

DIPLOMARBEIT

Entwicklung eines Programms zur Berechnung der grundlegenden Gangparameter mittels kinematischer Daten aus einer 4-Marker Ganganalyse

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieur/in

im Rahmen des Studiums

Biomedical Engineering

von

Cornelia Lawall BSc.

0625171 (033 245)

Gerichtsgasse 1c/5/1

1210 Wien

eingereicht an der Technischen Universität Wien

Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften

Institut für Konstruktionswissenschaften und Technische Logistik - E 307

Betreuer/in

Ao.Univ.Prof. Dipl.Ing. Dr.techn. Margit Gföhler

Ing. Mag. rer. nat. Dr. rer. nat. Andreas Kranzl

Unterschrift Verfasserin

Unterschrift Betreuerin

Wien, Jänner 2014

Eidesstattliche Erklärung

„Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit wurde bisher weder in gleicher noch in ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch noch nicht veröffentlicht.“

Ort, Datum

Unterschrift der Verfasserin

Kurzfassung

Bei der Analyse des menschlichen Gangs spielt die Berechnung der Gangparameter eine wichtige Rolle. Sie ermöglichen es, Aussagen über die Qualität des Gangs eines Menschen zu treffen.

Ziel dieser Arbeit war die Erstellung eines Programms, welches basierend auf kinematischen Daten, ermittelt durch eine 4-Marker Ganganalyse, die Gangparameter berechnet. Die Berechnung der Gangparameter soll sowohl bei Personen mit Fersenaufsatz, wie auch bei Personen mit Vorfußaufsatz und/oder Flachaufsatz erfolgen können. Das mögliche Auftreten eines Kreuzgangs soll ebenfalls berücksichtigt werden.

Das Programm identifiziert automatisch, anhand der Messwerte, die Position der Marker, sowie die Gehrichtung in der die Messung erfolgt. Es arbeitet unabhängig davon, wie oft die zu absolvierende Messstrecke zurückgelegt wird. Das Auftreten eines Kreuzgangs wird in der Zuordnung der Marker berücksichtigt.

Für die Berechnung der Gangparameter ist die Detektion, spezieller Punkte des Gangzyklus (initial Kontakt, Toe-off) notwendig. Dies geschieht mittels der Koordinatenverläufe der Marker in vertikaler Richtung. Für eine Automatisierung, der Detektion der Gangevents, werden Schwellenwerte eingesetzt um die Bereiche in denen die Gangevents auftreten einzugrenzen.

Nach der automatischen Detektion der Gangevents erfolgt die Berechnung der Gangparameter. Diese werden anschließend in ein Ergebnisdatenblatt, zur Ablage in eine Patientendatei, ausgegeben.

Programmtests mit Daten unterschiedlicher Gangbilder zeigen, dass sowohl bei Personen mit Fersenaufsatz, wie auch bei Personen mit Vorfußaufsatz und/oder Flachaufsatz eine Berechnung der Gangparameter mit den gesetzten Schwellenwerten möglich ist. Bei speziellen Gangbildern kann eine händische Anpassung der Schwellenwerte für die Berechnung der Gangparameter notwendig werden. Um diese Anpassungen zu automatisieren sind weitere Studien hinsichtlich der Wahl des Schwellenwerts notwendig.

Die Evaluierung des Programms hinsichtlich der Genauigkeit im Vergleich zu den herkömmlich verwendeten Methoden, zur Berechnung der Gangparameter, ist Inhalt einer weiteren Arbeit und wurde daher im Zuge dieser Diplomarbeit nicht genauer behandelt.

Abstract

In the analysis of the human gait, the calculation of the gait parameters plays an important role. They allow to give evidence about the quality of the human's gait.

The aim of this work was to develop a program that calculates the gait parameters based on kinematic data, determined by a 4-marker gait analysis.

The calculation of the transition parameter should be possible for persons with heel strike as well as for individuals with forefoot contact and/or flat contact.

The possible occurrence of a crosswise gait should also be considered.

The program identifies automatically, based on the measured values, the position of the marker, as well as the direction of motion in which the measurement is carried out. For the program process it is not relevant how often the measure distance is repeated. The occurrence of a crosswise gait is taken into account in the assignment of the markers.

For the calculation of the transition parameters, the detection of specific points of the gait cycle (initial contact, toe-off) is necessary. This happens by using the coordinate curves of the marker in the vertical direction. For automating the detection of the gait events thresholds are used to limit the areas in which the gait events occur.

After an automatic detection of the gait events, the calculation of the gait parameters is performed. Subsequently the gait parameters are stored in the format of a result data sheet, to put it into the patient's file.

Program tests with data of different gait patterns show that it is possible to calculate the gait parameters with the set threshold values for persons with heel strike as well as for individuals with forefoot contact and/or flat contact.

In specific gait frames a manual adjustment of the thresholds for the calculation of gait parameters can be necessary. More studies regarding the choice of the thresholds are needed to automate these adjustments.

The evaluation of the program regarding to the accuracy compared to the conventionally used methods ,for calculating the gait parameters, is the subject of another study and was therefore not part of this diploma thesis in more detail.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei denjenigen Personen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit maßgeblich unterstützt haben.

Ebenso möchte ich mich für die Unterstützung und Motivation durch meine Familie und meine Freunde bedanken.

