch am Fuß einer Testperson weist die Komponente der in das raumfeste Laborkoordinatensystem transformierten Winkelgeschwindigkeit ${}^0\omega_x$ in der Sagittalebene sehr ähnliche, charakteristische Profile auf, anhand derer beide Events detektierbar sind [48, 51, 56]. Diese Verläufe sind in Abbildung 5.12 dargestellt.

Abbildung 5.12: Gangeventdetektion anhand der Winkelgeschwindigkeitskomponente in der Sagittalebene, gemessen am Unterschenkel (oben) und am Fuß (unten).

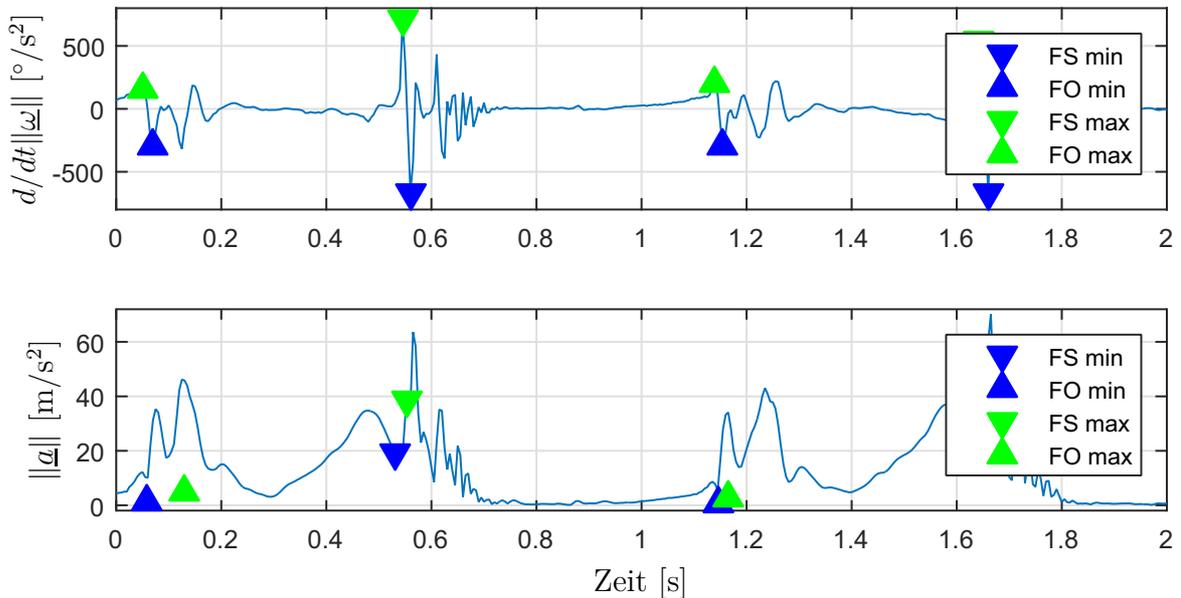


Sowohl am Unterschenkel als auch am Fuß kann in jeder mittleren Schwungphase mit positiver Winkelgeschwindigkeit ein lokales Maximum gefunden werden. Ausgehend von diesem Maximum ist das erste nachfolgende relative Minimum ein Kriterium für das Gangevent Foot Strike, das nächstgelegene vorangegangene lokale Minimum ein Kriterium für das Gangevent Foot Off. Zwischen den Gangevents Foot Off und Foot Strike existiert ein Bereich mit der Winkelgeschwindigkeit nahe Null, der der Standphase entspricht. Ausgehend von einem relativen Maximum in der Schwungphase kann somit jeweils ein Gangevent Foot Strike und ein Gangevent Foot Off detektiert werden. Als weiteres zu untersuchendes Kriterium wird der vor bzw. nach einem relativen Maximum auftretende Nulldurchgang der Winkelgeschwindigkeit vorgeschlagen, sodass für die Ermittlung der Gangevents Foot Off bzw. Foot Strike mit Hilfe der

Winkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene jeweils insgesamt vier Kriterien (zwei am Unterschenkel und zwei am Fuß) zur Verfügung stehen.

Neben der Winkelgeschwindigkeit ist nach Mariani et al. [56] eine weitere Möglichkeit zur Ermittlung der relevanten Gangevents, die Beobachtung des Verlaufs des Betrags der am Fuß gemessenen Bewegungsbeschleunigung $\|\underline{a}\|$ sowie den Verlauf der Ableitung des Betrags der am Fuß gemessenen Winkelgeschwindigkeit $d/dt\|\underline{\omega}\|$ zu verwenden. Der Verlauf dieser Größen sowie die verwendeten Kriterien sind in Abbildung 5.13 dargestellt.

Abbildung 5.13: Gangeventdetektion anhand der Ableitung des Betrags der Winkelgeschwindigkeit (oben) und des Betrags der Bewegungsbeschleunigung (unten), gemessen am Fuß.



In der Nähe der zuvor beschriebenen lokalen Minima der Winkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene haben diese beiden Größen Stellen mit ausgeprägten Spitzen der Signale, sodass jeweils das zum lokalen Minimum der Winkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene nächstgelegene lokale Minimum bzw. lokale Maximum als Kriterium für die Detektion des entsprechenden Gangevents Foot Strike bzw. Foot Off verwendet werden kann.

Es resultieren somit insgesamt acht Kriterien zur Detektion der Gangevents Foot Strike und Foot Off, mit Hilfe derer im weiteren Verlauf die temporalen Gangparameter berechnet werden können. Diese sind zur Übersicht in der nachfolgenden Tabelle 5.2 aufgelistet.

Tabelle 5.2: Vergleich der Methoden zur Erkennung der Gangevents Foot Strike und Foot Off aus den verschiedenen Signalen der Messungen an Segmenten.

Nr.	Signal	Segment	Regel
1	ω_{x0}	Unterschenkel	MIN
2			NULL
3	ω_{x0}	Fuß	MIN
4			NULL
5	$\ \underline{a}\ $	Fuß	MIN
6			MAX
7	$\frac{d}{dt}\ \underline{\omega}\ $	Fuß	MIN
8			MAX

5.3 Räumliche Gangparameter

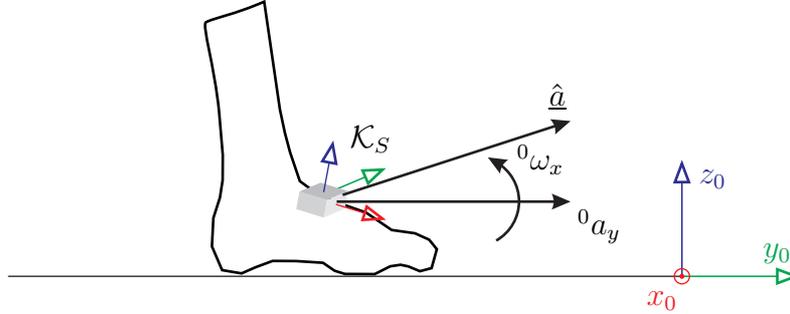
Bei der Berechnung der räumlichen Gangparameter werden zwei Möglichkeiten vorgestellt, die im Anschluss durch Testmessungen bewertet werden. Die erste Methode, basierend auf den Ausführungen von Sabatini et al. [69], berechnet die Zykluslänge durch die doppelte Integration der Beschleunigung in der Sagittalebene und auf deren Basis die Ganggeschwindigkeit. Die zweite Methode basiert auf der Idee von Aminian et al. [51], eine Modellierung des Unterkörpers in der Sagittalebene zur Berechnung der Schrittstellung zu nutzen, um auch hieraus auf die Zykluslänge und Ganggeschwindigkeit zu schließen. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden dabei die kinematischen Größen des in Kapitel 4 beschriebenen Starrkörpermodells zur Berechnung der räumlichen Gangparameter genutzt. Diese Berechnungen enthalten als neue Beiträge eine detailliertere, dreidimensionale Modellierung des Unterkörpers und können dadurch um die Gangparameter Schrittbreite und Schrittlänge erweitert werden.

5.3.1 Berechnung durch Integration des Beschleunigungssignals

Bei dieser Methode wird der auf dem Fußrücken platzierte Inertialsensor verwendet und dessen in die Sagittalebene transformierte Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitssignale herangezogen, wie in Abbildung 5.14 dargestellt ist.

Die gemessene Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit des Sensors wird hierzu zunächst in das raumfeste Laborkoordinatensystem \mathcal{K}_0 transformiert. Es gilt

Abbildung 5.14: Nutzung der Signale des Inertialsensors auf dem Fußrücken zur Berechnung der räumlichen Gangparameter. Betrachtet werden die in die Sagittalebene transformierten Signale.



$${}^0\hat{\underline{a}} = \begin{bmatrix} {}^0a_x \\ {}^0a_y \\ {}^0a_z + g \end{bmatrix}, \quad {}^0\underline{\omega} = \begin{bmatrix} {}^0\omega_x \\ {}^0\omega_y \\ {}^0\omega_z \end{bmatrix}. \quad (5.3.1)$$

Genutzt werden die Beschleunigung 0a_y des Sensors in Gangrichtung sowie die Winkelgeschwindigkeit ${}^0\omega_x$ in der Sagittalebene.

Ausgehend von den bereits detektierten Gangevents Foot Strike und Foot Off werden die Zeitpunkte der Gangevents Heel Off (Abheben der Ferse bei gleichzeitigem Kontakt des Vorderfußes am Boden) und Foot Flat (vollständiger Kontakt des Vorder- und Hinterfußes) ermittelt. Es wird zum einen angenommen, dass vor einem vollständigen Gangevent Foot Off bereits die Ferse des Fußes vom Boden abhebt, wenn die Winkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene unter einem Grenzwert liegt. Zum anderen wird angenommen, dass nach einem Gangevent Foot Strike der Fuß vollständig im Kontakt mit dem Boden ist, wenn die Winkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene über einem weiteren Grenzwert liegt. Die von Sabatini et al. [69] vorgeschlagenen Grenzwerte wurden empirisch ermittelt und betragen

$$\text{Detektion Heel Off: } {}^0\omega_x < -30^\circ/\text{s} \quad (5.3.2)$$

$$\text{Detektion Foot Flat: } {}^0\omega_x > -30^\circ/\text{s}. \quad (5.3.3)$$

Sie wurden in der vorliegenden Arbeit übernommen, betrachtet jeweils vor einem auftretenden Gangevent Foot Off bzw. nach einem auftretendem Gangevent Foot Strike. Es wird dabei davon ausgegangen, dass der Fuß zum Zeitpunkt des Gangevents Heel Off nahezu keine translatorische Geschwindigkeit aufweist, da er flach auf dem Boden

aufliegt. Somit wird mit der Anfangsbedingung $s_0 = 0$, $v_0 = 0$ zwischen den beiden Zeitpunkten der Gangevents Heel Off t_{HO} und Foot Flat t_{FF} die translatorische Bewegung des Fußes durch doppelte Integration des Beschleunigungssignals berechnet, was der Zykluslänge (ZL) des jeweiligen Beins entspricht. Es gilt demnach

$$\text{ZL}^{\text{L}} = \int_{t_{\text{HO}}^{\text{L}}}^{t_{\text{FF}}^{\text{L}}} \left[\int_{t_{\text{HO}}^{\text{L}}}^{t_{\text{FF}}^{\text{L}}} {}^0a_y dt \right] dt \quad (5.3.4)$$

$$\text{ZL}^{\text{R}} = \int_{t_{\text{HO}}^{\text{R}}}^{t_{\text{FF}}^{\text{R}}} \left[\int_{t_{\text{HO}}^{\text{R}}}^{t_{\text{FF}}^{\text{R}}} {}^0a_y dt \right] dt, \quad (5.3.5)$$

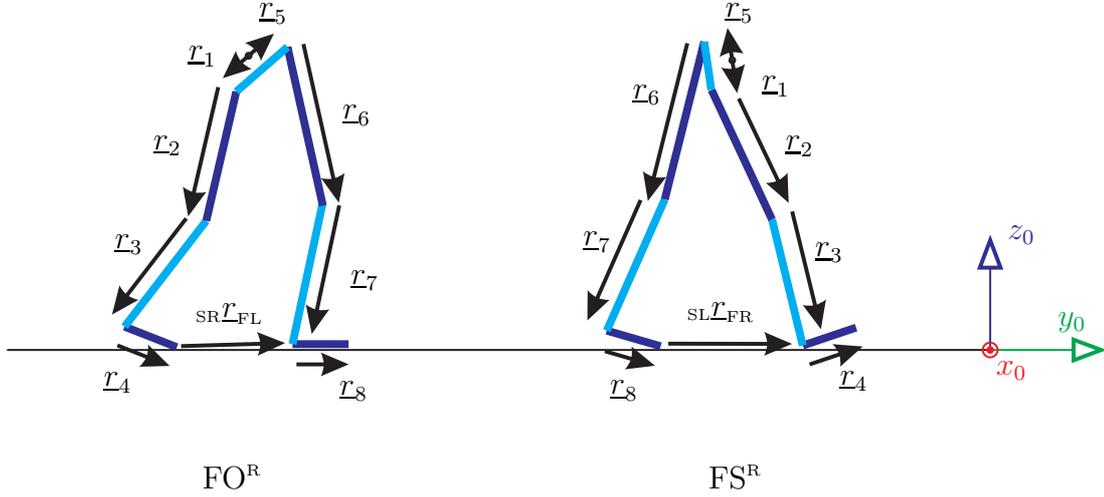
womit sich schließlich auch die Ganggeschwindigkeit entsprechend der Gleichungen 5.1.22 und 5.1.23 mit Hilfe des Quotienten aus der Zykluslänge und der Zyklusdauer berechnen lassen.

5.3.2 Nutzung des Starrkörpermodells

Bei der zweiten Methode wird auf die kinematischen Größen des Starrkörpermodells zurückgegriffen. Mit Hilfe der beschriebenen Relativkinematik werden alle Stellungen der Körpersegmente ermittelt, sodass unter Verwendung der bekannten Segmentlängen alle Vektoren der Starrkörper zu jedem Zeitpunkt berechnet werden können, wie in Abbildung 5.15 gezeigt ist.

Die Vektoren \underline{r}_1 bis \underline{r}_8 stehen für die gerichteten Strecken entlang der Segmente des Starrkörpermodells und können mit Hilfe der gerechneten Orientierung während der Bewegung in Koordinaten des Laborkoordinatensystems \mathcal{K}_0 berechnet werden. Mit Hilfe dieser Vektoren lassen sich die charakteristischen Abstandsvektoren zwischen der Spitze des rechten Fußes und Ferse des linken Fußes ${}_{\text{SR}}\underline{r}_{\text{FL}}$ bzw. Spitze des linken Fußes und Ferse des rechten Fußes ${}_{\text{SL}}\underline{r}_{\text{FR}}$ sowie der Abstandsvektor ${}_{\text{SL}}\underline{r}_{\text{SR}}$ von der Spitze

Abbildung 5.15: Nutzung der Relativkinematik des Starrkörpermodells zur Berechnung der räumlichen Gangparameter. Die gezeigten Vektoren werden aus den Größen der Starrkörpermodellierung zu charakteristischen Zeitpunkten gebildet.



des linken Fußes zur Spitze des rechten Fußes über die kinematische Kette berechnen durch

$${}_{\text{SR}}\underline{r}_{\text{FL}} = -\sum_{i=1}^4 \underline{r}_i + \sum_{j=5}^7 \underline{r}_j \quad (5.3.6)$$

$${}_{\text{SL}}\underline{r}_{\text{FR}} = \sum_{i=1}^3 \underline{r}_i - \sum_{j=5}^8 \underline{r}_j \quad (5.3.7)$$

$${}_{\text{SL}}\underline{r}_{\text{SR}} = \sum_{i=1}^4 \underline{r}_i - \sum_{j=5}^8 \underline{r}_j \quad (5.3.8)$$

Unter Berücksichtigung der Gangrichtung y_0 sowie der lateralen Richtung x_0 lassen sich aus diesen Vektoren und den charakteristischen Zeitpunkten wie in Abbildung 5.15 dargestellt die räumlichen Gangparameter berechnen. Die Zykluslänge ergibt sich aus den Schrittstellungen beim Foot Strike und Foot Off des Referenzbeins sowie beider Fußlängen durch

$$\text{ZL}^{\text{L}} = {}^0_{\text{SL}}y_{\text{FR}}(t_{\text{FO}}^{\text{L}}) + {}^0_{\text{SR}}y_{\text{FL}}(t_{\text{FS}}^{\text{L}}) + \|\underline{r}_4\| + \|\underline{r}_8\| \quad (5.3.9)$$

$$\text{ZL}^{\text{R}} = {}^0_{\text{SR}}y_{\text{FL}}(t_{\text{FO}}^{\text{R}}) + {}^0_{\text{SL}}y_{\text{FR}}(t_{\text{FS}}^{\text{R}}) + \|\underline{r}_4\| + \|\underline{r}_8\|. \quad (5.3.10)$$

Die Ganggeschwindigkeit ergibt sich wiederum aus den Gleichungen 5.1.22 und 5.1.23 mit Hilfe des Quotienten aus der Zykluslänge und der Zyklusdauer. Die Schrittlänge

errechnet sich aus der einfachen Schrittstellung beim Foot Strike des Referenzbeins sowie der Fußlänge durch

$$SL^L = {}^0_{SR}y_{FL}(t_{FS}^L) + \|\mathcal{L}_8\| \quad (5.3.11)$$

$$SL^R = {}^0_{SL}y_{FR}(t_{FS}^R) + \|\mathcal{L}_4\|. \quad (5.3.12)$$

Zuletzt wird die Schrittbreite berechnet unter Berücksichtigung der lateralen Abstände in der einfachen Schrittstellung des Referenzbeins durch

$$SB^L = {}^0_{SL}x_{SR}(t_{FS}^L) \quad (5.3.13)$$

$$SB^R = {}^0_{SL}x_{SR}(t_{FS}^R). \quad (5.3.14)$$

6 Vergleich mit markerbasierten Messverfahren am Beispiel der Ganganalyse

Zur Bewertung der Messung mit Inertialsensoren wird ein Vergleich gegenüber einem markerbasierten System angestellt. Im vorliegenden Fall wird die Anwendung in der instrumentellen Ganganalyse betrachtet. Die Messung der Gangbewegung erfolgt parallel mit dem markerbasierten Referenzsystem und mit den Inertialsensoren. Es wird zunächst die Versuchsdurchführung beschrieben, um danach Vergleiche bezüglich der Relativkinematik und Gangparameterdetektion der beiden Systeme zu ziehen und eine Diskussion der Ergebnisse vorzunehmen.

6.1 Versuchsdurchführung

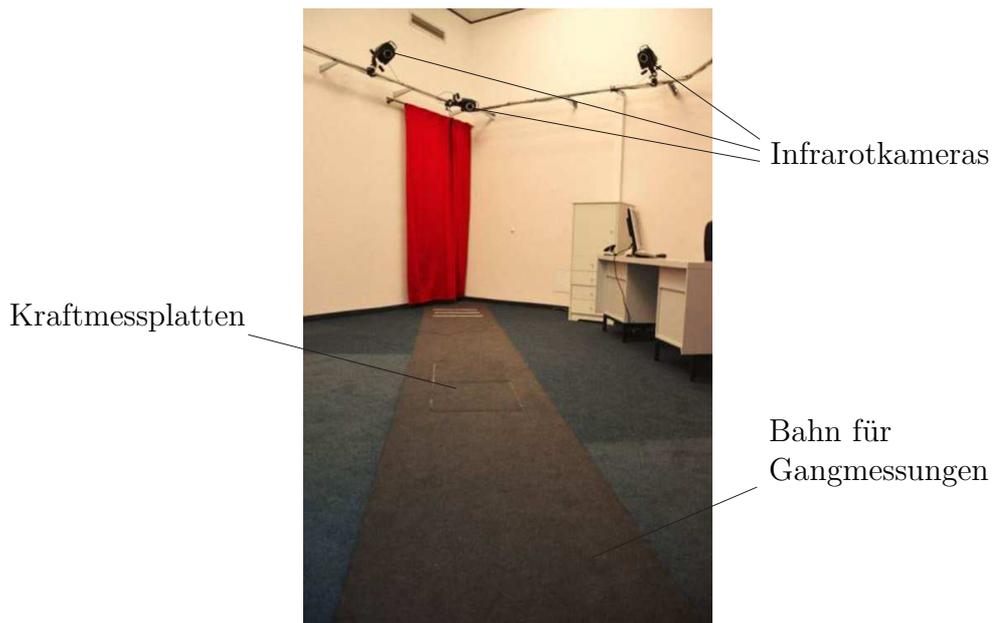
Bei der instrumentellen Ganganalyse wird als Goldstandard ein markerbasiertes Messsystem mit Infrarotkameras verwendet, mit Hilfe derer die Gangbewegung einer Testperson aufgezeichnet wird. Im Folgenden wird die Durchführung der Vergleichsmessungen mit Inertialsensoren parallel zu einem solchen markerbasierten System beschrieben.

6.1.1 Laboranordnung und Referenzsystem

Die Vergleichsmessungen werden in einem Ganglabor der MediClin Fachklinik Rhein/Ruhr in Essen durchgeführt, in dem vorrangig Patienten nach einem Schlaganfall gemessen werden. Im Labor ist eine Bahn von 7,3 Metern Länge zur Messung des menschlichen Ganges eingerichtet. Die Messung erfolgt mit einem Motion Capture System der Firma Vicon, das mit Hilfe von zwölf Infrarotkameras den Gang einer Testperson misst und als Referenzsystem für die Messungen mit Inertialsensoren dient. Der Messbereich der Kameras, in dem alle Marker sichtbar sind und die Bewegung

somit vollständig erfasst wird, beschränkt sich dabei ungefähr auf die mittleren zwei Meter der Bahn. Zusätzlich zu den Infrarotkameras sind in der Mitte der Bahn zwei Kraftmessplatten in den Boden eingelassen, die den Fuß-Boden Kontakt der Testperson messen. In Abbildung 6.1 ist das Ganglabor mit den montierten Infrarotkameras und den Kraftmessplatten am Boden dargestellt.

Abbildung 6.1: Ganglabor in der MediClin Fachklinik Rhein/Ruhr in Essen.



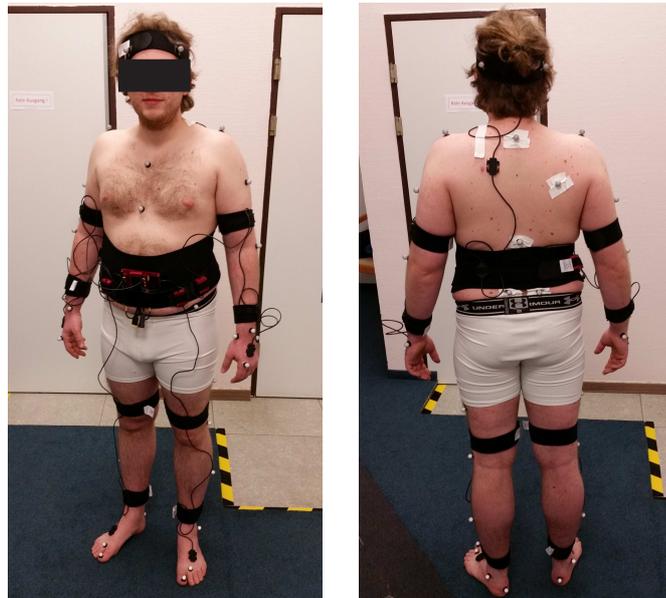
Die Messung der Infrarotkameras wird mit einer Abtastrate von 200 Hertz synchron mit der Messung der Kraftmessplatten mit einer Abtastrate von 1000 Hertz aufgezeichnet. Der Testperson werden reflektierende Marker auf vordefinierte Punkte des Körpers geklebt, deren Positionen im Raum durch die Infrarotkameras gemessen werden. Die Positionen der Marker werden auf ein Plug-In Gait Modell übertragen, in dem die Bewegung der Testperson berechnet wird (siehe Kapitel 1.1).

