Gelenkkinetik während des Gangzyklus: Unterschiede
zwischen älteren Menschen mit und ohne Frailty nach Fried

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades
einer Doktorin der Medizin
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Sophia Plum

aus

Münster (Westfalen)

Berichter: Univ.-Prof. Dr. med. Leo Cornelius Bollheimer
Univ.-Prof. Dr. med. Katja Just

Tag der mündlichen Prüfung: 08.10.2025

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Universitätsbibliothek online verfügbar.

I Inhaltsverzeichnis

II Tabellenverzeichnis IV
III Abbildungsverzeichnis V
IV Abkürzungsverzeichnis VII
1 Einleitung 1
1.1 Demographie im Wandel und Pflegeprävalenz 1
1.2 Stürze im Alter 3
1.3 Frailty 5
1.4 Kinetik und Kinematik in der Ganganalyse 8
1.4.1 Gelenkkinetik 9
1.4.2 Bodenreaktionskraft 16
1.5 Frailty in der Ganganalyse 17
2 Zielsetzung 19
3 Material und Methoden 21
3.1 Labor für Bewegungsanalyse 21
3.2 Datenbankprojekt, Ethikvotum und Studiendesign 22
3.3 Teilnehmende und Gruppenzuordnung 23
3.4 Ablauf einer Datenerhebung – Studienprotokoll 26
3.4.1 Ganganalytische Messung der biomechanischen Parameter 28
3.4.2 Datenerfassung und Weiterverarbeitung 31
3.5 Statistische Auswertung 35
4 Ergebnisse 37
4.1 Baseline-Charakteristika 37
4.2 Sprunggelenk 39
4.3 Kniegelenk 41
4.4 Hüftgelenk 44
4.5 Bodenreaktionskraft 46

5 Diskussion 48
5.1 Baseline-Charakteristika 48
5.2 Gelenkkinetik 49
5.3 Limitationen 54
5.4 Erkenntnisgewinn und Perspektiven 55
6 Zusammenfassung 58
7 Danksagung 60
V Literaturverzeichnis 61
Anhang 74
Ausstattung Bewegungslabor 74
Fragebogen 75
Standardisiertes geriatrisches Assessment 82
Mini-Mental-Status 82
Short Geriatric Depression Scale 84
Uhrentest nach Shulman 85
Barthel Index 85
Frailty 87
Mobilitätsassessment 89
De Morton Mobility Index (DEMMI) 89
Timed Up and Go Test 91
Short Physical Performance Battery Test 92
Fall Efficacy Scale-International Version 93
The Activities-specific Balance Confidence 94
Pipelines 96

II Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Frailty Score nach Fried 8
Tabelle 2 Definition Gelenkkinetischer Parameter 13
Tabelle 3 Gruppeneinteilung der Teilnehmenden des Gesamtkollektivs 23
Tabelle 4 Ein- und Ausschlusskriterien zur Teilnahme an der Datenerhebung der vorliegenden Arbeit 24
Tabelle 5 Übersicht der in der vorliegenden Arbeit verwendeten Datensätze 27
Tabelle 6 Abkürzungen und Position der verwendeten Marker 29
Tabelle 7 Baseline-Charakteristika und Auxologie der Teilnehmenden 37
Tabelle 8 Spezifisch geriatrische Parameter der Teilnehmenden 38
Tabelle 9 Spitzenwert der Sprunggelenkleistung von frail und non-frail alten Menschen beim Gehen 41
Tabelle 10 Spitzenwert der Gelenkleistungs- und Bodenreaktionskräfte (GRF) von frail und non-frail alten Menschen beim Gehen 43
Tabelle 11 Spitzenwert der Hüftgelenkleistung von frail und non-frail alten Menschen beim Gehen 46
Tabelle 12 Spitzenwert der Bodenreaktionskraft von frail und non-frail alten Menschen beim Gehen 47

III Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Laterale Ansicht, schematische Darstellung der mechanischen Achsen der unteren Extremität in Bewegung zur Beschreibung der Berechnung des Gelenkdrehmoments im Kniegelenk 10
Abbildung 2 Laterale Ansicht, schematische Darstellung der mechanischen Achsen der unteren Extremität in Bewegung zur Beschreibung der Berechnung der Winkelgeschwindigkeit 11
Abbildung 3 Skizzenhafte Darstellung der anatomischen Lage der unteren Extremität mit wichtigen Elementen der Gelenkkinetik..... 12
Abbildung 4 Darstellung der Gelenkspitzenleistung von Sprung-, Hüft- und Kniegelenk im zeitlichen Verlauf eines Gangzyklus 13
Abbildung 5 Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft 17
Abbildung 6 Zusammenfassende Darstellung der Spitzengelenkleistungen von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk und deren anatomischer Konstellationen während des Gangzyklus [eigene Darstellung] . 20
Abbildung 7 Bewegungslabor..... 21
Abbildung 8 Skizzenhafte Darstellung des Bewegungslabors aus der Vogelperspektive..... 22
Abbildung 9 Zusammensetzung des Subkollektivs der vorliegenden Arbeit aus der Gruppenverteilung aller gemessenen Teilnehmenden (Gesamtkollektiv) 26
Abbildung 10 Markerset-Protokoll während der statischen Prüfung..... 28
Abbildung 11 Schematische Darstellung der Datenerfassung und Weiterverarbeitung..... 32
Abbildung 12 AIM-Modell-Ansicht in Qualysis seitlich (links), AIM-Modell-Ansicht in Qualysis frontal während dynamischer Messung (rechts) 33
Abbildung 13 Darstellung der dynamischen Messung in Visual 3D mit Kraftvektoren (links), dreidimensionales Skelettmodell in der statischen Messung (rechts)..... 34
Abbildung 14 Darstellung der Sprunggelenkleistung der beiden Gruppen während des Gangzyklus 40
Abbildung 15 Skizzenhafte Darstellung der anatomischen Konstellation während der Spitzengelenkleistungen A1 und A2 40

Abbildung 16 Darstellung der Kniegelenkleistung der beiden Gruppen während des Gangzyklus 42
Abbildung 17 Skizzenhafte Darstellung der anatomischen Konstellation während der Spitzengelenkleistungen K1, K2, K4 und K5 43
Abbildung 18 Darstellung der Hüftgelenkleistung beider Gruppen während des Gangzyklus 45
Abbildung 19 Skizzenhafte Darstellung der anatomischen Konstellation während der Spitzengelenkleistungen H1, H2 und H3 45
Abbildung 20 Darstellung der Bodenreaktionskraft beider Gruppen während der Standphase des rechten Fußes 47
Abbildung 21 Vergleich kinetischer Parameter zwischen der Frail- und Non-Frail-Gruppe unter Berücksichtigung der Kovariate Alter und Gehgeschwindigkeit 50
Abbildung 22 Verwendete Kameras 74
Abbildung 23 Verwendete Marker 74

IV Abkürzungsverzeichnis

3D *3-Dimensional*
ABC ..... *Activities-Specific Balance Confidence Scale*
AIM ..... *Automatic Identification of Markers*
Ancova ..... *Analysis of Covariance*
BMI ..... *Body Mass Index*
CAST ..... *Calibrated Anatomical System Technique*
COPD ..... *Chronic Obstructive Pulmonal Disease*
DEMMI ..... *De Mortion Mobility Index*
FES-I ..... *Fall-Efficacy-Scale-International*
GCP ..... *Good Clinical Practice*
GDS ..... *Geriatric Depression Scale*
GRF ..... *Ground Reaction Force*
Hz ..... *Hertz*
KMP ..... *Kraftmessplatte*
MMSE ..... *Mini Mental Status Examination*
MW ..... *Mittelwert*
Nm/kg ..... *Newtonmeter/Kilogramm*
N ..... *Newton*
NYHA4 ..... *New York Heart Association*
QTM ..... *Qualysis Track Manager*
RWTH ..... *Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule*
SD ..... *Standardabweichung*
SPPB ..... *Short Physical Performance Battery*
SPSS ..... Statistical Package for the Social Sciences
TC ..... *Toe Clearance*
TUG ..... *Timed Up and Go*
UN ..... *United Nations*
W/Kg ..... *Watt/Kilogramm*

1 Einleitung

1.1 Demographie im Wandel und Pflegeprävalenz

Berechnungen der United Nations (UN) zufolge wird die weltweite Bevölkerung bis zum Jahr 2050 nicht nur auf knapp zehn Milliarden Menschen anwachsen, sondern auch eine massive Veränderung der altersstrukturellen Zusammensetzung erleben. Lag der Anteil der über 60-Jährigen im Jahr 1950 noch bei 8 %, so wird sich dieser im Jahr 2050 auf 21,5 % erhöhen (Bundesamt für politische Bildung 2017a). 2,1 Milliarden Menschen werden dann zur Gruppe der über 60-Jährigen gehören. Die Zahl jener, die 80 Jahre oder älter sind, wird 2050 bei rund 434 Millionen liegen (im Jahr 2015: 125 Mio.).

Europa und Nordamerika weisen schon jetzt die älteste Bevölkerungsstruktur der Welt auf und werden dies auch in Zukunft tun (Bundesamt für politische Bildung 2017a). Rund 96 Millionen Menschen in Europa waren im Jahr 2015 älter als 65 Jahre; dies entspricht 18,9 % der insgesamt 508 Millionen EU-Bürger*innen. Bis zum Jahr 2050 wird sich dieser Anteil auf 34,2 % erhöhen. In Deutschland lag dieser Anteil mit 21 % bereits 2015 höher als im EU-Durchschnitt (Bundesamt für politische Bildung 2017b).

Laut den Veröffentlichungen des Statistischen Bundesamtes wird die Zahl der 65- bis 84-Jährigen in Deutschland bis zum Jahr 2037 stark zunehmen. Es wird konkret von einem Anstieg der Anzahl von 18,4 (Ende 2021) auf 20 Millionen ausgegangen (Statistisches Bundesamt 2017). Eine besonders stark wachsende Gruppe alter Menschen sind die Hochbetagten. Zu den Hochbetagten ab 85 Jahren zählten 1991 knapp 1,2 Millionen Menschen. Ihre Zahl stieg bis 2019 auf insgesamt 2,4 Millionen. Sie hat sich damit verdoppelt und Prognosen belegen, dass dieses Wachstum auch in Zukunft weiter fortschreiten wird (Statistisches Bundesamt 2021a).

Mit einem vorhergesagten Plus von 25 % wird die Zahl der Menschen über 67 in den westlichen Flächenländern Deutschlands (NRW, Baden-Württemberg, Bayern, Hessen, Rheinland-Pfalz, Niedersachsen) in den kommenden 15 Jahren stark zunehmen. Ein Anstieg um 14 % wird in den ostdeutschen Flächenländern (Brandenburg, Mecklenburg-Vorpommern, Sachsen, Sachsen-

Anhalt, Thüringen) vorhergesagt, wobei die Bevölkerung hier im Durchschnitt älter ist als im Westen. Mit einem ähnlichen Anstieg von 12-13 % ist – bei durchschnittlich jüngerer Bevölkerung als in den Flächenländern – in den Stadtstaaten (Berlin, Hamburg, Bremen) zu rechnen. Infolge dieser Entwicklungen werden im Jahr 2035 ca. 24 % der Bevölkerung in den westlichen Flächenländern 65 Jahre und älter sein. Dies entspricht dem Anteil der über 67-Jährigen, die bereits 2020 in den östlichen Flächenländern lebten. Dieser Anteil wird in den östlichen Flächenländern bis 2035 voraussichtlich auf 28 % ansteigen. In den Stadtstaaten werden 2035 voraussichtlich 18-19 % der Bevölkerung in diesem Alter sein (Statistisches Bundesamt 2021a). All diese Zahlen belegen, dass sich Deutschland bereits heute im demographischen Wandel befindet und steigende Lebenserwartungen diesen Wandel weiter vorantreiben werden.

Einhergehend mit der beschriebenen Entwicklung der Alters- und Geschlechtsstruktur der Bevölkerung zeigt sich eine zunehmende Pflegeprävalenz (Jacobs et al. 2020). So belegen ausgewertete Daten des Pflege-Reports 2019, dass mit zunehmendem Alter die Wahrscheinlichkeit steigt, pflegebedürftig zu sein. Ist bei Kindern und Jugendlichen sowie Personen im erwerbsfähigen Alter rund eine von 100 gesetzlich krankenversicherten Personen pflegebedürftig, ist es bei den 75- bis 79-Jährigen bereits jede achte (12,0 %) und bei den 80- bis 84-Jährigen knapp jede vierte (23,5 %). In den höchsten Alterssegmenten verdoppelt sich diese Prävalenzrate nahezu: Unter den 85- bis 89-Jährigen sind rund 42 % und bei den über 90-Jährigen mit 64 % sogar die Mehrzahl der Personen pflegebedürftig (Jacobs et al. 2020). Unter Beibehaltung aller weiterer Annahmen, insbesondere gleicher altersspezifischer Pflegewahrscheinlichkeiten wie heute, wird die Zahl der Pflegebedürftigen in absoluten Zahlen von 2020 auf 2030 um 430.000 steigen und bis zum Jahr 2050 nochmals um 650.000 (Jacobs et al. 2020).

Mit einer Pflegebedürftigkeit geht ein partieller Verlust der Autonomie einher und ein steigender Unterstützungsbedarf zur Kompensation der Beeinträchtigung wird notwendig. Dieser Unterstützungsbedarf umfasst alle Lebensbereiche und äußert sich im medizinischen Bereich durch komplexere sowie gesteigerte Versorgungsansprüche. So reiht sich direkt hinter der

Kardiologie die Geriatrie ein, die mittlerweile die zweitgrößte Anzahl spezialisierter internistischer Betten in deutschen Krankenhäusern belegt (Deutsches Gesundheitsportal 2020). Eine Inanspruchnahme dieser gesteigerten Versorgungsansprüche wird bei Betrachtung der im Alter gehäuft auftretenden Stürze deutlich.

1.2 Stürze im Alter

In der Bevölkerungsgruppe der über 65-Jährigen stürzt etwa ein Drittel mindestens einmal pro Jahr. In Risikogruppen wie Bewohnenden von Alten- und Pflegeheimen liegt die jährliche Sturzrate sogar bei über 50 % (Heinrich et al. 2012). Ab einem Alter von 85 Jahren sind es 50 %, die mindestens einmal pro Jahr stürzen. Ein stattgefundener Sturz beinhaltet ferner ein hohes, ca. 70 %iges Risiko, innerhalb eines Jahres erneut zu stürzen (Zeeh et al. 2017).

Mit diesen Stürzen, von denen jeder zehnte zu behandlungsbedürftigen Verletzungen führt, gehen nicht nur lange Krankenhausaufenthalte und sogar 40 % der verletzungsbedingten Todesfälle einher, sondern im Anschluss vor allem auch ein Verlust der Selbstständigkeit der Betroffenen (Büscher et al. 2022; da Silva et al. 2020; Todd & Skelton 2004). Der Fokus der aktuellen Leitlinie zur Thematik *Sturzprävention und Management* liegt daher vor allem auf der Verhinderung von Sturzereignissen. Es wird empfohlen, dass alle älteren Menschen hinsichtlich Sturzprävention und körperlicher Aktivität beraten werden. Zudem wird für ältere Menschen, die in einer Gemeinschaft leben, zu einer opportunistischen Untersuchung zur Erhebung des Sturzrisikos geraten. Diejenigen, die dabei als hochgradig sturzgefährdet eingestuft würden, sollten eine umfassende multifaktorielle Sturzrisikobewertung erhalten, um im Anschluss personalisierte Interventionen zu erfahren (Montero-Odasso et al. 2022).

Die Ursachen für einen Sturz sind meist multifaktoriell (da Silva et al. 2020). So konnten als beeinflussende Faktoren bereits Muskelschwäche (Sarkopenie), Schwierigkeiten bei der Körperbalance, kognitive Einschränkungen, Harninkontinenz oder eine eingeschränkte Sehfähigkeit herausgestellt werden (Heinrich et al. 2012; Nikolaus 2005). Die Handkraft als Surrogatparameter für Muskelkraft zeigt einen Zusammenhang zwischen der Reduktion derselben und dem Risiko von Stürzen (Bae et al. 2019). All diese Risikofaktoren lassen sich

in drei übergeordnete Bereiche einteilen: Ein Sturz beruht in der Regel auf einer komplexen Wechselwirkung zwischen intrinsischen, extrinsischen und situativen Faktoren (Zeeh et al. 2017). Dabei umschreibt der situative Faktor die Situation im Zusammenhang mit der durchgeführten Aktivität, während die extrinsischen Faktoren die Gefahren in der Umgebung zusammenfassen. Zur Kategorie der intrinsischen Faktoren für Stürze im höheren Lebensalter zählen vor allem Störungen des lokomotorischen Systems, sogenannte Gangstörungen. Eine Reduktion der Geschwindigkeit, eine Verkürzung der Schrittlänge sowie eine Erhöhung der Schrittfrequenz charakterisieren diese Pathologie des Gangbildes.

Die Prävalenz von Gangstörungen weist eine hohe Abhängigkeit vom Lebensalter der Betroffenen auf: Beträgt sie bei den 60- bis 80-Jährigen noch 10–15 %, so liegt sie in der Gruppe der > 80-Jährigen bereits bei 25–30 %. Während im Alter von 60 Jahren noch 85 % der Menschen einen normalen Gang haben, sind es bei den 85-Jährigen nur noch etwa 20 % (Pirker & Katzenschlager 2017). Ein höheres Lebensalter kann zu den bedeutendsten Risikofaktoren für Gangstörungen gerechnet werden (Durwen 2009). Gangstörungen umfassen dabei einen weiten Bereich, da der Gangzyklus ein komplexes Zusammenspiel verschiedenster Faktoren darstellt.

Als wichtigen Teil zur Abklärung von Sturzursachen nach einem Sturzgeschehen nennt Durwen die klinische Untersuchung von Haltung, Haltungsstabilität und Gang, da sich 52–63 % der Stürze aus dem Gang heraus ereignen (Durwen 2009; Jansenberger 2011). Auch die Leitlinie zum Thema *Sturzprävention und Management* spricht eine nachdrückliche Empfehlung aus, Gangart und Gleichgewicht als elementaren Teil der Risikobewertung von Stürzen in den Fokus zu rücken (Montero-Odasso et al. 2022).

Der Gang unterliegt dabei erheblichen intra- und interindividuellen Schwankungen. Während intraindividuelle Gangunterschiede – bedingt durch die individuelle physische und psychische Verfassung – nur schwer allgemeingültig zu erheben sind, stellen sich im interindividuellen Vergleich entscheidende Unterschiede heraus, die es zu untersuchen lohnt. Interindividuelle Gangunterschiede ergeben sich beispielsweise aus dem Lebensalter und dem Geschlecht. So konnte gezeigt werden, dass Frauen

langsamer gehen als Männer und sich die Gehgeschwindigkeit mit fortschreitendem Alter verringert (Funk & Pierobon 2007). Inwieweit auch Frailty, als geriatrisches Syndrom, einen interindividuellen Einfluss ausübt, soll im Rahmen der vorliegenden Arbeit herausgestellt werden.

Das Gangbild von Menschen mit Frailty wird in der Literatur bis dato insgesamt unzureichend analysiert und stellt einen wichtigen Bereich für Untersuchungen und Innovationen dar. So spricht auch die Leitlinie der Detektion der Risikofaktoren für Stürze, vor allem im Bereich der Gang- und Gleichgewichtsprobleme, einen größeren Nutzen für die Sturzprävention zu als der Verbesserung der intrinsischen Fähigkeiten wie körperlicher und geistiger Gesundheit (Montero-Odasso et al. 2022). Trotz der unzureichenden Arbeiten deuten die aktuellen Ergebnisse darauf hin, dass Parameter, die über die Gehgeschwindigkeit hinausgehen, bei der Identifizierung verschiedener Kategorien von Frailty hilfreich sein könnten (Schwenk et al. 2013). Ein Beispiel für diese wichtigen Parameter stellen die gelenkkinetischen Parameter dar, in deren Fokus die Gelenkspitzenleistungen stehen. Diese bilden einen bedeutenden Faktor im Hinblick auf den physiologischen Ablauf des Ganges und stehen in der vorliegenden Arbeit in der zentralen Analyse, um auf lange Sicht erfolgreiche präventive Maßnahmen entwickeln sowie Stürze und deren Langzeitfolgen verhindern zu können (Jiang et al. 2019).

1.3 Frailty

Aufgrund ihrer altersbedingt eingeschränkten Organreserven reagieren alte Menschen auf diverse Auslöser häufig mit ähnlichen Mustern, die mittels des Begriffes *Syndrom* beschrieben werden können (Fillit et al. 2016; Rockwood et al. 2005; Rockwood & Howlett 2019). Mit geriatrischen Syndromen sind dabei Konstellationen gemeint, die die klinische Situation alter Patient*innen unabhängig definierter Erkrankungen oft entscheidend dominieren. Hierunter fallen z. B. Stürze und Immobilität, Inkontinenz, Mangelernährung, der Verlust von Muskelmasse und chronische Schmerzen (Deutsches Gesundheitsportal 2020). Auch Frailty kann als ein solches multidimensionales, geriatrisches Syndrom begriffen werden, dessen Prävention und Management als Schlüsselelement in der Versorgung alter Menschen betrachtet wird (Roller-Wirnsberger et al. 2020). Vom Syndrom der Frailty sind dabei ca. 2,8 % der 65-

bis 79-jährigen Frauen und 2,3 % der gleichaltrigen Männer in Deutschland betroffen, wobei eine stetige Zunahme der Prävalenz erwartet wird (Fuchs & Scheidt-Nave 2016; Hoogendijk et al. 2019).

Trotz der wachsenden Bedeutung der Frailty im Kontext von Wissenschaft und klinischer Versorgung besteht bisher noch kein internationaler Konsens hinsichtlich einer einheitlichen Definition und Erfassung. Zudem bedarf es häufig noch einer deutlicheren Abgrenzung zwischen dem im Alltagsjargon genutzten Begriff der Gebrechlichkeit und dem medizinisch-wissenschaftlichen Begriff der Frailty. So wird mit dem Begriff der Gebrechlichkeit häufig ein Zustand beschrieben, der geprägt ist von Immobilität, erhöhter Vulnerabilität, hohem Alter und körperlicher Schwäche. Unter dem Terminus der Frailty hingegen wird ein multidimensionales, geriatrisches Syndrom verstanden (Benzinger et al. 2021).

Frailty wird in der Literatur vermehrt als klinisches Syndrom beschrieben, das durch eine übermäßige Anfälligkeit des Individuums gegenüber endogenen und exogenen Stressfaktoren und durch eine Abnahme der physiologischen Kapazität in mehreren Organsystemen gekennzeichnet ist (Dent et al. 2019; Proietti & Cesari 2020). Dieser multidimensionale Symptomkomplex ist dabei durch eine kumulative Verschlechterung mehrerer Körpersysteme oder -funktionen gekennzeichnet (Morley 2016). Die Pathogenese umfasst sowohl physische als auch soziale Dimensionen (Langlois et al. 2012). Weitergehend wird Frailty als Bezeichnung für einen altersassoziierten Prozess gesehen (Gerhard et al. 2017), der die Anfälligkeit für schlechte gesundheitliche Folgen wie Behinderung, Krankenhauseinweisung, verminderte Lebensqualität, Verlust der Selbsthilfefähigkeit und sogar Tod erhöht (Sieber 2017). So nimmt die Überlebenswahrscheinlichkeit mit steigender Frailty ab (Rockwood et al. 2005). Menschen mit Frailty zeigen zudem eine schlechtere subjektive Gesundheit, Veränderungen der Kognition und häufiger Anzeichen einer Depression (Fuchs et al. 2017). Trotz der Quantität dieser breitgefächerten Definitionsansätze besteht weiterhin Unsicherheit dahingehend, wie Frailty erkannt, gemessen und behandelt werden sollte (Hanlon et al. 2020). Ein entsprechendes Screening-Instrument sollte in jedem Fall die multiplen Dimensionen des Konstruktes der Frailty erfassen.

Die Beschreibung und Erfassung von Frailty im fachlichen Kontext folgt zwei unterschiedlichen Ansätzen: zum einen dem Ansatz von Rockwood und Mitniski, zum anderen dem Ansatz von Fried. Der Ansatz von Rockwood und Mitniski definiert Frailty als Konstrukt einer „Voralterung“ und als Summeneffekt unterschiedlicher eingeschränkter Organfunktionen (Mitnitski et al. 2002). Er legt seinen Fokus auf die Ebenen der Organfunktion und allgemeinen Funktionalität, ist aber aufgrund der Vielzahl eingeblendeter Variablen eher nicht für die klinische Praxis geeignet. Daher findet in diesem Kontext der Frailty Score nach Fried Anwendung, bei dem vor allem physiologische Kriterien wie Kraft und Ausdauer im Mittelpunkt stehen (Fried et al. 2001). Es handelt sich dabei um das gegenwärtig am weitesten verbreitete Frailty-Instrument und der Score gilt als „Goldstandard“ zur Erfassung des physischen Frailty-Phänotyps (Benzinger et al. 2021). Als Grundlage dient dabei das Verständnis, dass Frailty als Folge einer Dysregulation in verschiedenen physiologischen Abläufen entsteht (Fried et al. 2001). Beeinträchtigungen im Sinne einer Dysregulation können dabei beispielsweise den Bereich des muskuloskelettalen, des hämatologischen, des Herz-Kreislauf-, des Immun- und des endokrinen Systems betreffen. Die Identifikation erfolgt anhand fünf festgelegter Kriterien, die – ebenso wie die dazugehörigen Schwellenwerte – basierend auf einem Datensatz der Cardiovascular Health Studie definiert wurden. Mittels einer standardisierten Definition legt der Score die Grundlage für die klinische Beurteilung von Personen, die auf Frailty untersucht werden und dient damit der standardisierten Erfassung ebendieser. Dabei stellt das klinische Diagnoseinstrument eine Kombination aus Performancetest und Selbstreport dar.

Die Frailty der Versuchspersonen der vorliegenden Arbeit wird anhand fünf gleichwertiger Kategorien bestimmt (siehe **Tabelle 1**). Erhoben werden die Daten einer unbeabsichtigten Gewichtsreduktion von mehr als 5 kg im letzten Jahr sowie die Abnahme der groben Körperkraft (Altmeyers Enzyklopädie 2018) gemessen mit Hilfe der Handkraft. Die gemessene Handkraft stellt eine empfohlene Bewertungstechnik zur Beurteilung der Muskelfunktion in der klinischen Praxis dar. Längsschnittstudien bestätigen, dass die Handkraft nach der Lebensmitte abnimmt, wobei sich der Verlust mit zunehmendem Alter und bis ins hohe Alter akkumuliert (Bohannon 2008). Als Messgröße hat die

Handkraft nachweislich eine prädiktive Validität. Niedrige Werte der Handkraft hängen mit Stürzen, Behinderungen, eingeschränkter sowie beeinträchtigter gesundheitsbezogener Lebensqualität, verlängerten Krankenhausaufenthalten und mit einer erhöhten Sterblichkeit zusammen (Bae et al. 2019; Sayer et al. 2006). Die Prüfung der Handkraft wird unter anderem bei der Beurteilung von Sarkopenie, Frailty und bei hospitalisierten alten Menschen eingesetzt (Roberts et al. 2011) und kann mit einem Handdynamometer erfasst werden. Weitergehend werden die subjektive Erschöpfung, die reduzierte Gehgeschwindigkeit und die reduzierte allgemeine Aktivität erfasst (siehe Anhang). Erfüllt der/die zu Untersuchende in der vorliegenden Arbeit zwei oder mehr der genannten Kategorien, wird er/sie als *frail* eingestuft. Bei Erfüllung keines oder von nur einem Kriterium gehört er/sie der Gruppe *non-frail* an.

Tabelle 1 Frailty Score nach Fried [eigene Darstellung]

Kriterien (Bei Erfüllung mit je einem Punkt gewertet)	**Beurteilung** (Summe erfüllter Kriterien)
Ungewollter Gewichtsverlust im vergangenen Jahr	**0-1: non-frail** **≥ 2: frail**
Subjektive Erschöpfung	
Abnahme grobe Körperkraft (Handkraft)	
Reduzierte Gehgeschwindigkeit	
Reduzierte allgemeine Aktivität	

1.4 Kinetik und Kinematik in der Ganganalyse

Die zurückliegenden sowie gegenwärtigen Untersuchungen betagter Menschen mit dem Leitsymptom einer Gangstörung sollen die Identifizierung der auftretenden Defizite zum Ziel haben. Eine detaillierte Betrachtung des Gangbildes sowie der Kinematik und Gelengkinetik ist notwendig, um Veränderungen frühzeitig zu erkennen und präventive Maßnahmen zu ergreifen, die nicht nur die Lebensqualität erhalten, sondern auch die Mortalität und Krankenhausaufenthalte minimieren. Zu diesem Zweck wurden für die klinische Anwendung Messsysteme eingeführt, die Gangmuster unabhängig der beobachtenden Person beurteilbar machen. Quantitative Möglichkeiten der Ganganalyse bis hin zur dreidimensionalen Erfassung aller Gelenkbewegungen

bilden dabei die genauesten Methoden der Gangbeurteilung (Jahn et al. 2010). Mit Hilfe dieser Ganganalysen können kinetische und kinematische Parameter eruiert und weiter berechnet werden. Neben kinematischen Parametern wie Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge und -breite können kinetische Parameter wie Gelenkmomente und -kräfte während des Ganges erfasst und auftretende Veränderungen detektiert werden.

Der physiologische Gang und der Einfluss der Alterung sind Gegenstand vergangener und aktueller Forschung. So wurde bereits vor über 20 Jahren der Einfluss des Alters auf das Gangbild untersucht (Prince et al. 1997). Der Zusammenhang ist seitdem kontinuierlich Gegenstand von Forschungsarbeiten (Begg et al. 2014; Begg & Sparrow 2006; da Silva et al. 2020; Hausdorff et al. 2001; Jahn et al. 2010; Maki 1997; Ostrosky et al. 1994; Paterson et al. 2009; Schmitz et al. 2009; uk Ko et al. 2009). Die Ergebnisse einer Meta-Analyse (Boyer et al. 2017) liefern Belege für moderate standardisierte Effekte, mit und ohne Berücksichtigung der Gehgeschwindigkeit, für Veränderungen der Kinematik der unteren Extremitäten, Gelenkmomente und -kräfte am Knöchel sowie die Bodenreaktionskräfte. Die Schlussfolgerung der Meta-Analyse lautet, dass standardisierte Effekte des Alters für die Gelenkkinetik weniger schlüssig sind und die Forschung von weiteren Untersuchungen profitieren würde.

Die Betrachtung von Frailty im Kontext des Gangzyklus rückte bereits in einigen Untersuchungen in den Mittelpunkt, allerdings kamen Schwenk et al. (2013) zum Schluss, dass die Gangmerkmale von Menschen mit Frailty bisher unzureichend analysiert sind, jedoch einen wichtigen Bereich für weitere Studien darstellen.

1.4.1 Gelenkkinetik

Die Gelenkkinetik umfasst die quantitative Beschreibung der Kräfte, die auf ein Gelenk oder ein Körperteil wirken. Sie befasst sich mit den Bewegungen von Körpern unter dem Einfluss äußerer und innerer Kräfte. Die Messung dieser, an allen Körperabschnitten, entstehenden Kräfte während des Gehens erfolgt über Kraftmessplatten (KMP). Die Kräfte, die auf beide Füße übertragen werden, können von der KMP an der Fußkontaktfläche mit dem Boden detektiert werden. Die an den einzelnen Gelenken entstehenden Leistungen und Drehmomente werden dabei nicht direkt erfasst, können allerdings aus der

Bodenreaktionskraft in Kombination mit kinematischen und anthropometrischen Daten zurückgerechnet werden (Brinckmann et al. 2012).

Die vorliegende Arbeit fokussiert sich auf den Parameter der Gelenkleistung, der als gewichtsbezogene Leistung (W/Kg) definiert wird. In die Berechnung der Gelenkleistung fließen wichtige Faktoren ein. Daher bildet diese einen aufschlussreichen Parameter zur Beurteilung der Gangphasen und der beteiligten Muskulatur. Wie in der untenstehenden Formel definiert, stellt die Gelenkleistung die Geschwindigkeit dar, mit der das Gelenkmoment bei der Erzeugung oder Steuerung der Gelenkrotation seine Arbeit verrichtet. Sie ist folglich das Produkt aus Gelenkmoment und Gelenkgeschwindigkeit (Winter et al. 1990).