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
1 Der menschliche Gang	3
1.1 Gangzyklus	3
1.2 Gangphasen	4
1.3 Pathologischer Gang	10
1.4 Gangparameter.....	12
2 Ganganalyse.....	16
2.1 Beobachtende Ganganalyse	16
2.2 Instrumentelle Ganganalyse	16
3 Ermittlung von Gangevents.....	19
4 4-Marker Ganganalyse	22
5 Programm	25
5.1 Daten.....	26
5.2 Varianten	26
5.3 Aufbereitung der Rohdaten	28
5.4 Ermittlung der Gangevents	35
5.5 Optische Kontrolle.....	53
5.6 Berechnung der Gangparameter.....	55
5.7 Programmtests	70
6 Ergebnisse.....	71
7 Schlussfolgerung.....	83
Literaturverzeichnis.....	84
Abbildungsverzeichnis.....	85
Tabellenverzeichnis.....	87

Einleitung

Eine gängige Bewertungsmethode der Bewegung des Menschen ist die Beurteilung des Gehens mittels Ganganalyse.

Im Laufe der Zeit wurden zur Erfassung des menschlichen Gangs immer mehr Untersuchungsmöglichkeiten und technische Geräte entwickelt die es ermöglichen den Gang eines Menschen nach bestimmten Parametern zu beurteilen.

Weg und Zeit, sowie die Dauer der Stand- und Schwungphase sind die Grundparameter für die Beurteilung des Gangs eines Menschen. Zusätzliche Parameter wie Schrittfrequenz, Schrittlänge, Schrittdauer ergeben sich aus den Grundparametern.

Für die Berechnung dieser Parameter ist es notwendig, spezielle Punkte des Gangzyklus genau bestimmen zu können. Diese als Gangevents bezeichneten Zeitpunkte werden meist durch den Einsatz von Kraftmessplatten in Kombination mit einer Bewegungsanalyse ermittelt.

Sind die Kraftmessplatten gut sichtbar angeordnet, versucht der Patient in der Regel diese exakt zu treffen. Wodurch der natürliche Schrittrhythmus verändert und das Messergebnis verfälscht wird. Bei verdeckter Anordnung weiß der Patient nicht, wann und wo gemessen wird, aus diesem Grund werden die Kraftmessplatten häufig verfehlt. Dadurch ist oft eine Vielzahl von Messungen nötig, um zu auswertbaren Ergebnissen zu gelangen.

Durch die, für die Bewegungsanalyse notwendige, aufwendige und sehr zeitintensive Applikationen von Markersystemen und die oftmalig erforderliche Wiederholung der Messung entsteht eine große Belastung für den Patienten.

Studien zeigen, dass für die Ermittlung der Gangevents, die kinematischen Daten einer Bewegungsanalyse unter Verwendung von lediglich vier Markern ausreichend sind.

Diese führt zu dem Schluss, dass beruhend auf kinematischen Daten eine Berechnung der grundlegenden Gangparameter möglich ist.

Ziel dieser Arbeit ist es, ein Programm zu entwickeln, welches basierend auf einer 4-Marker Ganganalyse, dieselben grundlegenden Gangparameter berechnet, wie eine konventionelle Voll-Ganganalyse.

Dieses Programm soll automatisch, anhand der Messwerte, die Position der Marker identifizieren, sowie die Gehrichtung, in der die Messung erfolgt, erkennen. Weiters soll das Programm unabhängig davon arbeiten, wie oft die Messstrecke hintereinander zurückgelegt wird.

Nach einer automatischen Detektion der Gangevents soll eine Berechnung der folgenden Gangparameter erfolgen:

- Geschwindigkeit [m/s]
- Kadenz [Schritte/min]
- Schrittbreite [m]
- Doppelschrittlänge [m]
- Schrittlänge [m]
- Einzelunterstützungsphase [s]
- Schrittdauer [s]
- Doppelschrittdauer [s]
- Standphase [%]
- Ende 1. Doppelunterstützungsphase [%]
- 2. Doppelunterstützungsphase [%]
- Aufsetzwinkel zur x-Achse (Gehrichtung)
- Abdrückwinkel zur x-Achse (Gehrichtung)
- Fußöffnungswinkel zum Ende der 1. Doppelunterstützungsphase

Das zu entwickelnde Programm soll im klinischen Alltag des Ganglabors im Orthopädischen Spital Wien Speising eingesetzt werden. Daher sollen die Gangparameter in ein Ergebnisdatenblatt, zur Ablage in der Patientendatei, ausgegeben werden.

Die Berechnung der Gangparameter soll sowohl bei Personen mit Fersenaufsatz, wie auch bei Personen mit Vorfußaufsatz und/oder Flachaufsatz möglich sein. Etwasiges Auftreten eines Kreuzgangs muss in der Zuordnung der Marker berücksichtigt werden.

Da das Programm im klinischen Alltag eingesetzt werden wird, muss gewährleistet sein, dass bei etwaig auftretenden Fehlern das Programm diese erkennt und eine Meldung darüber ausgibt.

1 Der menschliche Gang

Der Gang des Menschen ist das Ergebnis vom komplexen Zusammenwirken zwischen dem menschlichen Nervensystem, sowie dem Stütz- und Bewegungsapparat. Das Gangbild des Menschen ist individuell stark verschieden. Die Gründe hierfür liegen bei verschiedenen körperlichen Voraussetzungen, den jeweiligen Lebensumständen und Verhaltensweisen, sowie an einer Reihe von grundlegenden Fähigkeiten, die bei der kognitiven und motorischen Entwicklung ausgebildet werden [2]. Trotz allem lässt sich der menschliche Gang mit grundlegenden Bewegungsabläufen beschreiben, die als "normal" angesehen werden, da das Gehen nichts anderes als eine zyklische Abfolge von komplexen Bewegungsabläufen ist. Aufgrund dieses wiederkehrenden Bewegungsmusters lässt sich der menschliche Gang in verschiedene Zyklen und Phasen einteilen.