6.1.2 Verwendung der Inertialsensoren

Parallel zur Messung mit dem Referenzsystem Vicon wird die Messung mit Hilfe der in Kapitel 1.3 beschriebenen Inertialsensoren durchgeführt. Es stehen die Sensoren der Firma myon und der Firma 2D zur Verfügung, die in unterschiedlicher Weise in Bezug auf die in Kapitel 4.1 beschriebenen Methoden und Vorgehensweisen einsetzbar sind.

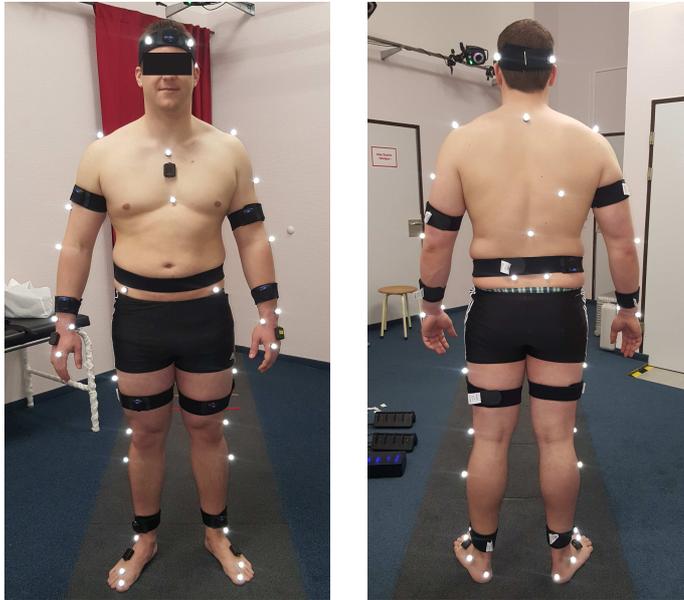
Bei der Verwendung der Sensoren der Firma 2D wird bei der Berechnung der Orientierung der Sensoren ausschließlich auf die direkte Integration der Winkelgeschwindigkeiten zurückgegriffen, da keine chipinterne Berechnung über einen Datenfusionsalgorithmus (siehe Kapitel 4.2.1) zur Verfügung steht. Da alle Sensoren über Kabel mit dem Datenlogger verbunden werden müssen und die Sensoren demnach nicht so einfach am Laborkoordinatensystem ausgerichtet werden können, wird die relative Orientierung der Sensoren gegenüber dem Laborkoordinatensystem durch zwei vorgegebene Stellungen ermittelt (siehe Kapitel 4.2.2). Abbildung 6.2 zeigt einen Probanden mit dem angebrachten 2D System und allen aufgeklebten Markern des Vicon Systems.

Abbildung 6.2: Probandenmessung mit dem System der Firma 2D parallel zum markerbasierten Vicon-System. Die Sensoren sind über Kabel mit dem Datenlogger verbunden.



Das System der Firma myon enthält eine chipintegrierte Orientierungsbestimmung der Sensoren über einen Datenfusionsalgorithmus. Da die Sensoren keine Verkabelung aufweisen, ist eine Ausrichtung am Inertialsystem möglich, so dass hier die Methode mit nur einer Referenz-Nullstellung zur Initialisierung der Sensoren herangezogen wurde. Die Reichweite der Funksignale der Sensoren von bis zu 15 Meter reicht für die hier durchgeführten Untersuchungen innerhalb des Ganglabors aus. Abbildung 6.3 zeigt einen Probanden, ausgestattet mit den Sensoren der Firma myon sowie den Markern des Vicon Systems.

Abbildung 6.3: Probandenmessung mit dem System der Firma myon parallel zum markerbasierten Vicon-System. Die Sensoren senden kabellos Daten an die Empfängerbox. Diese ist mit einem Computer verbunden, der die Messung aufzeichnet.



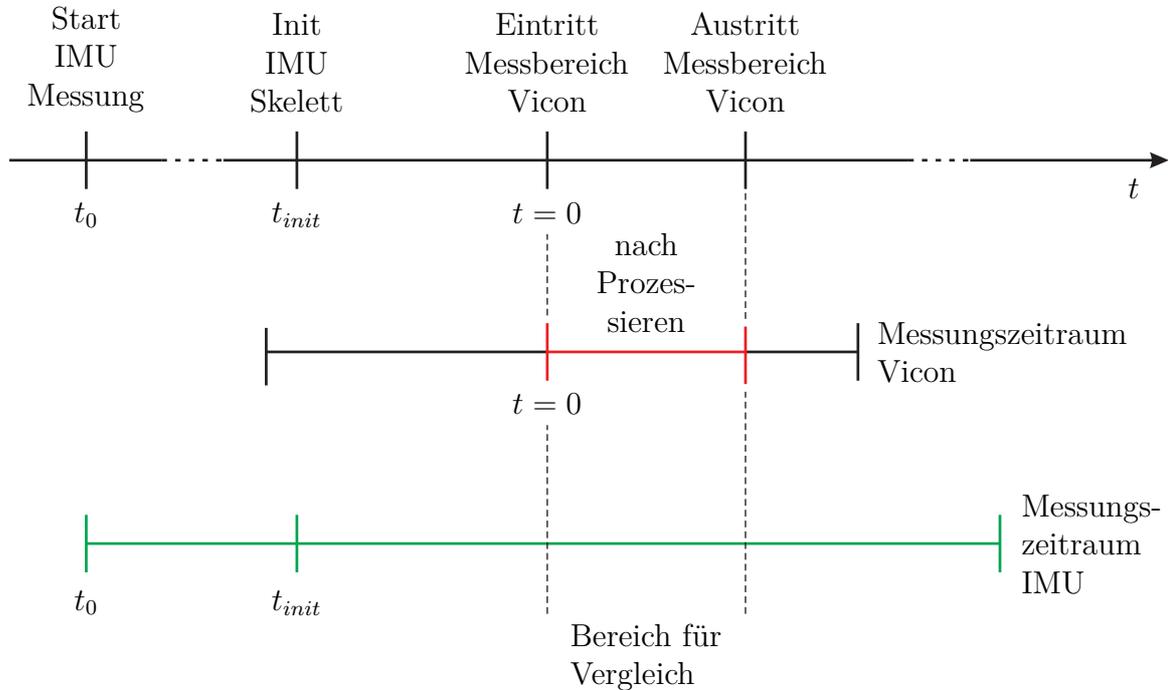
6.1.3 Ablauf einer Vergleichsmessung

Die Vergleichsmessungen laufen unabhängig von der Wahl der Sensoren in einer bestimmten zeitlichen Reihenfolge ab, welche in Abbildung 6.4 dargestellt ist. Der Messzeitraum der Inertialsensoren ist deutlich länger als der des Vicon Systems und schließt die Vicon Messung vollständig ein. Die Daten des Vicon Systems werden so prozessiert, dass lediglich der Bereich berücksichtigt wird, in dem alle Marker innerhalb des Messbereichs und damit sichtbar sind (roter Zeitbereich in Abbildung 6.4). Damit liegen die Zeitpunkte t_0 des Starts der Messung der Inertialsensoren und t_{init} der Initialisierung des IMU Modells außerhalb des verwerteten Vicon Messungszeitraums.

Die gemeinsame Zeitachse t wird in der Form festgelegt, dass der Zeitpunkt des vollständigen Eintritts in den Vicon Messbereich dem Zeitpunkt $t = 0$ entspricht. Die Systeme werden entsprechend synchronisiert, worauf im folgenden Kapitel 6.1.4 eingegangen wird. Innerhalb des betrachteten Zeitraums werden Vergleiche in Bezug auf die Relativkinematik (Gelenkwinkel) sowie die Gangparameterdetektion der enthaltenen Gangzyklen gezogen.

Mit den aufgezeichneten Messdaten der Inertialsensoren wird ein Starrkörpermodell nach Kapitel 4.1 mit Hilfe der Kopplung der Sensoren nach Kapitel 4.2 getrieben.

Abbildung 6.4: Zeitlicher Ablauf einer Vergleichsmessung. Beim Vergleich der Messungen wird nur der Teil der Messungen berücksichtigt, in dem beide Systeme vollständige Daten liefern.



Zur Schaffung einer Vergleichbarkeit der Messungen der beiden Systeme werden die Messdaten des Vicon Systems ebenfalls auf ein Starrkörpermodell übertragen. Dies wird realisiert, indem die Orientierungen der Segmente des Plug-In Gait Modells verwendet werden, um auf die Gelenkstellungen des zu treibenden Starrkörpermodells zu schließen. Zu beachten ist dabei, dass nicht die durch das Plug-In Gait Modell intern berechneten Gelenkwinkel übertragen werden, sondern die Gelenkwinkel aus den Orientierungen der Segmente analog zum durch die Inertialsensoren getriebenen Modell berechnet werden (siehe Kapitel 4.2.4).

Der Programmablauf zum Vergleich der Messungen ist in Abbildung 6.5 dargestellt. Es wird auf die Programmstrukturen der Simulationsbibliothek MobileBody zurückgegriffen (siehe Kapitel 4.3). Die Bewegungen und Berechnungsgrößen der beiden Systeme und der zugehörigen Modelle werden in einer gemeinsamen Visualisierung zusammengeführt. Bei der Messung mit Hilfe der Inertialsensoren wird jedoch ausschließlich die Relativkinematik betrachtet, sodass keine Vorwärtsbewegung des Modells berechnet wird. Zur besseren Visualisierung der beiden Skelettbewegungen wird das Ursprungskoordinatensystem des IMU Modells am Becken zusammen mit dem des durch das Vicon System getriebenen Modells bewegt. Auf diese Weise liegen die Bewegungen beider Modelle übereinander und lassen sich optisch vergleichen, wie in

Abbildung 6.5: Programmablauf einer Vergleichsmessung mit Vicon Messdaten und Messdaten der Inertialsensoren. Jeweils ein Starrkörpermodell wird mit den Daten der Messsysteme getrieben und die Bewegung sowie Berechnungsgrößen in einer Visualisierungsumgebung dargestellt.

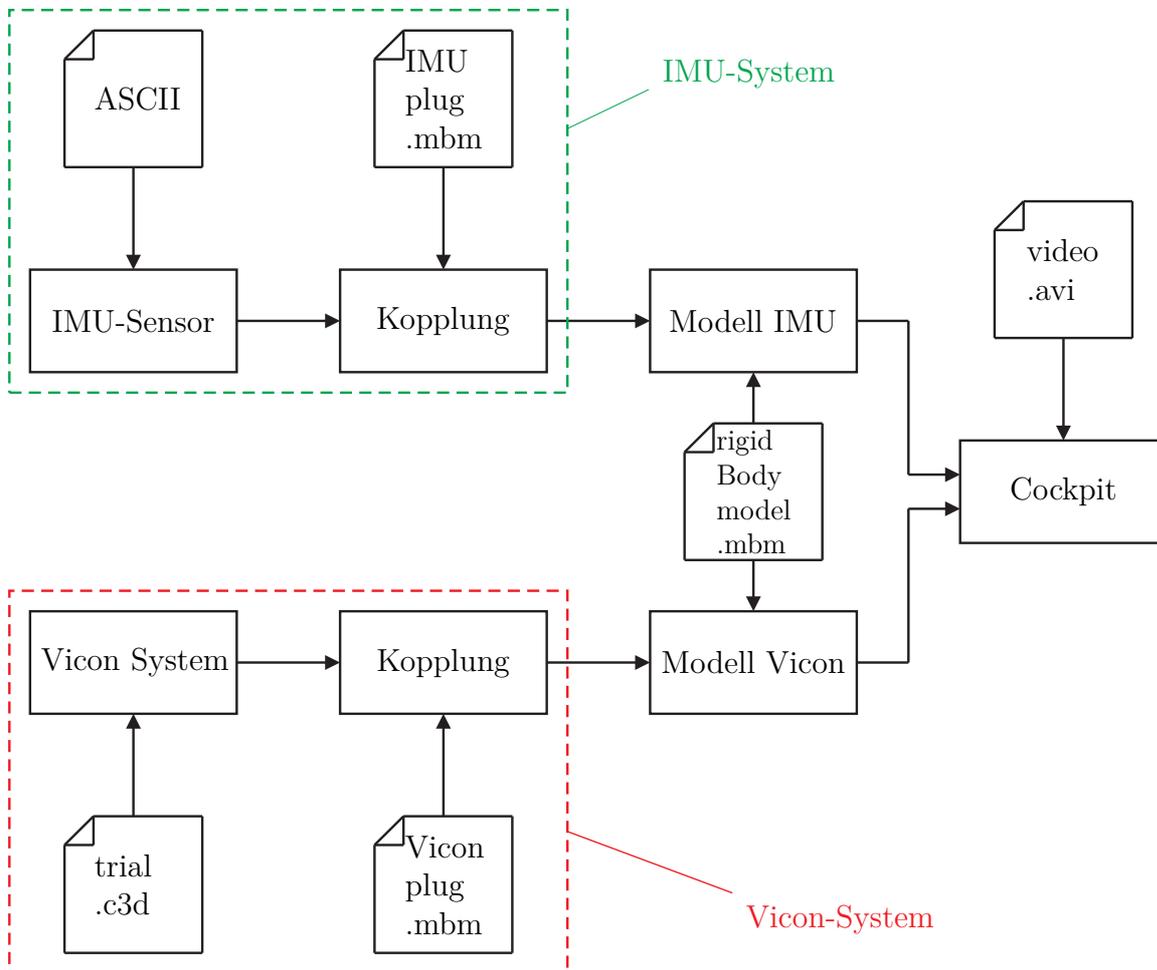
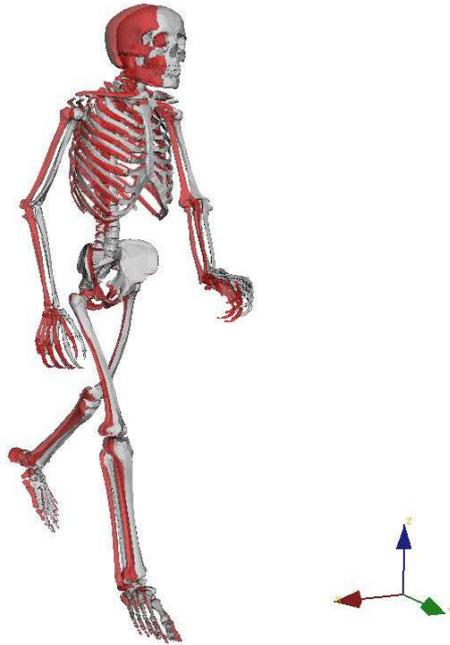


Abbildung 6.6 gezeigt ist. Dabei stellt das weiß eingefärbte Skelett die Bewegung des Modells mit der Messung durch Inertialsensoren dar, während das rot eingefärbte Skelett die Bewegung des Modells gemessen durch das Referenzsystem Vicon darstellt.

Abbildung 6.6: Visualisierung der gemessenen Bewegungen der Starrkörpermodelle durch Inertialsensoren (weiß) und durch das Vicon System (rot).



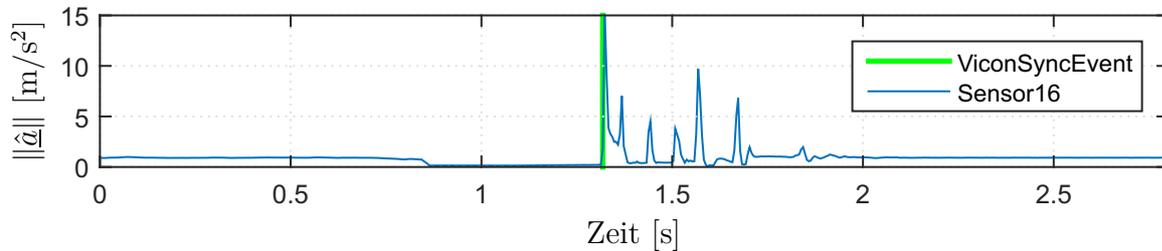
6.1.4 Synchronisation

Die Synchronisation der beiden Messsysteme ist essentiell für einen aussagekräftigen Vergleich. Beide Systeme zeichnen unabhängig voneinander Messgrößen auf, sodass eine alternative Lösung zur Synchronisation gefunden werden muss.

Bei der Verwendung der Sensoren der Firma myon wird dies erreicht, indem ein zusätzlicher Sensor bei der laufenden Messung aus ungefähr einem Meter Höhe auf die Kraftmessplatte fallen gelassen wird und die Messungen über diesen Aufprall synchronisiert werden, wie in Abbildung 6.7 dargestellt ist.

Gezeigt ist der betragsmäßige Beschleunigungsverlauf des Sensors über der Zeit. Dem freien Fall des Sensors mit der gemessenen Beschleunigung von ungefähr Null folgt ein plötzlicher Beschleunigungsanstieg zum Zeitpunkt des Stoßes auf die Platte. In den Daten des Vicon Systems wird bei der Prozessierung der Messdaten der Aufprall durch das Setzen eines Events definiert, bei dem der Kraftverlauf der zu betrachtenden Kraftmessplatte am Anfang der Messung einen plötzlichen Ausschlag enthält. Die Informationen dieses Events bleiben auch beim Prozessieren der Daten erhalten,

Abbildung 6.7: Synchronisation der beiden Messsysteme. Der Aufprall wird im Beschleunigungssignal durch den Anstieg nach dem freien Fall detektiert und mit dem durch die Kraftmessplatte detektierten Event des Aufpralls synchronisiert.



sodass es zur Synchronisation verwendet werden kann, auch wenn der Zeitpunkt außerhalb des für den Vergleich der Systeme relevanten Zeitbereichs liegt. Der Zeitpunkt des Events ist in Abbildung 6.7 durch den senkrechten grünen Strich dargestellt. Auf diese Weise wird die Zeitdifferenz zwischen den beiden Zeitachsen berechnet.

Bei der Nutzung der Sensoren der Firma 2D wurde eine Synchronisation über die Detektion eines markanten Gangevents Foot Strike durch beide Systeme gewählt, da das gesamte System verkabelt ist und ein Fallenlassen eines Sensors nicht praktikabel ist. Dabei entsteht ein zusätzlicher Fehler durch die unterschiedliche Erkennung des Gangevents Foot Strike der beiden Messsysteme, zumal die Genauigkeit der Gangparametererkennung mit Hilfe der Inertialsensoren auch Gegenstand dieser Arbeit ist und im Kapitel 6.3 bewertet wird.

6.1.5 Standardisierte Messreihe

Aufgrund der Synchronisationsmöglichkeit und der einfacheren Anbringbarkeit der Sensoren wurde bei den durchgeführten Untersuchungen zunächst auf das System der Firma myon zurückgegriffen. Es wurde eine standardisierte Messreihe mit insgesamt zehn Probanden durchgeführt. Je Proband wurden vier Messungen in der in Kapitel 4.2 beschriebenen Nullstellung des Probanden sowie zehn Messungen des Gangs durchgeführt. Ausgehend von einem bereits vermarkerten Probanden wurden bei jeder Gangmessung die folgenden Schritte durchgeführt:

1. Ausrichtung der Sensoren am Inertialsystem,
2. Start der Messung des myon Systems,
3. Anbringung aller myon Sensoren,

4. Aufstellen des Probanden am Anfang der Bahn in Nullstellung zur Initialisierung,
5. Start der Vicon Messung,
6. Fallenlassen des Sensors auf die Messplatte zur Synchronisierung,
7. Durchführung des Gangs des Probanden entlang der vorgegebenen Bahn,
8. Ende der Vicon Messung,
9. Abnehmen der Sensoren und erneutes Ausrichten am Inertialsystem,
10. Ende der Messung des myon Systems.

Es wurde somit bei den Messungen der Messreihe eine Ausrichtung der Sensoren am Laborkoordinatensystem vorgenommen und die chipinterne Berechnung der Orientierung mit Hilfe eines Datenfusionsalgorithmus genutzt. Durch das erneute Ausrichten der Sensoren am Laborkoordinatensystem am Ende der Messung lassen sich Aussagen über den auftretenden Driftfehler vom Beginn bis zum Ende jeder einzelnen Messung treffen.

6.2 Ergebnisse unter Betrachtung der Relativkinematik

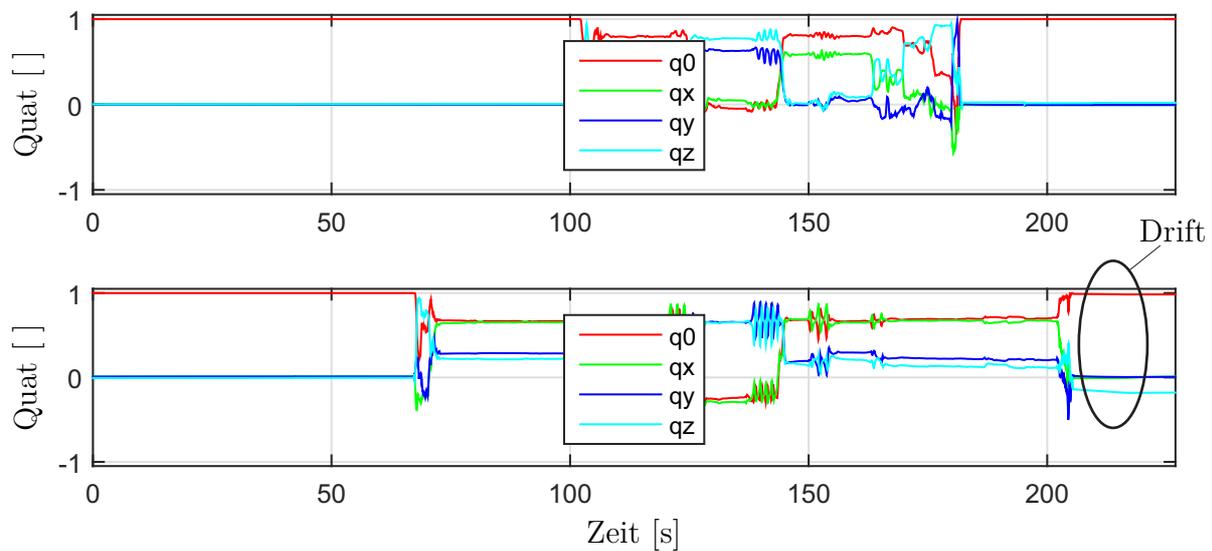
In diesem Unterkapitel werden die Ergebnisse der Vergleichsmessungen in Bezug auf die Relativkinematik dargestellt und diskutiert. Betrachtet werden als Vergleichsgrößen vor allem die in Kapitel 4.1 eingeführten Gelenkwinkel des Starrkörpermodells.

6.2.1 Betrachtung des Orientierungsfehlers (Drift) bei Gangmessungen

Zuerst wird der Fehler in der Berechnung der Orientierung (Drift) betrachtet. Dazu wurden die Sensoren bei jedem gemessenen Trial der Messreihe am Anfang und Ende der Messung am Inertialsystem ausgerichtet, sodass die gemessene Orientierung gegenüber dem Inertialsystem im Idealfall identisch sein sollte. Abbildung 6.8 zeigt die Quaternionensignale zweier Sensoren jeweils im Verlauf einer Messung. Es ist zu

erkennen, dass im oberen Beispiel die Signale am Anfang und Ende der Messung nahezu gleich (durch die Ausrichtung am Inertialsystem idealerweise $[q_0, \underline{q}^T] = [1 \ 0 \ 0 \ 0]$) sind, wohingegen im unteren Beispiel die Quaternionensignale am Ende stärker von den Anfangswerten abweichen.