Gelenkleistung (W/Kg) = Gelenkdrehmoment (Nm/Kg) * Gelenkgeschwindigkeit (1/s)

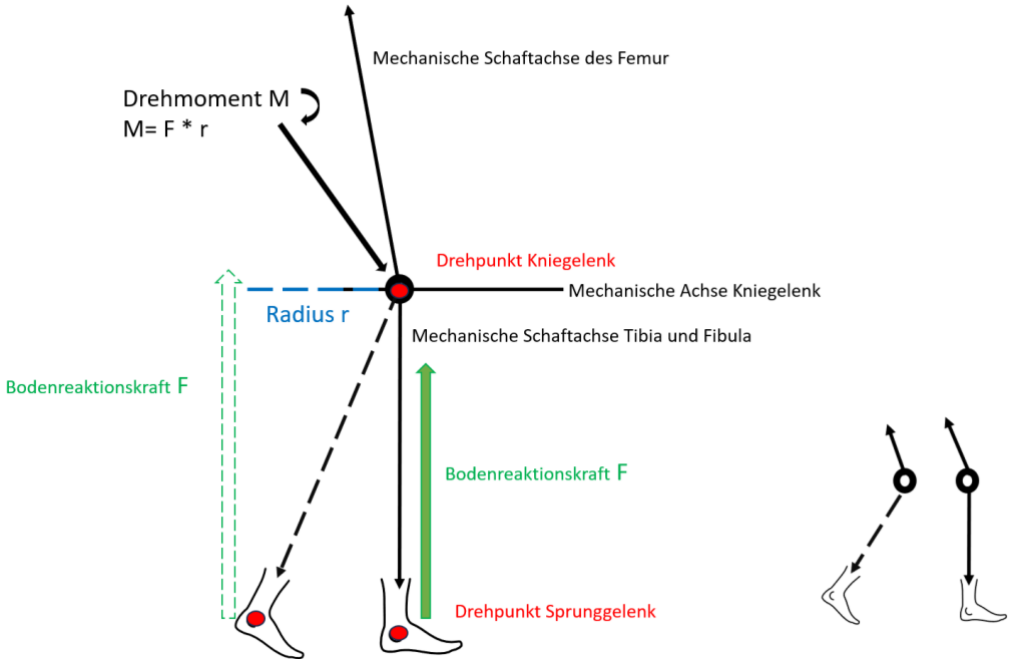


Abbildung 1 Laterale Ansicht, schematische Darstellung der mechanischen Achsen der unteren Extremität in Bewegung zur Beschreibung der Berechnung des Gelenkdrehmoments im Kniegelenk, M = Drehmoment in Nm, F = Kraft in N, r = Radius in m [eigene Darstellung]

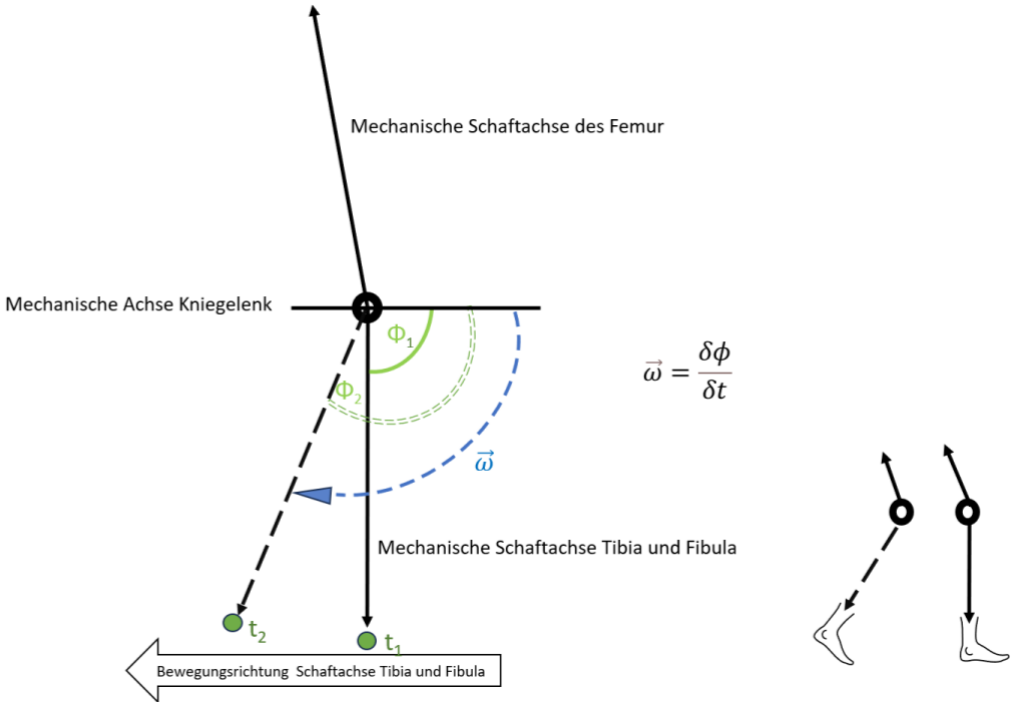


Abbildung 2 Laterale Ansicht, schematische Darstellung der mechanischen Achsen der unteren Extremität in Bewegung zur Beschreibung der Berechnung der Winkelgeschwindigkeit, $\vec{\omega}$ = Winkelgeschwindigkeit, t = Zeit in Sekunden zum Zeitpunkt 1 und 2, ϕ = Winkel in Grad [eigene Darstellung angelehnt an Granata et al. 2000; Mentiplay et al. 2019]

Die berechnete Gelenkleistung kann mit der Art der Muskelkontraktion in Verbindung gebracht werden. Das heißt, eine positive Gelenkleistung wird als Krafterzeugung gesehen und steht in Zusammenhang mit der Dominanz der konzentrisch kontrahierenden Muskelgruppe. Umgekehrt kann eine negative Leistung als Kraftaufnahme bezeichnet werden und steht in Zusammenhang mit der Dominanz der exzentrisch kontrahierenden Muskelgruppe (Judge et al. 1996). Energie wird durch exzentrische Muskelbewegungen und/oder die Dehnung anderer Weichteile absorbiert, die das Gelenk überqueren. So zeigt ein Kniestreckungsmoment einen positiven Wert, während ein Plantarflexor- und Hüftstreckermoment negativ ist (Winter et al. 1990). Die bedeutenden Muskelgruppen und die anatomische Lage sind skizzenhaft in **Abbildung 3** abgebildet.

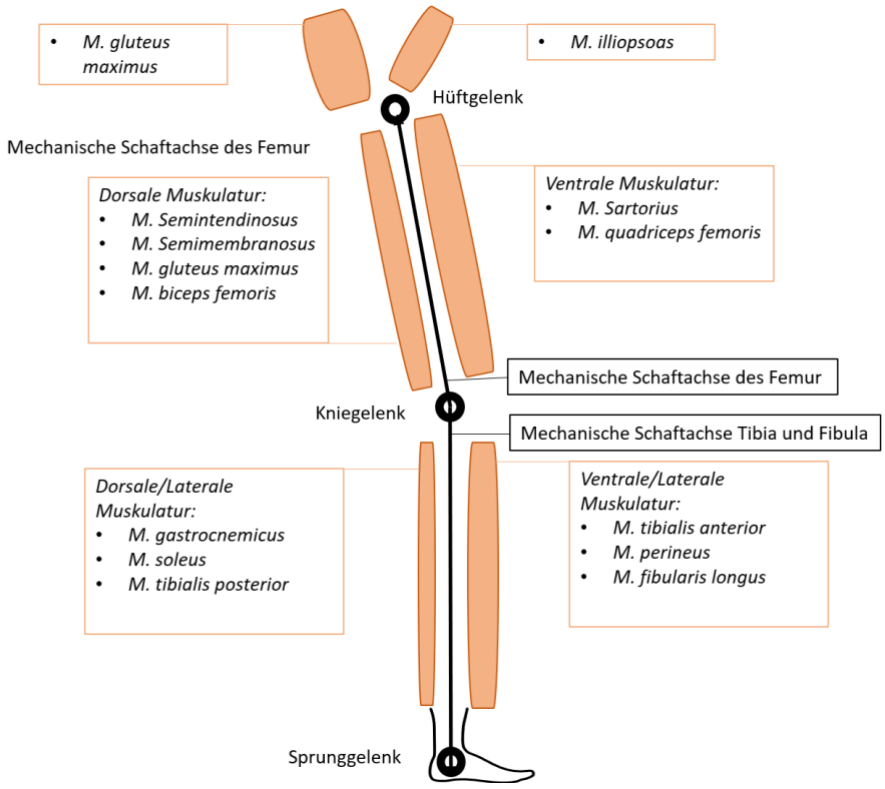


Abbildung 3 Skizzenhafte Darstellung der anatomischen Lage der unteren Extremität mit wichtigen Elementen der Gelenkkinetik [eigene Darstellung]

Im Verlauf eines Gangzyklus kommt es in den beteiligten Gelenken der unteren Extremität aufgrund der Kontraktion und Extension verschiedener Muskelgruppen zu Maximalwerten in der Leistung; sogenannte Spitzenleistungen. Diese Spitzengelenkleistungen treten zu bestimmten Zeitpunkten in den verschiedenen Phasen des Gangzyklus auf und werden

daher gegen den zeitlichen Verlauf eines Gangzyklus aufgetragen (siehe **Abbildung 4**).

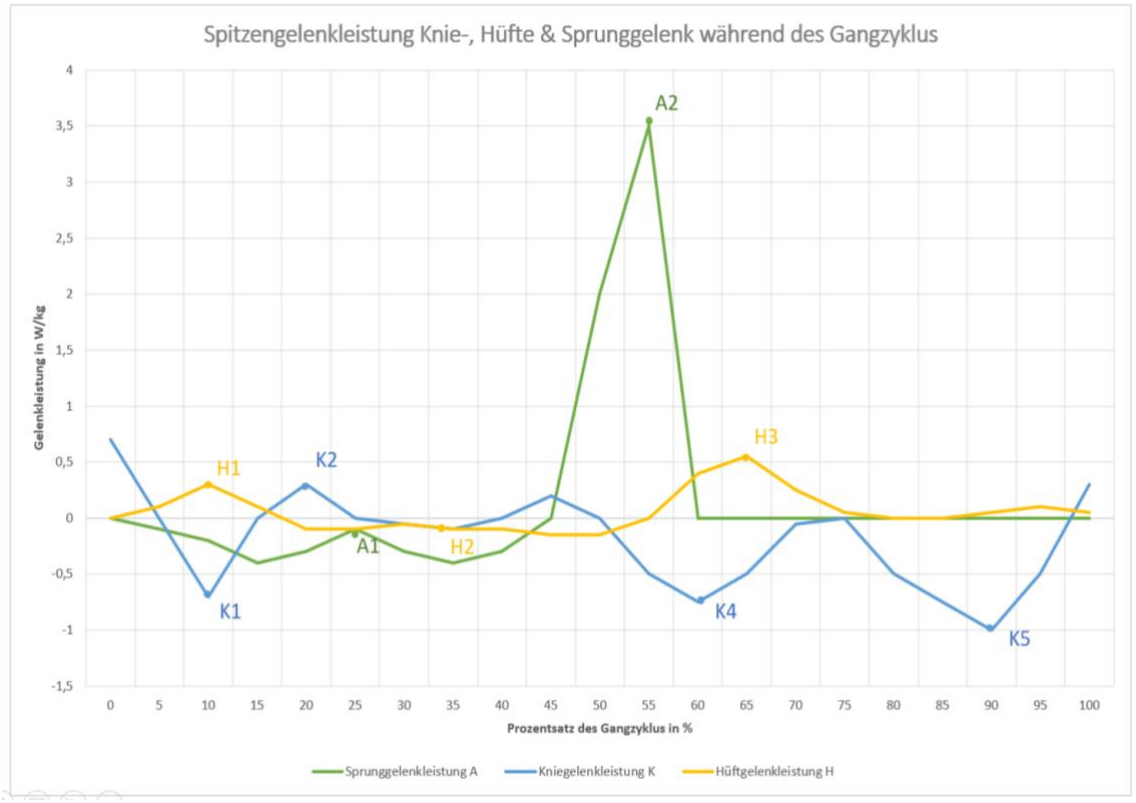


Abbildung 4 Darstellung der Gelenkspitzenleistung von Sprung-, Hüft- und Kniegelenk im zeitlichen Verlauf eines Gangzyklus [eigene Darstellung]

In **Tabelle 2** werden die wichtigsten in der vorliegenden Arbeit betrachteten Spitzengelenkleistungen des Hüft-, Knie- und Sprunggelenkes sowie die jeweils beteiligten Muskelgruppen und Bewegungsabläufe beschrieben.

Tabelle 2 Definition Gelenkkinetischer Parameter [eigene Darstellung angelehnt an Judge et al. 1996; JudgeRoy et al. 1996; Winter 1983; Winter et al. 1990]

	Definition
Gelenkkinetische Parameter	
Sprunggelenkleistung A1 (W/Kg)	Spitze der negativen Leistung des Sprunggelenks während der mittleren Standphase durch Dorsalextension des Knöchels unter Kontrolle eines zunehmenden Plantarflexormoments
Sprunggelenkleistung A2 (W/Kg)	Spitze der positiven Leistung des Sprunggelenks während der Schwungphasenvorbereitung durch eine aktive und schnelle Plantarflexion des Knöchels
Kniegelenkleistung K1	Spitze der negativen Leistung des Kniegelenks während der

(W/Kg)	Belastungsübernahme durch Aktivität der exzentrischen Kniestrecker
Kniegelenkleistung K2 (W/Kg)	Spitze der positiven Leistung des Kniegelenks während der mittleren Standphase durch Quadrizeps und Hüftstrecker
Kniegelenkleistung K4 (W/Kg)	Spitze der negativen Leistung des Kniegelenks während der Schwungphasenvorbereitung durch exzentrische Aktivität in der ischiocrualen Muskulatur
Kniegelenkleistung K5 (W/kg)	Spitze der negativen Leistung des Kniegelenks während des Schwungphasenendes durch eine exzentrische Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur
Hüftgelenkleistung H1 (W/Kg)	Spitze der positiven Leistung des Hüftgelenks während der Belastungsübernahme durch Aktivität der Hüftextensoren
Hüftgelenkleistung H2 (W/Kg)	Spitze der negativen Leistung des Hüftgelenks während des Standphasenendes durch die exzentrische Hüftbeugeraktivität
Hüftgelenkleistung H3 (W/Kg)	Spitze der positiven Leistung des Hüftgelenks während des Schwungphasenbeginns durch konzentrische Aktivität in den Hüftbeugern
Bodenreaktionskraft F1 (N)	Spitze der Vertikalkraft zu Beginn der mittleren Standphase
Bodenreaktionskraft F2 (N)	Moment der Vertikalkraft zum Ende der mittleren Standphase durch Vorbeischwingen des Gegenbeines und Entlastung des Standbeines
Bodenreaktionskraft F3 (N)	Spitze der Vertikalkraft während des Standphasenendes durch Abstoßen des Körpers nach vorn zur Vorbereitung auf den Standbein-Wechsel

Zwischen initialem Bodenkontakt des Fußes und Belastungsübernahme plantarflektiert der Fuß unter Kontrolle eines kleinen Dorsalflexionsmoments. Die daraus resultierende Kraftaufnahme ist gering und wird nicht gekennzeichnet. Während der Belastungsübernahme und zu Beginn der mittleren Standphase rotiert das Bein über den Fuß (Knöcheldorsalflexion) unter Kontrolle eines zunehmenden Plantarflexormoments. Dies führt zu Energieabsorption und diese Spitzengelenkleistung wird mit A1 beschrieben. Zum Standphasenende des Zyklus hat sich dann das Plantarflexormoment ausreichend erhöht, um die Ferse abzusetzen und anschließend in der Schwungphasenvorbereitung eine aktive sowie schnelle Plantarflexion des Knöchels durchzuführen. Diese Bewegung resultiert in der A2-

Spitzengelenkleistung. Dies ist die wichtigste Phase der Energiegewinnung und macht 80–85 % der Energie aus, die während des gesamten Gangzyklus aufgebracht wird. Auf die Schwungphasenvorbereitung folgt der Schwungphasenbeginn, der Zehenabstoß beginnt und das starke Plantarflexormoment endet. Ein sehr kleines Dorsalflexionsmoment bewirkt dann die schnelle Dorsalflexion des Fußes bis zur mittleren Schwungphase. Von diesem Schwung ausgehend endet der Bodenkontakt des Fußes (Winter et al. 1990).

Bei Betrachtung der Kniegelenkleistung zeigen sich vier ausgeprägte Phasen der Kraft-Absorption und Erzeugung (siehe **Abbildung 4**). Während des Anfangskontaktes und der Belastungsübernahme beugt sich das Knie unter der Kontrolle der Kniestrecker. Dies führt zu K1, der ersten großen Absorptionsphase. K1 entspricht dem Bereich negativer Leistung, bedingt durch die Aktivität der exzentrischen Kniestrecker. Während der mittleren Standphase und zu Beginn des Standphasenendes streckt sich das Knie teilweise unter der Kontrolle des Quadrizeps und der Hüftstrecker. Diese konzentrische Kontraktion resultiert in K2, der einzigen positiven Leistungsspitze aus den Kniestreckern. Diese Kontraktion macht etwa 10–15 % der Energieerzeugung beim gleichmäßigen Gehen aus. Zum Ende des Standphasenendes beginnt die Beugung des Knies, die bis zum Schwungphasenbeginn andauert. Im späten Stand erzeugt die Freisetzung elastischer Energie aus dem Gastrocnemicus eine schnelle Kniebeugung, sichtbar als eine dritte Kniegelenkspitzenleistung (K3) (McGibbon et al. 2001). Bis heute ist die Rolle von K3 nicht vollständig geklärt, wobei die Vermutung nahe liegt, K3 trage dazu bei, die Extremität auf die Schwungphase vorzubereiten (Ishikawa et al. 2005). Zwischen dem späten Stand und dem ersten Schwung gibt es eine Phase der Kraftaufnahme (K4). Diese Absorptionskraft wurde in früheren Arbeiten gemeinhin als K3 bezeichnet (Winter et al. 1990). In der vorliegenden Arbeit wird jedoch die Nomenklatur von McGibbon et al. (2001) verwendet und diese absorbierende Spitzenleistung wird mit dem Begriff K4 bezeichnet. Diese negative Spitzenleistung bildet sich aus der exzentrischen Aktivität in der ischiocrualen Muskulatur während der Schwungphasenvorbereitung und verhindert den Zusammenbruch (Winter 1983). Zu Beginn des Schwungphasenendes beschleunigen die Kniestrecker das Schienbein nach vorn, um den nächsten Fußtritt vorzubereiten. Um eine

Hyperextension zu vermeiden, bremst die K5-Kraftabsorption den Unterschenkel zum Ende des Schwungphasenendes ab (Winter et al. 1990). Diese Leistung wird durch eine exzentrische Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur erzeugt, die die Extremität auf den ersten Bodenkontakt vorbereitet (Neptune et al. 2001).

Die Dynamik der Hüftgelenkleistung ist ebenfalls in **Abbildung 4** einzusehen, wobei H1 eine kleine positive Region darstellt, die nicht in jedem Gangzyklus zu finden ist. Diese erste Spitze wird von den Hüftextensoren (H1) zur Belastungsübernahme erzeugt und erfüllt drei Funktionen: Sie verhindert den Kollaps des Körpers während der Einfußbodenkontaktzeit, treibt den Körper nach vorn (DeVita & Hortobagyi 2000) und kontrolliert die Rumpfneigung durch aktive Hüftstreckung. H2 gibt die negative Kraft wieder, die der exzentrischen Hüftbeugeraktivität während des Standphasenendes entspricht. H2 verlangsamt die Rückwärtsrotation des Oberschenkels und erzeugt eine Vorwärtsneigung des Rumpfes (Eng & Winter 1995). Diese Gelenkspitzenleistung ermöglicht die Speicherung elastischer Energie, die am Ende des Standes genutzt wird (Schmitz et al. 2009). Am Schwungphasenbeginn wird durch die Wirkung der Hüftbeuger und die Freisetzung gespeicherter Energie eine dritte Hüftbeugerspitzenleistung (H3) generiert. Diese Aktionen treiben das Bein in die Schwungphase, indem sie mechanische Energie in die Gliedmaßen einbringen (Eng & Winter 1995). H3 ist daher eine Region positiver Kraft, die der konzentrischen Aktivität in den Hüftbeugern entspricht (Winter et al. 1990).

1.4.2 Bodenreaktionskraft

Die Bodenreaktionskraft (Ground Reaction Force = GRF) ist ein wichtiger Begriff in der Biomechanik. Sie beschreibt die Kräfte, die zwischen einem Körper und dem Boden ausgeübt werden. Die GRF kann in drei Dimensionen gemessen werden: vertikal, anterior-posterior und medial-lateral. Die vertikale Komponente der GRF ist besonders wichtig, da sie mit der Spitzenleistung zusammenhängt, die während Bewegungen erzeugt wird und vom Boden auf ein damit in Kontakt stehendes Objekt, den Körper, ausgeübt wird. Bei Betrachtung des Verlaufs der vertikalen Bodenreaktionskraft im zeitlichen Verlauf des Gangzyklus können drei signifikante Punkte (F1, F2, F3) beschrieben werden (siehe **Abbildung 5**) (Mittlmeier & Rosenbaum 2005).

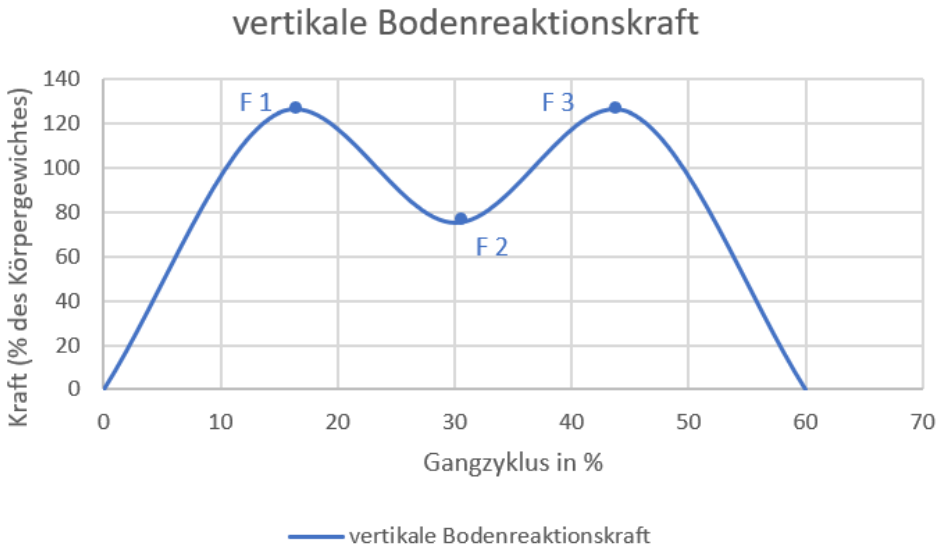


Abbildung 5 Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft (0 % markieren den Zehenauftritt, 60 % des Gangzyklus markieren den Fersenauftritt) [eigene Darstellung]

Mit Aufsetzen der Ferse kommt es zu einem Anstieg der Vertikalkraft auf über 100 % des Körpergewichts und damit der ersten maximalen Spitzenkraft GRF F1 (Wank & Wank 2021). Durch das Vorbeischwingen des Gegenbeines wird das Standbein entlastet und die Vertikalkraft fällt ab (F2). Anschließend muss der Körper nach vorne abgestoßen werden, damit er sich auf das neue Standbein verlagern kann. Hier steigt wiederum die Vertikalkraft und erreicht das zweite Maximum (F3). Schließlich beginnt das Bodenreaktionskraft-Muster in der Vorschwungphase auf null zu sinken und fällt auf null, wenn der Fuß den Boden verlässt (Bonnefoy-Mazure & Armand 2015).

1.5 Frailty in der Ganganalyse

Der demographische Wandel ist prognostiziert und damit einhergehend eine steigende Prävalenz der Frailty. Die häufig beschriebenen Zusammenhänge zwischen Frailty und Sturzereignissen lassen ferner ein zunehmendes Auftreten von Stürzen annehmen. Die weitreichenden Folgen eines Sturzereignisses wiederum sind in der Klinik allgegenwärtig und verdeutlichen die Relevanz, diesen präventiv zu begegnen. So legt auch die aktuelle Leitlinie (Montero-Odasso et al. 2022) ihren Fokus auf die Sturzprävention und Detektion von Risikofaktoren; vor allem der Frailty. Bisher hat sich jedoch noch kein einheitliches klinisches Messinstrument etabliert und lediglich die Gehgeschwindigkeit findet als ganganalytischer Parameter Einfluss in die

klinisch häufig verwendete Bestimmung der Frailty nach Fried. Die bewegungsanalytischen Parameter präsentieren jedoch ein sehr weites Feld mit zahlreichen Parametern, die physiologischen, aber auch pathologischen Änderungen unterliegen. Es ist also von Interesse, die Auswirkungen der Frailty auf die gelenkkinetischen Parameter zu detektieren und zu quantifizieren, um dieses Wissen in einem weiteren Schritt eventuell als Analyse-Tool für Frailty und vor allem zur Erarbeitung von Präventivmaßnahmen zu nutzen. In der Literatur findet sich bereits die These, die Betrachtung der Veränderungen ganganalytischer Parameter im Zusammenhang mit Frailty könnte als Indikator für den Grad der Frailty dienen (Schwenk et al. 2013). Neben räumlich-zeitlichen zeigen auch kinematische Faktoren in einigen Untersuchungen bereits partielle Veränderungen im Zusammenhang mit Frailty. So wurde auch eine Abnahme der Gangleistung bereits mit einem erhöhten Mortalitätsrisiko und einer erhöhten Wahrscheinlichkeit für funktionelle Beeinträchtigungen im Alter in Verbindung gebracht. Die aktuellen Studien kommen zum Schluss, dass die Beurteilung der Gangleistung ein wichtiges Instrument zur Identifizierung von Personen mit Frailty sowie zur Vorhersage negativer gesundheitlicher Ergebnisse sein kann (Hauer et al. 2010; JudgeRoy et al. 1996; Schwenk et al. 2013). Die weitere detaillierte Betrachtung der gelenkkinetischen Parameter und deren Veränderungen im Zusammenhang mit Frailty soll mögliche Zusammenhänge zwischen Frailty und Gelenkkinetik herausstellen.

2 Zielsetzung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht im Aufdecken von Zusammenhängen zwischen gelenkkinetischen Parametern und Frailty. Im Fokus steht dabei die Frage, welche Unterschiede alte Menschen mit Frailty im Vergleich zu alten Menschen ohne Frailty im Hinblick auf die Gelenkkinetik während des Gangzyklus aufweisen.

Zur Beantwortung dieser Kernfrage wird folgende Haupthypothese mit daraus folgenden Annahmen generiert:

Die Frailty beeinflusst, als entscheidender Faktor, die gelenkkinetischen Parameter und damit die komplexen Vorgänge innerhalb des Gangzyklus.

- Das Vorliegen einer Frailty nach Fried ist ursächlich für eine verminderte Spitzengelenkleistung zu den Zeitpunkten A1 und A2 im Bereich des Sprunggelenks.
- Die Spitzengelenkleistungen des Kniegelenks zu den Punkten K1, K2, K4 und K5 werden durch die Frailty dahingehend beeinflusst, als das Vorliegen einer Frailty zu signifikant reduzierten Spitzenleistungen führt.
- Im Hüftgelenk werden durch das Vorliegen einer Frailty an den Punkten H1, H2 und H3 geringere Spitzengelenkleistungen erreicht als in der Non-Frail-Gruppe. Diese verminderten Spitzenleistungen spiegeln sich in der reduzierten Bodenreaktionskraft bei der Frail-Gruppe wider. Dabei werden die erhobenen signifikanten Unterschiede zwischen der Gruppe mit Frailty und der Gruppe ohne Frailty durch den Faktor der Frailty bedingt und nicht von den Faktoren des Alters und der Gehgeschwindigkeit beeinflusst.

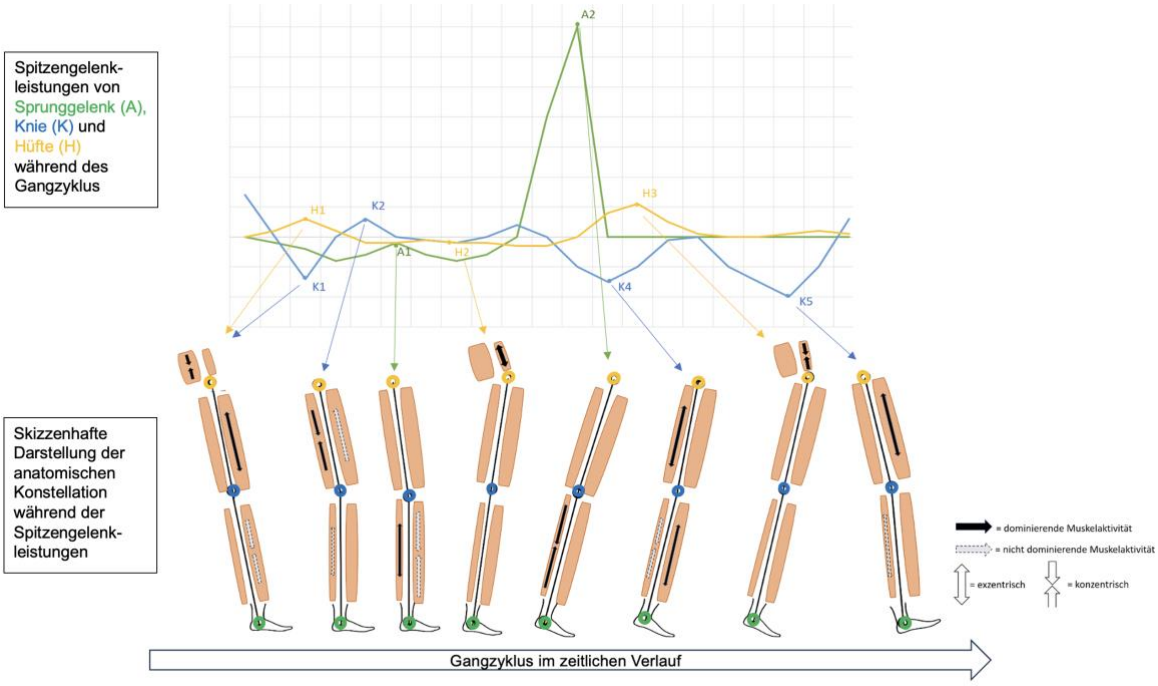


Abbildung 6 Zusammenfassende Darstellung der Spitzengelenkleistungen von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk und deren anatomischer Konstellationen während des Gangzyklus [eigene Darstellung]

3 Material und Methoden

3.1 Labor für Bewegungsanalyse

Das Bewegungslabor der Klinik für Altersmedizin der Uniklinik Aachen ist ein 50 m² großer Raum, ausgekleidet mit Linoleum-Boden, auf dem eine zehn Meter lange Laufstrecke farblich hervorgehoben ist (siehe **Abbildung 7**).



Abbildung 7 Bewegungslabor, blau markiert = KMP, rot = Kameras [eigenes Material]

Wie in **Abbildung 8** skizzenhaft dargestellt, sind in dieser Laufstrecke zwei KMP verbaut. Eine KMP ist eine Messplattform mit einem piezoelektrischen Kraftsensor in jeder der vier Ecken, die die sich ändernden Bodenreaktionskräfte detektieren kann. Zudem ist das Labor mit zehn Infrarotkameras der Firma Qualysis (Qualysis AB, Serie 5+, Göteborg, Schweden) ausgestattet. Die KMP dienen der Erfassung der Bodenreaktionskraft, des Druckzentrums und der Gelenkmomente. Gemeinsam

mit den Infrarotkameras ermöglichen sie eine dreidimensionale Bewegungserfassung.

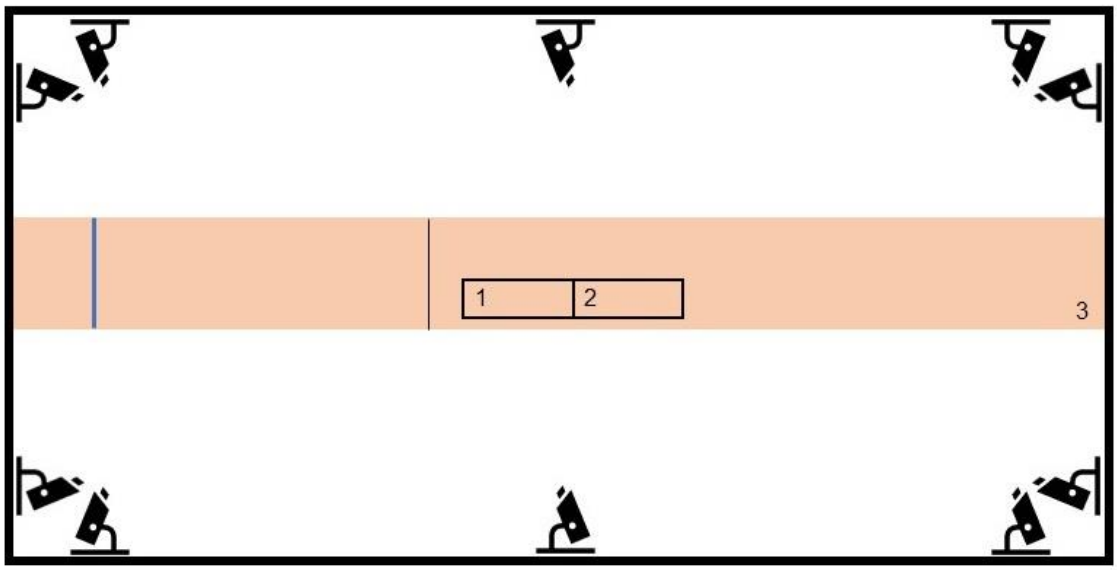


Abbildung 8 Skizzenhafte Darstellung des Bewegungslabors aus der Vogelperspektive; 1 = KMP 1, 2 = KMP 2, 3 = Laufstrecke, blaue Linie = Startposition, schwarze Linie = Markierung nach 4,57 Metern [eigene Darstellung]

3.2 Datenbankprojekt, Ethikvotum und Studiendesign

Beim Datenbankprojekt *Biomechanische Charakterisierung von Menschen unterschiedlichen kalendarischen und biologischen Alters durch standardisierte Mobilitätstests* handelt es sich um eine monozentrische, prospektive, beobachtende, explorativ-assoziative, korrelative und vergleichende klinische Studie.

Im Rahmen dieses Datenbankprojekts an der Medizinischen Klinik VI-Klinik für Altersmedizin wurden insgesamt 162 Proband*innen und 50 stationär versorgte Patient*innen der Medizinischen Klinik VI-Klinik für Altersmedizin im Zeitraum August 2018 bis Dezember 2020 bewegungsanalytisch untersucht. Von Oktober 2019 bis Juni 2020 habe ich als wissenschaftliche Hilfskraft die Messungen im Bewegungslabor begleitet. Das Projekt diente und dient dem Ziel, die Gangdynamik besser und tiefgreifender zu verstehen sowie die im Alter auftretenden Veränderungen zu detektieren. Um eine biomechanische Datenbank zu erstellen, in der bewegungsanalytische Daten aller Altersgruppen (≥ 18 Jahre alt) erfasst werden, wurde daher das Projekt initiiert. Die Erfassung eines weitreichenden Altersspektrums schuf die Möglichkeit,

altersphysiologische Prozesse und ihre Auswirkungen auf das Gangbild zu erkennen. Weitergehend sollte auf der Basis des Projekts herausgestellt werden können, welche Unterschiede sich zwischen altersphysiologischen Prozessen und Teilnehmenden mit Frailty ergeben. Die in der vorliegenden Arbeit aufgestellten Hypothesen untersuchen dabei einen Teilaspekt der erhobenen Daten mit Fokus auf die alten Menschen. Das Projekt wurde nach positivem Votum der Ethikkommission der Uniklinik der RWTH Aachen (Aktenzeichen 142/18; Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule) durchgeführt.

3.3 Teilnehmende und Gruppenzuordnung

Die Teilnehmenden des Datenbankprojekts wurden fünf Gruppen zugeordnet (siehe **Tabelle 3**). Im Rahmen der vorliegenden Doktorarbeit, deren Augenmerk auf alten Menschen (≥ 65 Jahre) liegt, die sich in ihrer Frailty unterscheiden, wurden Teilnehmende aus den Gruppen 4 und 5 betrachtet und zwei Gruppen gebildet. Alte Menschen ≥ 65 Jahre mit einem Frailty Score nach Fried von 0 bis 1 bildeten die Gruppe der Non-Frail-Patient*innen. Menschen, die einen Score von ≥ 2 zeigten, wurden der Gruppe der Frail-Patient*innen zugewiesen.

Die Rekrutierung für die Gruppen 1, 2 und 3 als gesunde Proband*innen geschah über Werbung. Darüber hinaus gab es Vorträge in Institutionen wie dem Seniorenrat und im Rahmen des Seniorenstudiums. Gruppe 4 und 5 setzten sich vor allem aus Patient*innen im hohen Lebensalter der Klinik für Altersmedizin der RWTH Aachen zusammen.