1.1 Gangzyklus

Der sogenannte Gangzyklus wird als jener Zeitraum definiert, der zwischen zwei aufeinander folgenden, initialen Bodenkontakten desselben Fußes (Referenzbein) liegt. Das andere Bein (kontralaterales Bein) vollzieht währenddessen die gleichen Bewegungsabläufe wie das Referenzbein, jedoch ist die Abfolge um einen halben Gangzyklus verschoben.

Der Gangzyklus wird auch sehr oft als Doppelschritt bezeichnet. Der Doppelschritt ist jedoch nicht mit dem Begriff Schritt zu verwechseln. Ein Doppelschritt ist das Intervall zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bodenkontakten desselben Beines. Ein Schritt wird als das Intervall zwischen dem Bodenkontakt des einen Fußes und des anderen Fußes bezeichnet. Jeder Doppelschritt besteht somit aus zwei Schritten wie in Abbildung 1 dargestellt. [1]

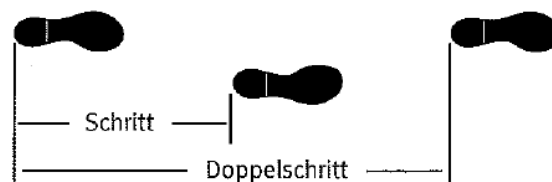


Abbildung 1: Schritt und Doppelschritt [1]

1.2 Gangphasen

Der Gangzyklus lässt sich in eine sogenannte Standphase und in eine Schwungphase unterteilen, siehe Abbildung 2.

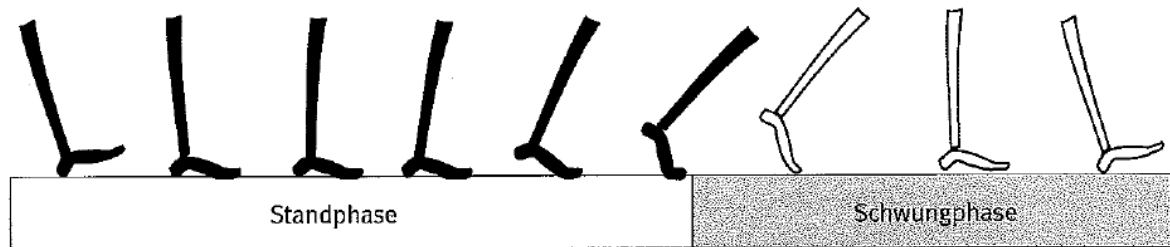


Abbildung 2: Gangzyklus [1]

Als Standphase wird die Zeitdauer definiert in dem der Fuß des Referenzbeins auf dem Boden ist. Sie beginnt mit dem initialen Bodenkontakt, im Englischen als „inital contact“ bezeichnet. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird für diesen Zeitpunkt die Abkürzung IC verwendet. Die Schwungphase beschreibt den Zeitrahmen, indem sich der Fuß in der Luft befindet. Diese Phase beginnt, wenn sich die Zehen vom Boden ablösen. Dieser Zeitpunkt wird auch als „Zehe abgehoben“, im Englischen „toe-off“, bezeichnet. In dieser Arbeit wird deshalb in weiterer Folge für diesen Zeitpunkt die Abkürzung TO verwendet.

Standphase und Schwungphase können ihrerseits wieder in insgesamt acht Unterphasen gegliedert werden, um den Gangzyklus genauer zu definieren, wobei jede Phase eine funktionelle Aufgabe zu erfüllen hat (Abbildung 3). [1]

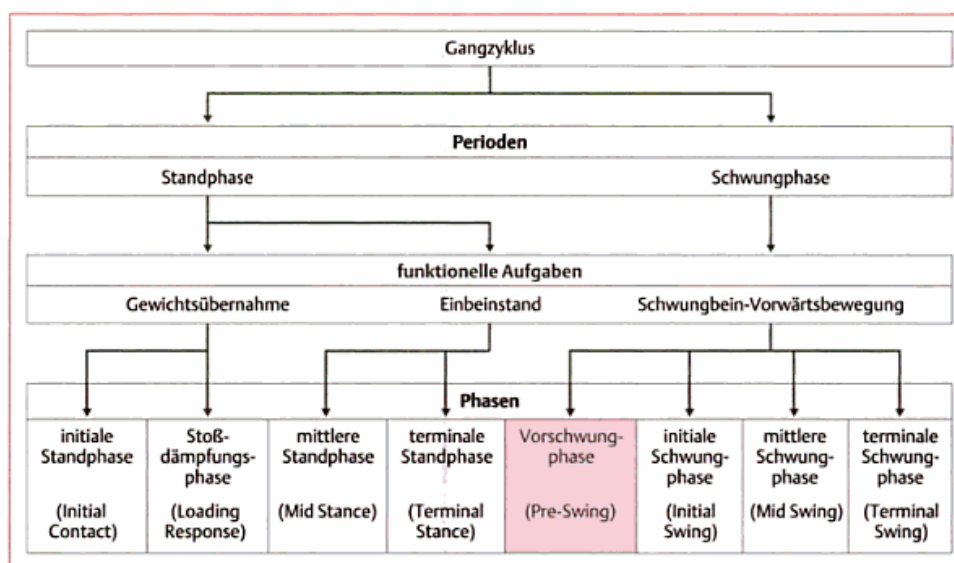


Abbildung 3: Unterteilung des Gangzyklus [2]

Für eine einfachere Vergleichbarkeit wird die Dauer eines Zyklus mit 100% normiert. Normalerweise sind 60% des Gangzyklus der Standphase und 40% der Schwungphase zuzurechnen. Die genaue Dauer variiert jedoch sehr stark mit der Ganggeschwindigkeit.