Abbildung 6.8: Quaternionensignale als Parametrisierung der Orientierung während jeweils einer Messung. Die Signale am Anfang und Ende jeder Messung sind im Idealfall identisch. Gezeigt sind zwei Messungen jeweils eines Sensors mit geringen Abweichungen (oben) bzw. größeren Abweichungen (unten).



Der Fehler \mathbf{R}_e in der Orientierung zum Endzeitpunkt der Messung lässt sich aus der Abweichung zum Anfangszeitpunkt durch

$$\mathbf{R}_e = {}^0\mathbf{R}_S(0) {}^0\mathbf{R}_S(t_{end})^T \quad (6.2.1)$$

darstellen. Aus der Drehmatrix \mathbf{R}_e kann wie in Kapitel 2.4 beschrieben die entsprechende Drehachse $\underline{e}_{\phi,e}$ und der entsprechende Drehwinkel ϕ_e berechnet werden. Der Winkel ϕ_e stellt ein Maß für den Orientierungsfehler zum Endzeitpunkt der Messung dar, die Drehachse $\underline{e}_{\phi,e}$ die Richtung, in welcher dieser Fehler auftritt.

Zur Berechnung der Orientierung ${}^0\mathbf{R}_S$ gegenüber dem Inertialsystem stehen zwei Methoden zur Verfügung. Zum einen die chipinterne Berechnung mit Hilfe eines Datenfusionsalgorithmus, zum anderen die direkte Integration der Winkelgeschwindigkeit unter Nutzung eines expliziten Eulerverfahrens (siehe Kapitel 4.2.1). Als Anfangswert wird immer der Anfangszeitpunkt der Messung verwendet, bei dem der Sensor am Inertialsystem ausgerichtet wurde.

Tabelle 6.1: Mittlere Orientierungsfehler (Driftfehler) am Ende einer Gangmessung n unter Verwendung der chipinterne Berechnung mit Hilfe eines Datenfusionsalgorithmus gegenüber der direkten Integration. Aufgelistet sind jeweils die Mittelwerte der Fehlerwinkel über alle 15 Sensoren in bis zu zehn Gangmessungen für drei verschiedene Probanden P01, P06 und P08.

Trial n	Chipinterne Berechnung [°]			Direkte Integration [°]		
	P01 $\mu(\phi_{e,n})$	P06 $\mu(\phi_{e,n})$	P08 $\mu(\phi_{e,n})$	P01 $\mu(\phi_{e,n})$	P06 $\mu(\phi_{e,n})$	P08 $\mu(\phi_{e,n})$
01	4.37	9.95	6.10	53.48	30.44	32.55
02	5.71	7.18	4.01	40.69	39.78	19.20
03	5.24	3.73	2.86	35.29	34.00	16.14
04	4.12	6.42	2.68	36.02	28.05	12.68
05	9.02	5.83	3.04	25.84	28.63	20.39
06	5.81	4.93	2.34	57.62	20.01	20.43
07	3.35	3.31	2.93	38.42	33.76	12.29
08		8.01	2.38		29.07	17.64
09		5.96	4.18		37.19	17.32
10		5.05	3.39		28.63	

Betrachtet werden alle verwertbaren Gangtrials der Messreihe für diese Untersuchung. Für jedes Trial n wird der mittlere Drehfehler $\mu(\phi_{e,n})$ über alle Sensoren j durch

$$\mu(\phi_{e,n}) = \frac{1}{15} \sum_{j=1}^{15} \phi_{e,jn} \quad (6.2.2)$$

gebildet. Dieser ist für verschiedene Gangtrials n in der Tabelle 6.1 beispielhaft für die Probanden P01, P06, und P08 dargestellt. Die vollständigen Werte aller betrachteten Gangtrials sind im Anhang A.1 zu finden.

Es ist zu erkennen, dass die direkte Integration bei einer längeren Messung (hier zwischen 120 und 240 Sekunden) größere Abweichungen aufweist als die chipinterne Berechnung. Die geringeren Abweichungen bei der chipinternen Berechnung resultieren aus der zusätzlichen Nutzung des Beschleunigungssignals zur Korrektur der Orientierung durch die in diesem Signal enthaltene Erdbeschleunigung zu korrigieren (siehe Kapitel 4.2.1). Dieses Ergebnis bedeutet nicht, dass die direkte Integration gänzlich ungeeignet ist, zumal die chipinterne Berechnung nicht bei jedem Sensorhersteller zur Verfügung steht. Jedoch sollte die direkte Integration lediglich für kurze Messzeiträume verwendet werden, z.B. nach der Initialisierung direkt vor der eigentlichen Gangmessung. Bei der Verwendung der 2D Sensoren, die im weiteren Verlauf dieses Kapitels noch gezeigt wird, wird diese Vorgehensweise herangezogen.

Tabelle 6.2: Drehachsenrichtung der Orientierungsfehler (Driftfehler) am Ende einer Gangmessung unter Verwendung der chipinterenen Berechnung mit Hilfe eines Datenfusionsalgorithmus gegenüber der direkten Integration für die Sensoren j einer einzelnen Gangmessung.

Sensor	Chipinterne Berechnung	Direkte Integration
j	${}^0\underline{e}_{\phi,e,j}^T$ []	${}^0\underline{e}_{\phi,e,j}^T$ []
01	[-0.005637, 0.001293, -0.999983]	[-0.334332, -0.621345, -0.708626]
02	[-0.164734, -0.105097, -0.980723]	[-0.593099, -0.578601, -0.559868]
03	[-0.057785, 0.001586, -0.998328]	[-0.453700, -0.240882, -0.857981]
04	[-0.026223, -0.062157, 0.997722]	[-0.792755, 0.274409, -0.544277]
05	[-0.038083, 0.027280, -0.998902]	[-0.382374, -0.615061, -0.689557]
06	[0.002401, 0.054861, -0.998491]	[0.053202, 0.672854, -0.737859]
07	[-0.070536, 0.118823, 0.990407]	[-0.995838, 0.043391, -0.080138]

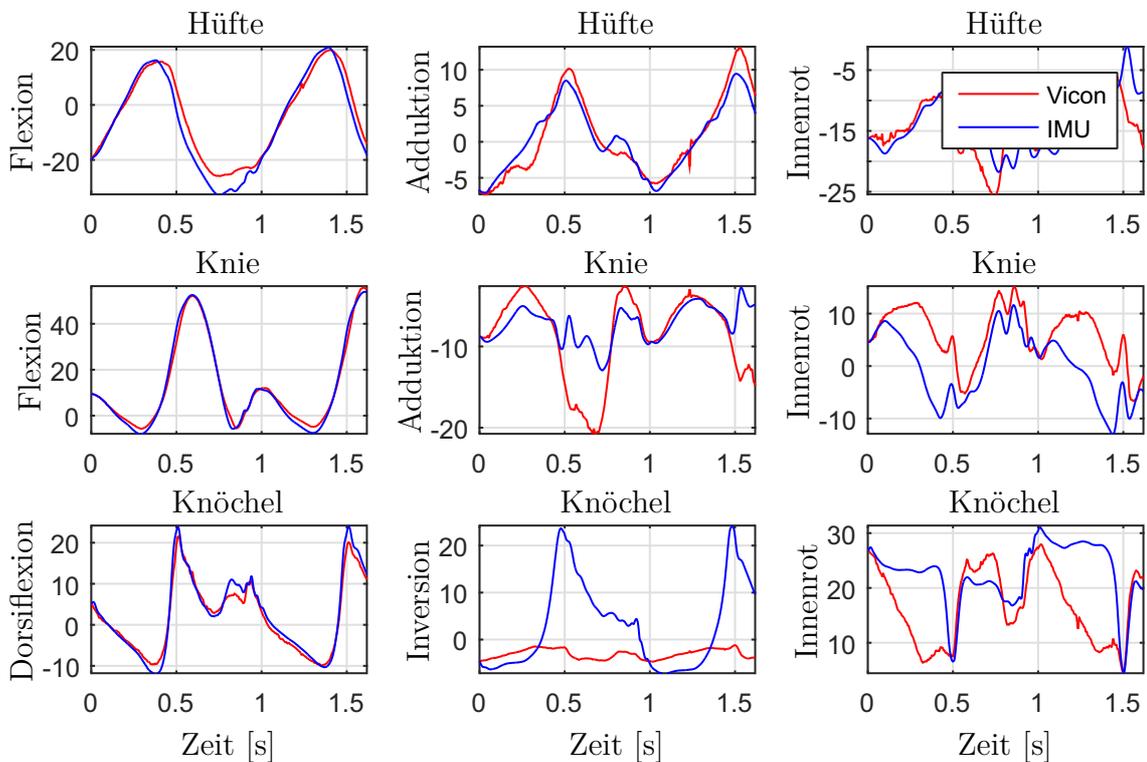
In Tabelle 6.2 sind für ein ausgewähltes Gangtrial die Komponenten der Drehachsen $\underline{e}_{\phi,e,j}$ mehrerer Sensoren j in Koordinaten des Laborkoordinatensystems \mathcal{K}_0 aufgelistet. Es fällt auf, dass die Drehachse des Driftfehlers bei der chipinternen Berechnung immer ungefähr der vertikalen Achse z_0 entspricht, während bei der direkten Integration keine Aussage über die Drehachsenrichtung getroffen werden kann. Dieses lässt sich durch die Korrektur der Orientierung durch den Fusionsalgorithmus erklären. Eine Drehung um die vertikale Achse ist nicht im Beschleunigungssignal zu erkennen, da sich die Zerlegung der Erdbeschleunigung in Komponenten des Sensorkoordinatensystems dabei nicht ändert. Deshalb ist diese Drehung nicht durch das Beschleunigungssignal zu korrigieren, sodass der Drift um die vertikale Achse mit diesem Algorithmus nicht zu verhindern ist.

6.2.2 Einfluss der Initialisierungsstellung auf die Bewegung des Starrkörpermodells

Zur Betrachtung des Einflusses der Initialisierung des Starrkörpermodells auf die Abweichungen in der gemessenen Bewegung gegenüber dem Referenzsystem Vicon wird ein einzelnes Gangtrial betrachtet. Dabei werden die Verläufe der Gelenkwinkel der Modelle beider Systeme verglichen für drei verschiedene Initialisierungsstellungen bzw. -zeitpunkte.

Bei der ersten Variante erfolgt die Initialisierung zum Zeitpunkt $t = 0$ (siehe Abbildung 6.4), d.h. beim Eintritt in den Vicon Messbereich mit der exakten Stellung des Starrkörpermodells der Vicon Messung, so dass Fehler aufgrund einer falschen Initialisierungsstellung des Probanden ausgeschlossen sind. Die resultierenden zeitlichen Verläufe $\phi_j(t)$ der Gelenkwinkel sind beispielhaft für das linke Bein (Hüft-, Knie-, und Knöchelgelenk) in Abbildung 6.9 sowohl für die Messung mit Inertialsensoren, als auch für die Referenzmessung dargestellt. In Anhang A.2 sind die vollständigen Verläufe aller Gelenkwinkel ϕ_j des Modells zu finden.

Abbildung 6.9: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der exakten Initialisierung bei $t = 0$ mit den Gelenkstellungen des Vicon Modells. Dargestellt sind beispielhaft die Gelenkwinkel des linken Beins (alle Winkel in $[\circ]$).

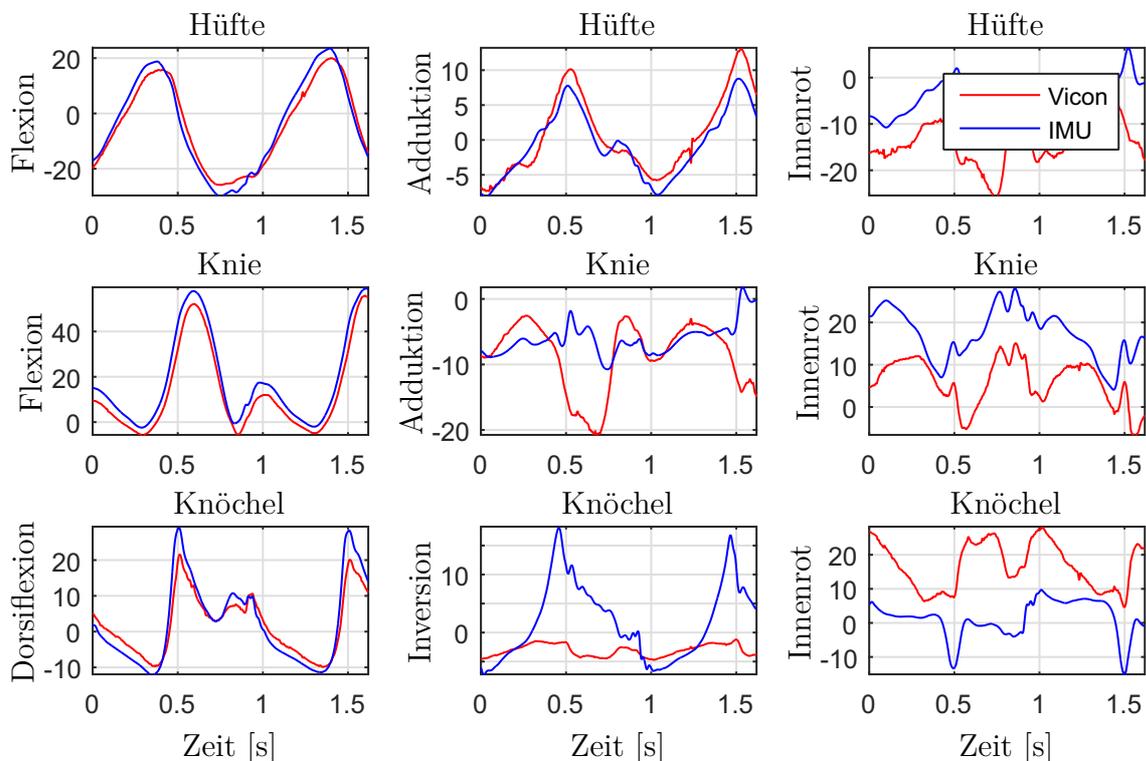


Es ist zu erkennen, dass die geringsten Abweichungen bei den Winkeln um die Achsen in lateraler Richtung des Körpers auftreten, welche in der Regel den Flexionswinkeln entsprechen und den ersten Winkel in der Abfolge der drei Rotationen eines Gelenks darstellen. Größere Abweichungen treten bei den zweiten und dritten Rotationen auf. Zu beachten ist, dass lediglich die Abweichungen gegenüber dem Vicon-Referenzsystem dargestellt sind und nicht gegenüber der realen Bewegung. Die auftretenden Abweichungen trotz des Ausschlusses von Initialisierungsfehlern des IMU Modells deuten darauf hin, dass in der Modellierung beim Referenzsystem Fehler enthalten sind, die sich auf die Berechnung der zweiten und dritten Gelenkwinkel

auswirken. Die Messung durch Inertialsensoren hat dabei das Potential, weniger fehlerbehaftet zu sein als die markerbasierte Messung, was bei zukünftigen Arbeiten genauer untersucht werden sollte.

Die zweite Variante basiert auf einer Initialisierungsstellung, die mit Hilfe des Vicon-Systems erstellt wird. Dazu werden die in Kapitel 6.1.5 beschriebenen vier Messungen des jeweiligen Probanden verwendet, um durch Mittelwertbildung die typische Haltung des Probanden beim Einnehmen der Nullstellung zu bilden. Ein Starrkörpermodell mit der berechneten gemittelten Nullstellung wird spezifisch für jeden Probanden zum Zeitpunkt $t = t_{init}$ am Anfang der Bahn initialisiert. Ab diesem Zeitpunkt wird die Bewegung berechnet, und es werden wiederum innerhalb des gemeinsamen Messbereichs die Verläufe $\phi_j(t)$ der Gelenkwinkel verglichen. Diese sind in Abbildung 6.10 für die Gelenke des linken Beins für das gleiche Beispiel eines Gangtrials dargestellt. Die vollständigen Verläufe aller Gelenkwinkel ϕ_j befinden sich im Anhang A.2.

Abbildung 6.10: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Initialisierung bei $t = t_{init}$ mit der gemittelten Nullstellung des Probanden. Dargestellt sind beispielhaft die Gelenkwinkel des linken Beins (alle Winkel in $^\circ$).



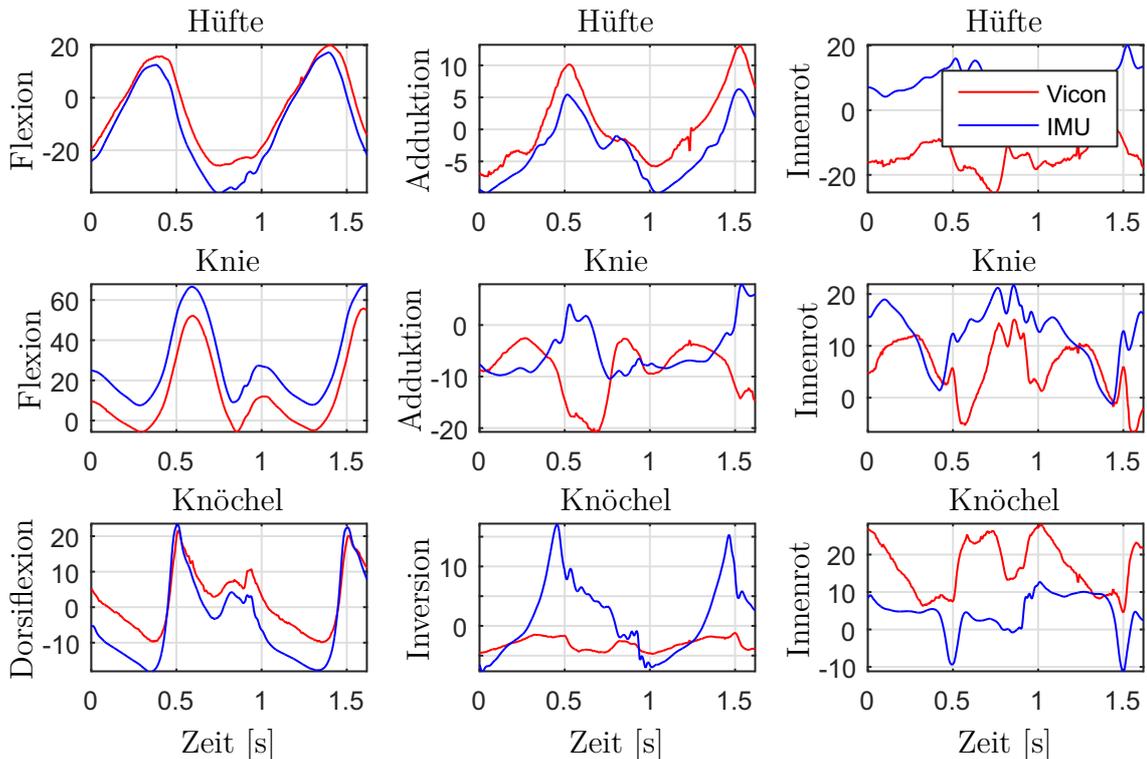
Die Abweichungen haben eine ähnliche Größenordnung wie bei der Betrachtung der exakten Initialisierung bei $t = 0$. Die Verläufe sind lediglich leicht verschoben um jeweils einen konstanten Offset, welcher aus den Abweichungen in der Nullstellung

des Probanden bei der Initialisierung resultiert. Die Ergebnisse der Messreihe haben gezeigt, dass bei allen Probanden die Abweichungen von der gemittelten Nullstellung aus den Vicon Messungen gering sind, was durch die dargestellten Verläufe bestätigt werden kann. Jedoch muss berücksichtigt werden, dass diese Initialisierungsstellungen mit Hilfe des Vicon-Systems erstellt wurden.

Zur Schaffung einer vom Vicon-System unabhängigen Messung der Inertialsensoren wurde daher ein idealisiertes Modell entworfen, das eine standardisierte Initialisierungsstellung des Starrkörpermodells enthält, die für alle Testpersonen gleichermaßen verwendet werden kann. In der Regel sind hierbei alle Winkelstellungen nahe null, jedoch neigt die durchschnittliche Testperson zu einigen Abweichungen, insbesondere in der Körperhaltung in der Sagittalebene (in der Regel die Flexionswinkel betreffend).

Die dritte Variante verwendet dieses idealisierte Modell mit einer Initialisierung bei $t = t_{init}$ in der Nullstellung am Anfang der Bahn. Die entsprechenden Verläufe $\phi_j(t)$ der Winkel für die Gelenke des linken Beins sind in Abbildung 6.11 dargestellt. Die vollständigen Verläufe aller Gelenkwinkel ϕ_j befinden sich im Anhang A.2.

Abbildung 6.11: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Initialisierung bei $t = t_{init}$ mit der idealisierten Nullstellung für beliebige Testpersonen. Dargestellt sind beispielhaft die Gelenkwinkel des linken Beins (alle Winkel in $[\circ]$).



Die konstante Verschiebung in den Gelenkwinkeln zeigt, wie groß die Abweichung zwischen der idealisierten Nullstellung des Modells gegenüber der tatsächlich eingenommenen Stellung des Probanden bei der Messung ist. Es stellt sich heraus, dass die Initialisierung des Skeletts sehr viel größeren Einfluss auf die Abweichungen der Gelenkwinkel zum Referenzsystem hat als die Orientierungsberechnung des Sensors. Dieses ist besonders an den Gelenkwinkeln in der Sagittalebene zu erkennen. Eine Möglichkeit zur Vermeidung großer Offsets ist, das Starrkörpermodell vor der Initialisierung so anzupassen, dass es zur Haltung der Testperson passt.

Für die drei vorgestellten Initialisierungen wird für die in den Gelenkwinkelverläufen abgebildete Gangmessung der erste enthaltene Gangzyklus ausgewertet. Es werden für alle Gelenkwinkel ϕ_j der zeitliche Verlauf $\Delta\phi_j(t)$ der Abweichung durch

$$\Delta\phi_j(t) = \phi_j^{\text{IMU}}(t) - \phi_j^{\text{Vicon}}(t) \quad (6.2.3)$$

gebildet. Die zeitlichen Mittelwerte $\overline{\Delta\phi_j}$ sowie Standardabweichungen $\sigma(\overline{\Delta\phi_j})$ eines Gelenkwinkels ϕ_j werden gebildet durch

$$\overline{\Delta\phi_j} = \frac{1}{t_{\text{FS2}} - t_{\text{FS1}}} \int_{t_{\text{FS1}}}^{t_{\text{FS2}}} \Delta\phi_j(t) dt \quad (6.2.4)$$

$$\sigma(\Delta\phi_j) = \sqrt{\frac{1}{t_{\text{FS2}} - t_{\text{FS1}}} \int_{t_{\text{FS1}}}^{t_{\text{FS2}}} (\Delta\phi_j(t) - \overline{\Delta\phi_j})^2 dt}, \quad (6.2.5)$$

mit Hilfe des Integrals zwischen den Zeitpunkten t_{FS1} und t_{FS2} zweier aufeinanderfolgender Foot Strike. In Tabelle 6.3 sind diese für den ersten Gangzyklus der gezeigten Gangmessung für die Gelenkwinkel des linken Beins aufgelistet. Die vollständige Auswertung aller Gelenkwinkel ϕ_j befindet sich in Anhang A.2.

Die zuvor festgestellten Beobachtungen sind auch in diesen Auswertungen zu erkennen, da die mittleren Abweichungen bei nahezu allen Gelenkwinkeln mit dem Grad der Verallgemeinerung der Initialisierungsstellung steigen, jedoch die Standardabweichungen nahezu gleich bleiben, was auf eine systematische Verschiebung der Gelenkwinkelabweichungen durch fehlerhafte Initialisierungsstellungen schließen lässt.