Tabelle 3 Gruppeneinteilung der Teilnehmenden des Gesamtkollektivs

	Definition	
Gruppe		
Gruppe 1 *(n = 59)*	Gesunde junge Menschen im Alter zwischen ≥ 18 und < 30 Jahren	
Gruppe 2 *(n = 11)*	Gesunde Erwachsene im Alter zwischen ≥ 30 und < 50 Jahren	
Gruppe 3 *(n = 28)*	Gesunde Erwachsene im Alter zwischen ≥ 50 und < 65 Jahren	
Gruppe 4 *(n = 71)*	*Gruppe 4a* Alte Menschen im Alter zwischen	*Gruppe 4b* Alte Menschen im Alter zwischen ≥

	≥ 65 und < 80 Jahren mit Hinweisen auf eine biologische Voralterung im Sinne einer Prefrailty oder auf das Vorhandensein von ≥ 2 aktivitätseinschränkenden Erkrankungen	65 und < 80 Jahren ohne Hinweise auf eine biologische Voralterung im Sinne einer Prefrailty oder auf das Vorhandensein von ≥ 2 aktivitätseinschränkenden Erkrankungen
Gruppe 5 *(n = 43)*	*Gruppe 5a* Alte Menschen im Alter ≥ 80 entweder mit Hinweisen auf eine biologische Voralterung im Sinne einer Prefrailty oder auf das Vorhandensein von ≥ 2 aktivitätseinschränkenden Erkrankungen	*Gruppe 5b* Alte Menschen im Alter ≥ 80 entweder ohne Hinweise auf eine biologische Voralterung im Sinne einer Prefrailty oder auf das Vorhandensein von ≥ 2 aktivitätseinschränkenden Erkrankungen
Kollektiv der vorliegenden Arbeit	*Frail (n = 14)* Menschen im Alter ≥ 65 mit einem Frailty Score nach Fried von ≥ 2	*Non frail (n = 46)* Menschen im Alter ≥ 65 mit einem Frailty Score nach Fried von 0 bis 1

Zum Einschluss in das Datenbankprojekt mussten die Teilnehmenden die in **Tabelle 4** zusammengefassten Einschlusskriterien erfüllen und die Ausschlusskriterien mussten verneint werden. Da in der vorliegenden Arbeit die Daten der KMP betrachtet werden, ergaben sich – zusätzlich zu den bereits bestehenden Ein- und Ausschlusskriterien für das gesamte Datenbankprojekt – weitere Voraussetzungen für das Kollektiv der Arbeit (siehe **Tabelle 4**). Aus diesen erweiterten Ein- und Ausschlusskriterien resultierten die Daten der im Folgenden betrachteten Gruppe der Frail und der Non-Frail (siehe **Abbildung 9**).

Tabelle 4 Ein- und Ausschlusskriterien zur Teilnahme an der Datenerhebung der vorliegenden Arbeit, kursive Schrift = Kriterien gelten nur für die in dieser Arbeit betrachteten Daten und nicht für das gesamte Datenbankprojekt

	Bedingungen
Einschluss-kriterien	Der/Die Teilnehmende ist dazu in der Lage, einfache Instruktionen zu verstehen.
	Der/Die Teilnehmende ist dazu in der Lage, eine Strecke von

	zehn Metern zu gehen.
	Der/Die Teilnehmende ist dazu in der Lage, von einem Stuhl aufzustehen und sich wieder hinzusetzen.
	Der/Die Teilnehmende ist einwilligungsfähig.
	Der/Die Teilnehmende hat die Einverständniserklärung akzeptiert und unterschrieben.
	Der/Die Teilnehmende trifft bei mindestens zwei Durchgängen eine der KMP mit genau einem Fuß.
	Der/Die Teilnehmende ist älter als 65 Jahre.
Gruppe Frail	*Der/Die Teilnehmende hat einen Frailty Score nach Fried von 2 oder größer.*
Gruppe Non-Frail	*Der/Die Teilnehmende hat einen Frailty Score nach Fried von 0 oder 1.*
Ausschlusskriterien	Der/Die Teilnehmende leidet unter kognitiven Einschränkungen (≤ 24 Punkte bei der MMSE).
	Der/Die Teilnehmende zeigt eine eigenständige Mobilität geringer als Wohnungsmobilität (wie z. B. Bettlägerigkeit) (≤ H0 Hilfestufe bei Esslinger Transferskala).
	Der/Die Teilnehmende leidet an schweren Sehbehinderungen (z. B. akuter Glaukomanfall, Blindheit beidseits oder instabile, feuchte Makuladegeneration).
	Der/Die Teilnehmende leidet an unkontrollierten kardiovaskulären Störungen (z. B. akute kardiale Dekompensation mit NYHA-Stadium 4).
	Der/Die Teilnehmende leidet an einer akuten, exazerbierten COPD.
	Der/Die Teilnehmende leidet an einem unkontrollierten Parkinsonsyndrom (Klassifizierung nach Hoehn und Yahr; Ausschluss ab Stadium 4).
	Der/Die Teilnehmende nutzt Hilfsmittel während des Ganges.
	Der/Die Teilnehmende trifft bei allen Durchgängen mit beiden Füßen auf dieselbe KMP.
	Der/Die Teilnehmende trifft bei allen Durchgängen die KMP nicht.
	Der/Die Teilnehmende trifft bei allen Durchgängen mit einem Fuß auf beide KMP.

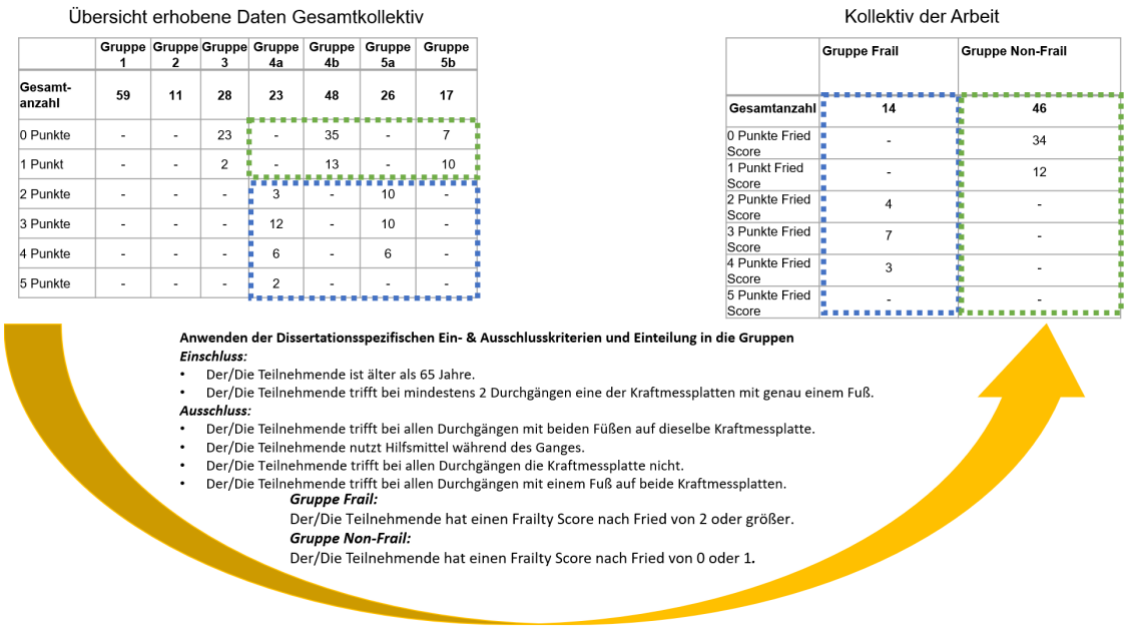


Abbildung 9 Zusammensetzung des Subkollektivs der vorliegenden Arbeit aus der Gruppenverteilung aller gemessenen Teilnehmenden (Gesamtkollektiv) [eigene Darstellung]

3.4 Ablauf einer Datenerhebung – Studienprotokoll

Alle Teilnehmenden mussten einwilligungsfähig sein und nach ausführlicher mündlicher und schriftlicher Aufklärung ihr Einverständnis schriftlich erklären. Die Daten der Teilnehmenden wurden pseudonymisiert gespeichert. Nach Einwilligung in die Studie erfolgte die Aufnahme die Bewertung der Demographie, der sozialen ökonomischen Situation, der Anamnese, der vitalen Daten, der klinischen Daten, des Wohn- und Bildungsstatus sowie der allgemeinen gesundheits- und behinderungsbezogenen Beurteilung. Im Anschluss wurden ein standardisiertes geriatrisches Assessment und ein biomechanisches Assessment der Mobilität durchgeführt.

Das standardisierte geriatrische Assessment setzte sich aus der Messung der **Frailty**, der Erfassung der Gehgeschwindigkeit gemäß Fried und der Erhebung der sturzassoziierten Selbstwirksamkeit mittels **Fall Efficacy Scale-International Version** (FES-I) zusammen (Hauer et al. 2010). Zudem waren der Test **Timed Up and Go** Test(TUG), als Test zur Beurteilung der Mobilität und des Sturzrisikos, und der Test **Short Physical Performance Battery** Test(SPPB), als Zusammenfassung von Kurztests zur Bewertung der Funktionen der unteren Extremitäten, Bestandteil des Assessments (Guralnik et al. 1994; Podsiadlo & Richardson 1991).

An das Assessment schloss sich die biomechanische Untersuchung an. In einem standardisierten Setting wurden dabei Daten zu kinetischen und kinematischen Parametern im dynamischen Geschehen, aber auch im Stand gewonnen und verglichen. Dazu führten die Teilnehmenden Mobilitätstests und statische Testungen durch. Konnten alle Übungen durchgeführt werden, dauerte die Messung inklusive Vorbereitung in der Regel zwei Stunden. Das Assessment umfasste dabei einen zeitlichen Umfang von 20-30 min, die Vorbereitungen für die Messung dauerten weitere 30 min. Die sich anschließende biomechanische Untersuchung nahm im Schnitt einen zeitlichen Aufwand von 50-60 min in Anspruch.

Die Vorlagen zur Erhebung und Erfassung der durchgeführten Testungen und erhobenen Daten sind im **Anhang** einzusehen. Die Informationen und Daten, die von den insgesamt erhobenen Daten in der vorliegenden Arbeit verwendet wurden, sind in **Tabelle 5** angeführt.

Tabelle 5 Übersicht der in der vorliegenden Arbeit verwendeten Datensätze

	Demographie und Baseline	**Standardisiertes geriatrisches Assessment**	**Kinematik**	**Gelenkkinetik**
Verwendete Datensätze	Alter	Frailty Score	Gehgeschwindigkeit	Sprunggelenkleistung
	Größe	FES	Doppelschrittlänge	Kniegelenkleistung
	Gewicht	TUG	Standphasenzeit	Hüftgelenkleistung
	BMI	SPPB	Schrittzeit	Bodenreaktionskraft
	Geschlecht		Einfuß-Bodenkontaktzeit	
			Schrittlänge	
			Doppelschrittzeit	
			Schrittweite	
			Beidfuß-Bodenkontaktzeit	
			Kadenz	
			Zeh-Boden-Abstand	

3.4.1 Ganganalytische Messung der biomechanischen Parameter

Nach der Durchführung des standardisierten geriatrischen Assessments erfolgte die biomechanische Testung im Bewegungslabor. Dazu wurden alle Teilnehmenden mit kurzen schwarzen Hosen und Unterhemden ausgestattet, um Störfaktoren in Form von Reflektionen zu minimieren. Die Teilnehmenden wurden zudem mit Antirutschsocken versorgt oder durchliefen die folgenden Übungen barfuß.

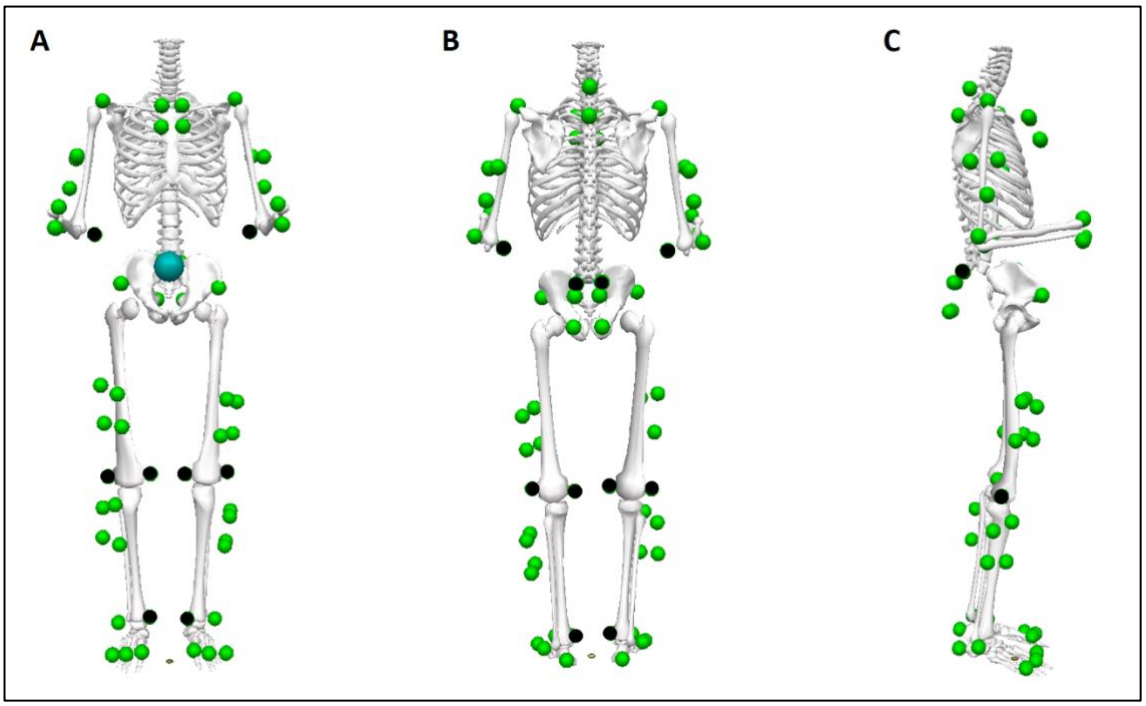


Abbildung 10 Markerset-Protokoll während der statischen Prüfung, Ansicht in (A) anteriorer, (B) posteriorer und (C) lateraler Ansicht, grün = verwendete Marker in der statischen und dynamischen Messung, türkiser Punkt = Massenschwerpunkt vor dem Lumbosakralgelenk, schwarze Markierungen = verwendete Marker in der statischen Messung [Darstellung des Datenbankprojektteams]

Anhand des festgelegten Markersets (siehe **Abbildung 10**) wurden die Marker positioniert. Diese Infrarotmarker (Super Spherical Markers der Firma Qualysis) waren kugelrund und mit einer dünnen Plastikbasis verschraubt. Das für diese Studie gewählte Markerset-Protokoll umfasste 60 retroreflektierende Marker, die in Anlehnung an das Calibrated Anatomical System Technique (CAST) Markerset für den unteren Körper (Cappozzo et al. 1997) an anatomisch definierten Knochenpunkten an den oberen Gliedmaßen, dem Rumpf, dem Becken und den unteren Gliedmaßen positioniert wurden. Dabei wurden einzelne Marker an anatomischen Landmarken befestigt sowie Cluster genutzt.

Die in Clustern angebrachten Marker wiesen einen Durchmesser von 12 mm auf, die einzeln angebrachten Marker von 9 mm. Mithilfe dieser Marker konnten die Bewegungen verfolgt und jedes Körpersegment konnte biomechanisch rekonstruiert werden. Die exakten Positionen wurden anhand von Knochenpunkten, den anatomischen Landmarken, festgelegt (siehe **Tabelle 6**). Diese cutanen Knochenpunkte sollten dabei die innerhalb des Körpers liegenden Gelenke bestmöglich darstellen.

Zehn der Marker wurden nach der statischen Messung entfernt. Zur dynamischen Messung verblieben die übrigen Einzelmarker und sechs Cluster, aus jeweils vier Markern bestehend, an der unteren Extremität sowie dem Sternum und dem Becken. Zwei Dreiercluster verblieben an der oberen Extremität. Die Cluster wurden mit Hilfe von Gummibändern sowie einem Bauchdeckenstützmieder an den Teilnehmenden befestigt. Mittels Kleberingen, die in ihrer Funktion EKG-Elektroden gleichen, wurden die Einzelmarker direkt auf der Haut angebracht.

Tabelle 6 Abkürzungen und Position der verwendeten Marker

	Label	**Anatomische Bezeichnung**	**Beschreibung**
1-2	R_IAS L_IAS	right/left anterior superior iliac spine	Knochenvorsprung am ventralen Vorderrand des Os illium
3-4	R_FLE L_FLE	right/left femur-lateral epicondyle	äußere Spitze am Femurkondylus
5-6	R_FME L_FME	right/left femur-medial epicondyle	äußere Spitze am Femurkondylus
7-8	R_FAL L_FAL	right/left fibula ankle lateral malleolus	lateral gelegener Knochenvorsprung am distalen Ende der Fibula
9-10	R_TAM L_TAM	right/left tibia ankle medial malleolus	medial gelegener Knochenvorsprung am medialen Ende der Tibia
11-18	R_TH Cluster L_TH Cluster (TH1,TH2,TH3,TH4)	right/left thigh cluster	am unteren Drittel des Oberschenkels, anterio-lateral ausrichten
19-26	R_SK Cluster L_SK Cluster (SK1,SK2,SK3,SK4)	right/left shank cluster	Tibiakante, anterio-lateral ausrichten, seitengleich, ca. 10 cm unterhalb der Patella
27-28	R_IPS L_IPS	right/left posterior superior iliac spine	dorsal gelegener Knochenvorsprung an der Christa illiaca
29-	PV-Cluster	pelvis cluster	bündig zum Hosenbund unter den

32	(PV1,PV2,PV3,PV4)		IPS (Sacrum/Kreuzbein)
33-34	R_FCC L_FCC	right/left aspect of the achilles tendon insertion on the calcaneus	Übergang der Achillessehne zum Knochen (Calcaneus)
35-36	R_FM1 L_FM1	right/left dorsal margin of the first metatarsal head	Großzehengrundgelenk, distales Ende Os metatarsi
37-38	R_FM2 L_FM2	right/left dorsal margin of the second metatarsal head	Grundgelenk Digitus 2, distales Ende Os metatarsi
39-40	R_FM5 L_FM5	right/left dorsal margin of the fifth metatarsal head	Grundgelenk Digitus 5, distales Ende Os metatarsi
40-43	ST-Cluster (ST1,ST2,ST3,ST4)	sternum	2 cm caudal des Steoclaviculargelenks, median auf dem Sternum
43-48	R_UA, L-UA Cluster (UA 1,UA2, UA3)	right/left upper arm	distal des Humeruskopfes
49-50	R_HLE L_HLE	right/left humerus lateral condyle	lateral gelegene Kondyle des Ellenbogengelenks
51-52	R_HME L_HME	right/left humerus medial Condyle	medial gelegene Kondyle des Ellenbogengelenks
53-54	R_RSP L_RSP	right/left radius styloid process	medial gelegener Radialfortsatz
55-56	R_USP L_USP	right/left ulnar styloid process	lateral gelegener Ulnarfortsatz
57	CV 7	cervikal vertebra 7	Halswirbelkörper 7
58	TH 3	thorakal vertebra 3	Brustwirbelkörper 3
59-60	R_SAE L_SAE	right/left scapula-acromial edge	Schulterdach am acromialen Knochenvorsprung

Im Anschluss an die erfolgreiche Befestigung der Marker stellte sich der/die Teilnehmende an der mit einer blauen Linie auf dem Boden markierten Startposition auf (siehe Error! Reference source not found.). Nach Erfolgen eines mündlichen Startkommandos lief der/die Teilnehmende über eine markierte Strecke von zehn Metern. Diese Aufgabe stellte die erste Übung dar und sollte von den Teilnehmenden, wenn möglich, zehnmal durchgeführt werden.

Während der Aufnahme wurde die Aufzeichnung hinsichtlich Vollständigkeit und Qualität der aufgezeichneten Bewegungen begutachtet, um eventuelle Fehlerquellen und Artefakte direkt beheben zu können. Die Aufnahme der

ganganalytischen Parameter erfolgte jeweils für die Füße getrennt, sie wurden im Sinne der allumfassenden Analyse aber im Folgenden als Mittel aus beiden Seiten gemeinsam betrachtet (List et al. 2008). Die per KMP und Infrarotkameras erfassten Daten wurden pseudonymisiert gespeichert und im Anschluss nachbearbeitet.

3.4.2 Datenerfassung und Weiterverarbeitung

Das Programm QTM (Qualysis AB, Version. 2020.2, Göteborg, Schweden) ist eine Windows-basierte Anwendung, mit deren Hilfe die Daten erhoben, nachbearbeitet und gespeichert wurden.

Die Infrarotkameras tasteten mit einer Frequenz von 120 Hz die ultrareflektierenden Marker. Mit Hilfe einer Einteilung des Labors als Koordinatensystem konnten die dynamischen Bewegungen der Marker mit einer Genauigkeit von weniger als einem Millimeter in alle Richtungen erfasst und rekonstruiert werden. Das Labor-Koordinatensystem für diese Studie umfasste dabei: X-Achse in Gangrichtung; Y-Achse in medio-lateraler Richtung; Z-Achse in vertikaler Richtung, wobei die positiven Werte nach oben zeigten (siehe **Abbildung 12**).

Abhängig von der Laufrichtung zeigten die positiven Werte der X- und der Y-Achse abwechselnd in Richtung der Laufrichtung. Ein dynamisches virtuelles Labor, das sich auf das Labor-Koordinatensystem bezieht, wurde in der Datenweiterverarbeitung verwendet, um das Segment-Koordinatensystem mit der Laufrichtung im Labor in Einklang zu bringen und die erhobenen Daten in verschiedenen Arbeitsschritten zu verwerten. **Abbildung 11** zeigt den gesamten Datenerhebungsprozess von der Positionierung der Marker, die über die Kameras detektiert werden, über eine Kontrolle dieser und eine anschließend folgende Formatierung und Berechnung der Parameter.

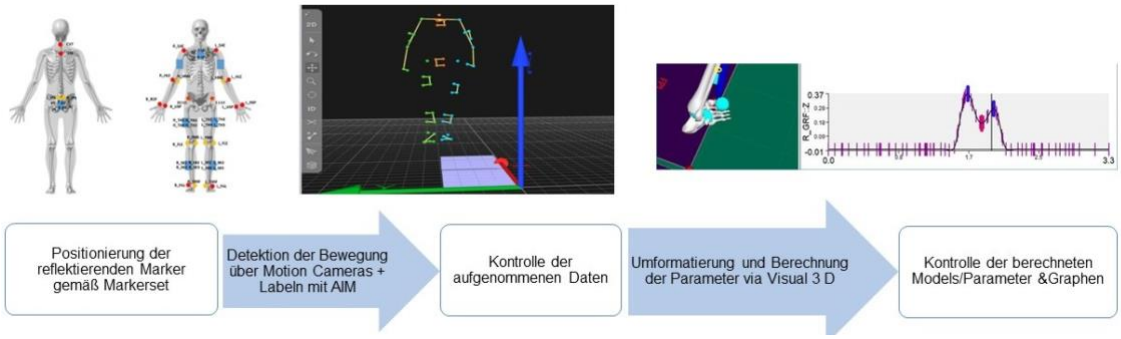


Abbildung 11 Schematische Darstellung der Datenerfassung und Weiterverarbeitung [eigene Darstellung]

Die bei der Messung erhobenen Daten wurden händisch hinsichtlich ihrer Konsistenz auf Vollständigkeit und Qualität geprüft, die relevanten zeitlichen Frequenzen wurden selektiert und bei fehlerhafter Erfassung wurden Korrekturen vorgenommen. Die ersten 2,5 m des Gangs wurden ausgeschlossen, da diese die Phase der Ganginitiierung mit Beschleunigungsphase beschreiben und so nur der Gangabschnitt mit gleichmäßiger Gehgeschwindigkeit zur Datenanalyse verwendet wurde.

Mit Vorlage des verwendeten Markersets wurde ein Automatic Identification of Markers (AIM)-Modell in Qualysis erstellt und auf die erfassten Infrarotmarker übertragen. Das AIM-Modell präsentierte die genaue Position der Marker analog zu den bei den Teilnehmenden angebrachten Markern an den anatomischen Landmarken. Nach der Datenerfassung wurden die Koordinaten der 3D-Marker mit der Software Qualysis Track Manager (QTM) vorverarbeitet, die es ermöglichte, jeden Marker anhand des AIM-Modells mit dessen Positionsbezeichnung zu versehen (siehe **Tabelle 6**). Dabei wurden die Marker der rechten Körperhälfte zur besseren Darstellung in grün, die der linken Körperhälfte in blau, der Oberkörper in orange kodiert und die Kraftvektoren in rot dargestellt (siehe **Abbildung 12**).

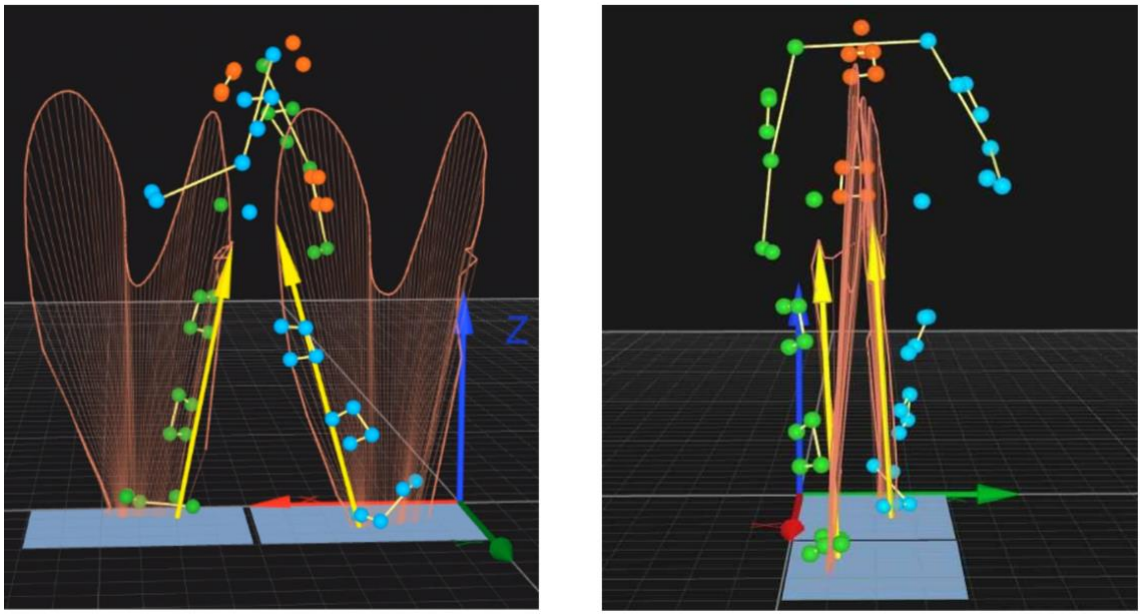


Abbildung 12 AIM-Modell-Ansicht in Qualysis seitlich (links), AIM-Modell-Ansicht in Qualysis frontal während dynamischer Messung (rechts), hellblau = KMP, roter Pfeil = x-Achse, grüner Pfeil = y-Achse, blauer Pfeil = z-Achse, gelb = Kraftvektoren der KMP, rot gestreift = von KMP detektierte Kraftkurven [eigene Darstellung]

Es erfolgte die automatische Zuordnung der Marker mittels dieses Modells durch QTM. Sofern notwendig, wurde mit Hilfe des Trajectory-Editors eine manuelle Nachjustierung vorgenommen. Bei diesem gesamten Vorgang, dem sogenannten *Labeln*, wurde jeder der von den Kameras erfassten Marker seiner im Markerset festgelegten Position zugeordnet. So entstand eine vollständige digitale Abbildung der positionierten Marker an den Teilnehmenden. Nach der Markierung und der 3D-Rekonstruktion wurden alle Trials als C3D-Format in das Softwareprogramm Visual 3D (C-motion Inc., Germantown, MD, USA) exportiert.

Die Gelenkkinetik und die Kinematik wurden mit Hilfe der Software Visual 3D berechnet. Analog zum Markerset und dem dazugehörigen AIM-Modell im Qualysis-Programm wurde mit Hilfe des biomechanischen Modellierungstools ein dreidimensionales Skelettmodel mit den äquivalenten Landmarken in Visual 3D angefertigt (siehe **Abbildung 13**).

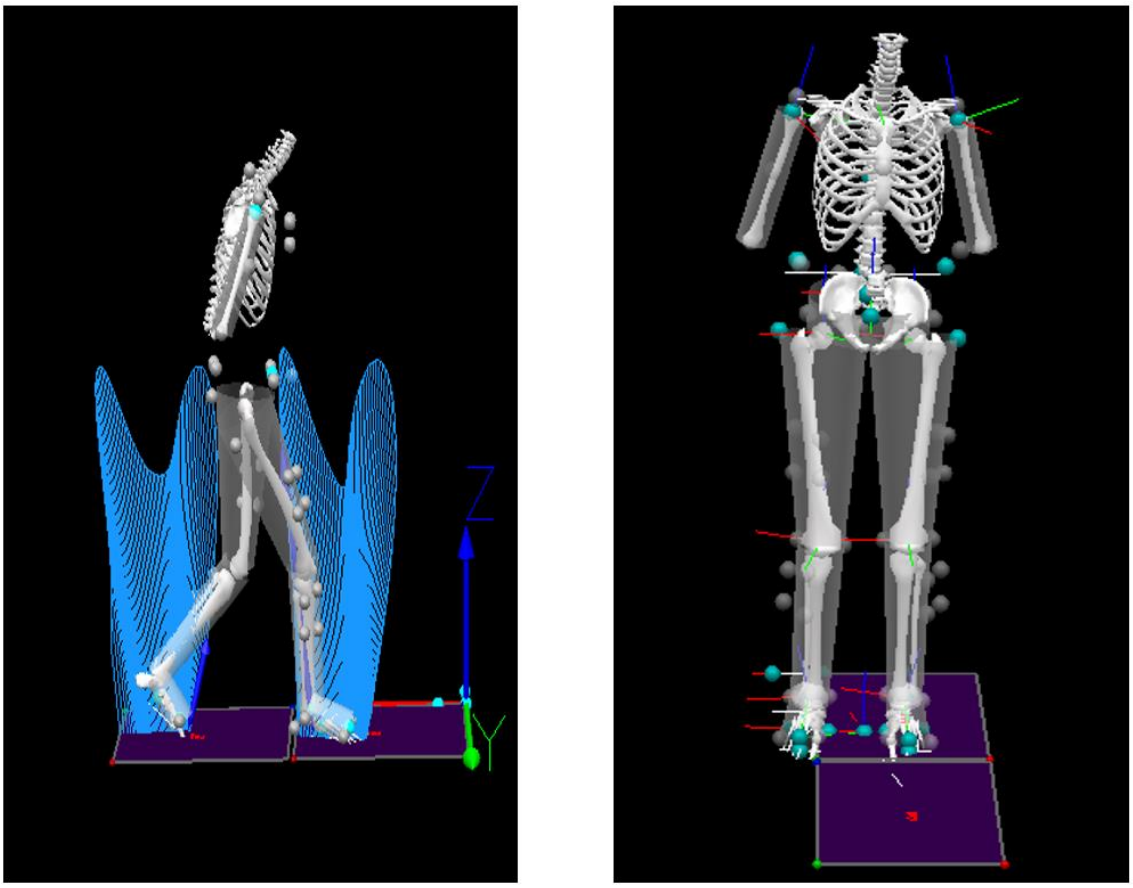


Abbildung 13 Darstellung der dynamischen Messung in Visual 3D mit Kraftvektoren (links), dreidimensionales Skelettmodell in der statischen Messung (rechts), dunkelblau = KMP, roter Pfeil = x-Achse, grüner Pfeil = y-Achse, blauer Pfeil = z-Achse, hellblau gestreift = von KMP detektierte Kraftvektoren [eigene Darstellung]

Auf die im Markerset festgelegten Stellen des Beckens wurden das Segment Becken sowie Femur, Fibula, Tibia und Fuß modelliert und damit die gesamte untere Extremität dargestellt. Es folgte eine manuelle Prüfung der fehlerfreien Projizierung auf das dreidimensionale Skelett in allen Durchläufen. Zur Berechnung der Parameter wurden nur gültige Versuche berücksichtigt. Gültige Versuche waren solche, bei denen genau ein Fuß vollen Kontakt mit einer der Kraftplattformen hatte.

Um ausgewählte biomechanische Parameter zu analysieren, war die Erstellung einer Pipeline zur Automatisierung von Verarbeitungsschritten notwendig (siehe Anhang zu **Pipelines**). Bei der Pipeline, verfasst in Command-Sprache, handelte es sich um einen Satz von Visual 3D-Befehlen, die nacheinander verarbeitet wurden und an deren Ende die Berechnung biomechanischer Parameter stand. Mit Hilfe des Pipeline-Prozessors wurden die Pipeline-Befehle erstellt und kombiniert. Die gefertigte Pipeline analysierte die vorliegenden

Durchführungen und lieferte Ergebnisse zu ganganalytischen Parametern. Fehlermeldungen, die das System anzeigte, wurden manuell kontrolliert und ausgebessert. Die Daten der durch Infrarotkameras erfassten Bewegungen sowie die Kräfte, erfasst durch die KMP, konnten so in ihrer komplexen Gesamtheit erfasst werden. Alle Ergebnisse wurden schließlich zwecks statistischer Analyse in eine .txt-Datei exportiert.

3.5 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden zur Weiterverarbeitung, geordnet nach Gruppenzugehörigkeit, in die Tabellenkalkulationssoftware Microsoft® Excel® für Microsoft 365 MSO (Version 2207 Build 16.0.15427.20182) übertragen. Es erfolgte die Durchsicht der Daten, die Detektion von Ausreißern und die Nachkontrolle derselben. Aus den erfassten Daten des rechten und des linken Fußes eines oder einer Teilnehmenden wurde der Mittelwert berechnet. Ebenso wurde der Mittelwert aus den verschiedenen Durchläufen einer Übung gebildet.

Mit Hilfe der Software SPSS Statistics (Statistical Package for the Social Sciences, Vers. 24.0.0) wurden die Ergebnisse der Bewegungsanalyse in eine Datenmaske übertragen und darauffolgend ausgewertet. Deskriptive Statistiken wurden für alle Gangparameter berechnet und die demografischen Daten der Teilnehmenden mittels Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung untersucht.