Für die weiteren Beschreibungen der Gangphasen dienen die Arbeiten von Perry [1] und Götz-Neumann [2] als Referenz.

1.2.1 Standphase

Während der Standphase hat das Referenzbein, in den Abbildungen rot gekennzeichnet, dauerhaft Bodenkontakt.

Die Standphase gliedert sich in initiale Standphase, Stoßdämpfungsphase, mittlere Standphase, terminale Standphase und Vorschwungphase.

Initiale Standphase (0-2% des Gangzyklus):

In dieser Phase erfolgt der IC des Referenzbeins (rot), siehe Abbildung 4. In der Regel erfolgt dies mit der Ferse, weshalb dieser Zeitpunkt oft auch als Fersenkontakt, im Englischen als "heel strike" (HS) bezeichnet wird.

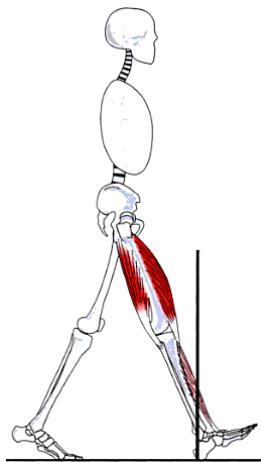


Abbildung 4: Initiale Standphase [2]

Bei Gangstörungen kommt es jedoch vor, dass der IC mit dem Vorfuß oder auch mit dem gesamten Fuß erfolgt. In diesen Fällen ist die Bezeichnung Fersenkontakt nicht korrekt. Um etwaige Missverständnisse zu vermeiden, wurde vom Komitee für Ganganalyse in Rancho Los Amigos eine allgemeine Terminologie für die Gangphasen ausgearbeitet, siehe Tabelle 1. In dieser Tabelle wird für diese Gangevents die Bezeichnung initial Kontakt (IC), verwendet.

Tabelle 1: Vergleich traditionelles und Rancho Los Amigos System [2]

Traditionelles System	Rancho Los Amigos System
Heel strike – Fersenaufprall	Initial contact – initialer Kontakt
Foot flat – Fußsohlenbodenkontakt	Loading response – (Teil der) Stoßdämpfungsphase
Mid stance – mittlere Standphase	Mid stance – (Teil der) mittleren Standphase
Heel-off – Fersenanhebung	Terminal stance – (Teil der) terminalen Standphase
Toe-off – Zehen abgehoben	(End of) Pre-swing, (start) Initial swing – Ende Vor-schwungphase und Beginn initialer Standphase
Acceleration – Beschleunigungsphase	(Part of) Initial and Mid swing – Teil der initialen und mittleren Schwungphase
Mid swing – mittlere Schwungphase	(Part of) Mid and Terminal swing – Teil der mittleren und terminalen Schwungphase
Deceleration – Abbremsphase	(Part of) Terminal swing – Teil der terminalen Schwungphase

Stoßdämpfungsphase (2-10% des Gangzyklus):

Diese Phase wird durch den IC eingeleitet und endet mit dem Abheben des konterlateralen Beines vom Boden. Wie auf Abbildung 5 zu erkennen ist, haben während dieser Phase beide Füße Bodenkontakt, weshalb sie auch 1. Doppelunterstützungsphase genannt wird.

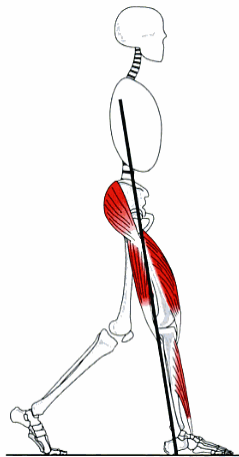


Abbildung 5: Stoßdämpfungsphase [2]

Mittlere Standphase (10-30% des Gangzyklus):

Sie beginnt, wenn der konterlaterale Fuß abgehoben wird und endet, wenn das Körpergewicht auf den Vorfuß verlagert wird. Wie in Abbildung 6 zu sehen ist, wird diese Phase in eine frühe und eine späte mittlere Standphase unterteilt. Im Verlauf der späten Phase bewegt sich der Körperschwerpunkt immer weiter nach vorn, bis er sich am Ende der späten Phase über dem Vorfuß befindet.

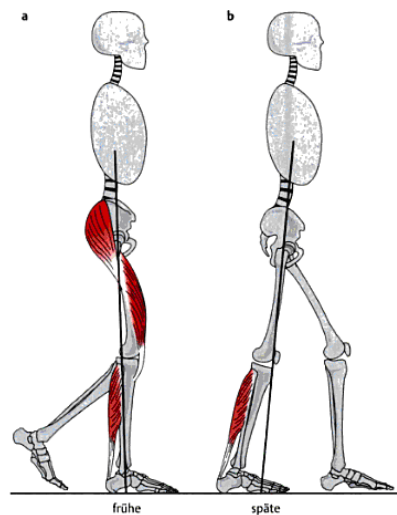


Abbildung 6: Mittlere Standphase [2]

Terminale Standphase (30-50% des Gangzyklus):

Der Beginn wird durch das Aufheben der Ferse eingeleitet. Die Phase endet, wenn der konterlaterale Fuß Bodenkontakt hat. Über die ganze Dauer befindet sich der Körperschwerpunkt vor dem Vorfuß (Abbildung 7).