Tabelle 6.3: Mittlere Abweichungen und Standardabweichungen der Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ des linken Beins bei der Betrachtung eines Gangzyklus für die drei vorgestellten Initialisierungen.

Gelenkwinkel ϕ_j		Init. bei $t = 0$ mit Vicon Modell		Init. bei $t = t_{init}$ mit mittlerer Nullstellung		Init. bei $t = t_{init}$ mit idealisierter Nullstellung	
		$\overline{\Delta\phi_j}$ [°]	$\sigma(\Delta\phi_j)$ [°]	$\overline{\Delta\phi_j}$ [°]	$\sigma(\Delta\phi_j)$ [°]	$\overline{\Delta\phi_j}$ [°]	$\sigma(\Delta\phi_j)$ [°]
Hüfte	Flex.	3.80	2.52	3.40	1.49	6.73	3.41
	Adduk.	0.94	0.65	1.60	0.65	3.60	1.75
	Innen.	4.21	3.58	8.54	5.24	23.26	5.48
Knie	Flex.	1.68	1.33	5.28	2.12	14.95	1.95
	Adduk.	2.85	3.53	4.26	5.06	6.82	7.03
	Innen.	6.07	4.31	11.53	5.12	7.82	4.96
Knöchel	Dorsi.	1.36	1.06	2.58	2.23	6.30	2.78
	Inv.	8.40	7.12	5.88	5.48	5.51	5.14
	Innen.	7.00	5.72	16.08	7.27	13.80	6.46

6.2.3 Auswertungen der Messreihe

Die Verläufe der Gelenkwinkel sollen für die gesamte Messreihe betrachtet werden, wobei fehlerhafte Messungen aussortiert werden und eine gemeinsame Basis für die Bildung mittlerer Abweichungen über die gesamte Messreihe gebildet wird. Betrachtet werden dazu im Folgenden die Berechnungen von jeweils sechs Gangmessungen bei insgesamt neun Probanden, wobei für jede Messung jeweils nur der erste in den Daten erkennbare Gangzyklus ausgewertet wird. Es werden also insgesamt $K = 54$ Gangzyklen betrachtet. Für jeden Gelenkwinkel ϕ_j werden aus den mittleren zeitlichen Abweichungen $\overline{\Delta\phi_{jk}}$ aller betrachteter Gangzyklen k der Mittelwert $\mu(\overline{\Delta\phi_j})$ sowie die Standardabweichung $\sigma(\overline{\Delta\phi_j})$ durch

$$\mu(\overline{\Delta\phi_j}) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \overline{\Delta\phi_{jk}} \quad (6.2.6)$$

$$\sigma(\overline{\Delta\phi_j}) = \sqrt{\frac{1}{K-1} \sum_{k=1}^K (\overline{\Delta\phi_{jk}} - \mu(\overline{\Delta\phi_j}))^2} \quad (6.2.7)$$

gebildet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6.4 wiederum für die Gelenkwinkel des linken Beins aufgelistet. Eine vollständige Tabelle befindet sich in Anhang A.3.

Tabelle 6.4: Mittelwerte und Standardabweichungen der gemittelten Abweichungen $\overline{\Delta\phi_j}$ der Gelenkwinkel ϕ_j über alle Gangzyklen der Messreihe. Aufgelistet sind die Gelenkwinkel des linken Beins, jeweils für die zwei Initialisierungsmöglichkeiten in der Nullstellung.

Gelenkwinkel ϕ_j		Init. bei $t = t_{init}$ mit mittlerer Nullstellung		Init. bei $t = t_{init}$ mit idealisierter Nullstellung	
		$\mu(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\sigma(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\mu(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\sigma(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]
Hüfte (l)	Flexion	3.19	1.91	6.92	2.28
	Adduktion	2.58	1.45	4.13	1.78
	Innenrotation	6.74	4.91	9.30	5.17
Knie (l)	Flexion	3.31	2.04	9.56	2.29
	Adduktion	3.98	3.84	5.56	4.32
	Innenrotation	8.43	4.48	6.20	3.70
Knöchel (l)	Dorsiflexion	3.51	2.82	4.63	2.39
	Inversion	4.79	3.15	4.99	3.26
	Innenrotation	11.70	7.06	12.29	6.66

6.2.4 Mittlerer Gangzyklus

Neben den Vergleichen der beiden Systeme Vicon und myon unter Berücksichtigung einzelner Gangzyklen soll die Variabilität der Messungen mit beiden Systemen verglichen werden. Dazu wird innerhalb jedes Systems aus einer Menge von Gangzyklen eines Probanden ein gemittelter Gangzyklus erstellt und die Standardabweichungen berechnet. Betrachtet wird jeweils für einen Gelenkwinkel ϕ_j ein vollständiger Gangzyklus $\phi_{jk}(t)$ des Gelenkwinkels j und Gangzyklus k der rechten Seite mit $t_{FS1} < t < t_{FS2}$. Der Verlauf des Gelenkwinkels wird in Abhängigkeit des relativen Anteils p des Gangzyklus beschrieben durch $\phi_{jk}(p)$ mit $0 < p < 1$. Auf diese Weise lässt sich der mittlere Winkelverlauf eines Gangzyklus berechnen, indem zu jedem relativen Zeitpunkt p_i der Mittelwert $\overline{\phi_j}(p_i)$ des Gelenkwinkels durch

$$\overline{\phi_j}(p_i) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \phi_{jk}(p_i) \quad (6.2.8)$$

über die Anzahl der betrachteten Gangzyklen K berechnet wird. Die Standardabweichung σ_{ϕ_j} ergibt sich entsprechend für jeden relativen Zeitpunkt p_i durch

$$\sigma_{\phi_j}(p_i) = \sqrt{\frac{1}{K-1} \sum_{k=1}^K (\phi_{jk}(p_i) - \bar{\phi}_j(p_i))^2}. \quad (6.2.9)$$

In Abbildung 6.12 sind jeweils die mittleren Gangzyklen inklusive der einfachen positiven und negativen Standardabweichungen für die Messung mit Inertialsensoren über den prozentualen Verlauf p des Gangzyklus dargestellt. Gezeigt sind die Gelenkwinkel aller Gliedmaßen eines Probanden in der Sagittalebene (Flexionswinkel). In Abbildung 6.13 sind die gleichen Kurven für die Messungen durch das Vicon-System dargestellt. Es sind qualitativ vergleichbare Verläufe der Messung mit Inertialsensoren gegenüber der Messung des Referenzsystems Vicon zu erkennen, wobei größere Abweichungen bei den Gelenkwinkeln am Ellbogengelenk, Handgelenk und Knöchelgelenk zu beobachten sind. Diese lassen sich auf verstärkte Fehlereinflüsse zurückführen, die beispielsweise durch Vereinfachungen in der Starrkörpermodellierung (siehe Kapitel 4.1.2) und das verstärkte Auftreten von Hautverschiebungen resultieren. Die ermittelten Standardabweichungen, die ein Maß für die Streuung der Messungen sind, bewegen sich bei beiden Systemen in der gleichen Größenordnung. Die teilweise zu beobachtenden Asymmetrien zwischen der linken und rechten Seite (z.B. beim Schultergelenk und beim Ellbogengelenk), konnten durch Prüfung der Videoaufzeichnungen des betrachteten Probanden bestätigt werden und wurden durch beide Systeme korrekt erkannt.

Abbildung 6.12: Mittlerer Gangzyklus $\bar{\phi}_j(p_i) \pm \sigma_{\phi_j}(p_i)$ gemessen mit Inertialsensoren.

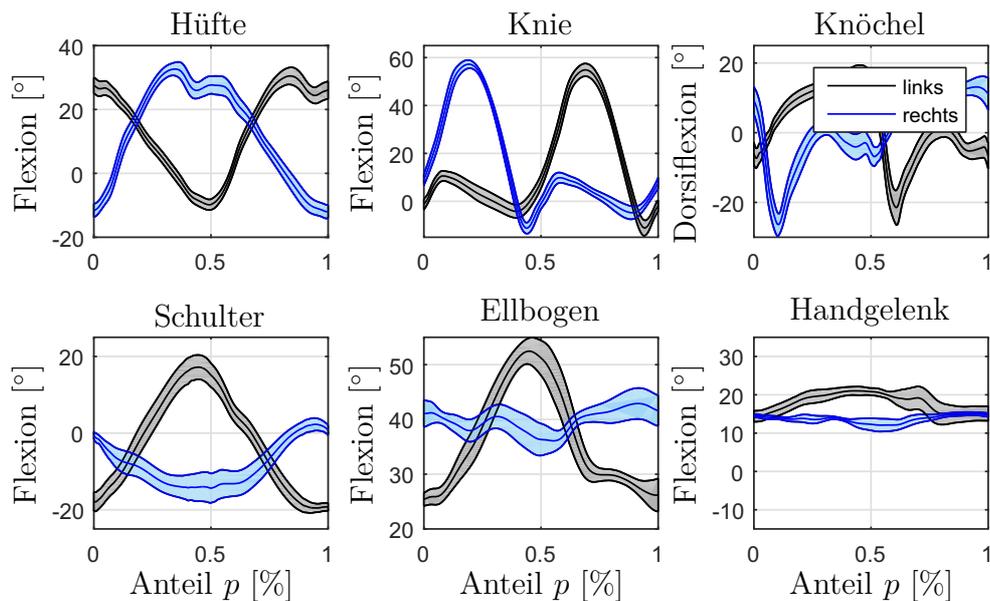
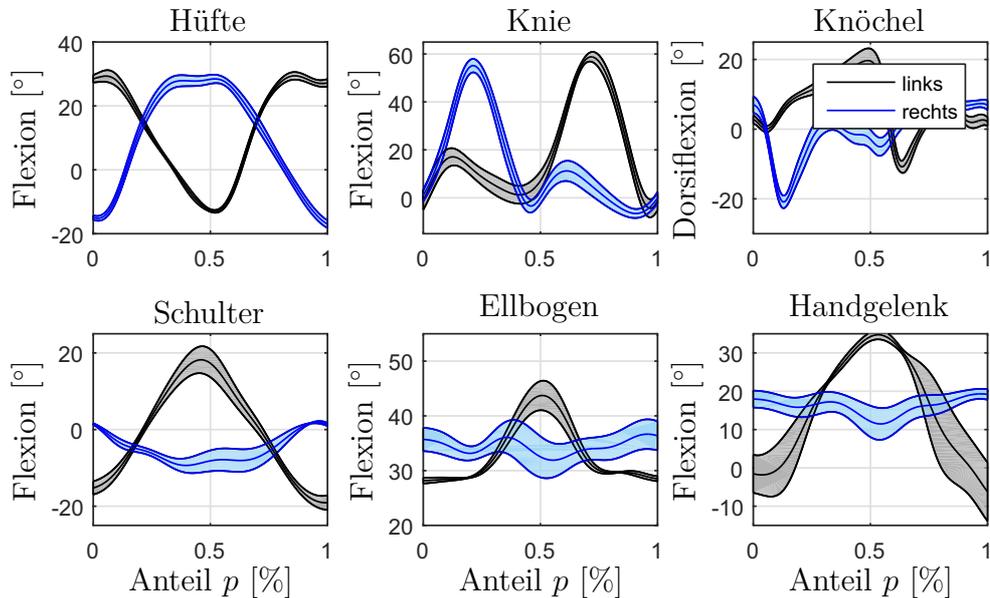


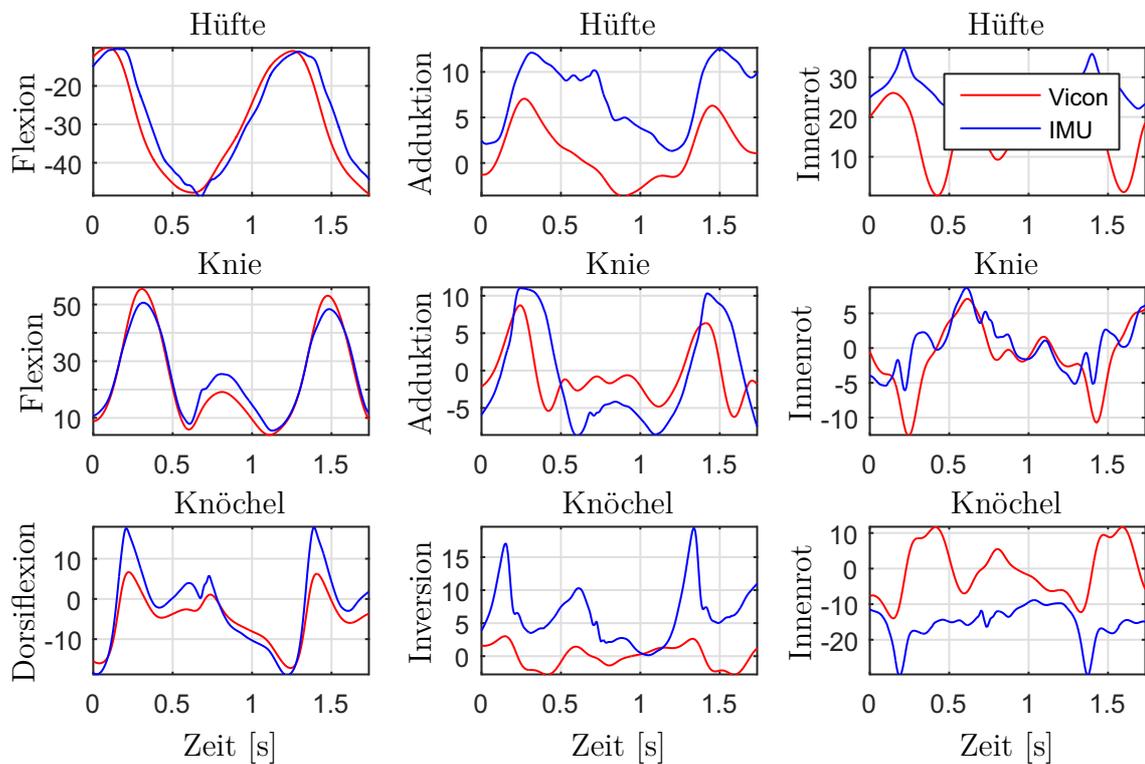
Abbildung 6.13: Mittlerer Gangzyklus $\bar{\phi}_j(p_i) \pm \sigma_{\phi_j}(p_i)$ gemessen mit dem Vicon-System.



6.2.5 Weiteres Messsystem und Patientenmessung

Neben den in der Messreihe mit Probanden durchgeführten Gangmessungen wurden Messungen mit dem System der Firma 2D sowie eine Patientenmessung durchgeführt. Die Messung unter Verwendung der Sensoren erfolgte dabei nach den Kriterien aus Kapitel 6.1.3. Die Patientenmessung wurde mit den Sensoren der Firma myon durchgeführt, jedoch wurden die Sensoren lediglich zu Beginn einmal am Inertialsystem ausgerichtet und nach dem einmaligen Anbringen nicht zwischen den Messungen entfernt, um den Patienten nicht zusätzlich zeitlich zu belasten. Bei beiden Messungen wurden die Systeme durch die Detektion von Foot Strike Events synchronisiert. Die Auswertung dieser Messungen erfolgten analog zu den zuvor beschriebenen Vorgehensweisen und zeigten keine qualitativen Unterschiede zu den Messungen der Messreihe. Zur Vollständigkeit seien an dieser Stelle die Verläufe $\phi_j(t)$ der Gelenkwinkel bei der Messung mit dem System der Firma 2D für die Gelenkwinkel des linken Beins für eine einzelne Messung gezeigt (siehe Abbildung 6.14). Die vollständigen Kurven sind in Anhang A.4 zu finden.

Abbildung 6.14: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ einer einzelnen Gangmessung gemessen mit dem System der Firma 2D. Die Initialisierung erfolgte bei $t = t_{init}$ mit der gemittelten Nullstellung des Probanden. Dargestellt sind beispielhaft die Gelenkwinkel des linken Beins (alle Winkel in $[\circ]$).



6.3 Ergebnisse der Gangparameterbestimmung

Zur Betrachtung der Bestimmung von Gangparametern unter Verwendung der Inertialsensoren werden die Gangzyklen der Messreihe ausgewertet. Es werden je Messung der erste rechte Gangzyklus sowie der erste linke Gangzyklus ausgewertet und mit den Referenzdaten der Vicon-Messung verglichen. Insgesamt werden 45 Messungen, d.h. $K = 90$ Gangzyklen zur statistischen Auswertung der Gangparameterdetektion herangezogen.

6.3.1 Gangevents Foot Strike und Foot Off

Wie in Kapitel 5.1 beschrieben hängt die Berechnung der Gangparameter von der Detektion der Gangevents Foot Strike und Foot Off ab. Aus diesem Grund wird zuerst die Bestimmung dieser markanten Zeitpunkte betrachtet und mit der Referenz verglichen. Die Bestimmung der Gangevents mit Hilfe jeder der acht vorgestellten Methoden aus Kapitel 5.2 inklusive der zugehörigen Referenzzeitpunkte aus der Vicon-Messung ist in Abbildung 6.15 dargestellt.

Es werden für jeden Gangzyklus k jeweils der erste Zeitpunkt $t_{\text{FS},k}$ eines Foot Strike sowie der erste Zeitpunkt $t_{\text{FO},k}$ eines Foot Off betrachtet. Daraus werden die absoluten Abweichungen $\Delta t_{\text{FS},k}$ und $\Delta t_{\text{FO},k}$ dieser Größen zwischen der Messung mit Inertialsensoren und dem Referenzsystem Vicon gebildet durch

$$\Delta t_{\text{FS},k} = t_{\text{FS},k}^{\text{IMU}} - t_{\text{FS},k}^{\text{Vicon}} \quad (6.3.1)$$

$$\Delta t_{\text{FO},k} = t_{\text{FO},k}^{\text{IMU}} - t_{\text{FO},k}^{\text{Vicon}}. \quad (6.3.2)$$

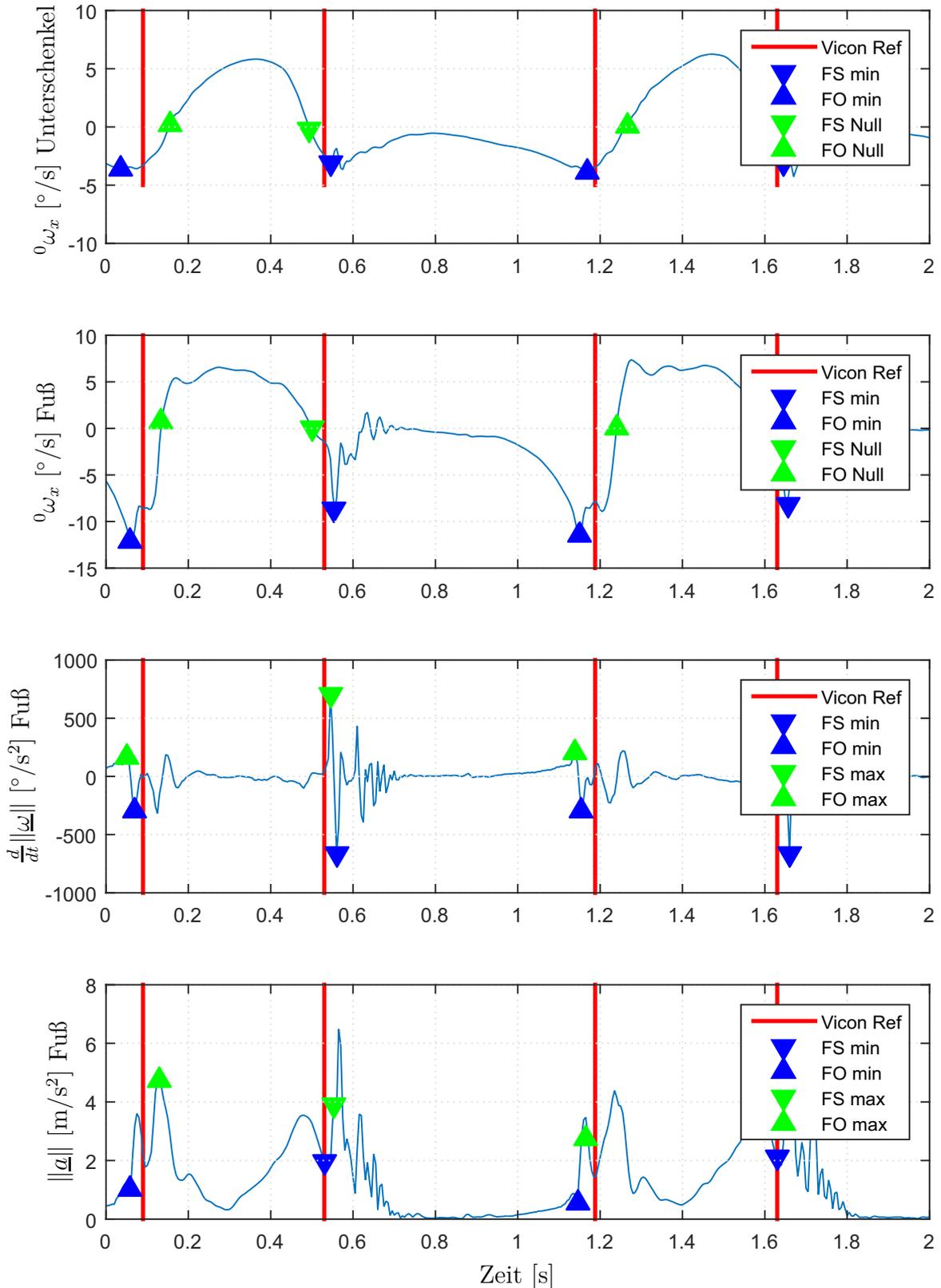
Zur Auswertung der Abweichung in der Foot Strike Detektion über alle Gangzyklen k der Messreihe werden der Mittelwert $\mu(\Delta t_{\text{FS}})$ sowie die Standardabweichung $\sigma(\Delta t_{\text{FS}})$ durch

$$\mu(\Delta t_{\text{FS}}) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \Delta t_{\text{FS},k} \quad (6.3.3)$$

$$\sigma(\Delta t_{\text{FS}}) = \sqrt{\frac{1}{K-1} \sum_{k=1}^K (\Delta t_{\text{FS},k} - \mu(\Delta t_{\text{FS}}))^2} \quad (6.3.4)$$

gebildet. Die Berechnungen werden analog für den Mittelwert $\mu(\Delta t_{\text{FO}})$ sowie die Standardabweichung $\sigma(\Delta t_{\text{FO}})$ der Foot Off-Erkennung durchgeführt.

Abbildung 6.15: Vergleich der Methoden 1 bis 8 (siehe Kapitel 5.2) zur Detektion der Gangevents Foot Strike und Foot Off inklusive der detektierten Zeitpunkte durch das Referenzsystem Vicon.



In Tabelle 6.5 sind die Ergebnisse für alle acht beschriebenen Methoden aufgelistet. Es ist zu erkennen, dass die geringsten Abweichungen sowohl auf der Seite der Foot Strike Erkennung mit $(12,3 \pm 12,5)$ ms als auch auf der Seite der Foot Off Erkennung mit $(-0,5 \pm 26,3)$ ms bei der Methode 1 auftreten.

Tabelle 6.5: Mittlere Abweichungen und Standardabweichungen der Detektion der absoluten Zeitpunkte der Foot Strike und Foot Off über alle Gangzyklen der Messreihe. Aufgelistet sind die Ergebnisse für die Methoden 1 bis 8 (siehe Kapitel 5.2).