Bei den aufgestellten Hypothesen handelte es sich um ungerichtete Alternativhypothesen, die mit einem zweiseitigen Signifikanztest geprüft wurden, wobei das Signifikanzniveau mit $\alpha = 5\ \%$ ($p = 0{,}05$) festgelegt wurde (Döring & Bortz 2016).

Da die Mehrzahl der erhobenen kinetischen Parameter in der vorliegenden Arbeit keiner gaußschen Normalverteilung folgte, sondern seitenschiefe Variablen zeigte, wurden die kinetischen Daten mittels Median angegeben und verglichen. Aufgrund seiner hohen Robustheit gegenüber Ausreißern ermöglicht der Median eine realistischere Einschätzung der Verteilung, da er exakt in der Mitte der geordneten Werte liegt. Gemeinsam mit dem 25 %-Perzentil sowie dem 75 %-Perzentil bildet er die Quartile, die den Datensatz in vier gleich große Wertebereiche unterteilen.

Der Mann-Whitney-U-Test zwischen den Gruppen wurde verwendet, um die Auswirkungen der Frailty auf die kinetischen und kinematischen Daten zu untersuchen. Er erfolgte in der vorliegenden Arbeit zur Prüfung der Hypothese dahingehend, ob es zwischen den beiden Gruppen der Frail- und der Non-Frail-Patient*innen Unterschiede in den verschiedenen abhängigen Variablen gibt. Die Gelenkspitzenleistungen sowie die zeitlich-räumlichen und die Zeh-Boden-Abstand-Parameter stellten dabei die abhängigen Variablen dar. Die Zugehörigkeit zur Gruppe der Frail- oder der Non-Frail-Patient*innen stellte in den Berechnungen die unabhängige Variable dar. Bei fehlender Aussagekraft über die Größe des gefundenen Effekts bei Signifikanztests wurde zur Interpretation die Effektstärke nach Cohen herangezogen und so eine Interpretation der Ergebnisse im Hinblick auf ihren praktischen Nutzen ermöglicht. Nach der Einteilung der Effektstärke nach Cohen handelte es sich bei Werten < 0,3 um einen kleinen Effekt, bei Werten zwischen 0,3 und 0,5 um einen mittleren und bei Werten > 0,5 um einen starken Effekt (Lenhard & Lenhard 2017).

Mit Hilfe einer Ancova wurden der Altersgruppen- und der Gehgeschwindigkeitseffekt auf die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen berechnet. Die Ancova wurde verwendet, um die Haupteffekte von Alter und Gehgeschwindigkeit sowie ihre Interaktionen auf die abhängigen Variablen zu untersuchen. Die Zugehörigkeit zur Gruppe der Frail- oder der Non-Frail-Patient*innen bildete in den Berechnungen die unabhängige Variable. Die kinetischen und kinematischen Parameter stellten die abhängige Variable dar. Als Kovariate wurden zum einen das Alter, zum anderen die Gehgeschwindigkeit betrachtet.

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der statistischen Analyse präsentiert. Dabei wird zunächst die deskriptive Statistik betrachtet. Daraufhin werden die kinetischen und kinematischen Parameter vorgestellt.

4.1 Baseline-Charakteristika

Tabelle 7 Baseline-Charakteristika und Auxologie der Teilnehmenden

Variable	Frail (n = 14)		Non-Frail (n = 46)		p-Wert
	(MW ± SD)	**(Min – Max)**	**(MW ± SD)**	**(Min – Max)**	
Alter (J)	78,3 ± 6,2	(69 – 90)	73,8 ± 6,2	(65 – 90)	0,02[2*]
Größe (cm)	165,2 ± 9,6	(146 – 181)	167,2 ± 7,5	(148 – 183)	0,42[1]
Gewicht (kg)	67,2 ± 17,3	(42,6 – 110)	70,6 ± 13,1	(41,2 – 99,2)	0,43[1]
BMI (kg/m²)	24,5 ± 5,2	(18 – 36)	25,2 ± 3,8	(17 – 37)	0,60[1]
Geschlecht (w; m)	w = 4 m = 10		w = 26 m = 20		

Werte werden als Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) und Spanne (Minimum – Maximum) angegeben, * = signifikant, qualitative Variablen werden in Zahlen ausgedrückt, (J) = Jahre, (m) = Meter, (kg) = Kilogramm, BMI = Body-Mass-Index, w = weiblich, m = männlich, p-Wert bestimmt mittels t-Test für unabhängige Stichproben und Mann-Whitney-U-Test, [1] = Daten normalverteilt, [2] = Daten nicht normalverteilt

Im Rahmen der Fragestellung, ob und welche Unterschiede es zwischen frail und non-frail alten Menschen während des Gangzyklus gibt, wurden insgesamt 60 Teilnehmende, älter als 65 Jahre, bewegungsanalytisch untersucht. 14 von ihnen wurden durch einen Frailty Score ≥ 2 der Frail-Gruppe zugewiesen, die anderen 46 bildeten die Gruppe der Non-Frail. Die Ergebnisse werden nachfolgend sowohl als Mittelwert (MW), ± Standardabweichung (SD) als auch als Spanne (Minimum – Maximum) dargestellt.

Bei einem Durchschnittsalter der Frail-Gruppe von 78,3 ± 6,2 Jahren gegenüber einem Durchschnittsalter der Non-Frail-Gruppe von 73,8 ± 6,2 Jahren ergibt sich eine signifikante Altersdifferenz zwischen den beiden Gruppen (siehe **Tabelle 7**). Die Körpergröße der Frail-Gruppe beträgt durchschnittlich 165,2 ± 9,6 cm, während die Non-Frail-Gruppe eine Körpergröße von im Durchschnitt 167,2 ± 7,5 cm aufweist. Der p-Wert von 0,421 zeigt dabei an, dass es keine

signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Körpergröße zwischen den beiden Gruppen gibt. Auch in Bezug auf das Körpergewicht konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen detektiert werden. So beträgt das Durchschnittsgewicht der Frail-Gruppe 67,2 ± 17,3 kg, während die Non-Frail-Gruppe ein Durchschnittsgewicht von 70,6 ± 13,1 aufweist. Für den Body Mass Index (BMI) als Faktor aus den, in diesem Fall nicht signifikant unterschiedlichen, Faktoren der Körpergröße und des Körpergewichts konnte folgerichtig kein signifikanter Unterschied gezeigt werden. In der Non-Frail-Gruppe (56,5 %, n = 26) bilden Frauen die Mehrheit, während die Gruppe der Frail-Patient*innen mit 71,4 % (n = 10) einen höheren Männeranteil aufweist.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich die beiden Gruppen, bis auf das Alter, in den Merkmalen der Größe, des Gewicht und des BMI zu einem Signifikanzniveau von 95 % nicht signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 8 Spezifisch geriatrische Parameter der Teilnehmenden

Variable	**Frail (n = 14)**		**Non-Frail (n = 46)**		**p-Wert**
	(MW)	**(Min – Max)**	**(MW)**	**(Min – Max)**	
Frailty Score	0 (n = 0)		0 (n = 34)		
	1 (n = 0)		1 (n = 12)		
	2 (n = 4)		2 (n = 0)		
	3 (n = 7)		3 (n = 0)		
	4 (n = 3)		4 (n = 0)		
	5 (n = 0)		5 (n = 0)		
FES-I	20,4 ± 3,1	(16 – 28)	18,2 ± 2,3	(16 – 27)	0,01[2*]
TUG (s)	12,8 ± 4,1	(7,6 – 21,7)	9,5 ± 2,1	(6,8 – 8,2)	0,00[2*]
SPPB	8 ± 2	(5 – 10)	11 ± 1	(6 – 12)	0,00[2*]
Handkraft (kg)	24,9 ± 5,4	(15,8 – 34,0)	28,5 ± 10,5	(13,1 – 52,1)	0,22[2]

Werte werden als Mittelwert (MW), ± Standardabweichung (SD) und Spanne (Minimum – Maximum) angegeben, * = signifikant, qualitative Variablen werden in Zahlen ausgedrückt, Frailty-Skala: Werte von 0-1 = non-frail, Werte von 2-5 = frail, FES-I = Fall-Efficacy-Scale-International (Bereich 16-64), TUG = Timed Up and Go in Sekunden, SPPB = Short Physical Performance Battery (Bereich 0-12), p-Wert bestimmt mittels t-Test für unabhängige Stichproben und Mann-Whitney-U-Test, [1] = Daten normalverteilt, [2] = Daten nicht normalverteilt

Die FES-I misst das Ausmaß der Sturzangst der Teilnehmenden. Die Frail-Gruppe zeigt dabei einen durchschnittlichen FES-I-Wert von 20,4 ± 3,1, während die Non-Frail-Gruppe einen durchschnittlichen FES-I-Wert von 18,2 ± 2,3 aufweist (siehe **Tabelle 8**). Der berechnete p-Wert zeigt an, dass die Frail-

Gruppe eine signifikant größere, mittels FES-I quantifizierte, Sturzangst aufweist als die Non-Frail-Gruppe. Für den TUG benötigte die Frail-Gruppe durchschnittlich 12,8 ± 4,1 Sekunden, während die Non-Frail-Gruppe durchschnittlich nur 9,5 ± 2,1 Sekunden brauchte. Die beiden Gruppen unterscheiden sich in dieser Hinsicht signifikant voneinander. Auch in der SPPB erreichte die Non-Frail-Gruppe mit einem durchschnittlichen SPPB-Wert von 11 ± 1 signifikant höhere Werte als die Frail-Gruppe mit Werten von 8 ± 2. Die Handkraft wurde ebenfalls quantifiziert, aber es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen der Frail-Gruppe (24,9 ± 5,4 kg, Spanne von 15,8 kg bis 34,0 kg) und der Non-Frail-Gruppe (28,5 ± 10,5 kg, Spanne von 13,1 kg bis 52,1 kg) festgestellt werden.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse, dass die Frail-Gruppe im Vergleich zur Non-Frail-Gruppe höhere Frailty Scores, eine geringere Sturzvermeidungs-Effizienz (FES-I), längere TUG-Zeiten und eine niedrigere körperliche Leistungsfähigkeit (SPPB) aufweist. Im Hinblick auf die Handkraft zeigt sich jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen.

4.2 Sprunggelenk

Hinsichtlich der Sprunggelenkleistung A2, welche aus der schnellen Plantarflexion des Knöchels in der Schwungphasenvorbereitung resultiert (siehe **Abbildung 15**), kann bei der Frailty- gegenüber der Non-Frailty-Gruppe ein signifikanter Unterschied in den zentralen Tendenzen beobachtet werden. Die Non-Frail-Gruppe weist eine signifikant größere Sprunggelenkleistung auf als die Frail-Gruppe, was auch in **Abbildung 14** deutlich wird.

Mit einer Effektstärke von 0,34 handelt es sich bei den Sprunggelenkleistungsunterschieden innerhalb der beiden Gruppen um einen mittleren Effekt (siehe **Tabelle 9**). Nach Betrachtung des Alters als Kovariate unterscheidet sich die Sprunggelenkleistung A2 weiterhin statistisch signifikant in den beiden Gruppen. Unter Berücksichtigung der Gehgeschwindigkeit als Kovariate und nach Bereinigung der Sprunggelenkleistung in den beiden Gruppen um die Gehgeschwindigkeit ist kein signifikanter Unterschied feststellbar.

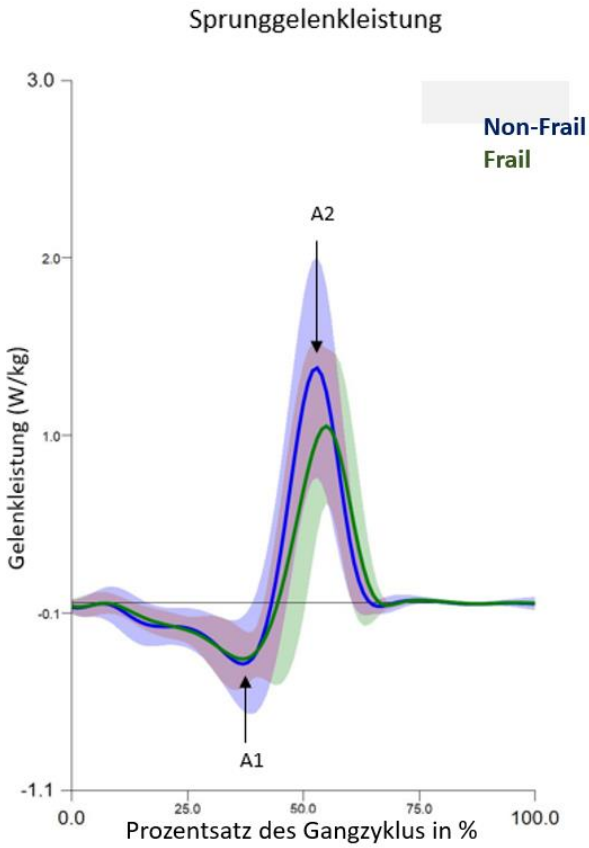


Abbildung 14 Darstellung der Sprunggelenkleistung der beiden Gruppen während des Gangzyklus [eigene Darstellung]

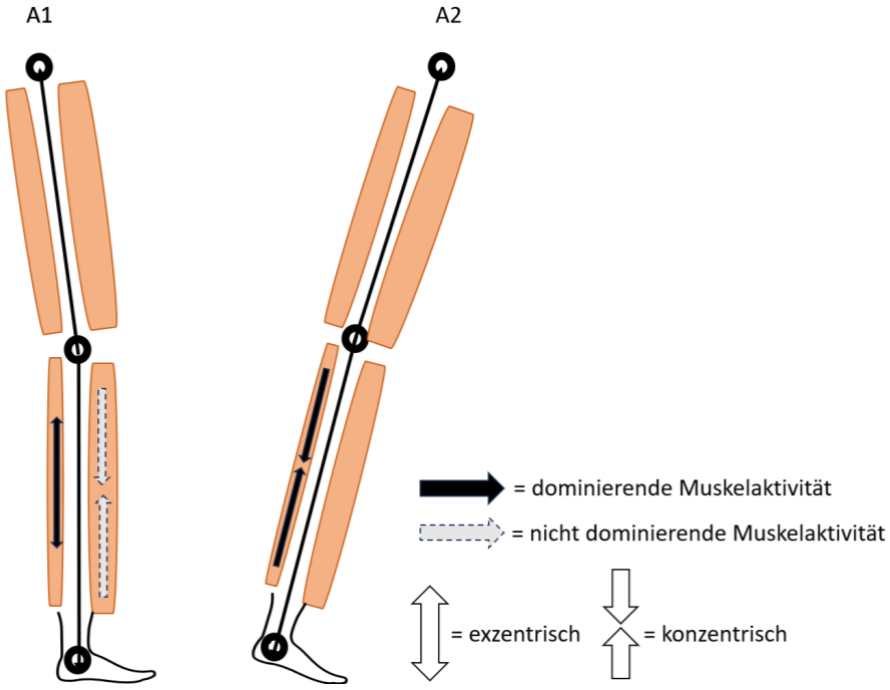


Abbildung 15 Skizzenhafte Darstellung der anatomischen Konstellation während der Spitzengelenkleistungen A1 und A2 [eigene Darstellung]

Tabelle 9 Spitzenwert der Sprunggelenkleistung von frail und non-frail alten Menschen beim Gehen

	Frail (n = 14)	**Non-Frail (n = 46)**	**p-Wert[1]**	**p-Wert[2] (Geschw.)**	**p-Wert[3] (Alter)**
Kinetische Parameter	**MD *(25 % / 75 %)***	**MD *(25 % / 75 %)***			
Sprunggelenk-leistung A1 (W/Kg)	–0,38 *(–0,67 / –0,27)*	–0,43 *(–0,66 / 0,32)*	0,421	0,915	0,563
Sprunggelenk-leistung A2 (W/Kg)	1,02 *(0,77 / 1,68)*	1,59 *(1,21 / 2,24)*	**0,008***	0,528	**0,032***

MD = Median, 25- / 75-%-Perzentile, * = signifikant, Signifikanzniveau (p-Wert) < 0,005, Z-Wert = Standardwert, W/Kg = Watt/Kilogramm, [1] = Mann-Whitney-U-Test, [2] = Ancova berechneter p-Wert mit Geschwindigkeit als Kovariate, [3] = Ancova berechneter p-Wert mit Alter als Kovariate, Geschw. = Gehgeschwindigkeit in m/s

4.3 Kniegelenk

Es findet sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Kniegelenkleistung K1, welche durch die Aktivität der exzentrischen Kniestrecker während des Anfangskontaktes erzeugt wird (siehe **Abbildung 17**), bei frail und jener bei non-frail alten Menschen (siehe **Abbildung 16**). Der Median der Kniegelenkleistung K1 ist signifikant höher bei den non-frail alten Menschen (siehe **Tabelle 10**). Der Parameter der Kniegelenkleistung wurde um das Alter bereinigt. Ein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe der Frail-Patient*innen und jener der Non-Frail-Patient*innen hinsichtlich der Kniegelenkleistung ist weiterhin, unabhängig vom Alter, deutlich. Nach Bereinigung der Kniegelenkleistung K1 um die Kovariable der Gehgeschwindigkeit kann kein statistisch signifikanter Unterschied im Hinblick auf die Mediane der Kniegelenkleistung K1 zwischen den beiden Gruppen mehr nachgewiesen werden.

Hinsichtlich der zentralen Tendenzen der Kniegelenkleistung K2, welche während der mittleren Standphase durch die konzentrische Kontraktion von Quadrizeps und Hüftstreckern entsteht (siehe **Abbildung 17**), kann ein signifikanter Unterschied zwischen der Frail- gegenüber der Non-Frail-Gruppe

aufgezeigt werden. Die gemittelte Kniegelenkleistung K2 ist in der Gruppe der Non-Frail-Patient*innen höher und weist ähnlich der Kniegelenkleistung K1 einen mittleren Effekt auf. Dieser signifikante Unterschied kann auch noch unter Betrachtung des Alters als Kovariable nachgewiesen werden. Nach der Angleichung um die Gehgeschwindigkeit kann in Bezug auf die Kniegelenkleistung K2 allerdings kein signifikanter Unterschied mehr festgestellt werden.

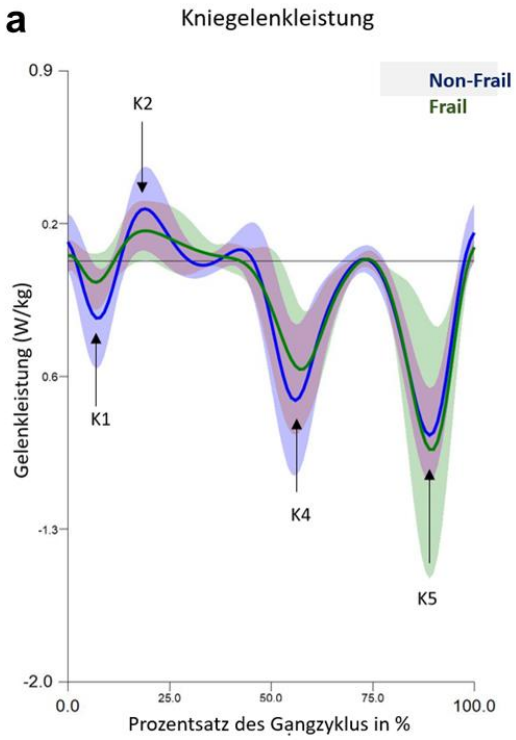


Abbildung 16 Darstellung der Kniegelenkleistung der beiden Gruppen während des Gangzyklus [eigene Darstellung]

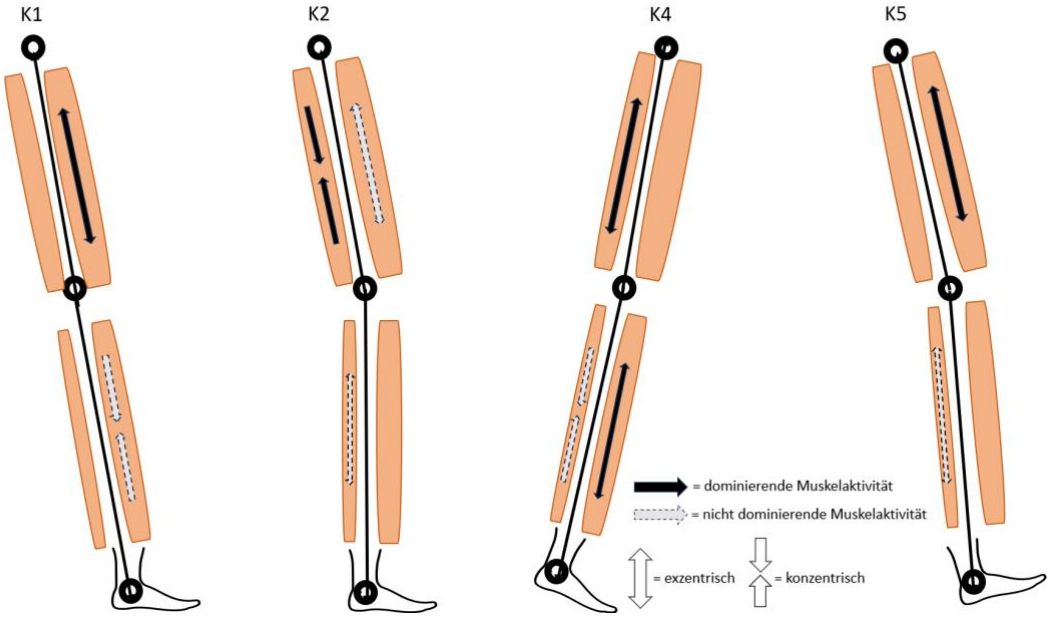


Abbildung 17 Skizzenhafte Darstellung der anatomischen Konstellation während der Spitzengelenkleistungen K1, K2, K4 und K5 [eigene Darstellung]

Einen mittleren, statistisch signifikanten Effekt hinsichtlich der Unterschiede in den Medianen der beiden Gruppen zeigt auch die Kniegelenkleistung K4, die die exzentrische Aktivität in der ischiocruralen Muskulatur während der Schwungphasenvorbereitung beschreibt, auf (siehe **Abbildung 17**). Dieser Effekt kann auch unter Berücksichtigung des Alters als Kovariable nachgewiesen werden (siehe **Abbildung 16**).

Die bestimmte Kniegelenkleistung K5, welche durch die exzentrische Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur unmittelbar vor Bodenkontakt erzeugt wird, zeigt signifikante Unterschiede zwischen der Frail- und der Non-Frail-Gruppe auf. Die Frail-Gruppe hat mit einem mittleren Effekt eine weniger starke gemittelte Kniegelenkleistung. Bei Betrachtung des Alters und der Gehgeschwindigkeit als Kovariate ist weiterhin ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen erkennbar.

Tabelle 10 Spitzenwert der Gelenkleistungs- und Bodenreaktionskräfte (GRF) von frail und non-frail alten Menschen beim Gehen

	Frail (n = 14)	**Non-Frail (n = 46)**	**p-Wert[1]**	**p-Wert[2] (Geschw.)**	**p-Wert[3] (Alter)**
Kinetische Parameter	***MD (25 % / 75 %)***	***MD (25 % / 75 %)***			

Kniegelenkleistung K1 (W/Kg)	–0,13 *(–0,22/ –0,09)*	–0,31 *(–0,47 / –0,21)*	**0,003***	0,929	**0,030***
Kniegelenkleistung K2 (W/Kg)	0,17 *(0,09 / 0,25)*	0,28 *(0,20 / 0,46)*	**0,005***	0,817	**0,042***
Kniegelenkleistung K4 (W/Kg)	–0,47 *(–0,72/ –0,19)*	–0,83 *(–1,11 / –0,67)*	**0,001***	0,173	**0,002***
Kniegelenkleistung K5 (W/kg)	–0,56 *(–0,82/ –0,47)*	–0,90 *(–1,05 / –0,74)*	**0,001***	**0,003***	**0,034***

MD = Median, 25- / 75-%-Perzentile, * = signifikant, Signifikanzniveau (p-Wert) < 0,005, Z-Wert = Standardwert, W/Kg = Watt/Kilogramm, [1] = Mann-Whitney-U-Test, [2] = Ancova berechneter p-Wert mit Geschwindigkeit als Kovariate, [3] = Ancova berechneter p-Wert mit Alter als Kovariate, Geschw. = Gehgeschwindigkeit in m/s

4.4 Hüftgelenk

Hinsichtlich der medianen Hüftgelenkleistung H1, die die Leistung der Hüftextensoren zur Belastungsübernahme zeigt (siehe **Abbildung 19)**, wird zwischen den beiden Gruppen ein statistisch signifikanter Unterschied deutlich (siehe **Tabelle 11**). Die Non-Frail-Gruppe weist eine höhere Hüftgelenkleistung auf als die Frail-Gruppe, allerdings nur mit einer kleinen Effektstärke. Einen größeren Effekt weisen die statistisch signifikanten Unterschiede der Mediane der Hüftgelenkleistung H2, welche die exzentrische Hüftbeugeraktivität während des Standphasenendes beschreibt, auf. Ein großer Effekt im Hinblick auf die signifikanten Unterschiede zeigt sich zwischen den beiden Gruppen bei den zentralen Tendenzen der Hüftgelenkleistung H3 (siehe **Abbildung 18**). Diese Hüftgelenkleistungsspitze wird durch die Wirkung der Hüftbeuger am Schwungphasenbeginn generiert (siehe **Abbildung 19**).

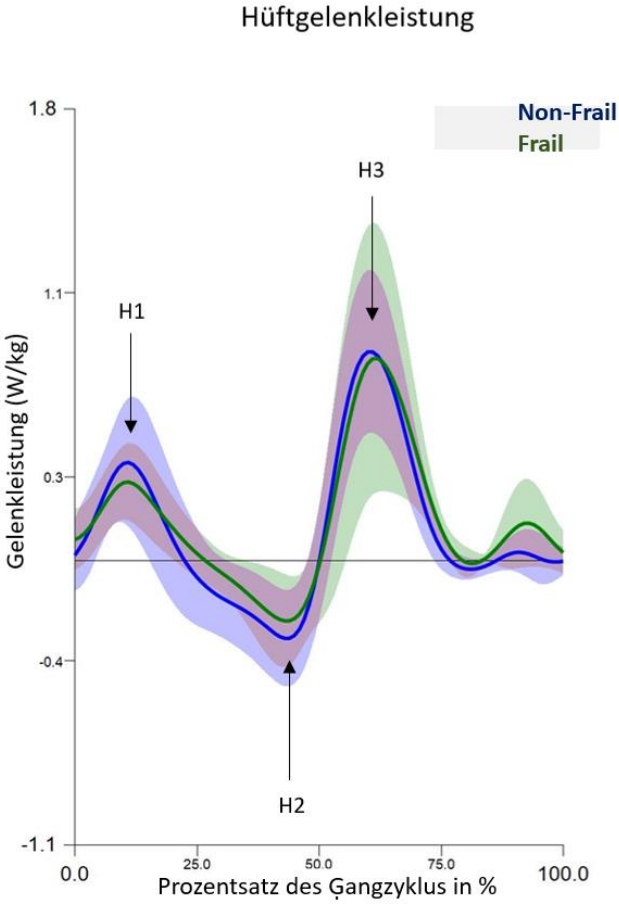


Abbildung 18 Darstellung der Hüftgelenkleistung beider Gruppen während des Gangzyklus [eigene Darstellung]

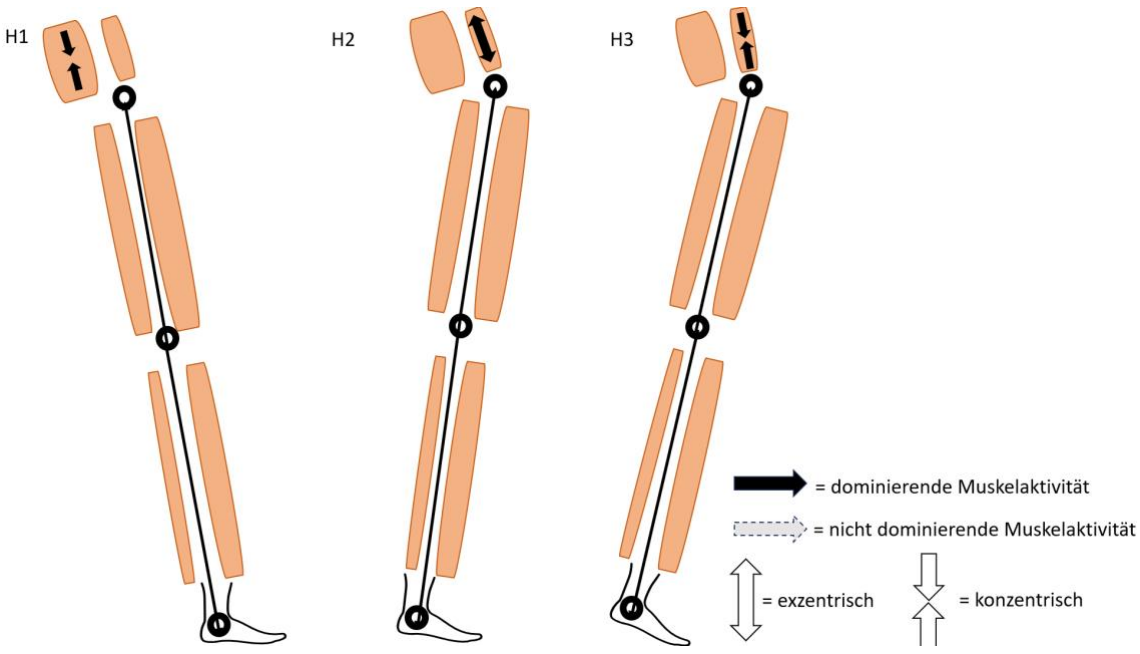


Abbildung 19 Skizzenhafte Darstellung der anatomischen Konstellation während der Spitzengelenkleistungen H1, H2 und H3 [eigene Darstellung]

Die Non-Frail-Gruppe weist statistisch signifikant höhere Werte auf als die Frail-Gruppe. Diese statistische Signifikanz bleibt auch nach Bereinigung des Alters deutlich.

Tabelle 11 Spitzenwert der Hüftgelenkleistung von frail und non-frail alten Menschen beim Gehen

	Frail (n = 14)	**Non-Frail (n = 46)**	**p-Wert[1]**	**p-Wert[2] (Geschw.)**	**p-Wert[3] (Alter)**
Kinetische Parameter	***MD (25 % / 75 %)***	***MD (25 % / 75 %)***			
Hüftgelenkleistung H1 (W/Kg)	0,26 *(0,17 / 0,46)*	0,42 *(0,30 / 0,63)*	**0,037***	0,871	0,077
Hüftgelenkleistung H2 (W/Kg)	–0,19 *(–0,26 / –0,13)*	–0,41 *(–0,55 / –0,26)*	**0,000***	0,879	0,006
Hüftgelenkleistung H3 (W/Kg)	0,51 *(0,36 / 0,71)*	0,95 *(0,74 / 1,11)*	**0,000***	0,257	**0,002***

MD = Median, 25- / 75-%-Perzentile, * = signifikant, Signifikanzniveau (p-Wert) < 0,05, Z-Wert = Standardwert, W/Kg = Watt/Kilogramm, [1] = Mann-Whitney-U-Test, [2] = Ancova berechneter p-Wert mit Geschwindigkeit als Kovariate; [3] = Ancova berechneter p-Wert mit Alter als Kovariate, Geschw. = Gehgeschwindigkeit in m/s

4.5 Bodenreaktionskraft

Die mediane Bodenreaktionskraft F1 zeigt zum gewählten Signifikanzniveau einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen mit einer moderaten Effektstärke (siehe **Tabelle 12**). Auch bei Betrachtung des Alters als Kovariate zeigt die Non-Frail-Gruppe eine größere Bodenreaktionskraft als die Frail-Gruppe (siehe **Abbildung 20**). Ein starker Effekt in Bezug auf den Unterschied zwischen den Medianen kann für die Bodenreaktionskraft F2 nachgewiesen werden. Die Frail-Gruppe weist im Median eine statistisch signifikant höhere Bodenreaktionskraft F2 auf als die Non-Frail-Gruppe.

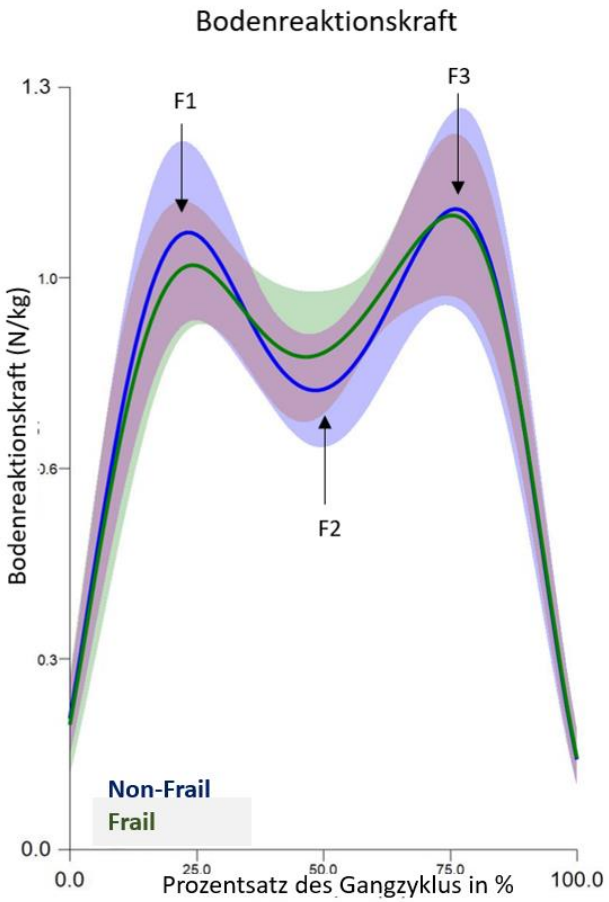


Abbildung 20 Darstellung der Bodenreaktionskraft beider Gruppen während der Standphase des rechten Fußes [eigene Darstellung]

Tabelle 12 Spitzenwert der Bodenreaktionskraft von frail und non-frail alten Menschen beim Gehen

	Frail (n = 14)	**Non-Frail (n = 46)**	**p-Wert[1]**	**p-Wert[2] (Geschw.)**	**p-Wert[3] (Alter)**
Kinetische Parameter	***MD (25 % / 75 %)***	***MD (25 % / 75 %)***			
Bodenreaktionskraft F1 (N)	1,00 *(0,98 / 1,01)*	1,05 *(1,01 / 1,10)*	**0,001***	0,613	**0,008***
Bodenreaktionskraft F2 (N)	0,87 *(0,85 / 0,89)*	0,77 *(0,72 / 0,82)*	**0,000***	0,843	0,000
Bodenreaktionskraft F3 (N)	1,06 *(1,01 / 1,09)*	1,07 *(1,04 / 1,10)*	0,318	0,412	0,460

MD = Median, 25- / 75-%-Perzentile, * = signifikant, Signifikanzniveau (p-Wert) < 0,05, Z-Wert = Standardwert, W/Kg = Watt/Kilogramm, [1] = Mann-Whitney-U-Test, [2] = Ancova berechneter p-Wert mit Geschwindigkeit als Kovariate; [3] = Ancova berechneter p-Wert mit Alter als Kovariate, Geschw. = Gehgeschwindigkeit in m/s

5 Diskussion

Angesichts des prognostizierten demographischen Wandels, der damit einhergehenden steigendenden Prävalenz der Frailty und deren komplexen Auswirkungen stellt die Untersuchung der komplexen Wechselwirkung zwischen Frailty und Gelenkkinetik ein vielversprechendes Forschungsfeld dar. Dennoch weist die Literatur eine klare Forschungslücke insbesondere in Bezug auf die detaillierte Untersuchung der gelenkkinetischen Parameter bei Frailty auf, weshalb dies in der vorliegenden Arbeit tiefergehend betrachtet wurde. Ein vertieftes Verständnis dieser Parameter könnte zur besseren Identifizierung und Charakterisierung von Frailty, deren Auswirkungen und Folgen beitragen. Daher ist die Untersuchung der Auswirkungen von Frailty auf die Gelenkkinetik von entscheidender Bedeutung, um ein umfassenderes Verständnis und weitergehend gezielt präventive Maßnahmen und rehabilitative Interventionen entwickeln zu können.