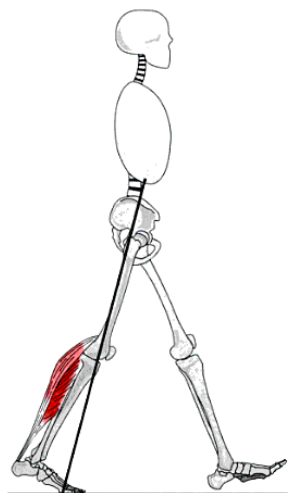


Abbildung 7: Terminale Standphase [2]

Vorschwungphase (50-60% des Gangzyklus)

Dies ist die letzte Unterphase der Standphase (Abbildung 8). Sie ist die 2. Doppelunterstützungsphase während des Gangzyklus und beginnt mit dem IC des konterlateralen Beines. Das Ende erfolgt durch das Aufheben der Zehe des Referenzbeines vom Boden.

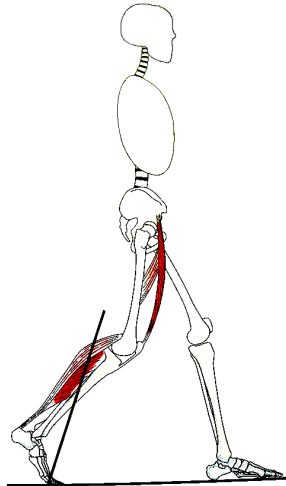


Abbildung 8: Vorschwungphase [2]

1.2.2 Schwungphase

Initiale Schwungphase (60-73% des Gangzyklus):

Diese Unterphase beginnt mit dem Abheben des Referenzbeines vom Boden (TO) und endet, wenn sich das Referenzbein (Schwungbein) auf Höhe des lateralen Beines (Standbein) befindet (Abbildung 9).

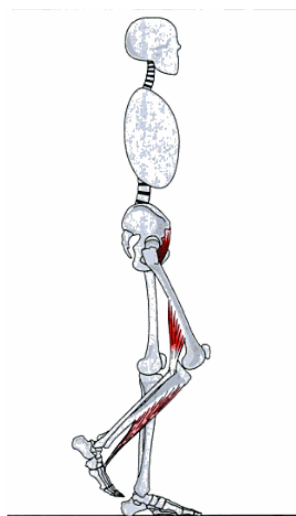


Abbildung 9: Initiale Schwungphase [2]

Mittlere Schwungphase (73-87% des Gangzyklus)

Der zweite Unterabschnitt der Schwungphase beginnt, wenn das Referenzbein sich auf Höhe des lateralen Beines befindet und endet, wenn das Referenzbein vorn und die Tibia vertikal ausgerichtet ist (Abbildung 10).

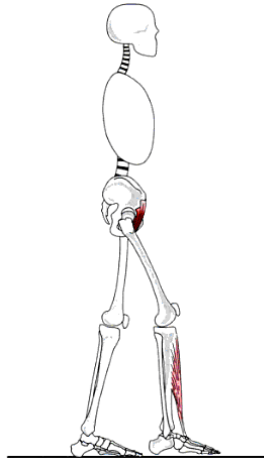


Abbildung 10: Mittlere Schwungphase [2]

Terminale Schwungphase (87-100% des Gangzyklus)

Dieses Intervall ist die Übergangsphase von der Schwung- in die Standphase. Es beginnt bei vertikal ausgerichteter Tibia und endet, wenn das Referenzbein Bodenkontakt erhält (Abbildung 11).

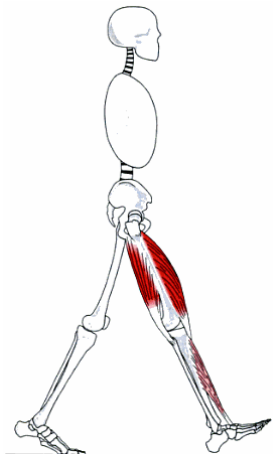


Abbildung 11: Terminale Schwungphase [2]

1.3 Pathologischer Gang

Pathologische Änderungen am Stütz- und Bewegungsapparat sowie gestörtes Zusammenwirken zwischen Nervensystem und Stütz- und Bewegungsapparat führen häufig zu einem anormalen Gangbild und einem gestörten Krafteinsatz, wodurch eine deutliche Unterscheidung vom unauffälligen Gang möglich ist. Abweichungen im Gangbild von dem als normal definierten Gangbild können viele unterschiedliche Ursachen haben. Für diese Arbeit ist vor allem die Abweichung des Gangs am Sprunggelenk von großer Bedeutung, da es dadurch zu verschiedenen Auswirkungen auf die einzelnen Gangphasen kommen kann. Hier ist vor allem die Auswirkung auf die IC -Phase von großer Bedeutung.