Nr.	Signal	Segment	Regel	Foot Strike [ms]		Foot Off [ms]	
				$\mu(\Delta t_{\text{FS}})$	$\sigma(\Delta t_{\text{FS}})$	$\mu(\Delta t_{\text{FO}})$	$\sigma(\Delta t_{\text{FO}})$
1	${}^0\omega_x$	Unterschenkel	MIN	12.3	12.5	-0.5	26.3
2			NULL	-35.1	13.7	87.0	21.5
3	${}^0\omega_x$	Fuß	MIN	33.1	15.2	-18.2	18.0
4			NULL	-31.9	15.5	59.4	22.5
5	$\ \underline{a}\ $	Fuß	MIN	38.7	15.4	-9.5	19.7
6			MAX	24.7	16.2	-25.0	25.5
7	$\frac{d}{dt}\ \underline{\omega}\ $	Fuß	MIN	13.6	15.0	-30.8	26.2
8			MAX	34.4	14.9	50.4	30.8

Während die räumlichen Gangparameter durch die Nutzung kinematischer Größen zu den bestimmten absoluten Zeitpunkten der Gangevents berechnet werden (siehe Berechnungsvorschriften in Kapitel 5.1), hängen die temporalen Gangparameter nicht von den absoluten Zeitpunkten der Gangevents ab, sondern von den Differenzen zwischen zwei Foot Strike und/oder zwischen einem Foot Off und einem Foot Strike. Bei der Betrachtung der Tabelle 6.5 sowie der Abbildung 6.15 fällt auf, dass je nach angewandter Methode das detektierte Event vor oder nach dem aus der Referenzmessung gegebenen Zeitpunkt liegen kann. Dies hat zur Folge, dass die Methode mit den geringsten Abweichungen in Bezug auf die absoluten Zeitpunkte der Gangevents nicht zwangsläufig zu den geringsten Abweichungen bei der Berechnung der temporalen Gangparameter führt. Beispielsweise liegen für die Methode 1 die Zeitpunkte der Foot Strike tendentiell nach den Zeitpunkten der Referenzmessung, während die Zeitpunkte der Foot Off tendentiell vor denen der Referenzmessung liegen, sodass sich die Abweichungen bei der Differenz zwischen diesen beiden Zeitpunkten addieren.

Aus den Erläuterungen ergibt sich, dass eine Kombination zwischen zwei Methoden jeweils zur Erkennung der Gangevents Foot Strike und Foot Off sinnvoll sein kann. Dies wird anhand der relevanten Zeitdifferenzen untersucht. Betrachtet werden die

Zeitdifferenzen $T_{\text{FSFS}}^{\text{IMU}}$ der Messung durch Inertialsensoren bzw. $T_{\text{FSFS}}^{\text{Vicon}}$ der Referenzmessung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Events Foot Strike eines Gangzyklus k , die durch

$$T_{\text{FSFS},k}^{\text{IMU}} = t_{\text{FS}_2,k}^{\text{IMU}} - t_{\text{FS}_1,k}^{\text{IMU}} \quad (6.3.5)$$

$$T_{\text{FSFS},k}^{\text{Vicon}} = t_{\text{FS}_2,k}^{\text{Vicon}} - t_{\text{FS}_1,k}^{\text{Vicon}} \quad (6.3.6)$$

gebildet werden. Die zugehörige Abweichung ΔT_{FSFS} der Messung mit Inertialsensoren zur Referenzmessung berechnet sich durch

$$\Delta T_{\text{FSFS},k} = T_{\text{FSFS},k}^{\text{IMU}} - T_{\text{FSFS},k}^{\text{Vicon}} \quad (6.3.7)$$

Der Mittelwert $\mu(\Delta T_{\text{FSFS}})$ und die Standardabweichung $\sigma(\Delta T_{\text{FSFS}})$ über die alle Gangzyklen k der Messreihe werden analog zu den Gleichungen 6.3.3 und 6.3.4 durch

$$\mu(\Delta T_{\text{FSFS}}) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \Delta T_{\text{FSFS},k} \quad (6.3.8)$$

$$\sigma(\Delta T_{\text{FSFS}}) = \sqrt{\frac{1}{K-1} \sum_{k=1}^K (\Delta T_{\text{FSFS},k} - \mu(\Delta T_{\text{FSFS}}))^2} \quad (6.3.9)$$

berechnet. In Tabelle 6.6 sind die Ergebnisse für die Methoden 1 bis 8 aufgelistet. Die geringsten Abweichungen ergeben sich wiederum für Methode 1 mit $(0,3 \pm 14,0)$ ms. Dies entspricht den Erwartungen, da es sich um die Zeitdifferenz zwischen zwei gleichen Gangevents handelt.

Die Zeitdifferenzen $T_{\text{FSFO}}^{\text{IMU}}$ der Messung durch Inertialsensoren bzw. $T_{\text{FSFO}}^{\text{Vicon}}$ der Referenzmessung zwischen einem Gangevent Foot Strike und dem darauffolgenden Gangevent Foot Off eines Gangzyklus k werden durch

$$T_{\text{FSFO},k}^{\text{IMU}} = t_{\text{FO}_1,k}^{\text{IMU}} - t_{\text{FS}_1,k}^{\text{IMU}} \quad (6.3.10)$$

$$T_{\text{FSFO},k}^{\text{Vicon}} = t_{\text{FO}_1,k}^{\text{Vicon}} - t_{\text{FS}_1,k}^{\text{Vicon}} \quad (6.3.11)$$

gebildet. Für die zugehörige Abweichung ΔT_{FSFO} der Messung mit Inertialsensoren zur Referenz gilt entsprechend

$$\Delta T_{\text{FSFO},k} = T_{\text{FSFO},k}^{\text{IMU}} - T_{\text{FSFO},k}^{\text{Vicon}} \quad (6.3.12)$$

Tabelle 6.6: Mittlere Abweichungen und Standardabweichungen der Detektion der Zeitdifferenzen zwischen zwei aufeinanderfolgenden Foot Strike über alle Gangzyklen der Messreihe. Aufgelistet sind die Ergebnisse für die Methoden 1 bis 8 (siehe Kapitel 5.2).

Nr.	Signal	Segment	Regel	Zeitdifferenz ΔT_{FSFS} [ms]	
				$\mu(\Delta T_{\text{FSFS}})$	$\sigma(\Delta T_{\text{FSFS}})$
1	${}^0\omega_x$	Unterschenkel	MIN	0.3	14.0
2			NULL	-1.9	14.4
3	${}^0\omega_x$	Fuß	MIN	2.3	18.1
4			NULL	-2.9	14.6
5	$\ \underline{a}\ $	Fuß	MIN	2.6	18.6
6			MAX	1.7	19.9
7	$\frac{d}{dt}\ \underline{\omega}\ $	Fuß	MIN	-0.1	18.1
8			MAX	4.5	20.1

Der Mittelwert $\mu(\Delta T_{\text{FSFO}})$ und die Standardabweichung $\sigma(\Delta T_{\text{FSFO}})$ über alle Gangzyklen k der Messreihe werden analog zu den Gleichungen 6.3.8 und 6.3.14 durch

$$\mu(\Delta T_{\text{FSFO}}) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \Delta T_{\text{FSFO},k} \quad (6.3.13)$$

$$\sigma(\Delta T_{\text{FSFO}}) = \sqrt{\frac{1}{K-1} \sum_{k=1}^K (\Delta T_{\text{FSFO},k} - \mu(\Delta T_{\text{FSFO}}))^2}. \quad (6.3.14)$$

berechnet. In Tabelle 6.7 sind die Ergebnisse für die Mittelwerte (oben) sowie Standardabweichungen (unten) aufgelistet. Betrachtet werden alle möglichen 64 Kombinationen aus den Methoden 1 bis 8 mit den Berechnungen jeweils über alle Gangzyklen k der Messreihe.

Es ist zu erkennen, dass einige Kombinationen verschiedener Methoden (gelb eingefärbt) geringere Abweichungen aufweisen als bei der Verwendung der Methode 1 für beide Events (grau eingefärbt), die bei der Detektion der Absolutzeitpunkte der Events die geringsten Abweichungen zeigt. Die geringsten Abweichungen resultieren für die Methodenkombination aus Methode 4 zur Erkennung des Gangevents Foot Strike sowie Methode 7 zur Erkennung des Gangevents Foot Off mit $(1,1 \pm 28,0)$ ms (grün eingefärbt).

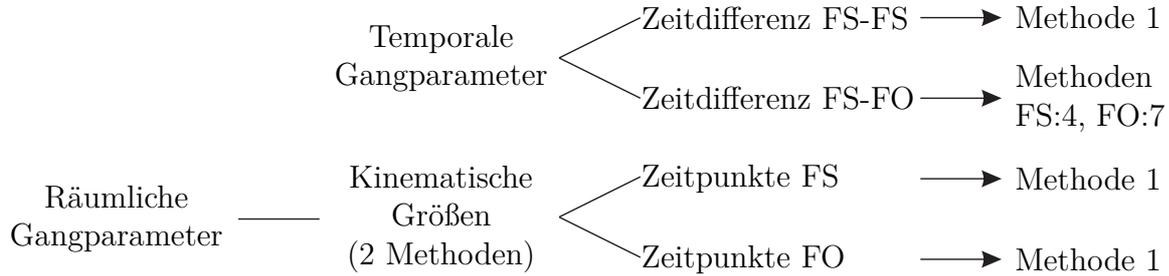
Zusammenfassend wird die Methodenauswahl durch Abbildung 6.16 zusammengestellt. Die temporalen Gangparameter hängen von den zwei zu bestimmenden Zeit-

Tabelle 6.7: Mittlere Abweichungen (oben) und Standardabweichungen (unten) der Detektion der Zeitdifferenz zwischen Foot Strike und Foot Off über alle Gangzyklen der Messreihe. Aufgelistet sind alle 64 möglichen Kombinationen der Methoden 1 bis 8 (siehe Kapitel 5.2).

		Mittlere Abweichung $\mu(\Delta T_{\text{FSFO}})$ [ms]							
		1	2	3	4	5	6	7	8
FS ₁	FO ₁								
1	1	-12.8	34.6	-33.7	31.4	-39.2	-25.2	-14.1	-34.9
2	1	74.8	122.2	53.9	119.0	48.3	62.3	73.5	52.7
3	1	-30.5	16.9	-51.3	13.8	-56.9	-42.9	-31.7	-52.6
4	1	47.1	94.5	26.2	91.3	20.7	34.7	45.8	25.0
5	1	-21.8	25.6	-42.7	22.4	-48.2	-34.2	-23.1	-43.9
6	1	-37.2	10.2	-58.1	7.0	-63.7	-49.7	-38.5	-59.3
7	1	-43.1	4.3	-64.0	1.1	-69.6	-55.6	-44.4	-65.2
8	1	38.2	85.5	17.3	82.4	11.7	25.7	36.9	16.0
		Standardabweichung $\sigma(\Delta T_{\text{FSFO}})$ [ms]							
		1	2	3	4	5	6	7	8
FS ₁	FO ₁								
1	1	28.4	29.2	28.3	30.6	28.7	29.6	26.8	27.9
2	1	23.9	27.5	24.1	30.1	24.3	24.6	25.3	23.2
3	1	20.0	21.8	21.3	22.7	21.3	22.4	22.2	20.7
4	1	23.9	27.6	25.5	29.7	25.3	25.7	26.3	24.8
5	1	22.0	23.5	23.8	24.1	23.9	24.6	23.3	22.9
6	1	27.5	28.6	29.0	29.8	29.0	29.1	28.4	27.0
7	1	27.3	27.7	31.1	28.0	31.6	31.9	29.6	31.5
8	1	32.1	35.1	33.1	37.4	33.5	33.8	34.9	32.5

differenzen zwischen zwei Gangevents Foot Strike sowie einem Gangevent Foot Strike und einem Gangevent Foot Off ab, wofür die Methode 1 bzw. die Methodenkombination 4 und 7 die geringsten Abweichungen aufweisen. Die räumlichen Gangparameter hängen von kinematischen Größen ab, die zu den absoluten Zeitpunkten der Gangevents Foot Strike und Foot Off bestimmt werden. Zur Bestimmung dieser Absolutzeitpunkte hat sich Methode 1 am geeignetsten erwiesen. Unter Verwendung dieser Methodenauswahl werden im Folgenden die temporalen und räumlichen Gangparameter berechnet und für die Messreihe statistisch ausgewertet.

Abbildung 6.16: Methodenauswahl zur Berechnung der Gangparameter.



6.3.2 Temporale Gangparameter

Auf Basis der Ergebnisse aus Kapitel 6.3.1 werden die temporalen Gangparameter x_j^{IMU} der Messung durch Inertialsensoren und x_j^{Vicon} der Referenzmessung mit Hilfe der Berechnungsvorschriften aus Kapitel 5.1 berechnet. Für die absoluten Abweichungen Δx eines Gangparameters j und Gangzyklus k gilt

$$\Delta x_{jk} = x_{jk}^{\text{IMU}} - x_{jk}^{\text{Vicon}}. \quad (6.3.15)$$

Der Mittelwert $\mu(\Delta x_j)$ sowie die Standardabweichung $\sigma(\Delta x_j)$ der absoluten Abweichung berechnen sich über alle Gangzyklen k der Messreihe durch

$$\mu(\Delta x_j) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \Delta x_{jk} \quad (6.3.16)$$

$$\sigma(\Delta x_j) = \sqrt{\frac{1}{K-1} \sum_{k=1}^K (\Delta x_{jk} - \mu(\Delta x_j))^2} \quad (6.3.17)$$

Neben der absoluten Abweichung wird auch die relative Abweichung $\Delta x_{rel,j}$ bezogen auf den Referenzwert betrachtet. Diese berechnet sich durch

$$\Delta x_{rel,jk} = \frac{x_{jk}^{\text{IMU}} - x_{jk}^{\text{Vicon}}}{x_{jk}^{\text{Vicon}}}. \quad (6.3.18)$$

Der entsprechende Mittelwert $\mu(\Delta x_{rel,j})$ sowie die Standardabweichung $\sigma(\Delta x_{rel,j})$ werden analog zu den Gleichungen 6.3.16 und 6.3.17 mit den relativen Abweichungen $\Delta x_{rel,jk}$ der Gangparameter berechnet. Die Ergebnisse sind für alle temporalen Gangparameter j in Tabelle 6.8 aufgelistet.

Tabelle 6.8: Mittlere Abweichungen der temporalen Gangparameter x_j über alle Gangzyklen der Messreihe. Aufgelistet sind jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen für die absoluten und relativen Abweichungen.

Gangparameter j []	Absolute Abweichung Δx_j		Relative Abweichung $\Delta x_{rel,j}$ [%]		
	$\mu(\Delta x_j)$	$\sigma(\Delta x_j)$	$\mu(\Delta x_{rel,j})$	$\sigma(\Delta x_{rel,j})$	
Zyklusdauer	ms	0.267	14.004	0.050	1.248
Schrittfrequenz	min^{-1}	-0.063	1.362	-0.034	1.249
Schrittdauer	s	2.700	14.530	0.513	2.560
Einzelunterstützung	%	-0.936	2.341	-2.202	5.869
Doppelunterstützung	%	1.021	3.558	6.453	18.225
Limp Index		0.000	0.056	0.156	5.631
Abheben Fuß Gegenbein	%	0.704	2.415	10.160	27.261
Fußkontakt Gegenbein	%	-0.223	1.077	-0.431	2.150
Abheben Fuß Referenzbein	%	0.085	2.411	0.212	4.038

Die relative Abweichung beträgt bei sechs von neun temporalen Gangparametern weniger als 1%, sodass eine hohe Genauigkeit in der Detektion der temporalen Parameter gezeigt werden kann. Die größten relativen Abweichungen treten bei der Doppelunterstützung mit $(6,5 \pm 18,2)$ % und beim Abheben des Fußes des Gegenbeins mit $(10,1 \pm 27,261)$ % auf. Diese im Vergleich zu den anderen Parametern hohen relativen Abweichungen beruhen darauf, dass zur Berechnung kurze Zeiträume verwendet werden, sodass die absolute Abweichung der Gangeventdetektion stärker gewichtet ist. Die absoluten Abweichungen haben mit $(1,0 \pm 3,6)$ % für die Doppelunterstützung und $(0,7 \pm 2,4)$ % für das Abheben des Fußes des Gegenbeins die gleiche Größenordnung wie die übrigen Parameter.

Zur Veranschaulichung der einzelnen Messergebnisse sind in den Abbildungen 6.18 und 6.17 die Bland-Altman Diagramme für die temporalen Parameter dargestellt. Diese Darstellungsweise wurde von Bland und Altman zur Beschreibung von Abweichungen zwischen zwei Messsystemen entwickelt [97, 98]. Dargestellt sind alle Messpunkte (hier: Gangzyklen), jeweils mit dem arithmetischen Mittel der Messwerte bei-

der Messsysteme (hier: IMU und Vicon) auf der Abszisse und der absoluten Abweichung der Systeme auf der Ordinate. Zusätzlich sind die Grenzen des 95% Konfidenzintervalls $[\bar{x} + 1.96 \sigma(x), \bar{x} - 1.96 \sigma(x)]$ angegeben.

Abbildung 6.17: Bland-Altman Diagramme der temporalen Gangparameter (Teil 1).

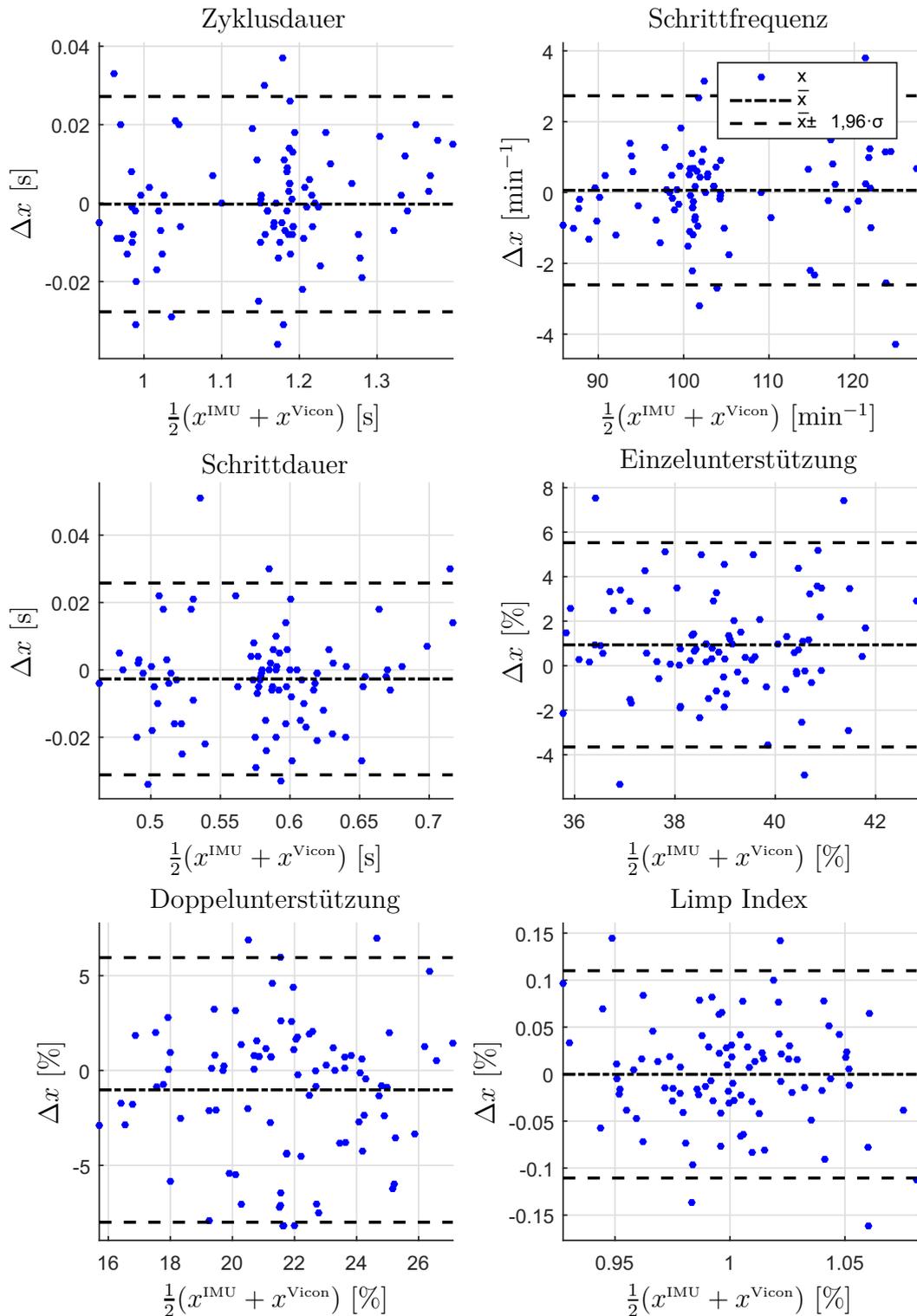
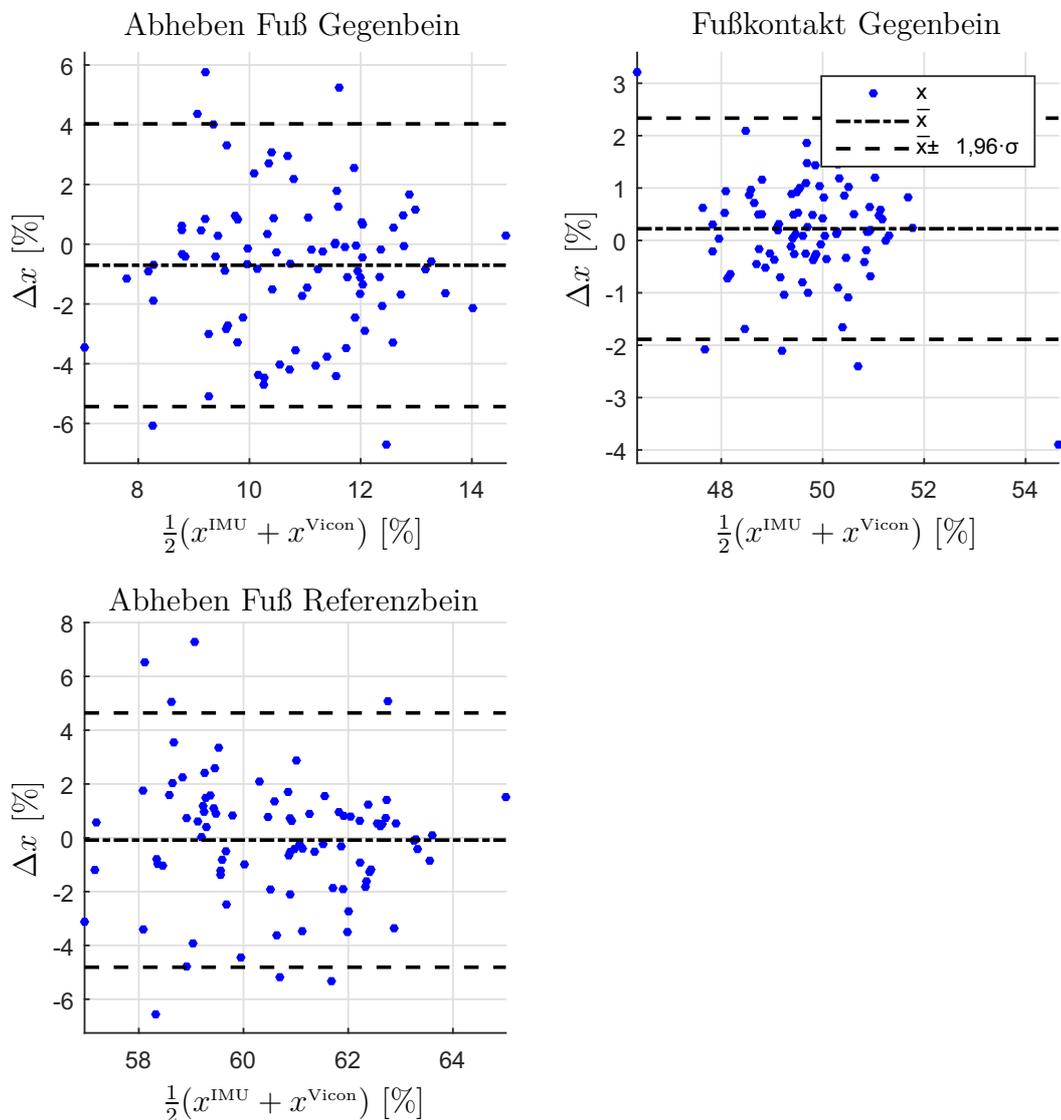


Abbildung 6.18: Bland-Altman Diagramme der temporalen Gangparameter (Teil 2).