5.1 Baseline-Charakteristika

Im Folgenden werden die Baseline-Charakteristika mit Blick auf die Übertragbarkeit der Gruppenzusammensetzung auf die tatsächlichen soziodemographischen Verhältnisse dargestellt. Insgesamt wurden in der vorliegenden Arbeit je 30 Männer und Frauen bewegungsanalytisch untersucht, wobei der Anteil der Männer in der Frail-Gruppe überwog. Von den 83 Millionen Einwohnern in Deutschland im Jahr 2019 waren 50,7 % weiblich und 49,3 % männlich (Statistisches Bundesamt 2021b). Im Jahr 2014 wurde im Verhältnis zu Frauen eine höhere Anzahl an männlichen Patienten mit Erkrankungen behandelt, die oft eine Assoziation mit Frailty aufweisen (Statistisches Bundesamt 2016). Gesamtgesellschaftlich betrachtet sind ca. 2,8 % der 65- bis 79-jährigen Frauen und 2,3 % der gleichaltrigen Männer in Deutschland von Frailty betroffen (Fuchs & Scheidt-Nave 2016).

Der BMI als Verhältnis aus Körpergewicht und -größe lag in der vorliegenden Studie in beiden Gruppen im Mittel zwischen 24 bis 25 kg/m². In der Gesundheitsberichtserstattung des Robert Koch-Institutes und des Statistischen Bundesamtes von 2017 wird bei Menschen > 65 Jahren ein BMI im Bereich von 25,5 bis 27,3 kg/m² angegeben (Statistisches Bundesamt 2017).

Die Gruppengrößen der betrachteten Kollektive (Frail- und Non-Frail-Gruppe) unterschieden sich in der vorliegenden Arbeit in ihrer Quantität. Da diverse Gruppengrößen und deren Ergebnisse in diesem Kontext in der Literatur ebenfalls beschrieben werden, wird eine Vergleichbarkeit und Diskussion mit vorangegangenen Arbeiten dennoch als möglich angesehen (Brown et al. 2000; da Silva et al. 2012). Auch der signifikante Altersunterschied zwischen den beiden Gruppen korrespondiert mit der Altersverteilung in vorangegangenen Arbeiten (Guedes et al. 2014; Pradeep Kumar et al. 2020).

Die Ähnlichkeit zwischen den Werten der Gesamtpopulation und jenen der in der vorliegenden Studie repräsentierten Gruppen kann einen Hinweis darauf geben, dass die Messungen eine Nähe zur Realität aufweisen.

5.2 Gelenkkinetik

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den Effekt von Frailty beim Gang auf die Gelenkspitzenleistungen und die Bodenreaktionskräfte zu untersuchen. Es konnte festgestellt werden, dass die detektierten Unterschiede in der vorliegenden Arbeit vor allem auf den Faktor der Gehgeschwindigkeit zurückzuführen sind. Von insgesamt zwölf betrachteten kinetischen Parametern unterschied sich lediglich die Kniegelenkleistung K5, unter Berücksichtigung der selbst gewählten Gehgeschwindigkeit, zwischen den beiden Gruppen (siehe **Abbildung 21**).

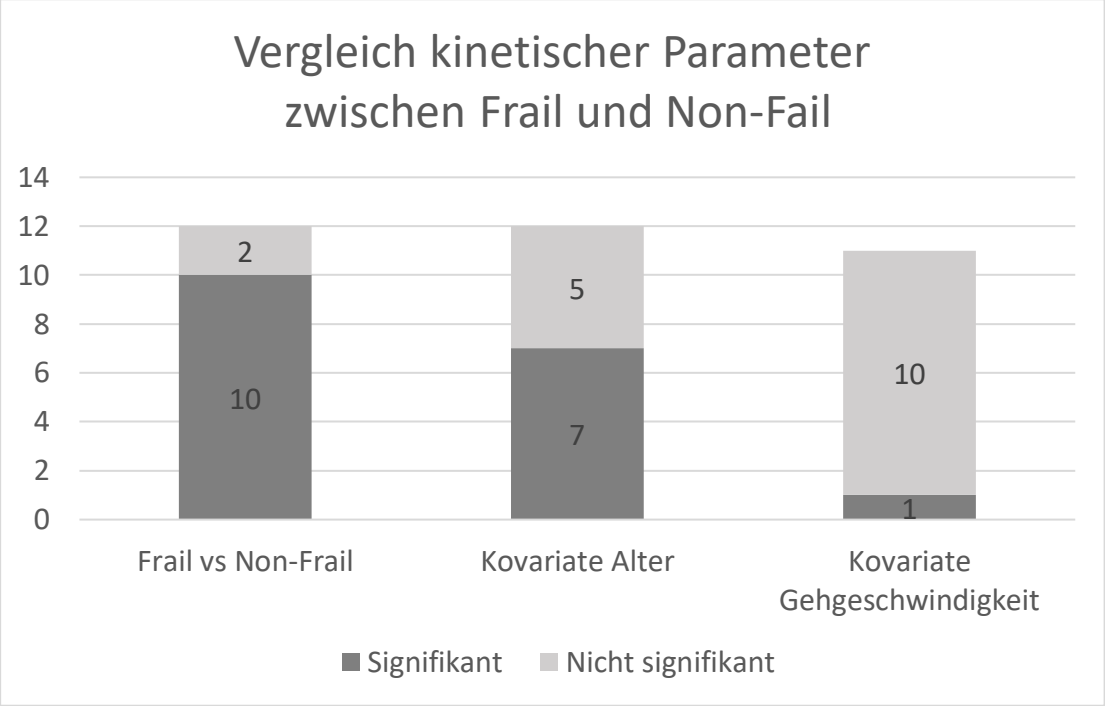


Abbildung 21 Vergleich kinetischer Parameter zwischen der Frail- und Non-Frail-Gruppe unter Berücksichtigung der Kovariate Alter und Gehgeschwindigkeit [eigene Darstellung]

Im Hinblick auf die Gelenkspitzenleistungen beschreiben einige vorangegangene Arbeiten, dass das zunehmende Alter die Gelenkleistungen entscheidend verringert (Boyer et al. 2012, 2017; Brown et al. 2000; Cofré et al. 2011). Dies konnte auch in der vorliegenden Arbeit beobachtet werden, wobei die unterschiedliche Altersstruktur zwischen den frail und non-frail Personen nur einen ersten Erklärungsansatz für die gemessenen Gelenkleistungen bietet. Die beiden Gruppen wiesen zwar eine statistisch signifikante unterschiedliche Altersstruktur auf, es bestand allerdings nicht in allen betrachteten kinetischen Parametern ein signifikanter Unterschied. Eine Erklärung dafür könnte sein, dass, wie eine Untersuchung bereits herausfand, kein direkter linearer Zusammenhang zwischen Alterung und Veränderung der Gelenkleistung hergestellt werden kann (Liew et al. 2021). Dies wird gestützt durch eine Metastudie, die eruierte, dass lediglich die Spitzengelenkleistung A1 mit zunehmendem Alter abnimmt (Pol et al. 2021).

Als bedeutende Einflussfaktoren für veränderte Gelenkleistungen wurden in der Literatur weitergehend reduzierte Gehgeschwindigkeit und die abnehmende

Muskelkraft beschrieben, welche im Folgenden näher betrachtet werden (Boyer et al. 2017; Cofré et al. 2011; Keller & Engelhardt 2013).

In der vorliegenden Arbeit wiesen beide Gruppen, unbeeinflusst von ihrem Grad der Gebrechlichkeit, eine Abnahme der Handmuskelkraft und einen quantitativ kommensurablen Rückgang der Muskulatur gegenüber jüngeren Menschen auf. Da die gemessene Handmuskelkraft einen geeigneten Indikator für eine generalisierte Abnahme der Muskelkraft, vor allem auch der unteren Extremität, darstellt, kann von einer Abnahme der Muskelkraft in beiden Gruppen ausgegangen werden (Bohannon 2008; Madden et al. 2021; Strandkvist et al. 2021). Dieser Muskelkraftverlust in beiden Gruppen kann als wichtiger Einflussfaktor auf die Abnahme der Spitzengelenkleistung A1, H2, H3 gesehen werden (Cofré et al. 2011). Bei der Spitzengelenkleistung A1 handelt es sich um einen im Vergleich kleinen Leistungsbereich, der sich durch die Faktoren Energieabsorption und geringe Muskelaktivität auszeichnet. Da sich die Muskelkraft der beiden Gruppen nicht signifikant voneinander unterscheidet, korreliert dies mit der nicht signifikant differenten Spitzengelenkleistung A1.

Es besteht die Vermutung, dass die Hüftgelenkleistungen H1 und H2 als Kompensationsmechanismen der verminderten Sprunggelenkleistung fungieren und eine Verlagerung der Leistungserzeugung vom Sprung- hin zum Hüftgelenk bei älteren Menschen begünstigen (DeVita & Hortobagyi 2000; JudgeRoy et al. 1996; Liew et al. 2021). Eine Steigerung der Hüftgelenkleistung zur Kompensation der verminderten Sprunggelenkleistung zeigte sich auch in der vorliegenden Arbeit, wobei die Fähigkeit zur Kompensation mit geringerer Muskelkraft sank. Wie die Sprunggelenkleistung A1 wurde auch der Kompensationsmechanismus der gesteigerten Hüftgelenkleistung insbesondere von der Muskelkraft geprägt. Die geringeren Hüftgelenkleistungen H1 und H2 in der Frail-Gruppe zeigten also durch die abnehmende Muskelkraft die verringerte Möglichkeit der Kompensation der abnehmenden Plantarflexor-Aktivität.

Neben diesem Deutungsansatz hat vor allem die selbstgewählte Gehgeschwindigkeit eine große Bedeutung in Bezug auf die Entstehung von Gangstörungen im Zusammenhang mit Frailty. In der Literatur wird zudem eine enge Verzahnung von Muskelkraft und Gehgeschwindigkeit, vor allem bei

Betrachtung der Kniegelenkleistung beschrieben (Mentiplay et al. 2019; Schmitz et al. 2009). Zahlreiche Untersuchungen konnten bereits belegen, dass die eigenständig gewählte Gehgeschwindigkeit einen prägnanten Einfluss auf die Spitzengelenkleistungen hat (Cofré et al. 2011; Liew et al. 2021). Weitergehend zeigten Untersuchungen, dass die Gehgeschwindigkeit als wichtiges klinisches Maß zur Funktionsbeurteilung älterer Menschen fungiert. Diese Untersuchungen haben nachgewiesen, dass Ganganomalien wichtige Vorhersagen für das Sturzrisiko und die allgemeine Funktionsfähigkeit älterer Menschen liefern können (Peel et al. 2013; Verghese et al. 2006; Weiss et al. 2013). Die globale Leitlinie zur Sturzprävention und zum Sturzmanagement bei alten Menschen nach Monterro-Odasso (2022) fokussiert sich zudem auf die Gehgeschwindigkeit als maßgeblichen Risikofaktor (Montero-Odasso et al. 2022). Die Gehgeschwindigkeit präsentiert sich also als entscheidender und wichtiger Einflussfaktor der kinetischen Parameter und wird daher als Kovariate hervorgehoben betrachtet.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stützen die Hypothese, da unter Hinzunahme der selbstständig gewählten Gehgeschwindigkeit, mit Ausnahme der Kniegelenkleistung K5, kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Da Personen mit Frailty im Schnitt eine signifikant langsamere Gehgeschwindigkeit präsentierten als Personen der Non-Frail-Gruppe, könnte dies den detektierten Unterschied in den gemessenen, kinetischen Parametern erklären.

Die Teilnehmenden durften ihre Gehgeschwindigkeit in der vorliegenden Untersuchung selbst bestimmen. Der Rahmen und das Wissen um die bewegungsanalytische Untersuchung könnte die Teilnehmenden dazu motiviert haben, eine gute Leistung zeigen zu wollen, so dass bevorzugt eine höhere Gehgeschwindigkeit gewählt wurde. Dass einzig für die Kniegelenkleistung K5 bei selbst bestimmter Gehgeschwindigkeit ein bestehender signifikanter Unterschied detektiert werden konnte, könnte an dem komplexen Zusammenspiel von Muskeln und Gelenken zur Entstehung der Kniegelenkleistung liegen. So stellt vor allem ein Abbremsen durch Aktivierung der exzentrischen Muskulatur, welche nicht über die Muskelkraft generiert wird, einen wichtigen Faktor zur Generierung der Spitzengelenkleistung dar. Weitergehend konnte bereits nachgewiesen werden, dass ältere Erwachsene

diese Co-Kontraktion der Kniemuskulatur während des Standes in einem größeren Ausmaß als junge Erwachsene erhöhen, um die Stabilisierung des Knöchels und der Hüfte aufrechtzuerhalten. Dies wurde als eine Folge der geringeren Kraft der Kniestrecker interpretiert (Piche et al. 2022).

Im Allgemeinen wird eine erhöhte Co-Aktivierung der Muskeln während der Fortbewegung als kompensatorischer Mechanismus beschrieben, um die Steifigkeit der Gelenke zu erhöhen und dadurch die Stabilität zu verbessern (Hortobágyi et al. 2009, 2011; Iwamoto et al. 2017). Dieser Kompensationsmechanismus zwischen Frail und Non-Frail konnte in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden: In der Frail-Gruppe wurde eine höhere Kniegelenkleistung K5 gesehen. Dies weist darauf hin, dass der Faktor Frail diesen Mechanismus beeinflusst, indem eine erhöhte Steifigkeit generiert wird, die die Stabilität sichern soll. Dieser Mechanismus bewirkt jedoch zusätzlich ein vermindertes Abbremsen und resultiert in einem früheren Zeh-Boden-Kontakt. Dies kann Unstimmigkeiten im Gangbild bis hin zum Stolpern und Stürzen begünstigen (Ullauri et al. 2019).

Die Bodenreaktionskräfte zeigten signifikante Unterschiede in den beiden Gruppen, wobei dies vermutlich aus den bereits beschriebenen verminderten Gelenkleistungen resultiert. Die Bodenreaktionskraft F1 als erstes Maximum der Vertikalkraft zu Beginn der Standphase sowie F3 als zweites Maximum der Vertikalkraft beim Abstoßen resultieren aus dem Zusammenspiel der verschiedenen Gelenke und deren Leistungen. Vorherige Arbeiten zeigten, dass die Gehgeschwindigkeit einen wesentlichen linearen Einfluss auf bestimmte Komponenten der dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte hat (Paschalidis 2002). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stützen diese Hypothese.

Ähnliche Beobachtungen weisen darauf hin, dass Personen in unterschiedlichem Ausmaß individuelle Kompensationsstrategien anwenden. Daraus ergibt sich der Schluss, dass aufgrund der interindividuellen Unterschiede und des komplexen Zusammenspiels der verschiedenen Komponenten keine eindeutigen Parameter definiert werden können, anhand derer ein Kompensationsmechanismus beschrieben werden kann, der sich bei frail und non-frail älteren Menschen unterscheidet.

Zusammenfassend konnte in der vorliegenden Arbeit festgestellt werden, dass die Mehrheit der betrachteten kinetischen Parameter nicht signifikant durch Frailty beeinflusst wird. Die aufgestellte Hypothese kann daher nicht bestätigt werden. Die Sprunggelenkleistung A1 und deren direkter Kompensationsmechanismus sowie die Hüftgelenkleistungen H2 und H3 werden dabei sowohl von der Muskelkraft als auch der Gehgeschwindigkeit maßgeblich bestimmt. Die Sprunggelenkleistung A2, die Hüftgelenkleistung H3, die Kniegelenkleistungen K1, K2 und K4 sowie die Bodenreaktionskräfte werden vor allem durch die selbstständig gewählte Gehgeschwindigkeit beeinflusst. In der Kniegelenkleistung K5 wird ein möglicher Kompensationsmechanismus deutlich. Dieser beschreibt einen möglichen Einfluss der Frailty in Form erhöhter Co-Kontraktion im Kniegelenk zur Stabilisation.

5.3 Limitationen

Die Voraussetzung zur Verwertbarkeit der erhobenen Daten war in der vorliegenden Arbeit das genaue Treffen eines Fußes auf die KMP. Aufgrund körperlicher Einschränkungen und der Komplexität der Messabläufe konnten nicht bei jedem Versuch verwertbare Daten gewonnen werden, was eine Limitation der vorliegenden Arbeit darstellt. In Bezug auf die Ganganalyse mithilfe von KMP wird der Nachteil des sogenannten „Kistler Schrittes“ beschrieben, bei dem die Teilnehmenden die gut sichtbaren KMP exakt zu treffen versuchen und dabei ihren Schrittrhythmus verändern (Hegewald 2000). Aus diesem Grund befanden sich die KMP in dem hier erläuterten Aufbau verdeckt im Boden. Allerdings ergab sich dadurch die Problematik, dass sie häufig verfehlt wurden. Um diesem Problem entgegenzuwirken, wurde eine Vielzahl von Messungen geplant. Allerdings muss im Hinblick auf die häufigen Wiederholungen der Nachteil der Endlichkeit des Laufgangs betrachtet werden, da ein Gehen mit konstanter Geschwindigkeit über einen längeren Zeitraum nicht möglich ist. Zudem wurden keine intraindividuellen Verlaufsbeobachtungen getätigt.

Weiterhin sind die Maße der KMP zu betrachten, die im Idealfall genau einen Fuß-Bodenkontakt detektieren. Häufig kann beobachtet werden, dass alte

Menschen aufgrund ihrer reduzierten Schrittlänge die KMP zwar treffen, aber nicht mit nur einem Fuß.

Weitere Limitationen dieser Studie stellen die unterschiedliche Gruppengröße sowie die Heterogenität der Menschen innerhalb der Gruppen dar. Die Gruppe Frail war mit 14 Teilnehmenden deutlich kleiner als die Gruppe Non-Frail mit 46 Teilnehmenden. Zum einen muss dabei betrachtet werden, dass es sich um eine realitätsnahe Abbildung der alten Menschen handelt, zum anderen muss in Anbetracht der mit dem Syndrom der Frailty einhergehenden Einschränkungen davon ausgegangen werden, dass die Ganganalyse nur mit einem erheblichen körperlichen Aufwand absolviert werden kann und somit eine Hürde darstellt. Teilnehmende, die sich zur Zeit der Analyse in stationärer Behandlung befanden, entsprachen zwar teilweise den Kriterien, konnten aufgrund diagnostischer Maßnahmen, invasiver Eingriffe, akuter Erkrankungen oder multiresistenter Keime allerdings nicht in die Untersuchung eingeschlossen werden. Auf der anderen Seite besuchten vor allem interessierte und mobile alte Menschen eigenständig das Bewegungslabor. Sie überwiegen so in der Anzahl deutlich gegenüber der Frailty-Gruppe.

Im Hinblick auf die Heterogenität innerhalb der Gruppen wurden individuelle Merkmale ebenso wie einzelne Pathologien und Krankheitsbilder, die die gelenkanalytischen Parameter beeinflussen könnten, bei der Zuteilung zu den Gruppen nicht gesondert betrachtet. Zudem erfolgte die Einteilung in die Gruppen anhand einer Merkmalsausprägung und nicht randomisiert. Dies stellt eine mögliche Störvariable dar, die die erhobenen Daten der Gelenkleistungen beeinflusst haben könnte. Die ausgeprägte Heterogenität der älteren Menschen stellt auch bei randomisierten Studien einen entscheidenden Störfaktor dar und zeigt, dass gerade bei großen interindividuellen Unterschieden die Beobachtung als Studiendesign zum Erkenntnisgewinn einen hohen Stellenwert erreicht.

5.4 Erkenntnisgewinn und Perspektiven

Die vorliegende Studie verdeutlicht, dass das Verständnis des komplexen Gangzyklusablaufs bei alten Menschen mit Frailty noch immer eine Herausforderung darstellt. Sowohl vorangegangene als auch die vorliegende Arbeit kommen zum Schluss, dass aufgrund der interindividuellen Unterschiede

und des komplexen Zusammenspiels der verschiedenen Komponenten keine eindeutigen Parameter definiert werden können, anhand derer ein allgemeingültiger Kompensationsmechanismus beschrieben werden könnte, der sich bei frail und non-frail alten Menschen unterscheidet. Weitergehend gestaltet sich die operationalisierte Erfassung von Veränderungen im Alter zur Kategorisierung schwierig. So scheint der Frailty-Score nach Fried als klinischer Score gegenüber der Betrachtung des kalendarischen Alters oder der Gehgeschwindigkeit als Unterscheidungsmerkmal in der vorliegenden Arbeit keinen Mehrwert zu erzeugen, da weder allgemeine noch spezifische aufgestellte Hypothesen belegt werden konnten. Dennoch ist von Bedeutung, systematische, geriatrisch kategorisierte Erhebungen biomechanischer Daten durchzuführen, um dann mit den gewonnenen Erkenntnissen medizintechnische Verfahren zu entwickeln. Die Betrachtung der Unterschiede in Abhängigkeit der Frailty und der klinischen Übertragbarkeit, beispielsweise hinsichtlich Sturzgeschehnissen, sollte in umfassenderen Studien daher fortgeführt werden. Diese Studien sollten das Gangverhalten in verschiedenen alltäglichen Situationen erfassen, um ein realistischeres Bild des Gangverhaltens zu erhalten.

Perspektivisch bietet eine Studie mit Algorithmen des maschinellen Lernens eine Option, um die Kraft des Sprunggelenks anhand von Daten zu schätzen, die von zwei Miniatur-Initialmesseinheiten am Fuß und am Schaft erfasst wurden. Diese Methode erfordert kein Setting in einem Bewegungslabor (Jiang et al. 2019). Die vorgeschlagene Technik könnte eine Grundlage für die Entwicklung eines tragbaren und kompakten Gangüberwachungssystems bieten, das potenziell die Überwachung und Berichterstattung über die Leistung des Sprunggelenks in Echtzeit ermöglicht. Eine solche Datengewinnung außerhalb des klinischen Settings könnte einen großen Zugewinn bei der Erfassung bewegungsanalytischer Daten darstellen.

Zusätzlich zur Integration von Messsystemen in den Alltag könnte die Anwendung der virtuellen Realität, beispielsweise in Form eines virtuellen Stadtspazierganges, die Analyse von Gangmerkmalen unterstützen (Teipel et al. 2022). Auf diese Weise könnten möglichst alltagsnahe Daten in einem gesicherten Setting erhoben werden.

Diese Techniken und Methoden sollten in künftigen Studien zur Generierung eines besseren Verständnisses des Gangzyklusablaufs bei gebrechlichen alten Menschen weiterentwickelt und verfeinert werden, und somit helfen, die Sturzprävention zu verbessern. Darüber hinaus sollten weitere Untersuchungen zur Wirksamkeit spezifischer Interventionsmaßnahmen im Hinblick auf die Sturzprävention durchgeführt werden.

6 Zusammenfassung

Im Rahmen dieses Datenbankprojektes an der Medizinischen Klinik VI-Klinik für Altersmedizin wurden insgesamt 162 Proband*innen und 50 stationär versorgte Patient*innen der Medizinischen Klinik VI-Klinik für Altersmedizin bewegungsanalytisch untersucht. Im Fokus dieser Arbeit stand dabei, welche Unterschiede sich zwischen altersphysiologischen Prozessen und Teilnehmenden mit Frailty, vor allem mit Blick auf die Gelenkspitzenleistungen, ergeben.

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Sprunggelenkleistung A1, deren direkter Kompensationsmechanismus sowie die Hüftgelenkleistungen H2 und H3 sowohl von der Muskelkraft als auch von der Gehgeschwindigkeit maßgeblich bestimmt werden. Die Sprunggelenkleistung A2, die Hüftgelenkleistung H3 und die Kniegelenkleistungen K1, K2 und K4 sowie die Bodenreaktionskräfte werden vor allem durch die selbst gewählte Gehgeschwindigkeit beeinflusst. In der Kniegelenkleistung K5 wird ein möglicher Kompensationsmechanismus in Form erhöhter Co-Kontraktion im Kniegelenk zur Stabilisation deutlich, was einen möglichen Einfluss der Frailty darstellt.

Die Mehrheit der betrachteten räumlich-zeitlichen Parameter wird nicht signifikant durch die Frailty beeinflusst, was die aufgestellte Hypothese widerlegt. Die räumlich-zeitlichen Parameter werden bis auf die Beidfuß-Bodenkontaktzeit maßgeblich von der Gehgeschwindigkeit bestimmt. Dabei kann die Wahl der Gehgeschwindigkeit zur Stabilitätssicherung einen Kompensationsmechanismus darstellen, der in der Frailty-Gruppe angewandt wird.

Auf der Grundlage der verfügbaren Daten konnte kein signifikanter Einfluss der komplexen Vorgänge innerhalb des Gangzyklus durch Frailty als entscheidender Faktor nachgewiesen werden. Dementsprechend widersprechen die Ergebnisse der ursprünglichen Hypothese. Als Fazit kann so festgehalten werden, dass es im komplexen Gangzyklusablauf zahlreiche Veränderungen gibt, die mit Frailty assoziiert sind, die jedoch hauptsächlich durch die Gehgeschwindigkeit beeinflusst werden. Eine weitere detaillierte

Analyse dieser Veränderungen im Alltagskontext ist erforderlich, um ein besseres Verständnis zu erlangen.

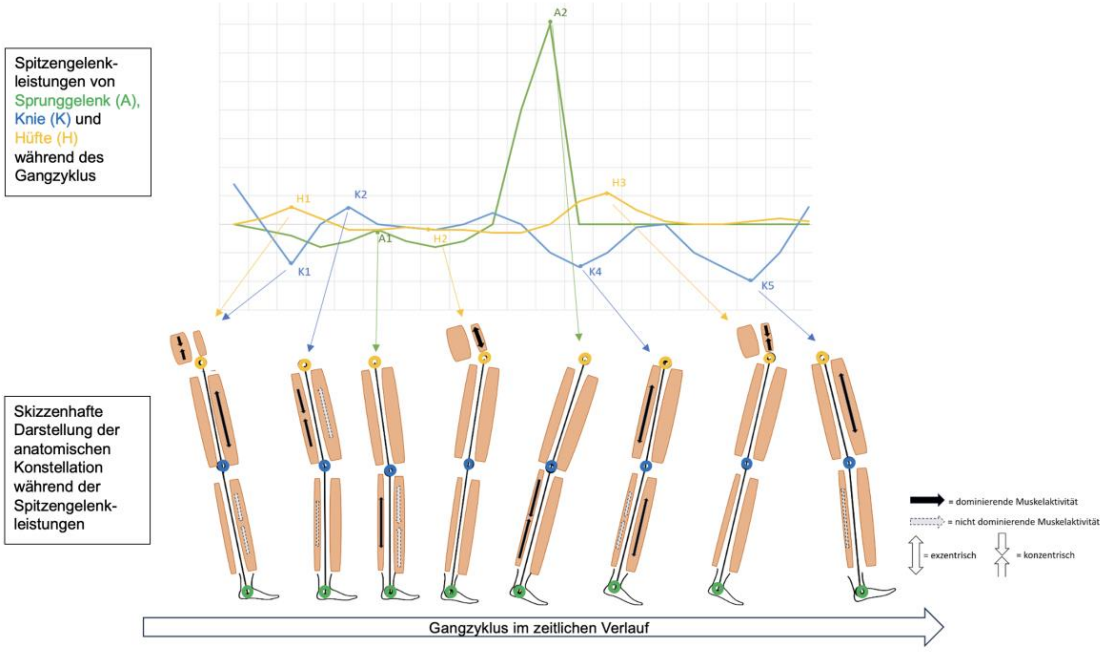


Abbildung 6 Zusammenfassende Darstellung der Spitzengelenkleistungen von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk und deren anatomischer Konstellationen während des Gangzyklus [eigene Darstellung]

7 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben, meinen großen Dank aussprechen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med C. Bollheimer, Frau Dr. med. Dipl.-Ing T. Laurentius und Herrn Dr. João Batista für die enorme Unterstützung bei der Umsetzung der gesamten Arbeit.

V Literaturverzeichnis

Altmeyers Enzyklopädie (2018, Dezember 12). *Frailty-Syndrom.* Altmeyers Enzyklopädie. https://www.altmeyers.org/de/innere-medizin/frailty-syndrom-111093

Bae, E.-J., Park, N.-J., Sohn, H.-S., & Kim, Y.-H. (2019). Handgrip strength and all-cause mortality in middle-aged and older Koreans. *International journal of environmental research and public health*, *16*(5), 740.

Begg, R. K., & Sparrow, W. A. (2006). Ageing effects on knee and ankle joint angles at key events and phases of the gait cycle. *Journal of medical engineering & technology*, *30*(6), 382.

Begg, R. K., Tirosh, O., Said, C. M., Sparrow, W. A., Steinberg, N., Levinger, P., & Galea, M. P. (2014). Gait training with real-time augmented toe-ground clearance information decreases tripping risk in older adults and a person with chronic stroke. *Frontiers in human neuroscience*, *8*, 243.

Benzinger, P., Eidam, A., & Bauer, J. M. (2021). Clinical importance of the detection of frailty. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, *54*, 285.

Bohannon, R. W. (2008). Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. *Journal of geriatric physical therapy*, *31*(1), 3.

Bonnefoy-Mazure, A., & Armand, S. (2015). Normal gait. *Orthopedic management of children with cerebral palsy*, *40*(3), 567.

Boyer, K. A., Andriacchi, T. P., & Beaupre, G. S. (2012). The role of physical activity in changes in walking mechanics with age. *Gait & posture*, *36*(1), 149.

Boyer, K. A., Johnson, R. T., Banks, J. J., Jewell, C., & Hafer, J. F. (2017). Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental gerontology*, *95*, 63.

Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G., & Drerup, B. (2012). *Orthopädische Biomechanik*. Westfälische Wilhelms-Universität.

Brown, M., Sinacore, D. R., Binder, E. F., & Kohrt, W. M. (2000). Physical and performance measures for the identification of mild to moderate frailty. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *55*(6), M350.

Bundeszentrale für politische Bildung (2017a, Juli 1). *Demografischer Wandel*. bpb.de. https://www.bpb.de/kurz-knapp/zahlen-und-fakten/globalisierung/52811/demografischer-wandel/

Bundeszentrale für politische Bildung (2017b, Juli 11). *Europas demografische Zukunft*. bpb.de. https://www.bpb.de/themen/soziale-lage/demografischer-wandel/196906/europas-demografische-zukunft/

Büscher, A., Blumenberg, P., Krebs, M., Stehling, H., & Stomberg, D. (2022). *Expertenstandard Sturzprophylaxe in der Pflege* (2. Aktualisierung 2022). Hochschule Osnabrück, Fakultät für Wirtschafts- und Sozialwissenschaften.

Cofré, L. E., Lythgo, N., Morgan, D., & Galea, M. P. (2011). Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. *Gait & posture*, *33*(3), 484.

Cappozzo, A., Cappello, A., Croce, U. D., & Pensalfini, F. (1997). Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *44*(12), 1165.

da Silva, L. S., Fukuchi, R. K., Watanabe, R. N., Fukuchi, C. A., & Duarte, M. (2020). Effects of age and speed on the ankle–foot system's power during walking. *Scientific reports*, *10*(1), 14903.

da Silva, S. L. A., Viana, J. U., Da Silva, V. G., Dias, J. M. D., Pereira, L. S. M., & Dias, R. C. (2012). Influence of frailty and falls on functional capacity and gait in community-dwelling elderly individuals. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, *28*(2), 128.

Dent, E., Martin, F. C., Bergman, H., Woo, J., Romero-Ortuno, R., & Walston, J. D. (2019). Management of frailty: Opportunities, challenges, and future directions. *The Lancet*, *394*(10206), 1376.

Deutsches Gesundheitsportal (2020, August 18). *Altersmedizin: Sarkopenie ist eine der wichtigsten Diagnosen in der Geriatrie*. DeutschesGesundheitsPortal. https://www.deutschesgesundheitsportal.de/2020/08/18/altersmedizin-sarkopenie-ist-eine-der-wichtigsten-diagnosen-in-der-geriatrie/

DeVita, P., & Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of applied physiology*, *88*(5), 1804.

Döring, N., & Bortz, J. (2016). *Forschungsmethoden und Evaluation in den Sozial- und Humanwissenschaften* (5. Aufl.). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-41089-5

Durwen, H. F. (2009). Der Sturz im Alter – Annäherung an ein geriatrisches Problem. *Neuro Geriatrie*, *6*(4), 147.

Eng, J. J., & Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of biomechanics*, *28*(6), 753.

Fillit, H. M., Rockwood, K., & Young, J. B. (2016). *Brocklehurst's textbook of geriatric medicine and gerontology*. Elsevier Health Sciences.

Fried, L. P., Tangen, C. M., Walston, J., Newman, A. B., Hirsch, C., Gottdiener, J., Seeman, T., Tracy, R., Kop, W. J., & Burke, G. (2001). Frailty in older adults: Evidence for a phenotype. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *56*(3), M146.

Fuchs, J., Busch, M., & Scheidt-Nave, C. (2017). Frailty: Prävalenz bei 70-bis 79-Jährigen in Deutschland (populationsbasierter Ansatz). *AINS-Anästhesiologie· Intensivmedizin· Notfallmedizin· Schmerztherapie*, *52*(11/12), 758.

Fuchs, J., & Scheidt-Nave, C. (2016). *Prävalenz von körperlicher Gebrechlichkeit (Frailty)*. Robert Koch-Institut. https://edoc.rki.de/bitstream/handle/176904 /3255/23k7CGpirxek.pdf?sequence=1

Funk, M., & Pierobon, A. (2007). *Sturzprävention bei älteren Menschen: Risiken-Folgen-Maßnahmen*. Georg Thieme.