Bei übertriebener Plantarflexion treten drei pathologische Formen des IC auf. Der Vorfußkontakt, der flache Fersenkontakt und der Fußsohlenkontakt. [2]

Vorfußkontakt

Der IC erfolgt mit dem Vorfuß bei gleichzeitiger Plantar- und Knieflexion von jeweils ca. 20° (Abbildung 12). Es findet keine Abrollbewegung statt. In weiterer Folge führt der Vorfußkontakt während der Phase der Gewichtsübernahme zu verschiedenen Bewegungsmustern (Abbildung 13). Durch die Gewichtsübernahme kann die Ferse sofort nach dem Vorfußkontakt auf den Boden fallen (a). Bei einer Sprunggelenkskontraktur kann die Ferse angehoben bleiben (b) oder es kommt zu einer Hyperextension des Kniegelenks durch das Fallen der Ferse Richtung Boden (c). [2]

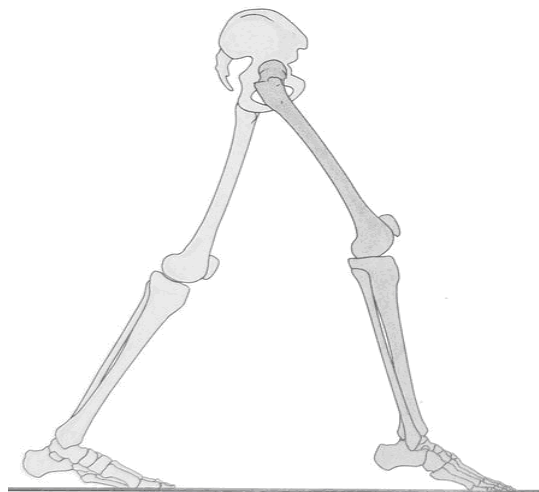


Abbildung 12: Vorfußkontakt [2]

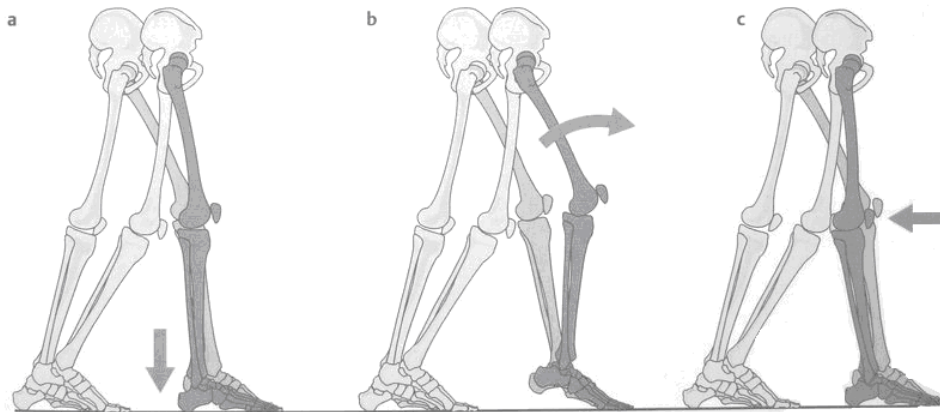


Abbildung 13: Drei verschiedene Bewegungsmuster nach Vorfußkontakt [2]

Flacher Fersenkontakt

Der IC erfolgt gerade noch mit der Ferse zuerst, der Fuß ist nahezu parallel zum Boden (Abbildung 14). Die Abrollbewegung wird stark beeinflusst.

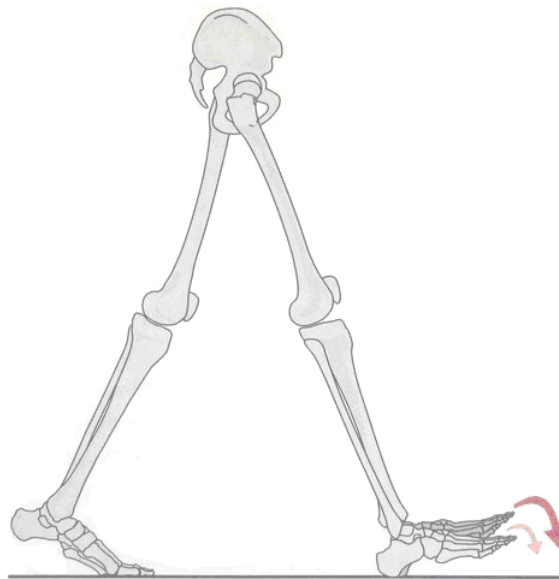


Abbildung 14: Flacher Fersenkontakt [2]

Fußsohlenkontakt

Der IC erfolgt mit dem gesamten Fuß. Ferse und Zehe berühren gleichzeitig den Boden.

1.4 Gangparameter

Durch die Verwendung von Gangparametern lassen sich Aussagen über die Gehfähigkeit und die Qualität des Ganges eines Menschen treffen. Von Perry [1] und Götz-Neumann [2] werden die Ganggeschwindigkeit, die Kadenz und die Doppelschrittlänge als die hauptsächlichen Schrittcharakteristika bezeichnet. In der Praxis finden jedoch noch weitere Parameter, wie zum Beispiel die Dauer der monopodalen Standphase (Einzelunterstützungsphase), ihre Anwendung. In weiterer Folge wird auf die im Ganglabor des Orthopädischen Krankenhaus Wien Speising verwendeten Gangparameter genauer eingegangen.

Bei allen Gangparametern, bei denen eine Unterscheidung in links und rechts möglich ist, wird im weiteren Verlauf der Arbeit der Gangparameter, sowohl für links wie auch für rechts, ermittelt. Dabei wird jeweils das linke wie auch das rechte Bein als Referenzbein behandelt. Somit erhält man Parameter für beide Seiten und kann diese miteinander vergleichen und etwaige Unterschiede erkennen. Bei gesunden Personen sind die einzelnen Gangparameter für beide Beine praktisch gleich, das bedeutet dass der Gang von Gesunden symmetrisch ist.

In den folgenden Erklärungen der Parameter wird nicht explizit darauf hingewiesen, dass jeweils einer für links und einer für rechts existiert.