6.3.3 Räumliche Gangparameter

Die räumlichen Gangparameter werden unter Verwendung der zwei Methoden aus Kapitel 5.3 zum einen durch die doppelte Integration der Beschleunigung am Fuß, zum anderen durch die Nutzung des Starrkörpermodells berechnet. Zugrunde liegen die Zeitpunkte der Foot Strike und Foot Off, die durch die Methode 1 detektiert werden (siehe Kapitel 6.3.1). Die Berechnung der Abweichungen erfolgt analog zu den temporalen Gangparametern (siehe Kapitel 6.3.2). In Tabelle 6.9 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen für die absoluten und relativen Abweichungen der räumlichen Gangparameter aufgelistet.

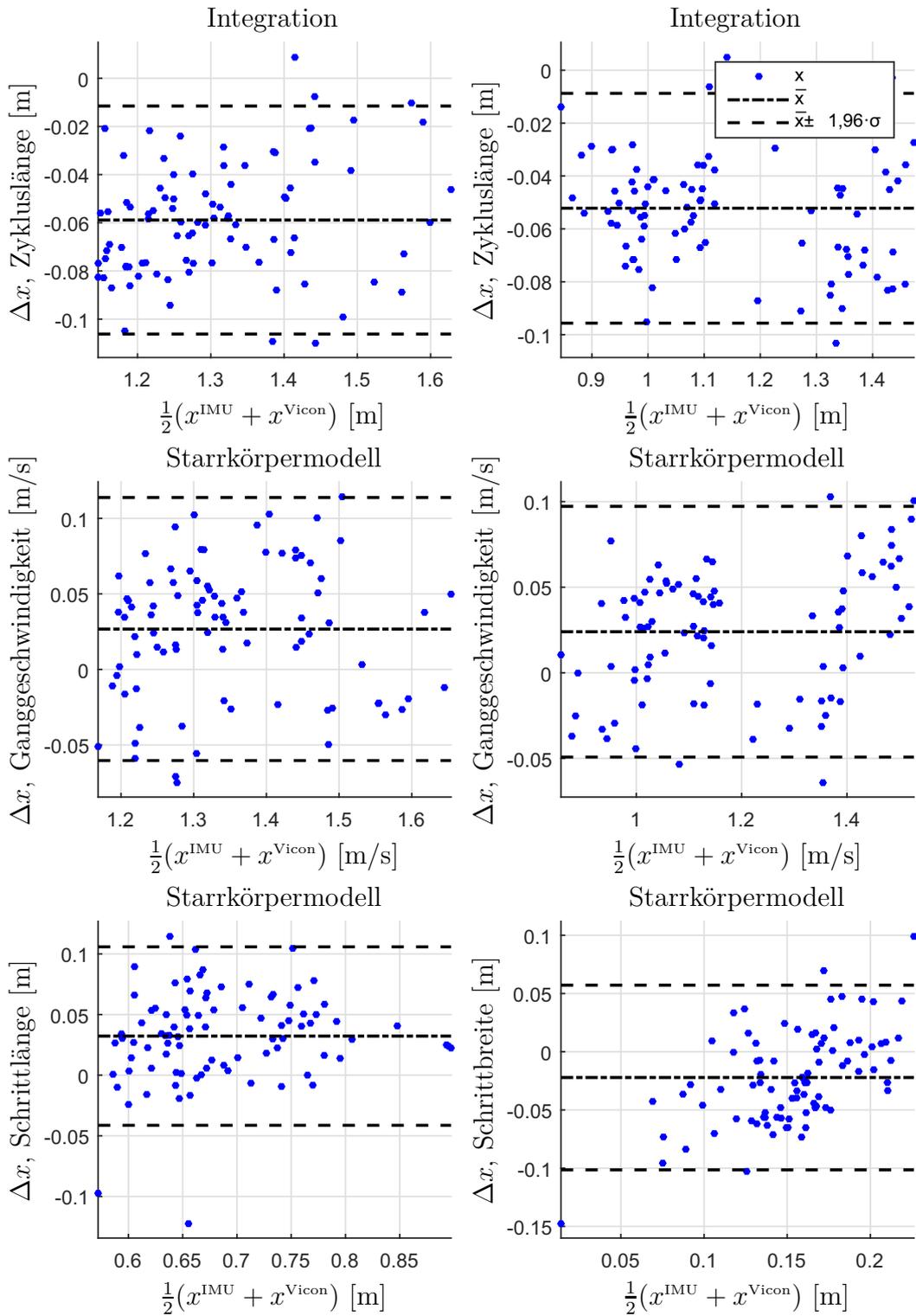
Tabelle 6.9: Abweichungen der räumlichen Gangparameter bei der Auswertung der Gangzyklen der Messreihe. Aufgelistet sind jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen für die absoluten und relativen Abweichungen, jeweils für die Berechnung mit Hilfe der Integration und unter Nutzung der Starrkörpermodellierung.

Gangparameter j	[]	Absolute Abweichung Δx_j		Relative Abweichung $\Delta x_{rel,j}$ [%]	
		$\mu(\Delta x_j)$	$\sigma(\Delta x_j)$	$\mu(\Delta x_{rel,j})$	$\sigma(\Delta x_{rel,j})$
Integration					
Zykluslänge	m	-0.059	0.024	-4.453	1.861
Ganggeschwindigkeit	m/s	-0.052	0.022	-4.498	1.853
Starrkörpermodell					
Zykluslänge	m	0.027	0.044	2.046	3.344
Ganggeschwindigkeit	m/s	0.024	0.037	2.000	3.152
Schrittlänge	m	0.032	0.038	4.929	5.845
Schrittbreite	m	-0.022	0.040	-14.470	29.980

Die Ergebnisse zeigen eine höhere Genauigkeit in der Detektion der räumlichen Gangparameter unter Nutzung der Starrkörpermodellierung. Die relativen Abweichungen betragen bei der Zykluslänge und Ganggeschwindigkeit ungefähr $(2,0 \pm 3,3)$ % im Vergleich zur Integrationsmethode mit $(-4,5 \pm 1,9)$ %. Zusätzlich können die Schrittlänge und Schrittbreite unter Nutzung des Starrkörpermodell berechnet werden. Die Schrittbreite zeigt im Vergleich zu den anderen räumlichen Gangparametern höhere relative Abweichungen von $(-14,5 \pm 30,0)$ %. Diese entsteht zum einen durch die kleinere zu berechnende Länge, wodurch sich die absoluten Abweichungen stärker auf die relativen Abweichungen auswirken. Zum anderen wurde in Kapitel 6.2 gezeigt, dass die im Starrkörpermodell berechneten Gelenkwinkel in lateraler Richtung (Frontalebene, in der Regel Abduktions-/Adduktionswinkel) größere Abweichungen aufweisen als in Gangrichtung (Sagittalebene, in der Regel Flexions-/Extensionswinkel), was sich direkt auf die Berechnung der Schrittbreite auswirkt. Je genauer die berechneten Gelenkwinkel sind, desto genauer wird auch die Detektion der räumlichen Gangparameter mit dieser Methode.

Zur Veranschaulichung visualisiert Abbildung 6.19 die Abweichungen der einzelnen Messungen in den entsprechenden Bland-Altman Diagrammen für die räumlichen Gangparameter mit beiden Methoden.

Abbildung 6.19: Bland-Altman Diagramme der räumlichen Gangparameter für zwei Methoden (Integration, Starrkörpermodell).



7 Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegende Arbeit behandelt Methoden für den praktischen Einsatz von Inertialsensoren in der instrumentellen Ganganalyse und einen umfassenden Vergleich der Bewegungsmessungen sowie der detektierten standardisierten Gangparameter bei der Messung mit Inertialsensoren gegenüber dem Goldstandard Vicon Plug-In Gait. Dazu wurde im ersten Teil der Arbeit der Stand wissenschaftlicher Arbeiten beschrieben, und es wurden darin die kinematischen Grundlagen dreidimensionaler Rotationen sowie die Kalibrierung der Sensoren erläutert. Im Folgenden wurden die Modellierung der Bewegung, die Kopplung der Sensoren an das genutzte Starrkörpermodell sowie die Detektion von Gangparametern durchgeführt. Die gemessenen und berechneten Bewegungen wurden gegenüber Referenzmessungen durch das markerbasierte System Vicon Plug-In Gait verglichen.

Im Rahmen dieser Arbeit konnten die folgenden Ziele erreicht werden:

1. Es wurden verschiedene praxiserprobte Kalibrierverfahren erfolgreich entwickelt, umgesetzt und miteinander verglichen. Die Kalibrierung kann sowohl manuell als auch robotergestützt erfolgen. Die robotergestützte Kalibrierung zeigte erwartungsgemäß eine höhere Genauigkeit in der Bewegungsmessung.
2. Die Messung menschlicher Bewegungen unter Verwendung von Inertialsensoren konnte erfolgreich auf die Anwendung in der instrumentellen Ganganalyse abgebildet werden. In diesem Zusammenhang wurde ein neues biomechanisches Initialisierungsverfahren entwickelt und realisiert, das durch die Definition einer geeigneten Kopplung die Übertragung der gemessenen Bewegungen der Sensoren auf das genutzte Starrkörpermodell ermöglicht. Die Bewegungsgrößen des Modells konnten dadurch in Form von Gelenkwinkeln erfolgreich berechnet werden.
3. Eine vollständige Detektion temporaler und räumlicher standardisierter Gangparameter konnte realisiert werden. Dabei wurden verschiedene signalbasierte Methoden der Gangeventdetektion getestet und die bestmögliche Kombination zur Bestimmung der temporalen Gangparameter erarbeitet. Die Berechnung

räumlicher Parameter wurde um die Nutzung des dreidimensionalen Starrkörpermodells erweitert, wodurch eine robuste Gangparameterermittlung ermöglicht wird.

4. Es wurde ein umfassender Vergleich der Messungen mit Inertialsensoren gegenüber dem Goldstandard Vicon durchgeführt. Die Abweichungen in den Gelenkwinkeln betragen zwischen einem und zehn Grad, bei den Winkeln in der Sagittalebene (Flexionswinkel) in der Regel unter fünf Grad. Die verschiedenen Fehlereinflüsse auf die Messung wurden herausgearbeitet und diskutiert. Der Vergleich der detektierten standardisierten Gangparameter gegenüber der Detektion durch das markerbasierte Referenzsystem unterstützt durch Kraftmessplatten ergab bei sechs von neun temporalen Gangparametern eine relative Abweichung von unter einem Prozent. Bei den räumlichen Gangparametern liegen die relativen Abweichungen bei drei von vier Parametern bei unter fünf Prozent. Lediglich für den einzelnen Parameter in der Frontalebene ergeben sich wesentliche Unterschiede, der jedoch in der funktionellen Ganganalyse wenig Anwendung findet.

Mit Bezug auf die dargelegten Ergebnisse konnte im Rahmen der vorliegenden Arbeit somit gezeigt werden, dass Inertialsensoren unter Verwendung geeigneter Auswertungsmethoden praktikable Messsysteme für die Anwendung im klinischen Umfeld der instrumentellen Ganganalyse neben dem Goldstandard Vicon Plug-In Gait darstellen. Aufgrund der flexiblen Einsatzmöglichkeiten durch portable Systeme können Inertialsensoren dabei eine sinnvolle Alternative zu markerbasierten Messsystemen darstellen.

Aufbauend auf dieser Arbeit können weitere Untersuchungen zur Messung menschlicher Bewegungen unter Verwendung von Inertialsensoren durchgeführt werden. Die beschriebenen Methoden und Vorgehensweisen wurden durch Probandenmessungen getestet. Eine Überprüfung der Ergebnisse in der realen Anwendung, z.B. bei der Messung des Ganges betroffener Patienten, sollte im nächsten Schritt durchgeführt werden. Zudem sind alle Vergleiche gegenüber einem markerbasierten Referenzsystem durchgeführt worden, sodass weitere Vergleiche gegenüber anderen Systemen sinnvoll sind.

Die Orientierungsberechnung eines einzelnen Sensors weist einen Drift auf. Die Reduzierung bzw. Korrektur dieses Drifts ist eine komplexe Problemstellung, die nicht vollständig gelöst ist. Eine Korrektur des Drifts durch das erneute Einnehmen einer

vorgegebenen Stellung des Probanden wurde im Rahmen dieser Arbeit vorgeschlagen und umgesetzt.

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen beziehen sich auf rein kinematische Betrachtungen, sodass eine Erweiterung um dynamische Betrachtungen, beispielsweise zur Berechnung von Kräften und Momenten an Gelenken zukünftige Forschungsthemen sind. In diesem Zusammenhang sind weitere Anwendungsbereiche zu erschließen, z.B. im Rahmen von hochdynamischen Sportbewegungen.

Die Modellierung der menschlichen Bewegung erfolgt durch insgesamt 15 starre Körpersegmente und 14 Gelenke. Komplexe Bewegungen wie beispielsweise einzelne Fingerbewegungen, die Relativbewegung der Knochen des Unterarms zueinander oder die Verbiegung des Rumpfes durch die Wirbelsäulenbewegung können dabei nicht oder nur teilweise abgebildet werden. Die Betrachtung einzelner Körperteile bei komplexen Bewegungen unter Verwendung von Modellen mit höherem Detailgrad bietet ebenfalls Potential für weitere wissenschaftliche Felder.

Literaturverzeichnis

- [1] D. Raab. *Instrumentelle Bewegungsanalyse, Vorlesung*. Universität Duisburg-Essen, 2016.
- [2] N. Bufe. *Flexible Auswertung von Ganganalysedaten unter Berücksichtigung von spezifischen medizinischen Kriterien*. Bachelor-Arbeit, Universität Duisburg-Essen, Duisburg, Germany, 2012.
- [3] G. Paolini. *Plug in Gait WebEx Training*. Vicon Motion Systems Ltd., 2011.
- [4] F. Ferraris, I. Gorini, U. Grimaldi, and M. Parvis. Calibration of three-axial rate gyros without angular velocity standards. *Sensors and Actuators*, 42(1):446–449, 1994.
- [5] F. Ferraris, U. Grimaldi, and M. Parvis. Procedure for effortless in-field calibration of three-axial rate gyro and accelerometers. *Sensors and Materials*, 7(5):311–330, 1995.
- [6] G. Artese and A. Trecroci. Calibration of a low cost MEMS INS sensor for an integrated navigation system. *Technical Session WgS-PS: ICWG V/I*, pages 877–882, 2008.
- [7] J. K. Bekkeng. Calibration of a novel MEMS inertial reference unit. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 58(6):1967–1974, 2009.
- [8] J. W. Jordan. An accurate strapdown direction cosine algorithm. 1969.
- [9] J. E. Bortz. A new mathematical formulation for strapdown inertial navigation. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, 7(1):61–66, 1971.
- [10] R. B. Miller. A new strapdown attitude algorithm. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 6(4):287–291, 1983.
- [11] M. B. Ignagni. Optimal strapdown attitude integration algorithms. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 13(2):363–369, 1990.

- [12] R. E. Kalman. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of Basic Engineering*, 82(1):35–45, 1960.
- [13] R. E. Kalman and R. S. Bucy. New results in linear filtering and prediction theory. *Journal of Basic Engineering*, 83(1):95–108, 1961.
- [14] G. Welch and G. Bishop. An introduction to the Kalman filter. *Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill*, 1997.
- [15] P. Cardou and J. Angeles. Estimating the angular velocity of a rigid body moving in the plane from tangential and centripetal acceleration measurements. *Multibody System Dynamics*, 19(4):383–406, 2008.
- [16] P. He, P. Cardou, A. Desbiens, and E. Gagnon. Estimating the orientation of a rigid body moving in space using inertial sensors. *Multibody System Dynamics*, pages 1–27, 2014.
- [17] H. J. Luinge and P. H. Veltink. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(2):273–282, 2005.
- [18] A. M. Sabatini. Quaternion-based extended Kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(7):1346–1356, 2006.
- [19] X. Yun and E. R. Bachmann. Design, implementation, and experimental results of a Quaternion-based Kalman filter for human body motion tracking. *IEEE Transactions on Robotics*, 22(6):1216–1227, 2006.
- [20] E. Kraft. A quaternion-based unscented kalman filter for orientation tracking. In *Proceedings of the Sixth International Conference of Information Fusion*, volume 1, pages 47–54, 2003.
- [21] T. Harada, H. Uchino, T. Mori, and T. Sato. Portable absolute orientation estimation device with wireless network under accelerated situation. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 2, pages 1412–1417. IEEE, 2004.
- [22] E. R. Bachmann, I. Duman, U. Y. Usta, R. B. McGhee, X. P. Yun, and M. J. Zyda. Orientation tracking for humans and robots using inertial sensors. In *International Symposium on Computational Intelligence in Robotics & Automation*, 1999.

-
- [23] S. Madgwick. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. *Report x-io and University of Bristol (UK)*, 2010.
- [24] S. O. H. Madgwick, A. J. L. Harrison, and R. Vaidyanathan. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 1–7. IEEE, 2011.
- [25] A. M. Sabatini. Quaternion-based strap-down integration method for applications of inertial sensing to gait analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(1):94–101, 2005.
- [26] X. Yun, E. R. Bachmann, and R. B. McGhee. A simplified Quaternion-based algorithm for orientation estimation from earth gravity and magnetic field measurements. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 57(3):638–650, 2008.
- [27] G. Wu and P. R. Cavanagh. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28(10):1257–1261, 1995.
- [28] E. S. Grood and W. J. Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2):136–144, 1983.
- [29] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D’Lima, L. Cristofolini, O. Schmid, and I. Stokes. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4):543–548, 2002.
- [30] G. Wu, F. C. van der Helm, H. E. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagles, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, and B. Buchholz. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992, 2005.
- [31] A. T. M. Willemsen, J. A. Van Alste, and H. B. K. Boom. Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 23(8):859–863, 1990.
- [32] R. Williamson and B. J. Andrews. Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39(3):294–302, 2001.

- [33] R. E. Mayagoitia, A. V. Nene, and P. H. Veltink. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35(4):537–542, 2002.
- [34] H. Dejnabadi, B. M. Jolles, and K. Aminian. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(8):1478–1484, 2005.
- [35] J. Favre, B. M. Jolles, R. Aissaoui, and K. Aminian. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of Biomechanics*, 41(5):1029–1035, 2008.
- [36] G. Cooper, I. Sheret, L. McMillian, K. Siliverdis, N. Sha, and D. Hodgins. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of Biomechanics*, 42:2678–2685, 2009.
- [37] S. Bakhshi, M. H. Mahoor, and B. S. Davidson. Development of a body joint angle measurement system using IMU sensors. In *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2011.
- [38] L. Kun, Y. Inoue, K. Shibata, and C. Enguo. Ambulatory estimation of knee-joint kinematics in anatomical coordinate system using accelerometers and magnetometers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(2):435–442, 2011.
- [39] H. Dejnabadi, B.M. Jolles, E. Casanova, P. Fua, and K. Aminian. Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(7):1385–1393, 2006.
- [40] K. J. O’Donovan, R. Kamnik, D. T. O’Keeffe, and G. M. Lyons. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *Journal of Biomechanics*, 40(12):2604–2611, 2007.
- [41] H. J. Luinge, P. H. Veltink, and C. T. M. Baten. Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of Biomechanics*, 40(1):78–85, 2007.
- [42] R. Y. W. Lee, J. Laprade, and E. H. K. Fung. A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion. *Medical Engineering & Physics*, 25(10):817–824, 2003.
- [43] E. Bernmark and C. Wiktorin. A triaxial accelerometer for measuring arm movements. *Applied Ergonomics*, 33(6):541–547, 2002.

- [44] J. Favre, R. Aissaoui, B. M. Jolles, J. A. de Guise, and K. Aminian. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 42(14):2330–2335, 2009.
- [45] A. T. M. Willemsen, F. Bloemhof, and H. B. K. Boom. Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(12):1201–1208, 1990.
- [46] R. W. Selles, M. A. G. Formanoy, J. B. J. Bussmann, P. J. Janssens, and H. J. Stam. Automated estimation of initial and terminal contact timing using accelerometers; development and validation in transtibial amputees and controls. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(1):81–88, 2005.
- [47] K. Aminian, K. Rezakhanlou, E. de Andres, C. Fritsch, P.-F. Leyvraz, and P. Robert. Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: An analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(6):686–691, 1999.
- [48] A. Salarian, H. Russmann, F. J. G. Vingerhoets, C. Dehollain, Y. Blanc, P. R. Burkhard, and K. Aminian. Gait assessment in Parkinson’s disease: Toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(8):1434–1443, 2004.
- [49] P. Catalfamo, S. Ghousayni, and D. Ewins. Gait event detection on level ground and incline walking using a rate gyroscope. *Sensors*, 10(6):5683–5702, 2010.
- [50] B. R. Greene, D. McGrath, R. O’Neill, K. J. O’Donovan, A. Burns, and B. Caulfield. An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48(12):1251–1260, 2010.
- [51] K. Aminian, B. Najafi, C. Büla, P. F. Leyvraz, and P. Robert. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 35(5):689–699, 2002.
- [52] B. Coley, B. Najafi, A. Paraschiv-Ionescu, and K. Aminian. Stair climbing detection during daily physical activity using a miniature gyroscope. *Gait & Posture*, 22(4):287–294, 2005.
- [53] K. Tong and M. H. Granat. A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering & Physics*, 21(2):87–94, 1999.

- [54] D. Kotiadis, H. J. Hermens, and P. H. Veltink. Inertial gait phase detection for control of a drop foot stimulator inertial sensing for gait phase detection. *Medical Engineering & Physics*, 32(4):287–297, 2010.
- [55] A. M. Sabatini. Wearable sensor systems in biomechanics: Assessment of unrestrained walking features. In *Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2004. IMTC 04. Proceedings of the 21st IEEE*, volume 2, pages 881–883. IEEE, 2004.
- [56] B. Mariani, H. Rouhani, X. Crevoisier, and K. Aminian. Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait & Posture*, 37(2):229–234, 2013.
- [57] J. Rueterbories, E. G. Spaich, and O. K. Andersen. Gait event detection for use in fes rehabilitation by radial and tangential foot accelerations. *Medical Engineering & Physics*, 36(4):502–508, 2014.
- [58] J. Gebhardt. *Ermittlung von räumlich-zeitlichen Gangparametern mit Hilfe 6-achsiger Inertialsensoren bei der instrumentellen Ganganalyse*. Master-Arbeit, Universität Duisburg-Essen, Duisburg, Germany, 2016.
- [59] H. Lau and K. Tong. The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot. *Gait & Posture*, 27(2):248–257, 2008.
- [60] D. Gouwanda and A. A. Gopalai. A robust real-time gait event detection using wireless gyroscope and its application on normal and altered gaits. *Medical Engineering & Physics*, 37(2):219–225, 2015.
- [61] A. Cereatti, D. Trojaniello, and U. Della Croce. Accurately measuring human movement using magneto-inertial sensors: techniques and challenges. *Journal of Biomechanics*, pages 1–4, 2015.
- [62] A. Mannini and A. M. Sabatini. A hidden Markov model-based technique for gait segmentation using a foot-mounted gyroscope. In *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4369–4373. IEEE, 2011.
- [63] A. Mannini and A. M. Sabatini. Gait phase detection and discrimination between walking-jogging activities using hidden Markov models applied to foot motion data from a gyroscope. *Gait & Posture*, 36(4):657–661, 2012.