Gerhard, C., Bollig, G., Breidbach, T., Fuchs, M., Habig, H., Hagen, O., Hennig, C., Hesslenberg, U., von Waldegg, G. H., & Kojer, M. (2017). Palliativversorgung bei Multimorbidität. *Zeitschrift für Palliativmedizin*, *18*(02), 64.

Granata, K. P., Abel, M. F., & Damiano, D. L. (2000). Joint angular velocity in spastic gait and the influence of muscle-tendon lengthening. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, *82*(2), 174.

Guedes, R. C., Dias, R. C., Pereira, L. S., Silva, S. L., Lustosa, L. P., & Dias, J. (2014). Influence of dual task and frailty on gait parameters of older

community-dwelling individuals. *Brazilian journal of physical therapy*, *18*, 445.

Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., Scherr, P. A., & Wallace, R. B. (1994). A short physical performance battery assessing lower extremity function: Association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *Journal of gerontology*, *49*(2), M85.

Hanlon, P., Fauré, I., Corcoran, N., Butterly, E., Lewsey, J., McAllister, D., & Mair, F. S. (2020). Frailty measurement, prevalence, incidence, and clinical implications in people with diabetes: A systematic review and study-level meta-analysis. *The Lancet Healthy Longevity*, *1*(3), e106.

Hauer, K., Yardley, L., Beyer, N., Kempen, G., Dias, N., Campbell, M., Becker, C., & Todd, C. (2010). Validation of the Falls Efficacy Scale and Falls Efficacy Scale International in geriatric patients with and without cognitive impairment: Results of self-report and interview-based questionnaires. *Gerontology*, *56*(2), 190.

Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *82*(8), 1050.

Hegewald, G. (2000). *Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen*. Humbold-Universität zu Berlin. https://edoc.hu-berlin.de/handle/18452/15130

Heinrich, S., Weigelt, I., Rapp, K., Becker, C., Rissmann, U., & König, H.-H. (2012). Sturz-und Frakturprävention auf der Grundlage des Nationalen Expertenstandards Sturzprophylaxe. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, *45*(2), 128.

Hoogendijk, E. O., Afilalo, J., Ensrud, K. E., Kowal, P., Onder, G., & Fried, L. P. (2019). Frailty: Implications for clinical practice and public health. *The Lancet*, *394*(10206), 1365.

Hortobágyi, T., Finch, A., Solnik, S., Rider, P., & DeVita, P. (2011). Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, *66*(5), 541.

Hortobágyi, T., Solnik, S., Gruber, A., Rider, P., Steinweg, K., Helseth, J., & DeVita, P. (2009). Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait & posture*, *29*(4), 558.

Ishikawa, M., Komi, P. V., Grey, M. J., Lepola, V., & Bruggemann, G.-P. (2005). Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of applied physiology*, *99*(2), 603.

Iwamoto, Y., Takahashi, M., & Shinkoda, K. (2017). Differences of muscle co-contraction of the ankle joint between young and elderly adults during dynamic postural control at different speeds. *Journal of physiological anthropology*, *36*(1), 1.

Jacobs, K., Kuhlmey, A., Greß, S., Klauber, J., & Schwinger, A. (2020). *Pflege-Report 2019: Mehr Personal in der Langzeitpflege-aber woher?* Springer Nature.

Jahn, K., Zwergal, A., & Schniepp, R. (2010). Gait disturbances in old age: Classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Deutsches Ärzteblatt International*, *107*(17), 306.

Jansenberger, H. (2011). *Sturzprävention in Therapie und Training*. Georg Thieme.

Jiang, X., Gholami, M., Khoshnam, M., Eng, J. J., & Menon, C. (2019). Estimation of ankle joint power during walking using two inertial sensors. *Sensors*, *19*(12), 2796.

Judge, J. O., Õunpuu, S., & Davis III, R. B. (1996). Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clinics in geriatric medicine*, *12*(4), 659.

JudgeRoy, J. O., Davis III, B., & Õunpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: The role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *51*(6), M303.

Keller, K., & Engelhardt, M. (2013). Strength and muscle mass loss with aging process. Age and strength loss. *Muscles, ligaments and tendons journal*, *3*(4), 346.

Langlois, F., Vu, T. T. M., Kergoat, M.-J., Chassé, K., Dupuis, G., & Bherer, L. (2012). The multiple dimensions of frailty: Physical capacity, cognition, and quality of life. *International Psychogeriatrics*, *24*(9), 1429.

Lenhard, W., & Lenhard, A. (2017). *Computation of Effect Sizes* [dataset]. Unpublished. https://doi.org/10.13140/RG.2.2.17823.92329

Liew, B. X., Rugamer, D., Duffy, K., Taylor, M., & Jackson, J. (2021). The mechanical energetics of walking across the adult lifespan. *Plos one*, *16*(11), e0259817.

List, R., Unternährer, S., Ukelo, T., Wolf, P., & Stacoff, A. (2008). Erfassen der Vor- und Rückfussbewegungen im Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, *56*(2), 43.

Madden, K. M., Feldman, B., Arishenkoff, S., & Meneilly, G. S. (2021). A rapid point-of-care ultrasound marker for muscle mass and muscle strength in older adults. *Age and Ageing*, *50*(2), 505.

Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: Predictors of falls or indicators of fear? *Journal of the American geriatrics society*, *45*(3), 313.

McGibbon, C. A., Puniello, M. S., & Krebs, D. E. (2001). Mechanical energy transfer during gait in relation to strength impairment and pathology in elderly women. *Clinical Biomechanics*, *16*(4), 324.

Mentiplay, B. F., Williams, G., Tan, D., Adair, B., Pua, Y.-H., Bok, C. W., Bower, K. J., Cole, M. H., Ng, Y. S., & Lim, L. S. (2019). Gait velocity and joint power generation after stroke: Contribution of strength and balance. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, *98*(10), 841.

Mitnitski, A. B., Graham, J. E., Mogilner, A. J., & Rockwood, K. (2002). Frailty, fitness and late-life mortality in relation to chronological and biological age. *BMC Geriatrics*, *2*(1), 1. https://doi.org/10.1186/1471-2318-2-1

Mittlmeier, T., & Rosenbaum, D. (2005). Clinical gait analysis. *Der Unfallchirurg*, *108*, 614.

Montero-Odasso, M., Van Der Velde, N., Martin, F. C., Petrovic, M., Tan, M. P., Ryg, J., Aguilar-Navarro, S., Alexander, N. B., Becker, C., & Blain, H. (2022). World guidelines for falls prevention and management for older adults: A global initiative. *Age and ageing*, *51*(9), afac205.

Morley, J. E. (2016). Frailty and sarcopenia in elderly. *Wiener klinische Wochenschrift*, *128*, 439.

Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of biomechanics*, *34*(11), 1387.

Nikolaus, T. (2005). Gang, Gleichgewicht und Stürze-Funktionsbeurteilung, Diagnostik und Prävention. *DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift*, *130*(15), 961.

Ostrosky, K. M., VanSwearingen, J. M., Burdett, R. G., & Gee, Z. (1994). A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Physical therapy*, *74*(7), 637.

Paschalidis, T. (2002). *Bodenreaktionskräfte gesunder Probanden und von Patienten vor und nach endoprothetischen Ersatz an der unteren Extremität*. Universität Marburg. https://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2003/0086 /pdf/dtp.pdf

Paterson, K. L., Lythgo, N. D., & Hill, K. D. (2009). Gait variability in younger and older adult women is altered by overground walking protocol. *Age and ageing*, *38*(6), 745.

Peel, N. M., Kuys, S. S., & Klein, K. (2013). Gait Speed as a Measure in Geriatric Assessment in Clinical Settings: A Systematic Review. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *68*(1), 39. https://doi.org/10.1093/gerona/gls174

Piche, E., Chorin, F., Zory, R., Freitas, P. D., Guerin, O., & Gerus, P. (2022). Metabolic cost and co-contraction during walking at different speeds in young and old adults. *Gait & Posture*, *91*, 111.

Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, *129*(3), 81.

Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed “Up & Go”: A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American geriatrics Society*, *39*(2), 142.

Pol, F., Baharlouei, H., Taheri, A., Menz, H. B., & Forghany, S. (2021). Foot and ankle biomechanics during walking in older adults: A systematic review and meta-analysis of observational studies. *Gait & Posture*, *89*, 14.

Pradeep Kumar, D., Toosizadeh, N., Mohler, J., Ehsani, H., Mannier, C., & Laksari, K. (2020). Sensor-based characterization of daily walking: A new paradigm in pre-frailty/frailty assessment. *BMC geriatrics*, *20*(1), 1.

Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R., & Winter, D. A. (1997). Gait in the elderly. *Gait & posture*, *5*(2), 128.

Proietti, M., & Cesari, M. (2020). Frailty: What is it? In: Veronese, N. (Hrsg.), *Frailty and Cardiovascular Diseases: Research into an Elderly Population* (S. 1). Springer.

Roberts, H. C., Denison, H. J., Martin, H. J., Patel, H. P., Syddall, H., Cooper, C., & Sayer, A. A. (2011). A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: Towards a standardised approach. *Age and ageing*, *40*(4), 423.

Rockwood, K., & Howlett, S. E. (2019). Age-related deficit accumulation and the diseases of ageing. *Mechanisms of ageing and development*, *180*, 107.

Rockwood, K., Song, X., MacKnight, C., Bergman, H., Hogan, D. B., McDowell, I., & Mitnitski, A. (2005). A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people. *Cmaj*, *173*(5), 489.

Roller-Wirnsberger, R., Lindner, S., Liew, A., O'Caoimh, R., Koula, M.-L., Moody, D., Espinosa, J. M., Van Durme, T., Dimitrov, P., & Benjak, T. (2020). European collaborative and interprofessional capability framework for prevention and management of frailty—A consensus process supported by the Joint Action for Frailty Prevention

(ADVANTAGE) and the European Geriatric Medicine Society (EuGMS). *Aging clinical and experimental research*, *32*, 561.

Sayer, A. A., Syddall, H. E., Martin, H. J., Dennison, E. M., Anderson, F. H., & Cooper, C. (2006). Falls, sarcopenia, and growth in early life: Findings from the Hertfordshire cohort study. *American journal of epidemiology*, *164*(7), 665.

Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheit, B., Mahoney, J., & Thelen, D. G. (2009). Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of electromyography and kinesiology*, *19*(6), 1085.

Schwenk, M., Howe, C., Saleh, A., Mohler, J., Grewal, G., Armstrong, D., & Najafi, B. (2013). Frailty and technology: A systematic review of gait analysis in those with frailty. *Gerontology*, *60*(1), 79.

Sieber, C. C. (2017). Frailty–from concept to clinical practice. *Experimental gerontology*, *87*, 160.

Statistisches Bundesamt. (2016). *Ältere Menschen in Deutschland und der Europäischen Union (EU)*. Statistisches Bundesamt. https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Bevoelkerung/Bevoelkerungsstand/Publikationen/Downloads-Bevoelkerungsstand/broschuere-aeltere-menschen-0010020169004.html

Statistisches Bundesamt. (2017). *Fragen zur Gesundheit—Körpermaße der Bevölkerung—Mikrozensus 2017*. Statistisches Bundesamt. https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Gesundheitszustand-Relevantes-Verhalten/Publikationen/Downloads-Gesundheitszustand/koerpermasse-5239003179004.html

Statistisches Bundesamt. (2021a). *Bis 2035 wird die Zahl der Menschen ab 67 Jahre um 22 % steigen*. Statistisches Bundesamt. https://www.destatis.de/DE/Presse/Pressemitteilungen/2021/09/PD21_459_12411.html

Statistisches Bundesamt. (2021b). *Bevölkerung und Demografie. Auszug aus dem Datenreport 2021*. Statistisches Bundesamt. https://www.destatis.de/DE/Service/Statistik-Campus/Datenreport/Downloads/datenreport-2021-kap-1.pdf?__blob=publicationFile

Strandkvist, V., Larsson, A., Pauelsen, M., Nyberg, L., Vikman, I., Lindberg, A., Gustafsson, T., & Röijezon, U. (2021). Hand grip strength is strongly associated with lower limb strength but only weakly with postural control in community-dwelling older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *94*, 104345.

Teipel, S. J., Amaefule, C. O., Lüdtke, S., Görß, D., Faraza, S., Bruhn, S., & Kirste, T. (2022). Prediction of disorientation by accelerometric and gait features in young and older adults navigating in a virtually enriched environment. *Frontiers in Psychology*, *13*, 882446.

Todd, C., & Skelton, D. (2004). *What are the main risk factors for falls amongst older people and what are the most effective interventions to prevent these falls?* World Health Organization.

uk Ko, S., Ling, S. M., Winters, J., & Ferrucci, L. (2009). Age-related mechanical work expenditure during normal walking: The Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics*, *42*(12), 1834.

Ullauri, J. B., Akiyama, Y., Okamoto, S., & Yamada, Y. (2019). Technique to reduce the minimum toe clearance of young adults during walking to simulate the risk of tripping of the elderly. *PloS one*, *14*(6), e0217336.

Verghese, J., LeValley, A., Hall, C. B., Katz, M. J., Ambrose, A. F., & Lipton, R. B. (2006). Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, *54*(2), 255.

Wank, V., & Wank, V. (2021). Gehen, Laufen, Sprint und Hürdenlauf. *Biomechanik der Sportarten: Grundlagen der Sportmechanik und Messtechnik-Fokus Leichtathletik*, 125.

Weiss, A., Brozgol, M., Dorfman, M., Herman, T., Shema, S., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2013). Does the Evaluation of Gait Quality During Daily Life Provide Insight Into Fall Risk? A Novel Approach Using 3-Day Accelerometer Recordings. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *27*(8), 742. https://doi.org/10.1177/1545968313491004

Winter, D. A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *175*, 147.

Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical therapy*, *70*(6), 340.

Zeeh, J., Reinhardt, Y., & Heppner, H. J. (2017). Stürze im Alter. *MMW-Fortschritte der Medizin*, *159*(13), 52.

Anhang

Ausstattung Bewegungslabor



Abbildung 22 Verwendete Kameras



Abbildung 23 Verwendete Marker

Fragebogen

Screening, Gruppenzuordnung, Ein & Ausschlusskriterien, Baseline-Charakteristika

Screening	
Datum	|__|__|.|__|__|.|__|__|__|__| (Screening Datum)
Proband Screening Nr.	SCR|__|__|__|__| (immer 3 Ziffern eingeben, z. B. 1001, 2001)

Einverständniserklärung		
Unterschriebene Einverständniserklärung	Ja ☐ Nein ☐	|__|__|.|__|__|.|__|__|__|__| (Einverständnisdatum)
Wer hat die Einwilligung unterzeichnet?	Proband ☐ Begleiter-in ☐	
Wenn Nein, Gründe für die Ablehnung: (Zutreffendes bitte ankreuzen)	☐ Kein Angebot/ abgelehnt ☐ Der Patient wurde während des Zustimmungsverfahrens als nicht wählbar eingestuft ☐ Patient war nicht in der Lage die Studie zu verstehen ☐ Nicht daran interessiert, ein Forschungsteilnehmer zu sein ☐ Andere, spezifizieren _____	

Einschlusskriterien	
Alle Fragen müssen mit JA beantwortet sein, damit der Teilnehmer berechtigt ist.	
a) Der Teilnehmer ist in der Lage, einfache Instruktionen zu verstehen	Ja ☐ Nein ☐
b) Der Teilnehmer ist in der Lage, eine Strecke von zehn Meter zu gehen	Ja ☐ Nein ☐
c) Der Teilnehmer ist in der Lage, von einem Stuhl aufzustehen und sich wieder hinzusetzen	Ja ☐ Nein ☐
d) Der Teilnehmer ist einwilligungsfähig	Ja ☐ Nein ☐
a) Der Teilnehmer hat die Einverständniserklärung akzeptiert und unterschrieben.	Ja ☐ Nein ☐

Die folgenden Einschlusskriterien gelten für jede spezifische Gruppe:	
Gruppe 1: Gesunde junge Menschen im Alter zwischen ≥18 und <30 Jahren	Ja ☐ Nein ☐
Gruppe 2: Gesunde Erwachsene im Alter zwischen≥30 und <50 Jahren	Ja ☐ Nein ☐
Gruppe 3: Gesunde Erwachsene im Alter zwischen ≥50 und <65 Jahren	Ja ☐ Nein ☐
Gruppe 4: Alte Menschen im Alter zwischen ≥65 und <80 Jahren entweder mit (Gruppe 4a) und ohne (Gruppe 4b) Hinweise einer biologischen Voralterung im Sinne einer Prefrailty oder des Vorhandenseins von ≥2 aktivitätseinschränkenden Erkrankungen	Ja ☐ Nein ☐
Gruppe 5: Alte Menschen im Alter ≥80 entweder mit (Gruppe 5a) und ohne (Gruppe 5b) Hinweise einer biologischen Voralterung im Sinne einer Prefrailty oder des Vorhandenseins von ≥ 2 aktivitätseinschränkenden Erkrankungen	Ja ☐ Nein ☐

Ausschlusskriterien	
Wenn diese Frage mit Nein beantwortet Patient nicht geeignet und weitere Fragen entfallen da Ausschluss. **Alle Fragen müssen mit NEIN beantwortet sein, damit der Teilnehmer berechtigt ist.**	
a) Der Teilnehmer leidet unter kognitiven Einschränkungen (≤ 24 Punkten bei *Mini-Mental Test Examination*).	Ja ☐ Nein ☐
b) Der Teilnehmer zeigt eine eigenständige Mobilität geringer als Wohnungsmobilität (wie z.B. Bettlägerigkeit), (≤ H0 Hilfestufe bei *Esslinger Transferskala)*	Ja ☐ Nein ☐
c) Der Teilnehmer leidet an schweren Sehbehinderungen (z.B. akuter Glaukomanfall, Blindheit beidseits oder instabile, feuchte Makuladegeneration).	Ja ☐ Nein ☐
d) Der Teilnehmer leidet an unkontrollierten kardiovaskulären Störungen (z.B. akute kardiale Dekompensation mit NYHA-Stadium 4)	Ja ☐ Nein ☐ Stadium _____
e) Der Teilnehmer leidet an einer akuten, exazerbierten COPD	Ja ☐ Nein ☐
f) Der Teilnehmer leidet an einem unkontrollierten Parkinsonsyndrom (Klassifizierung nach Hoehn und Yahr; Ausschluss ab Stadium 4)	Ja ☐ Nein ☐ Stadium _____

Ausschlusskriterien	
Die folgenden Ausschlusskriterien gelten für jede spezifische Gruppe:	
Gruppe 1-3 dürfen keine aktivitätseinschränkende Erkrankung aufweisen	Ja ☐ Nein ☐
Gruppe 4a darf maximal 1 aktivitätsbeeinträchtigende Erkrankung aufweisen und in der Fried-Phänotyp kein Hinweis auf Pre-Frailty zeigen	Ja ☐ Nein ☐
Gruppe 4b darf keine ≥ 2 aktivitätsbeeinträchtigende Erkrankungen aufweisen und/oder als Pre-frail (Fried-Phänotyp) eingestuft sein	Ja ☐ Nein ☐
Gruppe 5 wird hier nicht aufgelistet, da sie nach Definition die Ausschlusskriterien erfüllen.	Ja ☐ Nein ☐

Allgemeine Information	
Interview Datum	**|___|___|.|___|___|.|___|___|___|___| (TT/MM/JJJJ)**
Kontakt	
Patient: Kontakt 2: Kontakt 3: Adresse:	_____ _____ _____ _____ _____
Zugelassen von	_____
Datum des Krankenhausaufenthaltes	|__|__|.|__|__|.|__|__|__|__| (TT/MM/JJJJ)
Krankheit oder Störung?	☐ Hüftendoprothetik (OPS 5-820.0) ☐ Hemiarthroplastik (OPS 5-820.4) ☐ Marknagel (OPS 5-790.5f.) ☐ Mehrere Schrauben oder Stift (OPS 5-790.0e) ☐ Einfache Gleit-Hüftschraube (Platte) (OPS 5-790.8e) ☐ Andere, angeben: OPS |__|-|__|__|__|.|__|__|

Demographische Daten	
Alter	|__|__|__| (Jahre) [65-110]
Geschlecht	männlich ☐ weiblich ☐
Geburtsland Nationalität	_____ _____
Bildungsabschluss	
Gesamtzahl der Ausbildungsjahre	_____ Jahre
Erlernter Beruf	
Familienstand	

Anzahl der Kinder	

Gesundheit

4.1 Gesundheit	
Körpergröße □ vor Ort gemessen	|__|__|__| cm [120-230]
Körpergewicht □ vor Ort gemessen	|__|__|__| kg [40-160]
BMI	_____
Wie bewerten Sie Ihre körperliche Gesundheit auf einer Skala von 1 bis 10? (1= sehr schlecht, 10= sehr gut)	
Wie bewerten Sie Ihre körperliche Fitness auf einer Skala von 1 bis 10? (1 =sehr schlecht, 10 =sehr gut)	
Wie bewerten Sie Ihre psychische Gesundheit auf einer Skala von 1 bis 10? (1= sehr schlecht, 10= sehr gut)	

4.2 Risikofaktoren und medizinische Geschichte		
Alkohol	Ja ☐ Nein ☐ Wenn Ja, pro Woche |__|__| dpw (1=0.25l Bier, 0.1l Wein, 0.02l Spirituosen)	
Raucher	Ja ☐ Nein ☐ Wenn Ja, Packung, Jahre|__|__|__| (Mittelwert Pack (=20 Zig.) pro Tag x years of smoking) Wenn Nein ☐ nie geraucht ☐ aufgehört |__|__|__|__| (Jahr)	
Charlson Index Item		**Punkte**
Chronisch obstruktive Lungenerkrankung / Asthma	Ja ☐ Nein ☐	1
Krebs	Ja ☐ Nein ☐	2 od. 6*
Diabetes mellitus	Ja ☐ Nein ☐	1 od. 2*
Myokardinfarkt	Ja ☐ Nein ☐	1

4.2 Risikofaktoren und medizinische Geschichte		
Herzinsuffizienz	Ja ☐ Nein ☐	1
Zerebrovaskuläre Krankheit	Ja ☐ Nein ☐	1
Chronische Nierenerkrankung	Ja ☐ Nein ☐	2
Lebererkrankung	Ja ☐ Nein ☐	1 od. 3
Alzheimer-Krankheit oder andere Demenz	Ja ☐ Nein ☐	1
Bindegewebserkrankung	Ja ☐ Nein ☐	1
Hautkrankheit	Ja ☐ Nein ☐	1
Periphere Gefäßerkrankung	Ja ☐ Nein ☐	1
Bösartiges Lymphom	Ja ☐ Nein ☐	2
Hemiplegie	Ja ☐ Nein ☐	2
Leukämie	Ja ☐ Nein ☐	2
AIDS	Ja ☐ Nein ☐	6
Andere wichtige Krankheiten, bitte angeben_____	Ja ☐ Nein ☐	
	CCI-Score	

**2 wenn Krebs vorhanden, 6 wenn metastasiert*

**1 wenn unkomplizierter Verlauf, 2 wenn Insulin zuhause*

**1 bei leichter Ausprägung, 3 bei moderat bis schwer*

4.3 Schmerzskalen	
Erhebung möglich Ja ☐ Nein ☐	
Schmerzbeurteilung mit einer Zahl von 0 bis 10, wobei 0 kein Schmerz bedeutet und 10 den am stärksten vorstellbaren Schmerz.	
Schmerz aktuell:	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☐ 5 ☐ 6 ☐ 7 ☐ 8 ☐ 9 ☐ 10 ☐
Durchschnittlicher Schmerz in den letzten 2 Wochen	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☐ 5 ☐ 6 ☐ 7 ☐ 8 ☐ 9 ☐ 10 ☐
Stärkster Schmerz in den letzten 2 Wochen	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☐ 5 ☐ 6 ☐ 7 ☐ 8 ☐ 9 ☐ 10 ☐

Negative Vorkommnisse:

Lebensstil	
Treiben Sie regelmäßig Sport?	Ja ☐ Nein ☐
Falls Sie "Ja" angekreuzt haben: Welche Sportart(en) betreiben Sie regelmäßig?	<table><tr><th>Sportart</th><th>Seit wie vielen Jahren?</th><th>Wie viele Monate pro Jahr?</th><th>Wie viele Male pro Woche?</th><th>Wie viele Minuten pro Mal?</th></tr><tr><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr><tr><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr><tr><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr></table>
Bitte vergleichen Sie Ihr Sportverhalten im vergangenen Jahr mit Ihrem Sportverhalten von: 1) Vor 5 Jahren 2) Vor 10 Jahren	1) Vor 5 Jahren: viel weniger ☐ etwas weniger ☐ genauso viel ☐ etwas mehr ☐ viel mehr ☐ 2) Vor 10 Jahren: viel weniger ☐ etwas weniger ☐ genauso viel ☐ etwas mehr ☐ viel mehr ☐
Haben Sie seit Ihrem 18. Lebensjahr die meiste Zeit Ihres Lebens mindestens 1x wöchentlich Sport getrieben?	Ja ☐ Nein ☐

Standardisiertes geriatrisches Assessment

Auxologie und klinische Merkmale

6.1.1

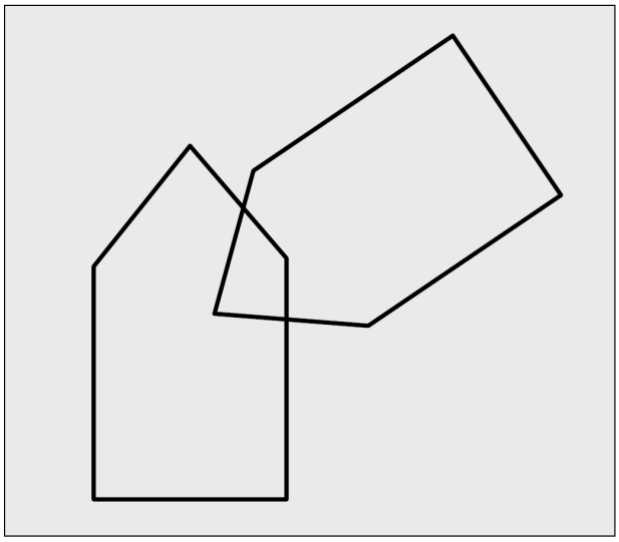
Mini-Mental-Status

(MMS) (nach Folstein et al., 1975)

Erhebung möglich Ja ☐ Nein ☐

Zeitliche Orientierung	**0 oder 1**
1. Welches Jahr haben wir?	
2. Welche Jahreszeit ist jetzt?	
3. Der wievielte des Monats ist heute?	
4. Welcher Wochentag ist heute?	
5. Welcher Monat ist jetzt?	
Örtliche Orientierung	
6. In welchem Land sind wir?	
7. In welchem Bundesland befinden wir uns?	
8. In welcher Ortschaft sind wir jetzt?	
9. Auf welchem Stockwerk befinden wir uns?	
10. Wo sind wir hier?	
Wörter wiederholen	
11. Apfel	
12. Pfennig	
13. Tisch	
Rechnen: Können Sie von der Zahl 100 jeweils 7 abziehen, **also 100 minus 7, vom Ergebnis wieder minus 7 und so fort?**	
14. (93)	
15. (86)	
16. (79)	

17. (72)	
18. (65)	
oder buchstabieren Sie “STUHL“ **rückwärts**	
14. (L)	
15. (H)	
16. (U)	
17. (T)	
18. (S)	
Erinnern: Welche 3 Worte haben Sie vorher nachgesprochen?	
19. Apfel	
20. Pfennig	
21. Tisch	
Benennen	
22. Was ist das? (Bleistift oder Kugelschreiber zeigen)	
23. Was ist das? (Armbanduhr oder Wanduhr zeigen)	
Nachsprechen	
24. Sprechen Sie mir nach: „Sie leiht ihm kein Geld mehr“	
Dreiteiliger Befehl	
25. Nehmen Sie das Blatt Papier in die Hand,	
26. Falten Sie es in der Mitte und	
27. lassen Sie es auf den Boden fallen!	
28. Bitte schließen Sie die Augen	
Schreiben	
29. Schreiben Sie einen vollständigen Satz	
Abzeichnen: Legen Sie dem Patienten die Vorlage mit den zwei überlappenden Fünfecken vor und geben Sie folgende Instruktion:	
30. „Zeichnen Sie bitte diese Figur ab!“	

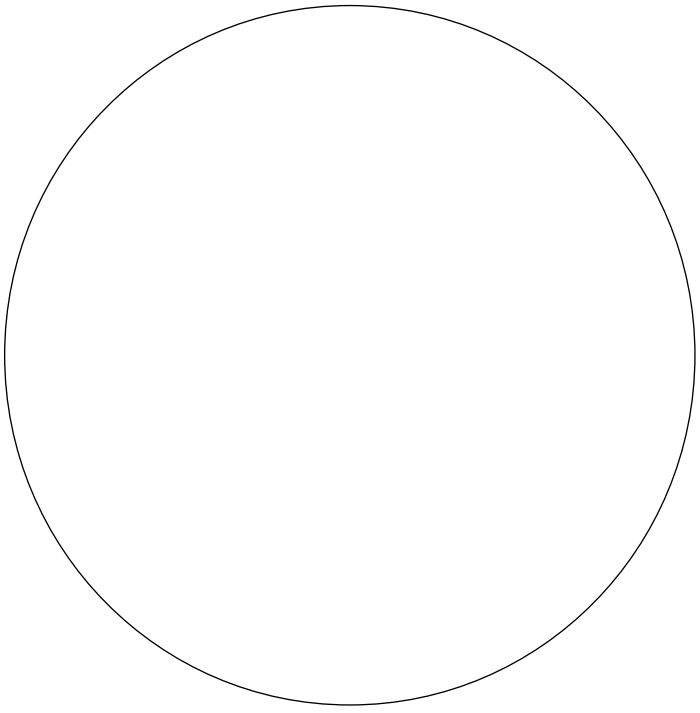


Short Geriatric Depression Scale (GDS)	
Erhebung möglich Ja ☐ Nein ☐	
1. Sind Sie grundsätzlich mit Ihrem Leben zufrieden?	Ja ☐ Nein ☐
2. Haben Sie viele von Ihren Tätigkeiten und Interessen aufgegeben?	Ja ☐ Nein ☐
3. Haben Sie das Gefühl, Ihr Leben sei leer?	Ja ☐ Nein ☐
4. Ist Ihnen oft langweilig?	Ja ☐ Nein ☐
5. Sind Sie meistens guter Laune?	Ja ☐ Nein ☐
6. Befürchten Sie, dass Ihnen etwas Schlechtes zustoßen wird?	Ja ☐ Nein ☐
7. Sind Sie meistens zufrieden?	Ja ☐ Nein ☐
8. Fühlen Sie sich oft hilflos?	Ja ☐ Nein ☐
9. Sind Sie lieber zu Hause, statt auszugehen und etwas zu unternehmen?	Ja ☐ Nein ☐
10. Glauben Sie, dass Sie mit dem Gedächtnis mehr Schwierigkeiten haben als andere Leute?	Ja ☐ Nein ☐
11. Finden Sie, es sei wunderbar, jetzt zu leben?	Ja ☐ Nein ☐
12. Fühlen Sie sich so, wie Sie jetzt sind eher wertlos?	Ja ☐ Nein ☐
13. Fühlen Sie sich energiegeladen?	Ja ☐ Nein ☐

14. Finden Sie, Ihre Lage sei hoffnungslos?	Ja ☐ Nein ☐
15. Glauben Sie, die meisten anderen Leute haben es besser wie Sie?	Ja ☐ Nein ☐

Uhrentest nach Shulman

Der Uhrentest nach Shulman ist neben dem Mini-Mental Status ein Teil der Demenz-Diagnostik. In ihm werden in kurzer Zeit wichtige kognitive Aspekte abgefragt. Der Proband wurde aufgefordert einen leeren Kreis mit den Ziffern der Uhr, sowie mit Hilfe zweier Zeiger die Uhrzeit 10 nach 11 einzutragen. Waren alle 12 Zahlen vorhanden (1 Punkt), die Zwölf ist oben (2 Punkte), zwei Zeiger wurden gezeichnet (2 Punkte) und die Uhrzeit wurde korrekt eingezeichnet (2 Punkte), konnte der Proband einen maximalen Punktestand von 7 Punkten erreichen. Erreichte der Proband weniger als 5 Punkte bestand der Verdacht einer dementiellen Veränderung (Bürscher 2015).



Barthel Index

(nach Mahoney und Barthel,1965)

Erhebung möglich Ja ☐ Nein ☐

Essen	**Punkte**
Unabhängig, isst selbständig, benutzt Geschirr und Besteck	☐ 10

Braucht etwas Hilfe, z. B. Fleisch oder Brot schneiden	☐ 5
Nicht selbständig, auch wenn o.g. Hilfe gewährt wird	☐ 0
Bett / (Roll-)Stuhltransfer	
Unabhängig in allen Phasen der Tätigkeit	☐ 15
Geringe Hilfe oder Beaufsichtigung erforderlich	☐ 10
Erhebliche Hilfe beim Transfer, Lagewechsel, Liegen/Sitz selbständig	☐ 5
Nicht selbständig, auch wenn o.g. Hilfe gewährt wird	☐ 0
Waschen	
Unabhängig beim Waschen von Gesicht, Händen; Kämmen, Zähneputzen	☐ 5
Nicht selbständig	☐ 0
Toilettenbenutzung	
Unabhängig in allen Phasen der Tätigkeit /inkl. Reinigung)	☐ 10
Benötigt Hilfe, z.B. wegen unzureichenden Gleichgewichts od. Kleidung/Reinigung	☐ 5
Nicht selbständig, auch wenn o.g. Hilfe gewährt wird	☐ 0
Baden	
Unabhängig bei Voll- und Duschbad in allen Phasen der Tätigkeit	☐ 5
Nicht selbständig bei o.g. Tätigkeit	☐ 0
Gehen auf Flurebene bzw. Rollstuhlfahren	
Unabhängig beim Gehen über 50 m, Hilfsmittel erlaubt, nicht aber Gehwagen	☐ 15
Geringe Hilfe oder Überwachung erforderlich, kann mit Hilfsmittel 50 m gehen	☐ 10
Nicht selbständig beim Gehen, kann Rollstuhl selbständig bedienen, Strecke mind. 50 m	☐ 5
Nicht selbständig beim Gehen oder Rollstuhlfahren	☐ 0
Treppensteigen	
Unabhängig bei der Bewältigung einer Treppe (mehrere Stufen)	☐ 10
Benötigt Hilfe oder Überwachung beim Treppensteigen	☐ 5
Nicht selbständig, kann auch mit Hilfe keine Treppen steigen	☐ 0

An- und Auskleiden	
Unabhängig beim An- und Auskleiden (ggf. auch Korsett oder Bruchband)	☐ 10
Benötigt Hilfe, kann aber 50% der Tätigkeit selbständig durchführen	☐ 5
Nicht selbständig, auch wenn o.g. Hilfe gewährt wird	☐ 0
Stuhlkontrolle	
Ständig kontinent	☐ 10
Gelegentlich inkontinent, maximal 1x / Woche	☐ 5
Häufiger / ständig inkontinent	☐ 0
Urinkontrolle	
Ständig kontinent, ggf. unabhängig bei der Versorgung mit Katheter	☐ 10
Gelegentlich inkontinent, max. 1x / Tag, Hilfe bei externer Harnableitung	☐ 5
Häufiger / ständig inkontinent	☐ 0
Summe (max. 100)	

Frailty

(Phenotype Modell nach Fried et al., 2001)

a. Fatigue assessment according to Fried

Erhebung möglich Ja ☐ Nein ☐

Codierung:

0 = selten oder keine Zeit (<1 Tag)
1 = einige oder ein wenig Zeit (1-2 Tage)
2 = eine moderate Menge der Zeit (3-4 Tage)
3 = die meiste Zeit.