1.4.1 Ganggeschwindigkeit

Die Ganggeschwindigkeit ist die wichtigste Messgröße bei der Beurteilung des Ganges. Jeder Mensch wählt seine Geschwindigkeit instinktiv so, dass sie seinen motorischen Fähigkeiten entspricht.

Die Geschwindigkeit berechnet sich aus dem zurückgelegten Weg s pro Zeit t . Gewöhnlich wird die Ganggeschwindigkeit in Meter pro Sekunde (m/s) ausgedrückt. In der klinischen Praxis wird jedoch häufig auch die Maßeinheit Meter pro Minute (m/min) verwendet.

Als normale Ganggeschwindigkeit werden ca. 1,4 m/s angesehen. Patienten mit Beeinträchtigungen passen sich diesen durch eine Reduktion der Geschwindigkeit an. Somit gibt die Geschwindigkeit direkt Auskunft über mögliche Beeinträchtigungen des Bewegungsapparates.

1.4.2 Kadenz

Ein weiterer wichtiger Gangparameter ist die Anzahl von Schritten innerhalb einer Minute. Er wird als Kadenz bezeichnet.

Kleinere Personen besitzen im Allgemeinen eine höhere Kadenz. Sowohl Werte unterhalb des Normwertes von ca. 120 Schritten/min, als auch Werte oberhalb gelten als auffällig. [2]

1.4.3 Schrittbreite

Als Schrittbreite ist der Abstand zwischen den Fortbewegungsachsen beider Füße definiert. In der Praxis finden verschiedene Bezugspunkte Anwendung. Im Zuge dieser Arbeit wurde der Bezugspunkt Ferse-Ferse verwendet.

Die Schrittbreite wird in der Einheit Meter (m) angegeben.

1.4.4 Doppelschrittlänge

Die Doppelschrittlänge ist definiert als der Abstand zwischen IC des einen Fuß bis zum IC desselben Fußes (Abbildung 15). Die Einheit der Doppelschrittlänge beträgt Millimeter (mm). Als Normwert für die Doppelschrittlänge wird in der Literatur ca. 1,41m [1] angegeben.

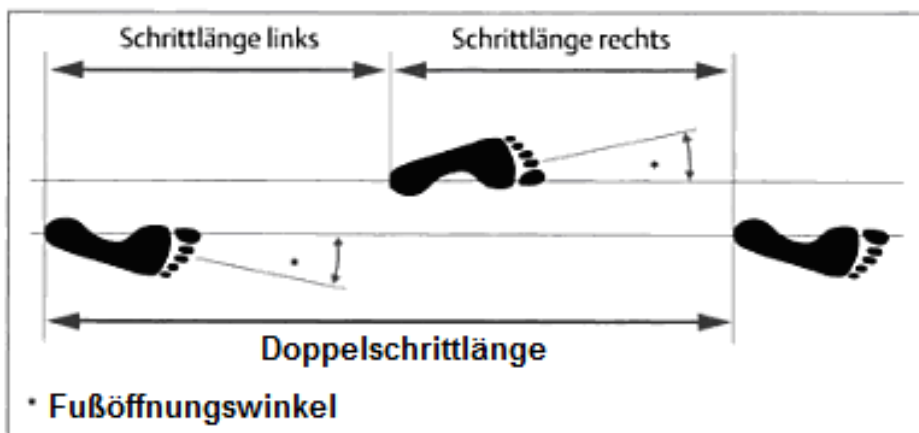


Abbildung 15: Schrittlängen und Fußöffnungswinkel [2], bearbeitet

1.4.5 Doppelschrittdauer

Die Doppelschrittdauer ist die Zeit zwischen den IC desselben Fußes. Sie wird in Sekunden (s) angegeben.

1.4.6 Schrittlänge

Die Schrittlänge ist die Länge des halben Doppelschritts. Sie wird definiert als Distanz zwischen IC der ipsilateralen Extremität und dem IC der konterlateralen Extremität.

1.4.7 Schrittdauer

Die Schrittdauer ist die Zeit zwischen IC der ipsilateralen Extremität und dem IC der konterlateralen Extremität.

1.4.8 Einzelunterstützungsphase

Die Einzelunterstützungsphase oder auch monopedale Standphase ist die Zeitdauer, in der sich das konterlaterale Bein in der Schwungphase befindet. Der Normwert beträgt etwa 40% eines Doppelschrittes.

1.4.9 Standphase

Die Standphase ist jene Zeitdauer, angegeben in Prozent, die ein Fuß am Boden verbringt. Sie beginnt mit dem ersten Bodenkontakt und endet mit dem Moment, indem die Zehe desselben Fußes den Boden verlässt (IC des Referenzbeins bis TO des Referenzbeins)

1.4.10 Ende 1. Doppelunterstützungsphase

Das Ende der 1. Doppelunterstützungsphase ist jener Zeitpunkt, bei dem das konterlaterale Bein vom Boden abhebt (TO konterlaterales Bein). Diese Phase wird oft auch als initiale Doppelunterstützungsphase bezeichnet. Der Parameter wird als Prozentwert bezogen auf die Gangzyklusdauer angegeben.

1.4.11 Ende 2. Doppelunterstützungsphase

Die 2. Doppelunterstützungsphase oder auch terminale Doppelunterstützungsphase ist jene Zeitdauer, in der sich das Referenzbein in der Vorschwungphase und das konterlaterale Bein in der Phase der Gewichtsübernahme befinden. Das Ende dieser Phase erfolgt durch das Abheben der Zehe des konterlateralen Beins vom Boden (TO des konterlateralen Beines).