-
- [64] N. Abaid, P. Cappa, E. Palermo, M. Petrarca, and M. Porfiri. Gait detection in children with and without hemiplegia using single-axis wearable gyroscopes. *PLoS ONE*, 8(9), 2013.
- [65] J. Taborri, S. Rossi, E. Palermo, F. Patane, and P. Cappa. A novel HMM distributed classifier for the detection of gait phases by means of a wearable inertial sensor network. *Sensors*, 14(9):16212–16234, 2014.
- [66] J. Taborri, E. Scalone, E. Palermo, S. Rossi, and P. Cappa. Validation of inter-subject training for hidden Markov models applied to gait phase detection in children with cerebral palsy. *Sensors*, 15(9):24514–24529, 2015.
- [67] R. L. Evans and D. K. Arvind. Detection of gait phases using orient specks for mobile clinical gait analysis. In *11th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, pages 149–154. IEEE, 2014.
- [68] N. Mijailović, M. Gavrilović, S. Rafajlović, M. Durić-Jovičić, and D. Popović. Gait phases recognition from accelerations and ground reaction forces: Application of neural networks. *Telfor Journal*, 1(1):34–36, 2009.
- [69] A. M. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, and F. Cavallo. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(3):486–494, 2005.
- [70] J. C. Alvarez, R. C. González, D. Alvarez, A. M. López, and J. Rodríguez-Uría. Multisensor approach to walking distance estimation with foot inertial sensing. In *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 5719–5722. IEEE, 2007.
- [71] B. Mariani, C. Hoskovec, S. Rochat, C. Büla, J. Penders, and K. Aminian. 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 43(15):2999–3006, 2010.
- [72] Q. Li, M. Young, V. Naing, and J. M. Donelan. Walking speed estimation using a shank-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 43(8):1640–1643, 2010.
- [73] E. Bishop and Q. Li. Walking speed estimation using shank-mounted accelerometers. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2010.

- [74] A. Laudanski, S. Yang, and Q. Li. A concurrent comparison of inertia sensor-based walking speed estimation methods. In *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 3484–3487. IEEE, 2011.
- [75] A. Köse, A. Cereatti, and U. Della Croce. Estimation of traversed distance in level walking using a single inertial measurement unit attached to the waist. In *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1125–1128. IEEE, 2011.
- [76] A. Köse, A. Cereatti, and U. Della Croce. Bilateral step length estimation using a single inertial measurement unit attached to the pelvis. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 9(1):1, 2012.
- [77] S. Miyazaki. Long-term unrestrained measurement of stride length and walking velocity utilizing a piezoelectric gyroscope. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(8):753–759, 1997.
- [78] W. Zijlstra and A. L. Hof. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait & Posture*, 18(2):1–10, 2003.
- [79] W. Zijlstra. Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1-2):39–44, 2004.
- [80] P. Esser, H. Dawes, J. Collett, M. G. Feltham, and K. Howells. Assessment of spatio-temporal gait parameters using inertial measurement units in neurological populations. *Gait & Posture*, 34(4):558–560, 2011.
- [81] K. Aminian, P. Robert, E. Jequier, and Y. Schutz. Estimation of speed and incline of walking using neural network. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 44(3):743–746, 1995.
- [82] Y. Song, S. Shin, S. Kim, D. Lee, and K. H. Lee. Speed estimation from a tri-axial accelerometer using neural networks. In *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 3224–3227. IEEE, 2007.
- [83] A. Mannini and A. M. Sabatini. Walking speed estimation using foot-mounted inertial sensors: Comparing machine learning and strap-down integration methods. *Medical Engineering & Physics*, 36(10):1312–1321, 2014.

- [84] C. Wörnle. *Mehrkörpersysteme, Eine Einführung in die Kinematik und Dynamik von Systemen starrer Körper*. Springer, 2011.
- [85] S. L. Altmann. *Rotations, Quaternions and Double Groups*. Clarendon Press, Oxford, 1986.
- [86] A. Kecskeméthy. *Kinematik von Robotern und Mechanismen, Skript zur Vorlesung*. Universität Duisburg-Essen, 2016.
- [87] M. Husty. *Kinematik und Robotik*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1997.
- [88] P. Ferreira, F. Geu Flores, and A. Kecskeméthy. *MobileBody Manual*. ITBB GmbH, 2016.
- [89] D. Raab, Z. Tang, J. Pauli, and A. Kecskeméthy. MobileBody: An integrated gait motion analysis tool including data-fusion with patient-specific bone geometry. In *Proceedings of the 1st International Symposium on Digital Human Modeling (DHM)*, 2011.
- [90] A. Kecskeméthy. Integrating efficient kinematics in biomechanics of human motions. *Procedia IUTAM*, 2:86–92, 2011.
- [91] M. Sreenivasa, C. J. G. Chamorro, D. Gonzalez-Alvarado, O. Rettig, and S. I. Wolf. Patient-specific bone geometry and segment inertia from mri images for model-based analysis of pathological gait. *Journal of Biomechanics*, 49(9):1918–1925, 2016.
- [92] P. Ferreira, F. Geu Flores, M. Siebler, P. Flores, and A. Kecskeméthy. Development of a multibody model of the lower limbs to evaluate the effect of ankle-foot orthoses on human gait. ECCOMAS, 2013.
- [93] P. Ferreira, D. Raab, D. Rosenthal, M. Siebler, H. Hefter, and A. Kecskeméthy. Numerical evaluation of stroke patients gait disorders based on instrumental motion analysis. 6th Congresso Nacional De Biomechanica, 2015.
- [94] H. Gray. *Anatomy of the Human Body*. Lea and Febiger, 1918.
- [95] D. A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley and sons, Inc., 2009.
- [96] Gesellschaft für die Analyse Menschlicher Motorik und ihre klinische Anwendung GAMMA. *Empfehlungen zur Standardisierung der klinischen Ganganalyse*. Version 1.08, 2010.

- [97] J. M. Bland and D. G. Altman. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327(8476):307–310, 1986.
- [98] J. M. Bland and D. G. Altman. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, 8(2):135–160, 1999.

A Anhang

A.1 Fehler in der Orientierungsberechnung (Drift)

Tabelle A.1: Vollständige Tabelle zur Betrachtung der mittleren Orientierungsfehler $\mu(\phi_{e,n})$ am Ende einer Gangmessung n mit Hilfe der chipinternen Berechnung unter Verwendung eines Datenfusionsalgorithmus. Aufgelistet sind jeweils die mittleren Abweichungen der Drehwinkel (alle in $[\circ]$) über alle 15 Sensoren für die Probanden P1 bis P10 in bis zu 10 Gangmessungen (bei zwei Probanden wurden Wiederholungsmessungen durchgeführt).

Trial Nr.	P01 $\mu(\phi_{e,n})$	P02 $\mu(\phi_{e,n})$	P03 $\mu(\phi_{e,n})$	P04 $\mu(\phi_{e,n})$	P05 $\mu(\phi_{e,n})$	P06 $\mu(\phi_{e,n})$
01	4.37	7.37	5.33	7.24	4.51	9.95
02	5.71	4.67	10.60	3.13	4.99	7.18
03	5.24	5.47	4.18	4.57	6.38	3.73
04	4.12	4.27	3.52	2.19	8.64	6.42
05	9.02	3.26	3.19	2.48	4.09	5.83
06	5.81	4.70	4.67	3.15	5.83	4.93
07	3.35	4.26	4.52	6.19	5.60	3.31
08		4.35	3.59	3.98	4.76	8.01
09			3.49			5.96
10						5.05
Trial Nr.	P07 $\mu(\phi_{e,n})$	P08 $\mu(\phi_{e,n})$	P09 $\mu(\phi_{e,n})$	P10 $\mu(\phi_{e,n})$	P01 $\mu(\phi_{e,n})$	P04 $\mu(\phi_{e,n})$
01	3.43	6.10	4.60	5.75	6.12	5.31
02	3.72	4.01	6.82	8.07	6.04	5.48
03	6.03	2.86	3.79	4.36	3.45	4.89
04	3.71	2.68	6.55	4.89	3.09	3.81
05	5.00	3.04	3.55	8.06	3.64	5.46
06	4.86	2.34	3.33	4.05	4.49	3.96
07	4.65	2.93	4.61	6.00	4.49	5.10
08	5.30	2.38			5.22	3.67
09	2.97	4.18			4.98	4.23
10					6.21	

Tabelle A.2: Vollständige Tabelle zur Betrachtung der mittleren Orientierungsfehler $\mu(\phi_{e,n})$ am Ende einer Gangmessung n unter Verwendung der direkten Integration. Aufgelistet sind jeweils die mittleren Abweichungen der Drehwinkel (alle in $[\circ]$) über alle 15 Sensoren für die Probanden P1 bis P10 in bis zu 10 Gangmessungen (bei zwei Probanden wurden Wiederholungsmessungen durchgeführt).

Trial Nr.	P01 $\mu(\phi_{e,n})$	P02 $\mu(\phi_{e,n})$	P03 $\mu(\phi_{e,n})$	P04 $\mu(\phi_{e,n})$	P05 $\mu(\phi_{e,n})$	P06 $\mu(\phi_{e,n})$
01	53.48	41.32	37.01	37.17	42.14	30.44
02	40.69	45.31	44.95	19.25	29.30	39.78
03	35.29	33.27	35.66	22.71	39.73	34.00
04	36.02	32.43	35.25	16.21	46.24	28.05
05	25.84	32.60	22.02	11.52	34.90	28.63
06	57.62	27.40	38.34	17.92	31.76	20.01
07	38.42	26.46	30.89	21.08	29.42	33.76
08		26.81	25.30	20.65	27.00	29.07
09			43.66			37.19
10						28.63

Trial Nr.	P07 $\mu(\phi_{e,n})$	P08 $\mu(\phi_{e,n})$	P09 $\mu(\phi_{e,n})$	P10 $\mu(\phi_{e,n})$	P01 $\mu(\phi_{e,n})$	P04 $\mu(\phi_{e,n})$
01	31.35	32.55	22.15	45.02	21.22	19.51
02	36.78	19.20	23.23	30.22	19.52	18.00
03	19.56	16.14	21.98	32.74	19.35	21.28
04	21.02	12.68	27.87	42.46	18.15	27.31
05	17.69	20.39	30.02	46.88	13.79	23.91
06	25.50	20.43	24.71	30.72	21.41	14.15
07	24.07	12.29	26.20	16.90	21.77	16.12
08	18.79	17.64			20.36	18.31
09	29.35	17.32			16.60	29.79
10					20.82	

A.2 Initialisierungsbetrachtungen (Relativkinematik)

Abbildung A.1: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Initialisierung bei $t = 0$ mit Vicon Modell (Teil 1, alle Winkel in $^\circ$).

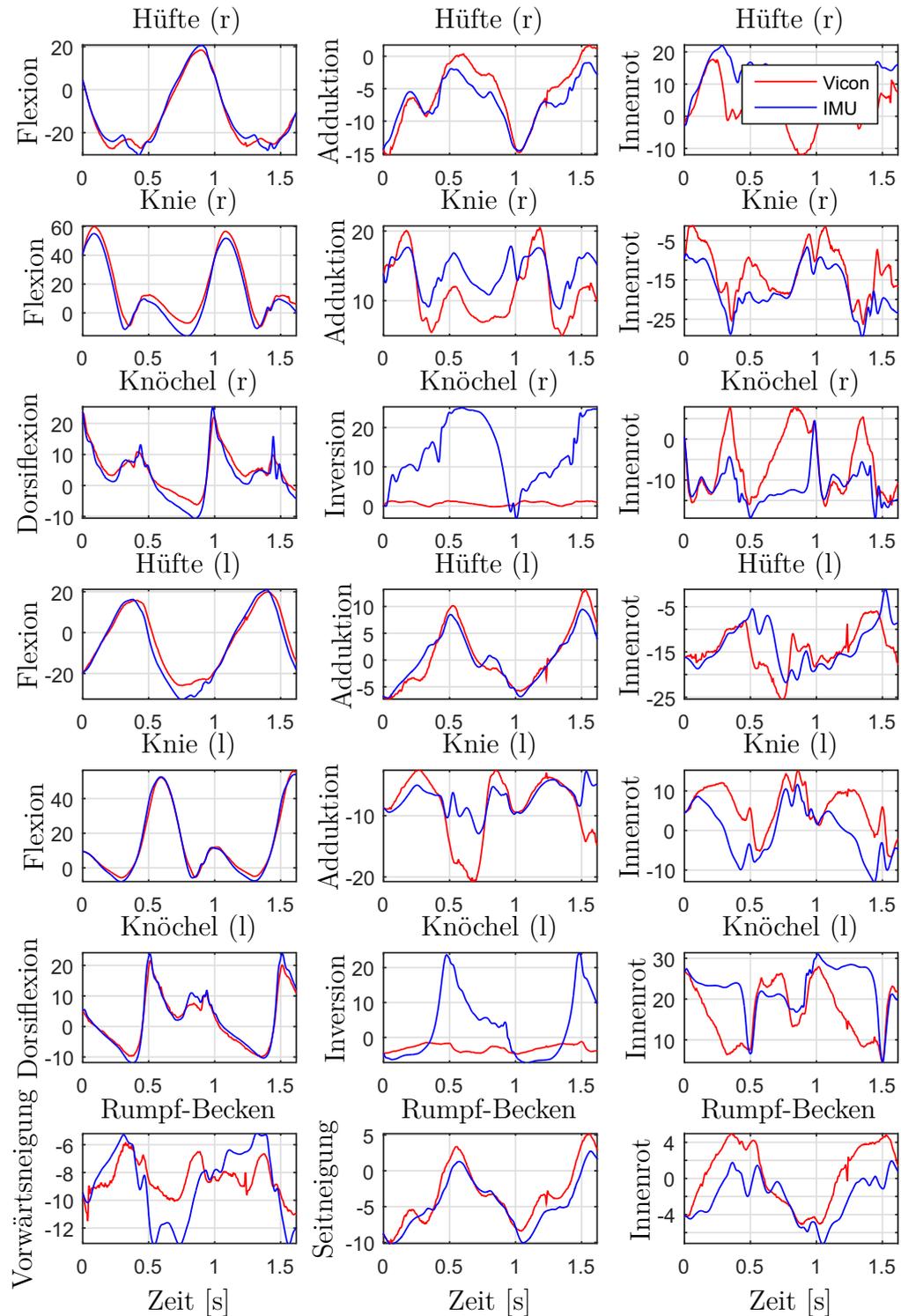


Abbildung A.2: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Initialisierung bei $t = 0$ mit Vicon Modell (Teil 2, alle Winkel in $^\circ$).

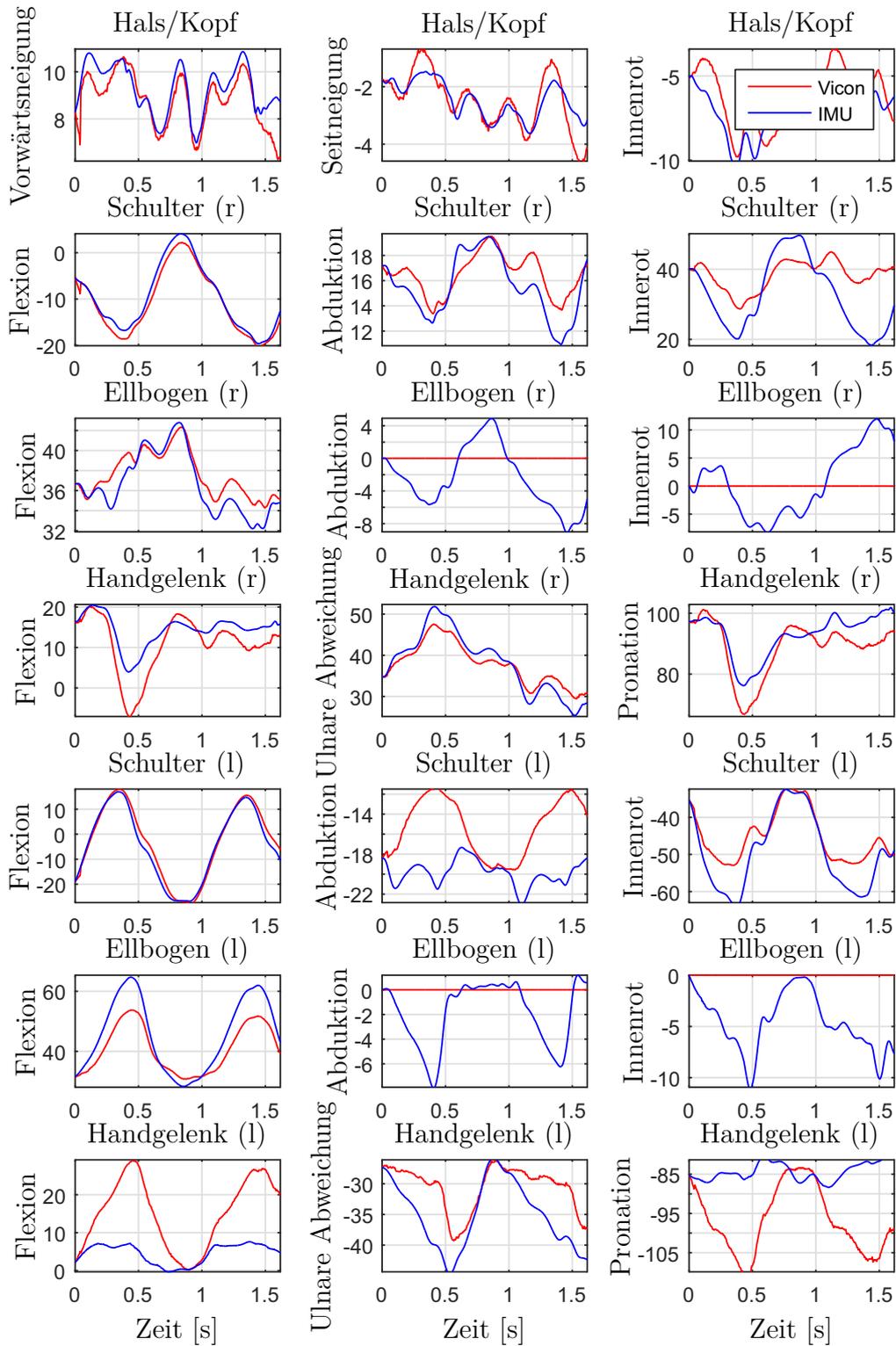


Abbildung A.3: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Initialisierung bei $t = t_{init}$ mit mittlerer Nullstellung (Teil 1, alle Winkel in $^\circ$).

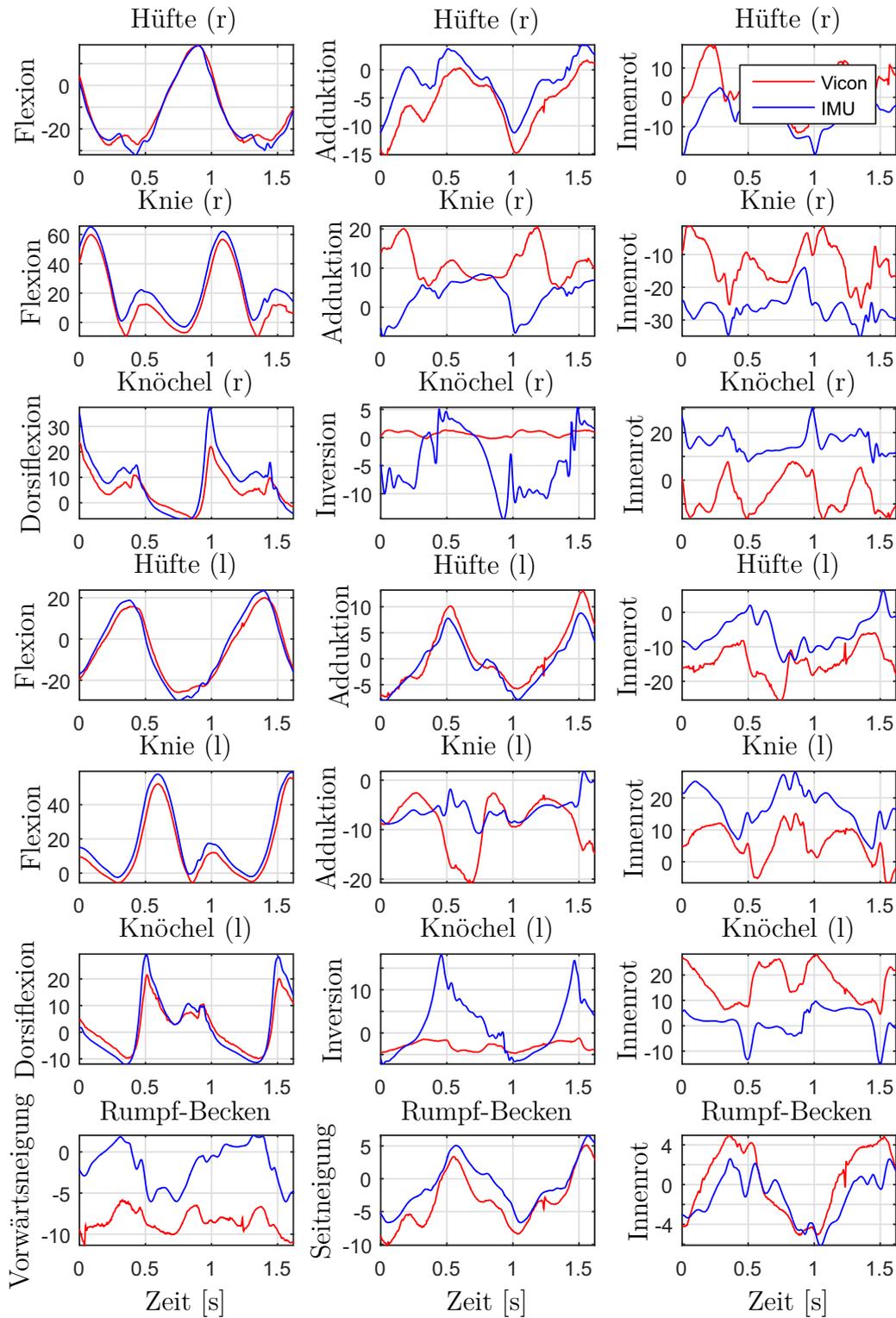


Abbildung A.4: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Initialisierung bei $t = t_{init}$ mit mittlerer Nullstellung (Teil 2, alle Winkel in $[\circ]$).