"Wie oft haben Sie sich in der letzten Woche so gefühlt?"

	Antwort		
a) Ich fühlte, dass alles, was ich tat, eine Anstrengung war		[0-3]	
b) Ich konnte nicht gehen		[0-3]	

b. Kurzversion MLTPAQ nach Fried				
Erhebung möglich Ja ☐ Nein ☐				
Aktivität	Häufigkeit in den letzten vier Wochen (H)	Dauer pro Gelegenheit in min (D)	Intensity code in kcal/min (I)	Kcal/ Woche (H*D*I)/4
Spazieren gehen			3,5 / 4*	
Hausarbeiten			4 / 6*	
Rasen mähen			2,5 /4,5 /6**	
Fegen/Harken			4	
Gartenarbeit			4,5 / 5*	
Wandern			6	
Joggen			6 / 8*	
Fahrrad fahren (zum Training)			4 / (6)	
Tanzen			5,5	
Aerobic			6	
Kegeln			3	
Golf			3,5 / 5 / 5,5***	
Tennis			8	
Tennis im Doppel			6	
Gymnastik			4 / 4,5*	
Schwimmen			6	
*=je nach Intensität **=Mit Aufsitz - Rasenmäher(2,5), mit motorisiertem Rasenmäher (4,5), mit Hand – Rasenmäher (6) ***=Mit motorisiertem Wagen (3,5); Gehend, Schläger in rollbarem Behältnis (5); Gehend, Schläger werden getragen (5,5)		**Gesamt**		
c. Handkraftmessung der dominanten Hand				

maximale Kraft 1.Messung	_____	Mittelwert:
maximale Kraft 2. Messung	_____	_____
maximale Kraft 3. Messung	_____	
Gemessen an welcher Hand?	Links	Rechts

d. Gehgeschwindigkeit		
Dauer des Gehens für 4,57 m in gewohnter Geschwindigkeit : _____ (Sek.)		
e. Gewichtsverlust		
Gewicht	|__|__|__| kg [40-160]	
Unbeabsichtigter Gewichtsverlust >5kg im letzten Jahr? (d. h. nicht aufgrund von Diät oder Sport)	Ja ☐ Nein ☐	

Mobilitätsassessment De Morton Mobility Index (DEMMI)			
Erhebung möglich **Ja ☐ Nein ☐**	**Punkte**		
1. Bett			
	0	**1**	**2**
Brücke	Nicht möglich	Möglich	
Auf die Seite rollen	Nicht möglich	Möglich	
Vom Liegen zum Sitzen	Nicht möglich	Geringe Unterstützung, Supervision	selbstständig
2. Stuhl			

	0	**1**	**2**
Sitzen im Stuhl ohne Unterstützung	Nicht möglich	10 Sekunden	
Aus dem Stuhl aufstehen	Nicht möglich	Geringe Unterstützung, Supervision	selbstständig
Aus dem Stuhl aufstehen, ohen die Arme zu Hilfe zu nehmen	Nicht möglich	möglich	
3. Statisches Gleichgewicht (ohne Gehhilfe)			
	0	**1**	**2**
Ohne Unterstützung stehen	Nicht möglich	10 Sekunden	
Stehen mit geschlossenen Füßen	Nicht möglich	10 Sekunden	
Auf den Fußspitzen stehen	Nicht möglich	10 Sekunden	
Im Tandemstand mit geschlossenen Augen stehen	Nicht möglich	10 Sekunden	
4. Gehen			
	0	**1**	**2**
Wegstrecke ± Gehhilfe **Gehhilfe:**	Nicht möglich 5 Meter	10 Meter 20 Meter	50 Meter
Selbstständiges Gehen	Nicht möglich Geringe Unterstützung, Supervision	Selbstständig mit Gehhilfe	Selbstständig ohne Gehhilfe
5. Dynamisches Gleichgewicht ohne Gehhilfe			

	0	**1**	**2**
Stift vom Boden aufheben	Nicht möglich	Möglich	
Vier Schritte rückwärts gehen	Nicht möglich	Möglich	
Springen	Nicht möglich	möglich	

Rohwert (Summe der Spaltenergebnisse): /19

DEMMI-Score: /100

Demmi-Score:

Rohwert	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
Demmi Score	0	8	15	20	24	27	30	33	36	39	41	44	48	53	57	62	67	74	85	100

Timed Up and Go Test (nach Podsiadlo und Richardson, 1991)	
Ergebnis:	
_____:sec	
Beurteilung	
<10 sec.:	Unabhängigkeit in der alltäglichen Mobilität
10-20 sec:	Mobilitätseinschränkung ohne funktionelle Auswirkungen
20-29 sec.:	Mobilitätseinschränkung mit möglichen funktionellen Auswirkungen (Gehgeschwindigkeit ca. 0,5m/sec.)
>30 sec.:	ausgeprägte Mobilitätseinschränkung mit Notwendigkeit

	einer intensiven Betreuung und

Short Physical Performance Battery Test

(SPPB)

Tandem Stand Test



10 Sek.	1
< 10 Sek.	0



10 Sek.	1
<10 Sek.	0



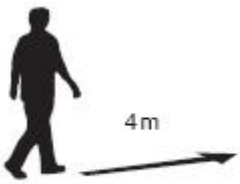
10 Sek.	2
3–9 Sek.	1
< 3 Sek.	0

Punkte _____

Punkte _____

Punkte _____

Ganganalyse



< 4,82 Sek.	4
4,82–6,2 Sek.	3
6,21–8,7 Sek.	2
> 8,7 Sek.	1
Distanz nicht bewältigt	0

Punkte _____

Chair- Rise Test

5x 	<11,19 Sek. — 4 11,2–13,69 Sek. — 3 13,7–16,69 Sek. — 2 >16,7 Sek. — 1 >60 Sek. oder der Test gelingt nicht — 0	Punkte _____
Gesamtpunktzahl		_____

Fall Efficacy Scale-International Version

(FES-I) (nach Yardley et al., 2005)

Erhebung möglich Ja ☐ Nein ☐	**Keinerlei Bedenken 1**	**Einige Bedenken 2**	**Ziemliche Bedenken 3**	**Sehr große Bedenken 4**
1. Den Hausputz machen (z. B. kehren, staubsaugen oder Staub wischen)	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
2. Sich an- oder ausziehen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
3. Einfache Mahlzeiten zubereiten	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
4. Ein Bad nehmen oder duschen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
5. In einem Laden einkaufen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
6. Von einem Stuhl aufstehen oder sich hinsetzen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
7. Eine Treppe hinauf- oder hinuntergehen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
8. In der Nähe der Wohnung draußen umhergehen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
9. Etwas erreichen, was sich oberhalb des Kopfes oder auf dem Boden befindet	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4

10. Das Telefon erreichen, bevor es aufhört zu klingeln	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
11. Auf einer rutschigen Oberfläche gehen (z. B. wenn es nass oder vereist ist)	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
12. Einen Freund oder Verwandten besuchen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
13. In einer Menschenmenge umhergehen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
14. Auf unebenem Boden gehen (z. B. Kopfsteinpflaster, ungepflegter Gehweg)	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
15. Eine Steigung hinauf- oder hinunter gehen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
16. Eine Veranstaltung besuchen (z. B. ein Familientreffen, eine Vereinsversammlung oder Gottesdienst)	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4

Sturzvorgeschichte

Sind Sie in den letzten 6 Monaten gestürzt?	( ) Ja	( ) Nein
Haben Sie sich dabei verletzt?	( ) Ja	( ) Nein
Schildern Sie kurz den Sturzhergang/ Sturzrichtung		

The Activities-specific Balance Confidence

(ABC–D)-Skala

In diesem Fragebogen geht es darum, wie zuversichtlich Sie sind, die nachfolgend aufgeführten Aktivitäten durchführen zu können ohne dabei aus dem Gleichgewicht zu geraten. Wenn Sie die Aktivität nicht ausführen (z.B. wenn jemand Ihre Einkäufe erledigt), versuchen Sie sich vorzustellen, wie zuversichtlich Sie wären, wenn Sie die Aktivität ausführen würden. Wenn Sie normalerweise eine Gehhilfe verwenden oder sich irgendwo festhalten, während Sie diese Aktivitäten durchführen, dann bewerten Sie ihre Zuversichtlichkeit, als ob Sie diese Hilfsmittel verwenden würden. Wir möchten Sie bitten, alle Aktivitäten auf einer Skala, die von 0-100% reicht, abzuschätzen. Es gibt dabei keine „richtigen" oder „falschen" Angaben, es kommt auf Ihr Erleben an. Am besten tragen Sie den entsprechenden %wert ein, der Ihrer ersten Einschätzung entspricht.

0% 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100% **überhaupt nicht absolut** **zuversichtlich zuversichtlich**	
„Wie zuversichtlich sind Sie, dass Sie ihr Gleichgewicht halten können bzw. nicht ins Wanken geraten, wenn Sie . . ."	_____%
1. „ . . . in der Nähe Ihrer Wohnung/Ihres Hauses draußen umher gehen?"	_____%
2. „ . . . eine Treppe hinauf- und hinunter gehen?"	_____%
3. „ . . . sich bücken müssen, um einen Schuh vom Boden auf zu heben?"	_____%
4. „ . . . nach einer Konservendose greifen wollen, die sich auf einem Regal in Augenhöhe befindet?"	_____%
5. „ . . . auf den Zehenspitzen stehen, um nach einem Gegenstand zu greifen, der sich über Kopfhöhe befindet?"	_____%
6. „ . . . auf einem Stuhl stehen, um nach einem Gegenstand zu greifen?"	_____%
7. „ . . . den Boden wischen?"	_____%
8. „ . . . nach draußen zu einem Auto gehen, dass in der Auffahrt geparkt ist?"	_____%
9. „ . . . in ein Auto ein- bzw. aussteigen?"	_____%
10. „ . . . vom Parkplatz/Parkhaus zu einem Kaufhaus gehen?"	_____%
11. „ . . . eine Steigung hinauf oder hinunter gehen?"	_____%
12. „ . . . Sie sich in einem vollen Kaufhaus fortbewegen, wo viele	_____%

Menschen schnell an ihnen vorübergehen?“	
13. „ . . . von Personen angestoßen werden, während Sie im Kaufhaus herumgehen?“	_____%
14. „ . . . auf eine Rolltreppe bzw. von einer Rolltreppe steigen, während sie sich am Geländer festhalten?“	_____%
15. „ . . . mit zahlreichen Einkaufstüten/Paketen auf eine Rolltreppe bzw. von einer Rolltreppe steigen ohne sich dabei am Geländer festhalten zu können?“	_____%
16. „ . . . auf vereisten Gehwegen gehen?“	_____%