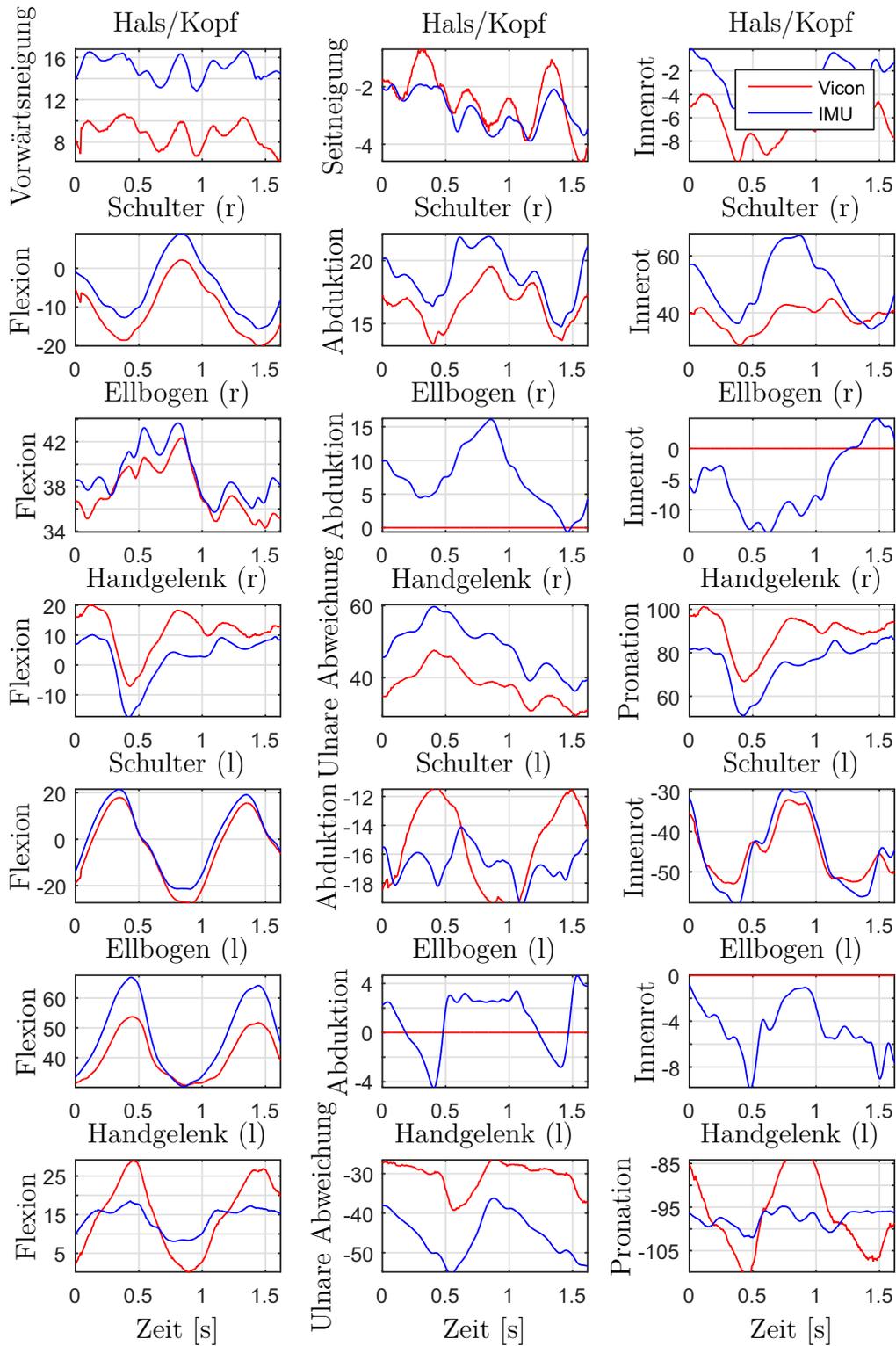


Abbildung A.5: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Initialisierung bei $t = t_{init}$ mit idealisierter Nullstellung (Teil 1, alle Winkel in $^\circ$).

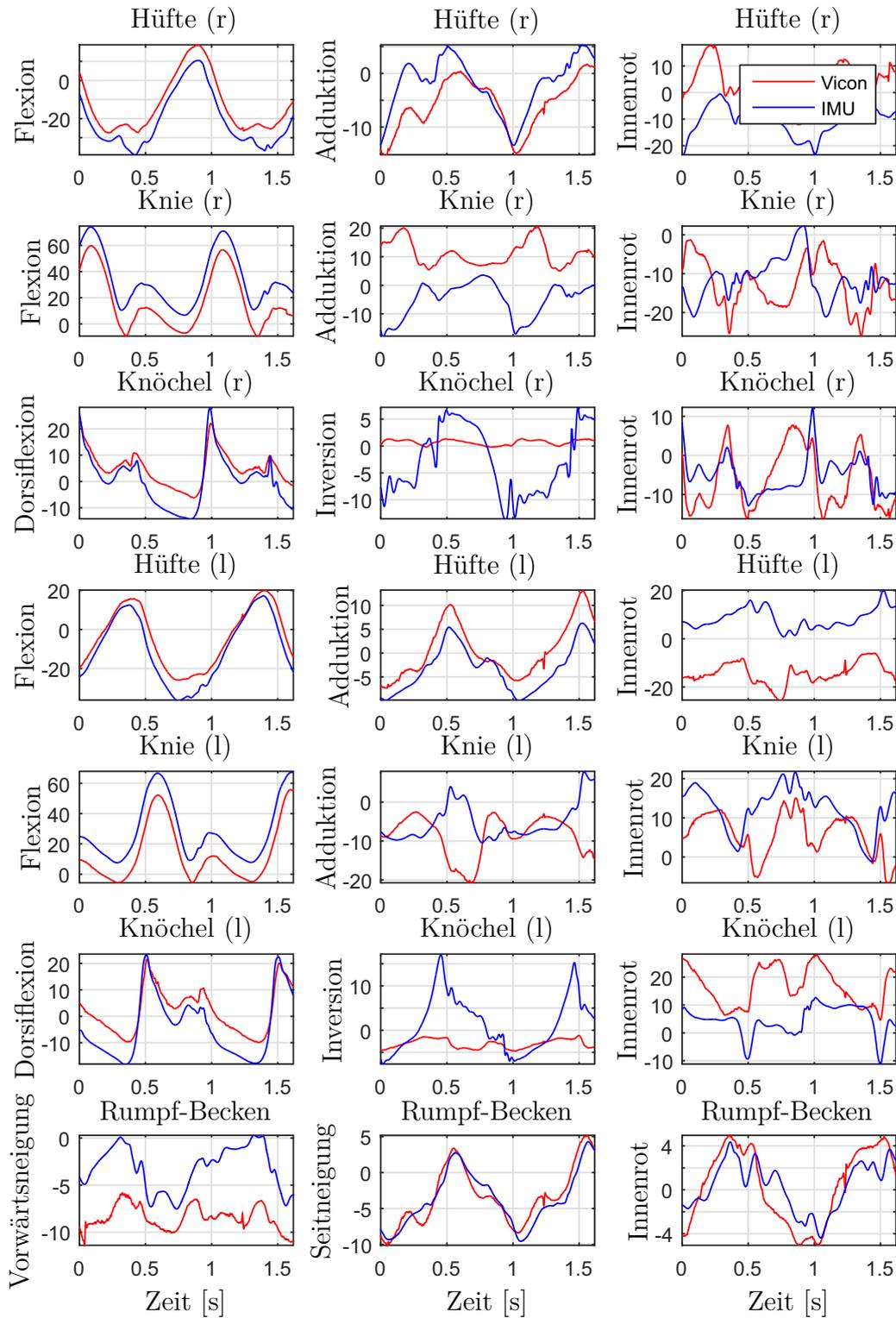


Abbildung A.6: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Initialisierung bei $t = t_{init}$ mit idealisierter Nullstellung (Teil 2, alle Winkel in $^\circ$).

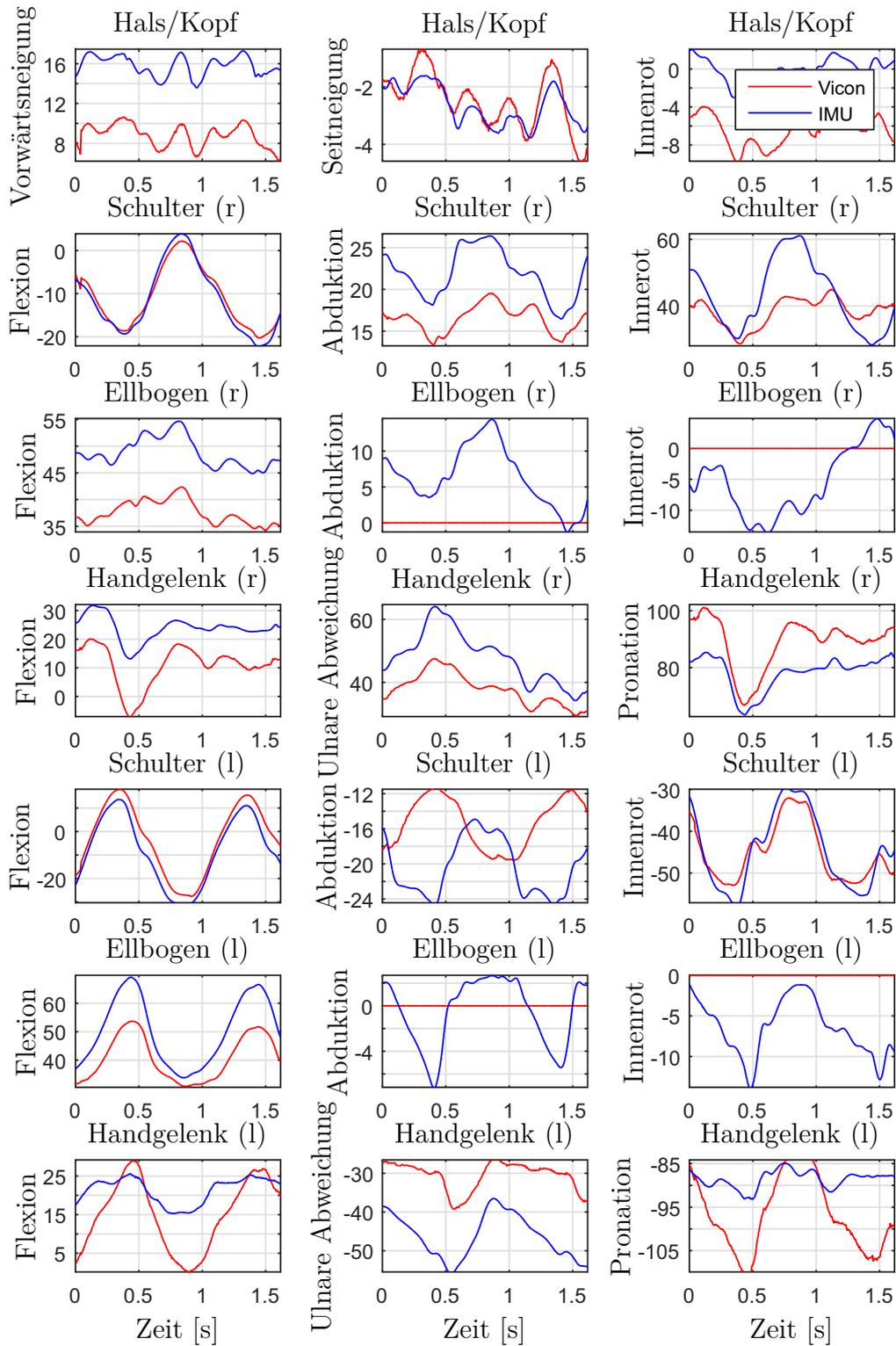


Tabelle A.3: Mittlere Abweichungen und Standardabweichungen der Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Betrachtung eines Gangzyklus für die drei vorgestellten Initialisierungen (Teil 1).

		Init. bei $t = 0$ mit Vicon Modell		Init. bei $t = t_{init}$ mit mittlerer Nullstellung		Init. bei $t = t_{init}$ mit idealisierter Nullstellung	
Gelenkwinkel	ϕ_j	$\overline{\Delta\phi_j}$	$\sigma(\Delta\phi_j)$	$\overline{\Delta\phi_j}$	$\sigma(\Delta\phi_j)$	$\overline{\Delta\phi_j}$	$\sigma(\Delta\phi_j)$
		[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]
HüfteR	1	1.94	1.05	1.79	1.61	8.55	2.03
	2	1.87	1.24	2.93	1.39	3.02	2.03
	3	9.13	5.26	9.18	5.41	13.87	4.92
KnieR	1	5.07	2.35	7.35	2.72	16.20	2.47
	2	4.04	1.90	7.14	7.37	14.99	9.46
	3	3.98	2.85	12.47	5.86	7.71	4.94
KnöchelR	1	2.45	1.39	4.82	3.62	5.75	2.92
	2	13.33	8.27	6.31	4.51	6.67	3.79
	3	7.54	6.27	20.19	7.43	6.70	4.42
HüfteL	1	3.80	2.52	3.40	1.49	6.73	3.41
	2	0.94	0.65	1.60	0.65	3.60	1.75
	3	4.21	3.58	8.54	5.24	23.26	5.48
KnieL	1	1.68	1.32	5.28	2.12	14.95	1.95
	2	2.85	3.53	4.26	5.06	6.82	7.03
	3	6.07	4.31	11.53	5.12	7.82	4.96
KnöchelL	1	1.36	1.06	2.58	2.23	6.30	2.78
	2	8.40	7.12	5.88	5.48	5.51	5.14
	3	7.00	5.72	16.08	7.27	13.80	6.46
TSLs	1	2.00	1.10	6.64	2.19	4.84	2.00
	2	1.39	1.00	2.35	1.20	1.16	0.72
	3	2.33	1.68	1.90	1.33	1.73	0.93

Tabelle A.4: Mittlere Abweichungen und Standardabweichungen der Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ bei der Betrachtung eines Gangzyklus für die drei vorgestellten Initialisierungen (Teil 2).

Gelenkwinkel ϕ_j		Init. bei $t = 0$ mit Vicon Modell		Init. bei $t = t_{init}$ mit mittlerer Nullstellung		Init. bei $t = t_{init}$ mit idealisierter Nullstellung	
		$\overline{\Delta\phi_j}$ [°]	$\sigma(\Delta\phi_j)$ [°]	$\overline{\Delta\phi_j}$ [°]	$\sigma(\Delta\phi_j)$ [°]	$\overline{\Delta\phi_j}$ [°]	$\sigma(\Delta\phi_j)$ [°]
ZSTS	1	0.42	0.18	6.07	0.34	6.82	0.39
	2	0.29	0.21	0.50	0.31	0.38	0.27
	3	1.07	0.57	4.19	0.94	6.38	0.99
SchulterR	1	1.29	0.79	5.71	0.94	1.33	0.51
	2	1.25	0.92	2.41	1.20	6.01	1.67
	3	7.06	3.98	13.97	8.04	9.62	6.45
EllbogenR	1	1.21	0.74	1.24	0.70	11.28	0.92
	2	3.33	1.72	9.07	4.21	8.31	3.76
	3	5.21	2.04	7.82	4.64	8.17	4.38
HandgelenkR	1	4.29	3.17	9.12	3.20	12.85	3.78
	2	2.31	1.04	11.07	1.79	11.30	3.13
	3	5.00	2.56	14.22	4.14	10.55	4.02
SchulterL	1	1.91	1.54	3.83	2.24	4.92	2.23
	2	3.93	3.16	2.71	1.56	5.27	3.64
	3	3.81	3.63	2.92	1.56	2.68	1.41
EllbogenL	1	4.90	3.57	6.01	4.68	8.38	4.34
	2	1.89	2.30	2.34	0.92	2.37	1.63
	3	4.31	2.91	4.37	2.27	5.86	3.57
HandgelenkL	1	9.59	7.60	5.72	2.98	8.50	5.07
	2	4.01	3.45	14.45	3.51	14.73	3.54
	3	11.37	8.40	7.41	4.30	7.34	5.70

A.3 Statistische Auswertung der Messreihe (Relativkinematik)

Tabelle A.5: Mittelwerte und Standardabweichungen der gemittelten Abweichungen $\overline{\Delta\phi_j}$ der Gelenkwinkel ϕ_j über alle Gangzyklen der Messreihe (Teil 1).

Gelenkwinkel ϕ_j		Init. bei $t = t_{init}$ mit mittlerer Nullstellung		Init. bei $t = t_{init}$ mit idealisierter Nullstellung	
		$\mu(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\sigma(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\mu(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\sigma(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]
Hüfte (r)	Flexion	2.77	1.71	6.05	2.01
	Adduktion	3.54	1.93	3.64	1.77
	Innenrotation	5.80	4.58	15.23	5.73
Knie (r)	Flexion	2.77	1.87	8.38	2.35
	Adduktion	4.77	4.26	7.82	7.02
	Innenrotation	9.30	5.26	8.23	5.11
Knöchel (r)	Dorsiflexion	2.97	2.29	3.98	2.21
	Inversion	5.21	3.48	5.45	3.30
	Innenrotation	10.67	6.61	17.19	6.06
Hüfte (l)	Flexion	3.19	1.91	6.92	2.28
	Adduktion	2.58	1.45	4.13	1.78
	Innenrotation	6.74	4.91	9.30	5.17
Knie (l)	Flexion	3.31	2.04	9.56	2.29
	Adduktion	3.98	3.84	5.56	4.32
	Innenrotation	8.43	4.48	6.20	3.70
Knöchel (l)	Dorsiflexion	3.51	2.82	4.63	2.39
	Inversion	4.79	3.15	4.99	3.26
	Innenrotation	11.70	7.06	12.29	6.66
TSLS	Vorwärtsneigung	2.76	1.26	8.65	1.63
	Seitneigung	2.38	1.33	2.50	1.32
	Innenrotation	1.83	1.12	2.42	1.22

Tabelle A.6: Mittelwerte und Standardabweichungen der gemittelten Abweichungen $\overline{\Delta\phi_j}$ der Gelenkwinkel ϕ_j über alle Gangzyklen der Messreihe (Teil 2).

Gelenkwinkel ϕ_j		Init. bei $t = t_{init}$ mit mittlerer Nullstellung		Init. bei $t = t_{init}$ mit idealisierter Nullstellung	
		$\mu(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\sigma(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\mu(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]	$\sigma(\overline{\Delta\phi_j})$ [°]
ZSTS	Vorwärtsneigung	4.48	0.55	6.93	0.56
	Seitneigung	1.54	0.69	2.17	0.72
	Innenrotation	2.67	1.03	3.69	1.03
Schulter (r)	Flexion	2.31	1.33	10.35	1.39
	Adduktion	2.80	1.01	4.78	1.32
	Innenrotation	8.23	3.64	12.19	4.92
Ellbogen (r)	Flexion	6.50	2.30	9.01	2.29
	Adduktion	6.32	2.85	6.71	2.96
	Innenrotation	6.39	1.94	6.85	2.14
Handgelenk (r)	Flexion	8.07	2.88	10.57	2.80
	Ulnare Abw.	4.24	1.31	6.94	1.41
	Pronation	7.31	3.54	12.83	3.58
Schulter (l)	Flexion	2.82	1.18	11.95	1.38
	Adduktion	2.58	1.37	4.56	1.93
	Innenrotation	7.78	4.44	12.01	5.22
Ellbogen (l)	Flexion	7.15	3.34	11.31	3.61
	Adduktion	3.88	2.27	3.63	2.01
	Innenrotation	7.41	1.79	7.76	1.91
Handgelenk (l)	Flexion	9.75	5.14	12.55	4.76
	Ulnare Abw.	4.95	2.34	6.91	2.37
	Pronation	10.39	5.42	17.01	6.12

A.4 Weiteres Messsystem (Relativkinematik)

Abbildung A.7: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ einer einzelnen Gangmessung mit dem System der Fa. 2D. Die Initialisierung erfolgte bei $t = t_{init}$ mit der gemittelten Nullstellung des Probanden. (Teil 1, alle Winkel in $[\circ]$).

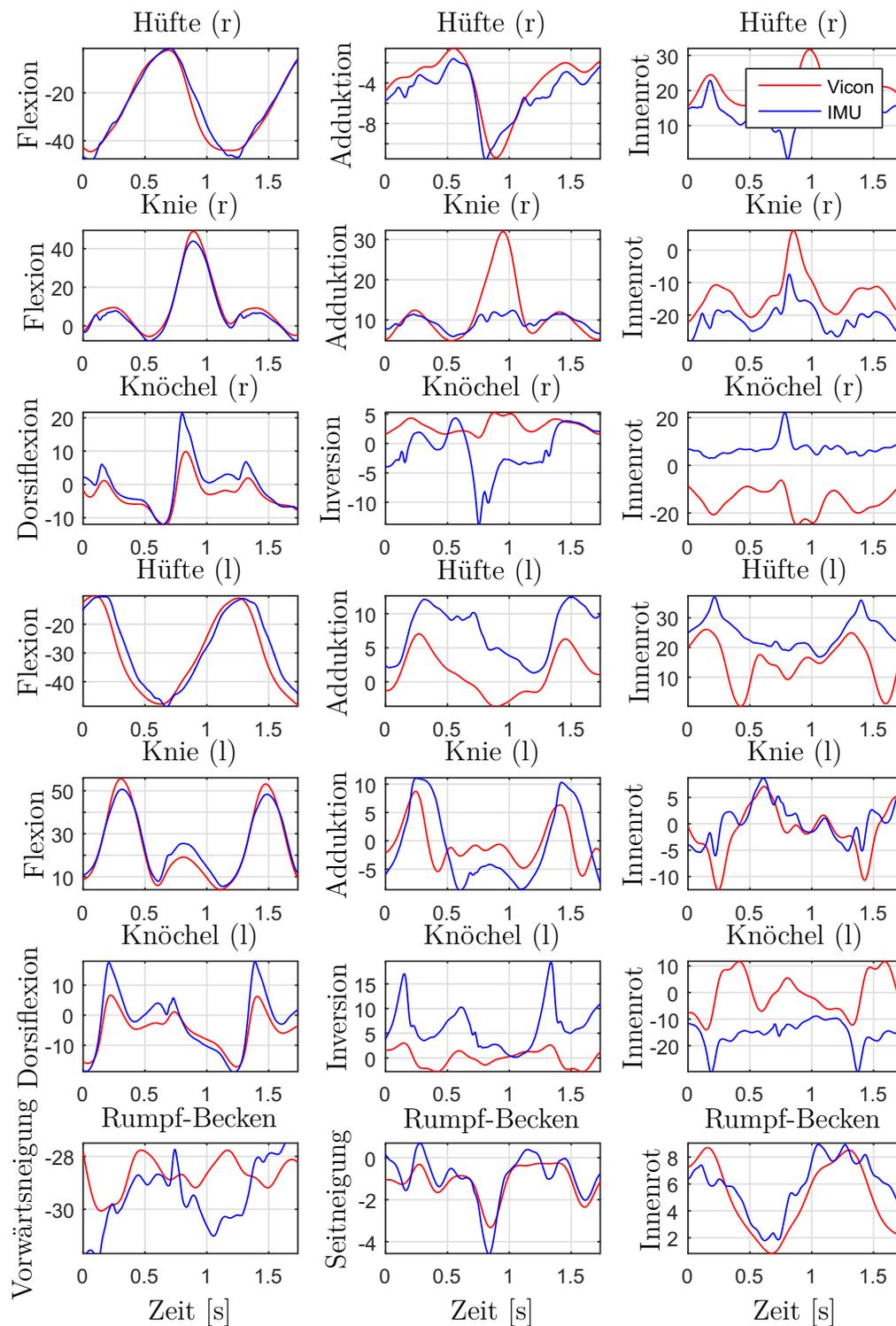


Abbildung A.8: Gelenkwinkelverläufe $\phi_j(t)$ einer einzelnen Gangmessung gemessen mit dem System der Fa. 2D. Die Initialisierung erfolgte bei $t = t_{init}$ mit der gemittelten Nullstellung des Probanden. (Teil 2, alle Winkel in $^\circ$).