Pipelines

```
!-----------------------------------
!
! MOTION ANALYSIS PIPELINE
!
! This pipeline will:
! 1. Get workspace ready
! 2. Open Motion Trials
! 3. Open Static Trial
! 4. Apply Model Template
! 5. Calling Calculations.v3s
!
!-----------------------------------


!-----------------------------------
! Get Workspace & Pipeline Ready
!-----------------------------------

File_New

;

Set_Pipeline_Parameter_To_Folder_Path
/PARAMETER_NAME=TRIAL_FOLDER
/SET_PROMPT=Select the folder you trial C3D files are in.
;

! Change this parameter to computer specific template folder
!                                    My                                    computer:
C:\Users\jbatistajuni\Documents\0_Home_Office\Bewegungslabor\Signal_Processing\Visual3D_Templa
tes\Pipelines\
! Professors computer: C:\XXXXXX
! Dropbox: C:\Dropbox
Set_Pipeline_Parameter
/PARAMETER_NAME=TEMPLATE_FOLDER
/PARAMETER_VALUE=C:\Users\sophi\OneDrive\Desktop\Visual 3D _28_01_21\Pipelines\Old\
;

! Change to the name of the motion trials. So if trials are named Run9.c3d, change to "Run"
Set_Pipeline_Parameter
/PARAMETER_NAME=GAIT_NAME
/PARAMETER_VALUE=Gait FB*
;

! Change to the name of the static trials.
Set_Pipeline_Parameter
/PARAMETER_NAME=STATIC_NAME
/PARAMETER_VALUE=Static FB*
;

! Change to the name of the static trials.
```

```
Set_Pipeline_Parameter
/PARAMETER_NAME=REFERENCE_NAME
/PARAMETER_VALUE=Reference
;

!-----------------------------------
! Open Motion Trials
!-----------------------------------

File_Open
/FILE_NAME=::TRIAL_FOLDER&*.c3d
;

File_Rename
/EXISTING_FILE_NAME=::TRIAL_FOLDER&&::STATIC_NAME&.c3d
/NEW_FILE_NAME=::REFERENCE_NAME&_&::STATIC_NAME&.c3d
/RENAME_STATIC_CALIBRATION_FILES=FALSE
;

!-----------------------------------
! Tags
!-----------------------------------

Assign_Tags_To_Files
/MOTION_FILE_NAMES=::TRIAL_FOLDER&*&::GAIT_NAME&*.c3d
/TAGS=Old
;

Assign_Tags_To_Files
/MOTION_FILE_NAMES=Reference_Static FB*.c3d
/TAGS=Static
;

! Running speed tags
!For_Each
!/ITERATION_PARAMETER_NAME=SPEED
! /ITERATION_PARAMETER_COUNT_NAME=
!/ITEMS=7+8+9+10+11+12+13+14+15
!;

!Assign_Tags_To_Files
 !/MOTION_FILE_NAMES=::TRIAL_FOLDER&&::MOTION_NAME&&::SPEED&*.c3d
 !/TAGS=::MOTION_NAME&&::SPEED
!;

!End_For_Each
!/ITERATION_PARAMETER_NAME=SPEED
!;

!-----------------------------------
! Prepare data
!-----------------------------------

Interpolate
/SIGNAL_TYPES=TARGET
;

Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/FREQUENCY_CUTOFF=5
;

Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=FORCE+COFP
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL+ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
! /RESULT_SUFFIX=
! /FILTER_CLASS=BUTTERWORTH
/FREQUENCY_CUTOFF=5
! /NUM_REFLECTED=6
! /NUM_EXTRAPOLATED=0
! /TOTAL_BUFFER_SIZE=6
! /NUM_BIDIRECTIONAL_PASSES=1
;

!-----------------------------------
```

```
! Open Static Trial
!-----------------------------------

Create_Hybrid_Model
/CALIBRATION_FILE=::TRIAL_FOLDER&&::STATIC_NAME&*.c3d
! /SUFFIX=
! /RANGE=ALL_FRAMES
! /SET_PROMPT=Open standing file
;

Assign_Model_File
/CALIBRATION_FILE=::TRIAL_FOLDER&&::STATIC_NAME&*.c3d
/MOTION_FILE_NAMES=ALL_FILES
! /REMOVE_EXISTING_ASSIGNMENTS=FALSE
;

Metric_Maximum
/RESULT_METRIC_FOLDER=SETUP
/RESULT_METRIC_NAME=FRAMES
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/SIGNAL_TYPES=FRAME_NUMBERS
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=FRAMES
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /CREATE_GLOBAL_MAXIMUM=FALSE
;

Metric_Maximum
/RESULT_METRIC_FOLDER=SETUP
/RESULT_METRIC_NAME=TIME
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/SIGNAL_TYPES=FRAME_NUMBERS
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=TIME
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /CREATE_GLOBAL_MAXIMUM=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=ROUND(METRIC::SETUP::TIME)
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=SETUP
/RESULT_NAME=SECONDS
/APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Divide_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=SETUP
/SIGNAL_NAMES=FRAMES+SECONDS
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_FOLDER=SETUP
/RESULT_NAME=FRAME_RATES
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=ROUND(METRIC::SETUP::FRAME_RATES)
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=SETUP
/RESULT_NAME=FRAME_RATE
/APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

! -------------------------------------
```

```
! Apply Model
! -------------------------------------
Select_Active_File
/FILE_NAME=Static
! /QUERY=
;

Metric_Mean
/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_METRIC_NAME=Weight
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=FP2
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/SEQUENCE_PERCENT_START=
/SEQUENCE_PERCENT_END=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Divide_Signal_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::Weight_MEAN
! /SIGNAL_COMPONENTS=
! /RESULT_TYPES=
! /RESULT_FOLDERS=PROCESSED
/RESULT_NAME=GLOBAL::Mass
/APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/CONSTANT=9.81
;

Event_Explicit
/EVENT_NAME=Static_START
/FRAME=1
! /TIME=
;

Event_Explicit
/EVENT_NAME=Static_END
/FRAME=2
! /TIME=
;

!-----------------------------------
! Apply Model Template
!-----------------------------------

Apply_Model_Template
/CALIBRATION_FILE=::TRIAL_FOLDER&&::STATIC_NAME&*.c3d
/MODEL_TEMPLATE=::TEMPLATE_FOLDER&&::Lower_Body*.mdh
! /SET_PROMPT=Open model file
! /VIEW_BUILDMODEL_RESULTS=2
;

! SUBJECT HEIGHT AND MASS SET IN MODEL FILE Lower_Body.mdh
! ------------------------------------------------------------
!Set_Subject_Height
!/CALIBRATION_FILE=::TRIAL_FOLDER&&::STATIC_NAME&*.c3d
!/HEIGHT=
!/UNITS=m
!;

!
!Set_Subject_Mass
!/CALIBRATION_FILE=::TRIAL_FOLDER&&::STATIC_NAME&*.c3d
!/WEIGHT=
!/UNITS=Kg
!;
! ------------------------------------------------------------

Build_Model
/CALIBRATION_FILE=::TRIAL_FOLDER&&::STATIC_NAME&*.c3d
;
```

```
!------------
! SUBJECT HEIGHT AND MASS SET IN MODEL FILE Lower_Body.mdh
! ------------------------------------------------------
!Set_Subject_Height
!/CALIBRATION_FILE=::TRIAL_FOLDER&&::STATIC_NAME&*.c3d


!-----------------------------------
! Calculations
!-----------------------------------

Call_Script
/SCRIPT_FILE_NAME=::TEMPLATE_FOLDER&1_Normalization.v3s
;

Call_Script
/SCRIPT_FILE_NAME=::TEMPLATE_FOLDER&2_Calculations.v3s
;

!-----------------------------------
! Events Calculations
!-----------------------------------

Call_Script
/SCRIPT_FILE_NAME=::TEMPLATE_FOLDER&3_Event_Calculations.v3s
;

Call_Script
/SCRIPT_FILE_NAME=::TEMPLATE_FOLDER&3_Event_Calculations_New.v3s
;

!-----------------------------------
! Gait Parameters Calculations
!-----------------------------------

Call_Script
/SCRIPT_FILE_NAME=::TEMPLATE_FOLDER&4_Gait_Parameters.v3s
;

Call_Script
/SCRIPT_FILE_NAME=::TEMPLATE_FOLDER&6_Toe_Clearance.v3s
;

Open_Report_Template
! /REPORT_TEMPLATE=
! /SET_PROMPT=Open report template
;

File_Save_As
! /FILE_NAME=
! /SET_PROMPT=Save CMO file as
! /SAVE_EMBEDDED_GRAPHICS=FALSE
;

!Normalization Pipeline

Select_Active_File
/FILE_NAME=Old_Frail
! /QUERY=
;

Metric_Mean
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_METRIC_NAME=L_IAS_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=L_IAS
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/SEQUENCE_PERCENT_START=
/SEQUENCE_PERCENT_END=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Mean
```

```
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_METRIC_NAME=L_TAM_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/SIGNAL_TYPES=LANDMARK
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_Ankle_Center
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/SEQUENCE_PERCENT_START=
/SEQUENCE_PERCENT_END=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Mean
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_METRIC_NAME=R_TAM_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/SIGNAL_TYPES=LANDMARK
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_Ankle_Center
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/SEQUENCE_PERCENT_START=
/SEQUENCE_PERCENT_END=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Mean
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_METRIC_NAME=R_IAS_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=R_IAS
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/SEQUENCE_PERCENT_START=
/SEQUENCE_PERCENT_END=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Subtract_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=L_IAS_Mean+L_TAM_Mean
! /COMPONENT_SEQUENCE=
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_NAME=L_Leg_Length
;

Subtract_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=R_IAS_Mean+R_TAM_Mean
! /COMPONENT_SEQUENCE=
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_NAME=R_Leg_Length
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::PROCESSED::L_Leg_Length + METRIC::PROCESSED::R_Leg_Length)/2
!/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
!/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
!/SIGNAL_NAMES=L_Leg_Length+R_Leg_Length
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=PROCESSED
/RESULT_NAME=Leg_Length_AVG
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Metric_Mean
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
```

```
/RESULT_METRIC_NAME=Leg_Length_RL
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Leg_Length_AVG
/COMPONENT_SEQUENCE=ALL
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/SEQUENCE_PERCENT_START=
/SEQUENCE_PERCENT_END=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

! Set Parameter Value for Left_Leg_Length
Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=L_Leg_Length
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=L_Leg_Length
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
! /SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

! Set Parameter Value for Right_Leg_Length
Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=R_Leg_Length
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=R_Leg_Length
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
! /SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

! Create a Metric for Left Leg Length
Metric_Explicit
/RESULT_METRIC_NAME=L_Leg_Length
/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/METRIC_VALUE=::L_Leg_Length
;

! Create a Metric for Right Leg Length
Metric_Explicit
/RESULT_METRIC_NAME=R_Leg_Length
/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/METRIC_VALUE=::R_Leg_Length
;

! Set Model Metric for Left_Leg_Length
Set_Model_Metric
/CALIBRATION_FILE=::Calibration_File
/METRIC_NAME=L_Leg_Length
/METRIC_VALUE=::L_Leg_Length
;

! Set Model Metric for Right_Leg_Length
Set_Model_Metric
/CALIBRATION_FILE=::Calibration_File
/METRIC_NAME=R_Leg_Length
/METRIC_VALUE=::R_Leg_Length
;

! Create a metric L_MXLL for mass X left Leg length
Multiply_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_NAMES=MASS+L_Leg_Length
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/RESULT_NAME=L_MassxLLength
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

! Set Parameter Value for L_MXLL
Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=L_MassxLLength
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=L_MassxLLength
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
! /SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;
```

```
! Set Model Metric for L_MXLL
Set_Model_Metric
/CALIBRATION_FILE=::Calibration_File
/METRIC_NAME=L_MassxLLength
/METRIC_VALUE=::L_MassxLLength
;

! Create a metric R_MXLL for mass X right Leg length
Multiply_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_NAMES=MASS+R_Leg_Length
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/RESULT_NAME=R_MassxLLength
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

! Set Parameter Value for R_MXLL
Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=R_MassxLLength
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=R_MassxLLength
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
! /SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

! Set Model Metric for R_MXLL
Set_Model_Metric
/CALIBRATION_FILE=::Calibration_File
/METRIC_NAME=R_MassxLLength
/METRIC_VALUE=::R_MassxLLength
;

Select_Active_File
/FILE_NAME=Old_Frail
! /QUERY=
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_ANKLE_JOINT_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=LSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_ANKLE_JOINT_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=RSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;
```

```
Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_ANKLE_JOINT_ANGLE_Corr
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=LMF
/REFERENCE_SEGMENT=LSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_ANKLE_JOINT_ANGLE_Corr
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RMF
/REFERENCE_SEGMENT=RSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_HIP_JOINT_POWER
/FUNCTION=JOINT_POWER
/SEGMENT=RTH
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_HIP_JOINT_POWER
/FUNCTION=JOINT_POWER
/SEGMENT=LTH
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
```

```
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_KNEE_JOINT_POWER
/FUNCTION=JOINT_POWER
/SEGMENT=RSK
/REFERENCE_SEGMENT=RTH
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RTH
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_KNEE_JOINT_POWER
/FUNCTION=JOINT_POWER
/SEGMENT=LSK
/REFERENCE_SEGMENT=LTH
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LTH
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_ANKLE_JOINT_POWER
/FUNCTION=JOINT_POWER
/SEGMENT=RMF
/REFERENCE_SEGMENT=RSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_ANKLE_JOINT_POWER
/FUNCTION=JOINT_POWER
/SEGMENT=LMF
/REFERENCE_SEGMENT=LSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
```

```
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

!-----------------------------------
!
! STANDARD LAB CALCULATIONS
!
! This pipeline will:
! 1. Calculate Joint Angles
! 2. Calculate Joint Accelerations
! 3. Calculate Joint Moment
! 4. Calculate Joint Power
!-----------------------------------

! ---------------------------------------
! Script to calculate joint kinematics and kinetics for
! the lower body
! ---------------------------------------


! Setup Calculations.v3s naming conventions

! Calculate Joint Kinematics and Kinetics

For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=SIDE
! /ITERATION_PARAMETER_COUNT_NAME=
/ITEMS=R+L
;

For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=FUNCTION
! /ITERATION_PARAMETER_COUNT_NAME=
/ITEMS=JOINT_VELOCITY+JOINT_ACCELERATION
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=::SIDE&_ANKLE_&::FUNCTION
/FUNCTION=::FUNCTION
/SEGMENT=::SIDE&FT
/REFERENCE_SEGMENT=::SIDE&SK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=::SIDE&SK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

End_For_Each
 /ITERATION_PARAMETER_NAME=FUNCTION
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=::SIDE&_KNEE_JOINT_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=::SIDE&SK
/REFERENCE_SEGMENT=::SIDE&TH
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=::SIDE&TH
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
```

```
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=FUNCTION
! /ITERATION_PARAMETER_COUNT_NAME=
/ITEMS=JOINT_VELOCITY+JOINT_ACCELERATION
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=::SIDE&_KNEE_&::FUNCTION
/FUNCTION=::FUNCTION
/SEGMENT=::SIDE&SK
/REFERENCE_SEGMENT=::SIDE&TH
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=::SIDE&TH
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

End_For_Each
 /ITERATION_PARAMETER_NAME=FUNCTION
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=::SIDE&_HIP_JOINT_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=::SIDE&TH
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=FUNCTION
! /ITERATION_PARAMETER_COUNT_NAME=
/ITEMS=JOINT_VELOCITY+JOINT_ACCELERATION
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=::SIDE&_HIP_&::FUNCTION
/FUNCTION=::FUNCTION
/SEGMENT=::SIDE&TH
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
```

```
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

End_For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=FUNCTION
;

End_For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=SIDE
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_GRF
/FUNCTION=GRF_DATA
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=
! /RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LAB
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_GRF
/FUNCTION=GRF_DATA
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=
! /RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LAB
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_HIP_JOINT_MOMENT
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=LTH
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=L_MASSXLLENGTH
/NEGATEX=TRUE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
```

```
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_HIP_JOINT_MOMENT
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RTH
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=R_MASSXLLENGTH
/NEGATEX=TRUE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_KNEE_JOINT_MOMENT
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=LSK
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LTH
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=L_MASSXLLENGTH
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_KNEE_JOINT_MOMENT
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RSK
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RTH
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=R_MASSXLLENGTH
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_ANKLE_JOINT_MOMENT
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
```

```
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=L_MASSXLLENGTH
/NEGATEX=TRUE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_ANKLE_JOINT_MOMENT
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=R_MASSXLLENGTH
/NEGATEX=TRUE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=PELVIS_JOINT_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RPV
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab Dyn
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=PELV_Seg_PROG_ANGLE
/FUNCTION=SEG_PROGRESSION_ANGLE
/SEGMENT=RPV
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LAB
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
```

```
/RESULT_NAME=PELVIS_JOINT_VELOCITY
/FUNCTION=JOINT_VELOCITY
/SEGMENT=RPV
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=PELVIS_SEG_VELOCITY
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=RPV
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=PELVIS_JOINT_ACC
/FUNCTION=JOINT_ACCELERATION
/SEGMENT=RPV
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_ISB_J_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=Thorax_ISB
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab Dyn
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
```

```
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_ISB_J_VEL
/FUNCTION=JOINT_VELOCITY
/SEGMENT=Thorax_ISB
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_ISB_Seg_VEL
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=Thorax_ISB
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_ISB_J_ACC
/FUNCTION=JOINT_ACCELERATION
/SEGMENT=Thorax_ISB
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_ISB_Seg_P_ANGLE
/FUNCTION=SEG_PROGRESSION_ANGLE
/SEGMENT=Thorax_ISB
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LAB
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
```

```
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_PELV_ISB_J_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=Thorax_ISB
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_PELV_ISB_J_VELOC
/FUNCTION=JOINT_VELOCITY
/SEGMENT=Thorax_ISB
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_PELV_ISB_Seg_VEL
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=Thorax_ISB
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_PELV_ISB_J_ACC
/FUNCTION=JOINT_ACCELERATION
/SEGMENT=Thorax_ISB
```

```
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_J_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab Dyn
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_J_VEL
/FUNCTION=JOINT_VELOCITY
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_Seg_VEL
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
```

```
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_J_ACC
/FUNCTION=JOINT_ACCELERATION
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=Virtual Lab
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=Virtual Lab
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_LAB_Seg_P_ANGLE
/FUNCTION=SEG_PROGRESSION_ANGLE
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LAB
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_PELV_J_ANGLE
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_PELV_J_VELOC
/FUNCTION=JOINT_VELOCITY
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
```

```
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_PELV_Seg_VELOC
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=TRUNK_PELV_J_ACC
/FUNCTION=JOINT_ACCELERATION
/SEGMENT=RTA
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_Foot_Velocity
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=RSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_Foot_Velocity
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=LSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LSK
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
```

```
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=L_Foot_Seg_P_ANGLE
/FUNCTION=SEG_PROGRESSION_ANGLE
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=LSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LAB
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_Foot_Seg_P_ANGLE
/FUNCTION=SEG_PROGRESSION_ANGLE
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=RSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LAB
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=COM
/FUNCTION=MODEL_COG
/SEGMENT=
/REFERENCE_SEGMENT=
! /RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LAB
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
! /NORMALIZATION=FALSE
! /NORMALIZATION_METHOD=
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
```

```
/RESULT_NAME=L_Foot_COP_Path
/FUNCTION=COP_PATH
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LMF
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=R_Foot_COP_Path
/FUNCTION=COP_PATH
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RMF
! /USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=DEFAULT_NORMALIZATION
! /NORMALIZATION_METRIC=
! /NEGATEX=FALSE
! /NEGATEY=FALSE
! /NEGATEZ=FALSE
! /AXIS1=X
! /AXIS2=Y
! /AXIS3=Z
! /TREADMILL_DATA=FALSE
! /TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
! /TREADMILL_SPEED=0.0
;

Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
! /RESULT_SUFFIX=
! /FILTER_CLASS=BUTTERWORTH
/FREQUENCY_CUTOFF=5.0
! /NUM_REFLECTED=6
! /NUM_EXTRAPOLATED=0
! /TOTAL_BUFFER_SIZE=6
! /NUM_BIDIRECTIONAL_PASSES=1
;

First_Derivative
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=COM
/RESULT_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/RESULT_FOLDERS=VELOCITY
/RESULT_NAME=COM_VELOCITY
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=
;

Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=VELOCITY
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_FOLDER=PROCESSED
! /RESULT_SUFFIX=
/FILTER_CLASS=BUTTERWORTH
/FREQUENCY_CUTOFF=5.0
! /NUM_REFLECTED=6
! /NUM_EXTRAPOLATED=0
! /TOTAL_BUFFER_SIZE=6
! /NUM_BIDIRECTIONAL_PASSES=1
;
```

```
Select_Active_File
/FILE_NAME=Old_Frail
! /QUERY=
;

Event_Explicit
/EVENT_NAME=SOF
/FRAME=1
! /TIME=
;

Event_Explicit
/EVENT_NAME=EOF
/FRAME=EOF
! /TIME=
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=RTO_new
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=SOF+EOF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
! /FRAME_WINDOW=8
/THRESHOLD=0.45
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=RHS_Min_Z
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RTO_new+RTO_new
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
! /FRAME_WINDOW=8
/THRESHOLD=-0.07
;

Event_Copy
/EVENT_NAME=RHS_MIN_Z
/NEW_EVENT_NAME=RHS_NEW
/EVENT_INSTANCE=2
! /EVENT_INSTANCE_AS_LIST=FALSE
! /RANGE_INSTANCE=0
/EVENT_SEQUENCE=RTO_NEW+RTO_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/FRAME_OFFSET=0
/TIME_OFFSET=0
/PERCENT_OFFSET=0
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=LTO_new
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
```

```
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=SOF+EOF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
! /FRAME_WINDOW=8
/THRESHOLD=0.45
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=LHS_Min_Z
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LTO_new+LTO_new
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
! /FRAME_WINDOW=8
/THRESHOLD=-0.07
;

Event_Copy
/EVENT_NAME=LHS_MIN_Z
/NEW_EVENT_NAME=LHS_NEW
/EVENT_INSTANCE=2
! /RANGE_INSTANCE=0
/EVENT_SEQUENCE=LTO_NEW+LTO_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/FRAME_OFFSET=0
/TIME_OFFSET=0
/PERCENT_OFFSET=0
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=SOF_LHS_max
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=SOF+LTO_new
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
/THRESHOLD=0.05
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=LHS_NEW
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=SOF_LHS_max+LTO_new
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
```

```
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;




Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=EOF_LHS_Min
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LTO_new+EOF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=EOF_LHS_Max
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=EOF_LHS_Min+EOF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=LHS_NEW
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=EOF_LHS_Max+EOF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=SOF_RHS_max
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=SOF+RTO_new
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
```

```
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
/THRESHOLD=0.05
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=RHS_NEW
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=SOF_RHS_max+RTO_new
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=EOF_RHS_Min
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RTO_new+EOF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=EOF_RHS_Max
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=EOF_RHS_Min+EOF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=RHS_NEW
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_MID_FOOT_VEL
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=EOF_RHS_Max+EOF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
```

```
! /THRESHOLD=
;

Automatic_Gait_Events
! /FRAME_WINDOW=8
! /USE_TPR=TRUE
;

Metric_Compute_Temporal_Distance
! /GLOBAL_RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/CALCULATE_PER_FILE=TRUE
! /CALCULATE_PER_ALL_CMO_GLOBALS=FALSE
! /CREATE_ALL_INSTANCES=FALSE
! /RIGHT_FOOT_LOCATION=KINETIC_KINEMATIC::RFT::ProxEndPos
! /LEFT_FOOT_LOCATION=KINETIC_KINEMATIC::LFT::ProxEndPos
! /HEIGHT=METRIC::PROCESSED::HEIGHT
/RHS_EVENT=RHS_NEW
/LHS_EVENT=LHS_NEW
/RTO_EVENT=RTO_new
/LTO_EVENT=LTO_new
! /STRICT_EVENT_SEQUENCE_VALIDATION=FALSE
! /INCLUDE_EVENTS=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_INSTANCE=0
! /COMPUTE_SPEED=TRUE
/COMPUTE_STATURES_PER_SECOND=FALSE
! /COMPUTE_STRIDE_WIDTH=TRUE
! /COMPUTE_STRIDE_LENGTH=TRUE
/COMPUTE_CYCLE_TIME=FALSE
! /COMPUTE_STEP_LENGTH=TRUE
! /COMPUTE_STEP_TIME=TRUE
! /COMPUTE_STANCE_TIME=TRUE
! /COMPUTE_SWING_TIME=TRUE
! /COMPUTE_STEPS_PER_MINUTE=TRUE
/COMPUTE_STRIDES_PER_MINUTE=FALSE
! /COMPUTE_DOUBLE_LIMB_SUPPORT_TIME=TRUE
! /COMPUTE_RIGHT_INITIAL_DOUBLE_LIMB_SUPPORT_TIME=TRUE
! /COMPUTE_RIGHT_TERMINAL_DOUBLE_LIMB_SUPPORT_TIME=TRUE
! /COMPUTE_FLIGHT_TIME=FALSE
! /TREADMILL_SPEED=
! /LEFT_TREADMILL_SPEED=
! /TREADMILL_DIRECTION=
;

Metric_Compute_Temporal_Distance
! /GLOBAL_RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/CALCULATE_PER_FILE=TRUE
! /CALCULATE_PER_ALL_CMO_GLOBALS=FALSE
/CREATE_ALL_INSTANCES=TRUE
! /RIGHT_FOOT_LOCATION=KINETIC_KINEMATIC::RFT::ProxEndPos
! /LEFT_FOOT_LOCATION=KINETIC_KINEMATIC::LFT::ProxEndPos
! /HEIGHT=METRIC::PROCESSED::HEIGHT
/RHS_EVENT=RHS_NEW
/LHS_EVENT=LHS_NEW
/RTO_EVENT=RTO_new
/LTO_EVENT=LTO_new
! /STRICT_EVENT_SEQUENCE_VALIDATION=FALSE
! /INCLUDE_EVENTS=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_INSTANCE=0
! /COMPUTE_SPEED=TRUE
/COMPUTE_STATURES_PER_SECOND=FALSE
! /COMPUTE_STRIDE_WIDTH=TRUE
! /COMPUTE_STRIDE_LENGTH=TRUE
/COMPUTE_CYCLE_TIME=FALSE
! /COMPUTE_STEP_LENGTH=TRUE
! /COMPUTE_STEP_TIME=TRUE
! /COMPUTE_STANCE_TIME=TRUE
! /COMPUTE_SWING_TIME=TRUE
/COMPUTE_STEPS_PER_MINUTE=FALSE
/COMPUTE_STRIDES_PER_MINUTE=FALSE
! /COMPUTE_DOUBLE_LIMB_SUPPORT_TIME=TRUE
! /COMPUTE_RIGHT_INITIAL_DOUBLE_LIMB_SUPPORT_TIME=TRUE
! /COMPUTE_RIGHT_TERMINAL_DOUBLE_LIMB_SUPPORT_TIME=TRUE
/COMPUTE_FLIGHT_TIME=TRUE
! /TREADMILL_SPEED=
! /LEFT_TREADMILL_SPEED=
! /TREADMILL_DIRECTION=
```

```
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Right_Single_Support Time
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/EVENT_SEQUENCE=LTO_new+LHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Left_Single_Support Time
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/EVENT_SEQUENCE=RTO_new+RHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Left_Stride_Time
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/EVENT_SEQUENCE=LHS_NEW+LHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Rigth_Stride_Time
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/EVENT_SEQUENCE=RHS_NEW+RHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Rigth_Stance_Time
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/EVENT_SEQUENCE=RHS_NEW+RTO_new
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Left_Stance_Time
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/EVENT_SEQUENCE=LHS_NEW+LTO_new
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Right_Step_Time
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/EVENT_SEQUENCE=LHS_NEW+RHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Left_Step_Time
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/EVENT_SEQUENCE=RHS_NEW+LHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Metric_Compute_Gait_Signal_Stats
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
```

```
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_ANGLE+R_KNEE_JOINT_ANGLE+R_ANKLE_JOINT_ANGLE+L_HIP_JOINT_ANGLE+L_KNE
E_JOINT_ANGLE+L_ANKLE_JOINT_ANGLE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/COMPUTE_LEFT_SIDE=FALSE+FALSE+FALSE+TRUE+TRUE+TRUE
/COMPUTE_RIGHT_SIDE=TRUE+TRUE+TRUE+FALSE+FALSE+FALSE
! /RESULT_FOLDER=SIGNAL_STATS
! /RHS_EVENT=RHS_NEW
! /LHS_EVENT=LHS
! /RTO_EVENT=RTO_new
! /LTO_EVENT=LTO_new
/LEFT_SIDE_RESULT_NAME_PREFIX=
/RIGHT_SIDE_RESULT_NAME_PREFIX=
! /RESULT_NAME_SUFFIX=_Stats
/APPEND_COMPONENT_TO_RESULT_NAME=TRUE
! /MERGE_COMPONENTS=FALSE
;

Metric_Compute_Gait_Signal_Stats
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_ANGLE+R_KNEE_JOINT_ANGLE+R_ANKLE_JOINT_ANGLE+L_HIP_JOINT_ANGLE+L_KNE
E_JOINT_ANGLE+L_ANKLE_JOINT_ANGLE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Y
/COMPUTE_LEFT_SIDE=FALSE+FALSE+FALSE+TRUE+TRUE+TRUE
/COMPUTE_RIGHT_SIDE=TRUE+TRUE+TRUE+FALSE+FALSE+FALSE
! /RESULT_FOLDER=SIGNAL_STATS
! /RHS_EVENT=RHS_NEW
! /LHS_EVENT=LHS_NEW
! /RTO_EVENT=RTO_new
! /LTO_EVENT=LTO_new
/LEFT_SIDE_RESULT_NAME_PREFIX=
/RIGHT_SIDE_RESULT_NAME_PREFIX=
! /RESULT_NAME_SUFFIX=_Stats
/APPEND_COMPONENT_TO_RESULT_NAME=TRUE
! /MERGE_COMPONENTS=FALSE
;

Metric_Compute_Gait_Signal_Stats
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_ANGLE+R_KNEE_JOINT_ANGLE+R_ANKLE_JOINT_ANGLE+L_HIP_JOINT_ANGLE+L_KNE
E_JOINT_ANGLE+L_ANKLE_JOINT_ANGLE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/COMPUTE_LEFT_SIDE=FALSE+FALSE+FALSE+TRUE+TRUE+TRUE
/COMPUTE_RIGHT_SIDE=TRUE+TRUE+TRUE+FALSE+FALSE+FALSE
! /RESULT_FOLDER=SIGNAL_STATS
! /RHS_EVENT=RHS_NEW
! /LHS_EVENT=LHS_NEW
! /RTO_EVENT=RTO_new
! /LTO_EVENT=LTO_new
/LEFT_SIDE_RESULT_NAME_PREFIX=
/RIGHT_SIDE_RESULT_NAME_PREFIX=
! /RESULT_NAME_SUFFIX=_Stats
/APPEND_COMPONENT_TO_RESULT_NAME=TRUE
! /MERGE_COMPONENTS=FALSE
;

Metric_Event_Sequence_Count
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/RESULT_METRIC_NAME=Right_Single_Support_Time_Count
! /TIME_INTERVAL=
/EVENT_SEQUENCE=LTO_new+LHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_COUNT_TOTAL_IN_GLOBAL=TRUE
;

Metric_Event_Sequence_Count
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/RESULT_METRIC_NAME=Left_Single_Support_Time_Count
! /TIME_INTERVAL=
/EVENT_SEQUENCE=RTO_new+RHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_COUNT_TOTAL_IN_GLOBAL=TRUE
;
```

```
Metric_Event_Sequence_Count
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/RESULT_METRIC_NAME=Left_Stride_Time_Count
! /TIME_INTERVAL=
/EVENT_SEQUENCE=LHS_NEW+LHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_COUNT_TOTAL_IN_GLOBAL=TRUE
;

Metric_Event_Sequence_Count
/RESULT_METRIC_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/RESULT_METRIC_NAME=Right_Stride_Time_Count
! /TIME_INTERVAL=
/EVENT_SEQUENCE=RHS_NEW+RHS_NEW
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_COUNT_TOTAL_IN_GLOBAL=TRUE
;

Event_Copy
/EVENT_NAME=LTO_NEW
/NEW_EVENT_NAME=R_MID_STANCE_START
! /EVENT_INSTANCE=0
! /RANGE_INSTANCE=0
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/FRAME_OFFSET=0
/TIME_OFFSET=0
/PERCENT_OFFSET=0
;

Event_Copy
/EVENT_NAME=RTO_NEW
/NEW_EVENT_NAME=L_MID_STANCE_START
! /EVENT_INSTANCE=0
! /RANGE_INSTANCE=0
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/FRAME_OFFSET=0
/TIME_OFFSET=0
/PERCENT_OFFSET=0
;

Event_Copy
/EVENT_NAME=LHS_NEW
/NEW_EVENT_NAME=R_MID_STANCE_END
! /EVENT_INSTANCE=0
! /RANGE_INSTANCE=0
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/FRAME_OFFSET=0
/TIME_OFFSET=0
/PERCENT_OFFSET=0
;

Event_Copy
/EVENT_NAME=RHS_NEW
/NEW_EVENT_NAME=L_MID_STANCE_END
! /EVENT_INSTANCE=0
! /RANGE_INSTANCE=0
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/FRAME_OFFSET=0
/TIME_OFFSET=0
/PERCENT_OFFSET=0
;

Metric_Mean
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_METRIC_NAME=Speed
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
```

```
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Speed
/COMPONENT_SEQUENCE=ALL
/EVENT_SEQUENCE=
/EXCLUDE_EVENTS=
/SEQUENCE_PERCENT_START=
/SEQUENCE_PERCENT_END=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=GLOBAL::METRIC::TEMPORAL_DISTANCE::Speed/sqrt(9.81*GLOBAL::METRIC::PROCESSED::Leg_
Length_RL_Mean)
!/SIGNAL_TYPES=METRIC
!/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
!/SIGNAL_NAMES=Speed
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::20_Dim_less_Speed
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Select_Active_File
/FILE_NAME=Old_Frail
! /QUERY=
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Ankle_Power_A2
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_ANKLE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_ANKLE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Ankle_Power_A2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Ankle_Power_A2
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Ankle_Power_A1
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_ANKLE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LON+L_Ankle_Power_A2
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=-1
```

```
/FRAME_WINDOW=6
/THRESHOLD=-0.01
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_ANKLE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Ankle_Power_A1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Ankle_Power_A1
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Knee_Power_K2
/EVENT_INSTANCE=1
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_KNEE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LON+LOFF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Knee_Power_K1
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_KNEE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LON+L_Knee_Power_K2
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Knee_Power_K4
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_KNEE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=L_Knee_Power_K2+LOFF
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=-1
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Knee_Power_K5
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_KNEE_JOINT_POWER
```

```
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LOFF+LHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=-1
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Hip_Power_H2
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_HIP_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LON+LOFF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Hip_Power_H1
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_HIP_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LON+L_Hip_Power_H2
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Hip_Power_H3
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_HIP_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=L_Hip_Power_H2+LHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=L_GRF_F1F3
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=L_GRF
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LON+LOFF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
```

```
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=L_GRF_F2
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=L_GRF
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=L_GRF_F1F3+L_GRF_F1F3
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_ANKLE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Ankle_Power_A1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Ankle_Power_A1
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_ANKLE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Ankle_Power_A2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Ankle_Power_A2
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_KNEE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Knee_Power_K1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Knee_Power_K1
/EVENT_INSTANCE=1
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_KNEE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Knee_Power_K2
```

```
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Knee_Power_K2
/EVENT_INSTANCE=1
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_KNEE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Knee_Power_K4
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Knee_Power_K4
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_KNEE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Knee_Power_K5
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Knee_Power_K5
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_HIP_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Hip_Power_H1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Hip_Power_H1
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_HIP_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Hip_Power_H2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Hip_Power_H2
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;
```

```
Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=L_HIP_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_Hip_Power_H3
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=L_Hip_Power_H3
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=L_GRF
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_GRF_F1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=L_GRF_F1F3
/EVENT_INSTANCE=1
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=L_GRF
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_GRF_F3
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=L_GRF_F1F3
/EVENT_INSTANCE=2
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=L_GRF
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=L_GRF_F2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=L_GRF_F2
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Ankle_Power_A2
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_ANKLE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
! /EVENT_SEQUENCE=
```

```
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_ANKLE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Ankle_Power_A2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Ankle_Power_A2
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Ankle_Power_A1
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_ANKLE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RON+R_Ankle_Power_A2
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=-1
/FRAME_WINDOW=6
/THRESHOLD=-0.01
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_ANKLE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Ankle_Power_A1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Ankle_Power_A1
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Knee_Power_K2
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_KNEE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RON+ROFF
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;
```

```
Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Knee_Power_K1
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_KNEE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RON+R_Knee_Power_K2
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=1
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Knee_Power_K4
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_KNEE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=R_Knee_Power_K2+ROFF
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=-1
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Knee_Power_K5
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_KNEE_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=ROFF+RHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=-1
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Hip_Power_H2
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RON+RHS
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Hip_Power_H1
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RON+R_Hip_Power_H2
! /EXCLUDE_EVENTS=
```

```
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Hip_Power_H3
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_POWER
/SIGNAL_COMPONENTS=X
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=R_Hip_Power_H2+RHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=R_GRF_F1F3
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=R_GRF
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RON+ROFF
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=R_GRF_F2
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=R_GRF
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=R_GRF_F1F3+R_GRF_F1F3
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_ANKLE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Ankle_Power_A1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Ankle_Power_A1
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
```

```
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_ANKLE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Ankle_Power_A2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Ankle_Power_A2
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_KNEE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Knee_Power_K1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Knee_Power_K1
/EVENT_INSTANCE=1
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_KNEE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Knee_Power_K2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Knee_Power_K2
/EVENT_INSTANCE=1
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_KNEE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Knee_Power_K4
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Knee_Power_K4
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_KNEE_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Knee_Power_K5
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Knee_Power_K5
! /EVENT_INSTANCE=0
```

```
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Hip_Power_H1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Hip_Power_H1
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Hip_Power_H2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Hip_Power_H2
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=R_HIP_JOINT_POWER
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_Hip_Power_H3
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
/EVENT_NAME=R_Hip_Power_H3
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=R_GRF
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_GRF_F1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=R_GRF_F1F3
/EVENT_INSTANCE=1
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=R_GRF
```

```
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_GRF_F3
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=R_GRF_F1F3
/EVENT_INSTANCE=2
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=R_GRF
/RESULT_METRIC_FOLDER=GAIT_KINETICS
/RESULT_METRIC_NAME=R_GRF_F2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=R_GRF_F2
! /EVENT_INSTANCE=0
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Select_Active_File
/FILE_NAME=Old_Frail
! /QUERY=
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Max_ToeClearc_1
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_Met_Center
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=LTO_new+LHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Min_ToeClearc
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_Met_Center
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=L_Max_ToeClearc_1+LHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=L_Max_ToeClearc_2
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_Met_Center
```

```
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=L_Min_ToeClearc+LHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_Met_Center
/RESULT_METRIC_FOLDER=TOE_CLEARANCE
/RESULT_METRIC_NAME=L_Max_ToeClearc_1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=L_Max_ToeClearc_1
! /EVENT_INSTANCE=0
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_Met_Center
/RESULT_METRIC_FOLDER=TOE_CLEARANCE
/RESULT_METRIC_NAME=L_Max_ToeClearc_2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=L_Max_ToeClearc_2
! /EVENT_INSTANCE=0
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=L_Met_Center
/RESULT_METRIC_FOLDER=TOE_CLEARANCE
/RESULT_METRIC_NAME=L_Min_ToeClearc
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=L_Min_ToeClearc
! /EVENT_INSTANCE=0
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Event_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Max_ToeClearc_1
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_Met_Center
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=RTO_new+RHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
```

```
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Minimum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Min_ToeClearc
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_Met_Center
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=R_Max_ToeClearc_1+RHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
! /FRAME_WINDOW=8
! /THRESHOLD=
;

Event_Global_Maximum
/RESULT_EVENT_NAME=R_Max_ToeClearc_2
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_Met_Center
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
/EVENT_SEQUENCE=R_Min_ToeClearc+RHS_NEW
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /THRESHOLD=
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_Met_Center
/RESULT_METRIC_FOLDER=TOE_CLEARANCE
/RESULT_METRIC_NAME=R_Max_ToeClearc_1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=R_Max_ToeClearc_1
! /EVENT_INSTANCE=0
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_Met_Center
/RESULT_METRIC_FOLDER=TOE_CLEARANCE
/RESULT_METRIC_NAME=R_Max_ToeClearc_2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=R_Max_ToeClearc_2
! /EVENT_INSTANCE=0
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=VIRTUAL_LAB
/SIGNAL_NAMES=R_Met_Center
```

```
/RESULT_METRIC_FOLDER=TOE_CLEARANCE
/RESULT_METRIC_NAME=R_Min_ToeClearc
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
! /SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=Z
/EVENT_NAME=R_Min_ToeClearc
! /EVENT_INSTANCE=0
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::TOE_CLEARANCE::R_Max_ToeClearc_1+METRIC::TOE_CLEARANCE::L_Max_ToeClearc_1
)/2
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TOE_CLEARANCE
/RESULT_NAME=RL_Max_ToeClearc_1
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::TOE_CLEARANCE::R_Max_ToeClearc_2+METRIC::TOE_CLEARANCE::L_Max_ToeClearc_2
)/2
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TOE_CLEARANCE
/RESULT_NAME=RL_Max_ToeClearc_2
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::TOE_CLEARANCE::R_Min_ToeClearc+METRIC::TOE_CLEARANCE::L_Min_ToeClearc)/2
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TOE_CLEARANCE
/RESULT_NAME=RL_Min_ToeClearc
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::RL_Max_ToeClearc_1+RL_Max_ToeClearc_1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::RL_Max_ToeClearc_1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::RL_Max_ToeClearc_2+RL_Max_ToeClearc_2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::RL_Max_ToeClearc_2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
```

```
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::RL_Min_ToeClearc+RL_Min_ToeClearc
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::RL_Min_ToeClearc
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Max_ToeClearc_1+R_Max_ToeClearc_1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Max_ToeClearc_1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Max_ToeClearc_2+R_Max_ToeClearc_2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Max_ToeClearc_2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Min_ToeClearc+R_Min_ToeClearc
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Min_ToeClearc
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Max_ToeClearc_1+L_Max_ToeClearc_1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Max_ToeClearc_1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Max_ToeClearc_2+L_Max_ToeClearc_2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Max_ToeClearc_2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
```

```
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC+TOE_CLEARANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Min_ToeClearc+L_Min_ToeClearc
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TC
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Min_ToeClearc
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Select_Active_File
/FILE_NAME=Old_Frail
! /QUERY=
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::TEMPORAL_DISTANCE::Left_Stride_Time_MEAN+METRIC::TEMPORAL_DISTANCE::Rigth
_Stride_Time_MEAN)/2
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=RL_Stride_Time_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::TEMPORAL_DISTANCE::Left_Step_Length_Mean+METRIC::TEMPORAL_DISTANCE::Right
_Step_Length_Mean)/2
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=RL_Step_Length_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=120/METRIC::TD_RIGHT_LEFT_Mean::RL_Stride_Time_Mean
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/SIGNAL_NAMES=RL_Stride_Time_Mean
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TEMPORAL_DISTANCE
/RESULT_NAME=Cadence
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=METRIC::TD_RIGHT_LEFT_Mean::RL_Step_Length_Mean/METRIC::TEMPORAL_DISTANCE::Cadence
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TEMPORAL_DISTANCE
/RESULT_NAME=Walk_Ratio
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Left_Stride_Length
/NEW_SIGNAL_NAME=01_L_Stride_Length
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Right_Stride_Length
```

```
/NEW_SIGNAL_NAME=02_R_Stride_Length
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Left_Stance_Time
/NEW_SIGNAL_NAME=03_L_Stance_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Right_Stance_Time
/NEW_SIGNAL_NAME=04_R_Stance_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Left_Step_Time
/NEW_SIGNAL_NAME=05_L_Step_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Right_Step_Time
/NEW_SIGNAL_NAME=06_R_Step_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Left_Single_Support Time
/NEW_SIGNAL_NAME=07_L_Single_Support_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Right_Single_Support Time
/NEW_SIGNAL_NAME=08_R_Single_Support_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Left_Step_Length
/NEW_SIGNAL_NAME=09_L_Step_Length
```

```
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Right_Step_Length
/NEW_SIGNAL_NAME=10_R_Step_Length
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Left_Stride_Time
/NEW_SIGNAL_NAME=11_L_Stride_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Rigth_Stride_Time
/NEW_SIGNAL_NAME=12_R_Stride_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Left_Swing_Time
/NEW_SIGNAL_NAME=13_L_Swing_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Right_Swing_Time
/NEW_SIGNAL_NAME=14_R_Swing_Time
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Stride_Width
/NEW_SIGNAL_NAME=15_Stride_Width
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Double_Limb_Support_Time_Ave
/NEW_SIGNAL_NAME=16_Double_Limb_Support_Time_Ave
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
```

```
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Cadence
/NEW_SIGNAL_NAME=17_Cadence
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Walk_Ratio
/NEW_SIGNAL_NAME=18_Walk_Ratio
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Rename_Signals
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=Speed
/NEW_SIGNAL_NAME=19_Speed
! /APPEND_TO_OLD_SIGNAL_NAME=FALSE
! /INCLUDE_CALFILE=FALSE
! /CALFILE_ONLY=FALSE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=01_L_Stride_Length+02_R_Stride_Length
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=01_RL_Stride_Length
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TD_RIGHT_LEFT_Mean
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::01_RL_Stride_Length+01_RL_Stride_Length
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::01_RL_Stride_Length
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::01_L_Stride_Length+01_L_Stride_Length
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::01_L_Stride_Length
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
```

```
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::02_R_Stride_Length+02_R_Stride_Length
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::02_R_Stride_Length
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=03_L_Stance_Time+04_R_Stance_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=02_RL_Stance_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TD_RIGHT_LEFT_Mean
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::02_RL_Stance_Time+02_RL_Stance_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::02_RL_Stance_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::03_L_Stance_Time+03_L_Stance_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::03_L_Stance_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::04_R_Stance_Time+04_R_Stance_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::04_R_Stance_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=05_L_Step_Time+06_R_Step_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=03_RL_Step_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;
```

```
Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TD_RIGHT_LEFT_Mean
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::03_RL_Step_Time+03_RL_Step_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::03_RL_Step_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::05_L_Step_Time+05_L_Step_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::05_L_Step_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::06_R_Step_Time+06_R_Step_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::06_R_Step_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=07_L_Single_Support_Time+08_R_Single_Support_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=04_RL_Single_Support_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TD_RIGHT_LEFT_Mean
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::04_RL_Single_Support_Time+04_RL_Single_Support_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::04_RL_Single_Support_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::07_L_Single_Support_Time+07_L_Single_Support_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::07_L_Single_Support_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
```

```
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::08_R_Single_Support_Time+08_R_Single_Support_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::08_R_Single_Support_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=09_L_Step_Length+10_R_Step_Length
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=05_RL_Step_Length
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TD_RIGHT_LEFT_Mean
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::05_RL_Step_Length+05_RL_Step_Length
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::05_RL_Step_Length
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::09_L_Step_Length+09_L_Step_Length
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::09_L_Step_Length
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::10_R_Step_Length+10_R_Step_Length
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::10_R_Step_Length
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=11_L_Stride_Time+12_R_Stride_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=06_RL_Stride_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
```

```
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TD_RIGHT_LEFT_Mean
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::06_RL_Stride_Time+06_RL_Stride_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::06_RL_Stride_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::11_L_Stride_Time+11_L_Stride_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::11_L_Stride_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::12_R_Stride_Time+12_R_Stride_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::12_R_Stride_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=TEMPORAL_DISTANCE+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=13_L_Swing_Time+14_R_Swing_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=TD_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=07_RL_Swing_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TD_RIGHT_LEFT_Mean
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::07_RL_Swing_Time+07_RL_Swing_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::07_RL_Swing_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::13_L_Swing_Time+13_L_Swing_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::13_L_Swing_Time
```

```
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::14_R_Swing_Time+14_R_Swing_Time
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::14_R_Swing_Time
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::15_Stride_Width+15_Stride_Width
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::15_Stride_Width
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::15_Stride_Width+15_Stride_Width
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::15_Stride_Width
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::16_Double_Limb_Support_Time_Ave+16_Double_Limb_Support_Time_Ave
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::16_Double_Limb_Support_Time_Ave
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::16_Double_Limb_Support_Time_Ave+16_Double_Limb_Support_Time_Ave
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::16_Double_Limb_Support_Time_Ave
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::17_Cadence+17_Cadence
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
```

```
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::17_Cadence
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::17_Cadence+17_Cadence
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::17_Cadence
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::18_Walk_Ratio+18_Walk_Ratio
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::18_Walk_Ratio
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::18_Walk_Ratio+18_Walk_Ratio
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::18_Walk_Ratio
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::19_Speed+19_Speed
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD_CoV
/RESULT_NAME=GLOBAL::19_Speed
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD+TEMPORAL_DISTANCE
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::19_Speed+19_Speed
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_TD
/RESULT_NAME=GLOBAL::19_Speed
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::SIGNAL_STATS::L_HIP_JOINT_ANGLE_X_Stats+METRIC::SIGNAL_STATS::R_HIP_JOINT
_ANGLE_X_Stats)/2
```

```
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=J_ANG_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=RL_HIP_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::SIGNAL_STATS::L_KNEE_JOINT_ANGLE_X_Stats+METRIC::SIGNAL_STATS::R_KNEE_JOI
NT_ANGLE_X_Stats)/2
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=J_ANG_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=RL_KNEE_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=(METRIC::SIGNAL_STATS::L_ANKLE_JOINT_ANGLE_Corr_X_Stats+METRIC::SIGNAL_STATS::R_AN
KLE_JOINT_ANGLE_Corr_X_Stats)/2
! /SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=J_ANG_RIGHT_LEFT_Mean
/RESULT_NAME=RL_ANKLE_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_JAng_STATS+SIGNAL_STATS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::RL_HIP_J_ANGLE_X_Stats_Mean+RL_HIP_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_JAng_STATS
/RESULT_NAME=GLOBAL::RL_HIP_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_JAng_STATS+SIGNAL_STATS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::RL_KNEE_J_ANGLE_X_Stats_Mean+RL_KNEE_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_JAng_STATS
/RESULT_NAME=GLOBAL::RL_KNEE_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_JAng_STATS+SIGNAL_STATS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::RL_ANKLE_J_ANGLE_X_Stats_Mean+RL_ANKLE_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_JAng_STATS
/RESULT_NAME=GLOBAL::RL_ANKLE_J_ANGLE_X_Stats_Mean
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Ankle_Power_A1+L_Ankle_Power_A1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
```

```
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Ankle_Power_A1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Ankle_Power_A2+L_Ankle_Power_A2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Ankle_Power_A2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_GRF_F1+L_GRF_F1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_GRF_F1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_GRF_F2+L_GRF_F2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_GRF_F2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_GRF_F3+L_GRF_F3
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_GRF_F3
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Hip_Power_H1+L_Hip_Power_H1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Hip_Power_H1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;
Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Hip_Power_H2+L_Hip_Power_H2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
```

```
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Hip_Power_H2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Hip_Power_H3+L_Hip_Power_H3
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Hip_Power_H3
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Knee_Power_K1+L_Knee_Power_K1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Knee_Power_K1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;
Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Knee_Power_K2+L_Knee_Power_K2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Knee_Power_K2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Knee_Power_K4+L_Knee_Power_K4
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Knee_Power_K4
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::L_Knee_Power_K5+L_Knee_Power_K5
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::L_Knee_Power_K5
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;



Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Ankle_Power_A1+R_Ankle_Power_A1
```

```
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Ankle_Power_A1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;


Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Ankle_Power_A2+R_Ankle_Power_A2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Ankle_Power_A2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_GRF_F1+R_GRF_F1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_GRF_F1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_GRF_F2+R_GRF_F2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_GRF_F2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_GRF_F3+R_GRF_F3
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_GRF_F3
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Hip_Power_H1+R_Hip_Power_H1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Hip_Power_H1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;
Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Hip_Power_H2+R_Hip_Power_H2
```

```
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Hip_Power_H2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Hip_Power_H3+R_Hip_Power_H3
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Hip_Power_H3
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Knee_Power_K1+R_Knee_Power_K1
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Knee_Power_K1
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;
Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Knee_Power_K2+R_Knee_Power_K2
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Knee_Power_K2
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Knee_Power_K4+R_Knee_Power_K4
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Knee_Power_K4
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;

Merge_Data
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics+GAIT_KINETICS
/SIGNAL_NAMES=GLOBAL::R_Knee_Power_K5+R_Knee_Power_K5
! /COMPONENT_SEQUENCE=
/RESULT_TYPES=METRIC
/RESULT_FOLDERS=For_Export_Gait_Kinetics
/RESULT_NAME=GLOBAL::R_Knee_Power_K5
! /MERGE_TYPE=APPEND_TO_END
/IGNORE_MISSING_SIGNALS=FALSE
/PRE_CLEAR_RESULT_SIGNAL=TRUE
;
```

```
Select_Active_File
/FILE_NAME=GLOBAL
! /QUERY=
;

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC+METRIC+METRIC+METRIC+METRIC+METRIC+METRIC+METRIC+METRIC+METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TD_CoV+For_Export_TD_CoV+For_Export_TD_CoV+For_Export_TD_CoV+For_Exp
ort_TD_CoV+For_Export_TD_CoV+For_Export_TD_CoV+For_Export_TD_CoV+For_Export_TD_CoV+For_Export_
TD_CoV+For_Export_TD_CoV
/SIGNAL_NAMES=01_RL_Stride_Length+02_RL_Stance_Time+03_RL_Step_Time+04_RL_Single_Support_Time+
05_RL_Step_Length+06_RL_Stride_Time+07_RL_Swing_Time+15_Stride_Width+16_Double_Limb_Support_Ti
me_Ave+17_Cadence+19_Speed
! /FILE_NAME=
! /SIGNAL_COMPONENTS=
! /COMPONENT_SEQUENCE=
! /SIGNAL_PRECISION=
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /USE_POINT_RATE=FALSE
! /NORMALIZE_DATA=FALSE
! /NORMALIZE_POINTS=101
! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV_FOR_METRIC=FALSE
! /USE_P2D_FORMAT=FALSE
! /USE_XML_FORMAT=FALSE
! /USE_JSON_FORMAT=FALSE
! /USE_SHORT_FILENAME=FALSE
! /EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
! /EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
! /EXPORT_NAN=FALSE
! /USE_SCIENTIFIC_NOTATION=FALSE
;

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_Gait_Kinetics
! /SIGNAL_NAMES=
! /FILE_NAME=
! /SIGNAL_COMPONENTS=
! /COMPONENT_SEQUENCE=
! /SIGNAL_PRECISION=
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /USE_POINT_RATE=FALSE
! /NORMALIZE_DATA=FALSE
! /NORMALIZE_POINTS=101
! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV_FOR_METRIC=FALSE
! /USE_P2D_FORMAT=FALSE
! /USE_XML_FORMAT=FALSE
! /USE_JSON_FORMAT=FALSE
! /USE_SHORT_FILENAME=FALSE
! /EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
! /EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
! /EXPORT_NAN=FALSE
! /USE_SCIENTIFIC_NOTATION=FALSE
;

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=For_Export_TC
! /SIGNAL_NAMES=
! /FILE_NAME=
! /SIGNAL_COMPONENTS=
! /COMPONENT_SEQUENCE=
! /SIGNAL_PRECISION=
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /USE_POINT_RATE=FALSE
! /NORMALIZE_DATA=FALSE
! /NORMALIZE_POINTS=101
! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV_FOR_METRIC=FALSE
! /USE_P2D_FORMAT=FALSE
```

```
! /USE_XML_FORMAT=FALSE
! /USE_JSON_FORMAT=FALSE
! /USE_SHORT_FILENAME=FALSE
! /EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
! /EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
! /EXPORT_NAN=FALSE
! /USE_SCIENTIFIC_NOTATION=FALSE
;
```

Erklärung § 5 Abs. 1 zur Datenaufbewahrung

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten

- in der ***Klinik für Geriatrie und Altersmedizin*** des Universitätsklinikums Aachen

hinterlegt sind.

Eidesstattliche Erklärung gemäß § 5 Abs. (1) und § 11 Abs. (3) 12. der Promotionsordnung

Hiermit erkläre ich, **Sophia Plum** an Eides statt, dass ich folgende in der von mir selbstständig erstellten Dissertation „Gelenkkinetik während des Gangzyklus: Unterschiede zwischen älteren Menschen mit und ohne Frailty nach Fried“ dargestellten Ergebnisse erhoben habe*:*
Bei der Durchführung der Arbeit hatte ich folgende Hilfestellungen, die in der Danksagung angegeben sind.

	Doktorandin Sophia Plum	Prakt. Betreuer Dr. João Batista	Doktorvater Prof. Cornelius Bollheimer	Prüfärztin Dr.Thea Laurentius	Summe (%)
Studien-überwachung	55	20	25		100
Studiendesign/ Konzeption			20	80	100
Rekrutierung der Teilnehmenden	70	30			100
Untersuchung der Teilnehmenden	100				100
Durchführung der Experimente	100				100
Rohdaten-Nachbearbeitung	100				100
Pipeline-Programmierung	10	90			100
Datenauswertung	100				100
Statistische Auswertung	100				100
Material-Bereitstellung		30	70		100
Interpretation der Datenauswertung	100				100

Hier ggf. auch Experimente oder statistische Auswertungen aufführen, die nicht selbstständig gemacht, sondern von den entsprechenden Personen übernommen wurden.

_____
Unterschrift der Doktorandin

Als Betreuer der obigen Dissertation bestätige ich die Angaben von Sophia Plum

_____
Unterschrift des Doktorvaters