Der Parameter wird als Prozentwert bezogen auf die Gangzyklusdauer angegeben.

1.4.12 Aufsetzwinkel zur X-Achse

Als Aufsetzwinkel wird der Winkel zwischen Fußsohle und Boden zum Zeitpunkt des IC bezeichnet (Abbildung 16).

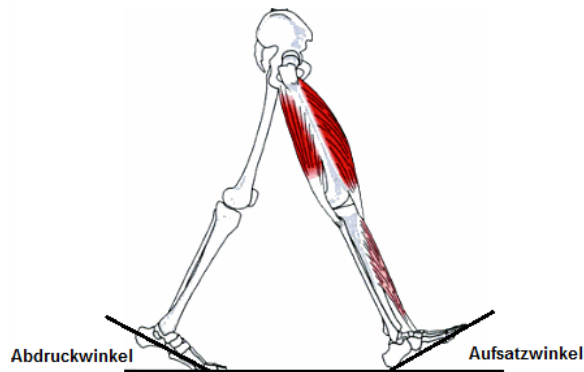


Abbildung 16: Abdruckwinkel und Aufsetzwinkel [2], bearbeitet

1.4.13 Abdrückwinkel zur X-Achse

Als Abdrückwinkel wird der Winkel zwischen Fußsohle und Boden am Ende der Vorschwungphase (TO) bezeichnet (Abbildung 16).

1.4.14 Fußöffnungswinkel am Ende der 1. Doppelunterstützungsphase

Der Fußöffnungswinkel ist jener Winkel, der sich zwischen der Fußlängsachse und der Fortbewegungsachse befindet. Die Fortbewegungsachse entspricht der X-Achse

2 Ganganalyse

Grundsätzlich wird zwischen zwei Arten der Ganganalyse unterschieden: der beobachtenden Ganganalyse und der instrumentellen Ganganalyse. Grundlage für jede Form der Ganganalyse ist die Kenntnis über die Mechanik des Gehens und die möglichen pathologischen Veränderungen.

2.1 Beobachtende Ganganalyse

Bei der beobachtenden Ganganalyse geht es nicht darum, kleinste Abweichungen in den Gelenkwinkeln zu registrieren, sondern vielmehr darum, über normale Funktionen des Gehens Bescheid zu wissen und mittels Beobachtungen am Patient zu überprüfen, ob Abweichungen zum normalen Gangbild vorhanden sind. Die Beobachtung kann entweder direkt oder mit Hilfe von Videoaufnahmen erfolgen. Der Beobachtungsprozess wird durch ein vorgegebenes Analyseschema vereinfacht. So ein Schema hilft nicht nur Gangabweichungen zu erkennen, sondern zeigt auch auf, in welcher Phase des Gangzyklus die Abweichungen auftreten. Weiters werden bei einer beobachtenden Ganganalyse unabhängig vom Gangbild auch Einschränkungen in der Funktion von Gelenken erfasst. Dazu wird für jedes Gelenk die Beweglichkeit ermittelt und die Abweichungen zur physiologischen Funktion notiert. Die ermittelten Daten werden mit Referenzdaten verglichen und so Ursachen für ein nicht normales Gangbild bestimmt. [1],[2]

Kann mithilfe der beobachtenden Ganganalyse keine sichere Aussage getroffen werden beziehungsweise ist eine Erfassung des Ganges in Zahlenwerten notwendig, dann ist eine instrumentelle Ganganalyse das Mittel der Wahl.

2.2 Instrumentelle Ganganalyse

Die instrumentelle Ganganalyse ermöglicht die quantitative Beschreibung der Bewegung, durch verschiedene Methoden, unter Zuhilfenahme von elektronischen Messgeräten.

Bei der kinematischen Methode erfolgt die Beschreibung des Ganges durch die Messung der Bewegungsabläufe, sowie durch Darstellung der Gelenkstellungen in allen drei Ebenen des Raums mittels dreidimensionaler Ganganalyse oder Elektrogoniometer.

Die kinetische Methode analysiert mithilfe von Kraftmessplatten die, an den Gelenken auftretenden, Kräfte und Drehmomente.

Zusätzlich ist es möglich mittels dynamischer Elektromyographie die Aktivität der am Gehen beteiligten Muskeln zu erfassen. [2]

Dreidimensionale Ganganalyse:

Mittels dieser kinematischen Messmethode werden die Gelenkbewegungen hinsichtlich ihres Ausmaßes untersucht. Zur Erfassung der Bewegung werden auf der Haut Reflexionsmarker platziert. Die Positionen der Marker im Raum werden während der Bewegung mit Hilfe von Videometriesystemen aufgezeichnet. Die Positionierung der Marker kann stark variieren, weshalb ein grundsätzlicher Ansatz besteht, pro Körpersegment mindestens drei Marker zu platzieren, um die Bewegung des Segments im Raum eindeutig zu identifizieren. Die Anzahl der zu positionierenden Marker ist abhängig davon, welche Segmente untersucht werden sollen. Bei einer Analyse von sechs Segmenten, inklusive Arm- und Kopfbewegungen bedeutet dies, dass rund 55 Marker positioniert werden müssen. Die Markerposition im Raum muss von immer mindestens zwei Kameras erfasst werden, um die aktuellen dreidimensionalen Koordinaten zu ermitteln. [1]

Die so erhaltenen Daten werden digitalisiert und, mithilfe von eigens dafür entwickelten Programmen, die dreidimensionalen Gelenkwinkelverläufe für jeden definierten Freiheitsgrad der Bewegung berechnet.

Kraftmessplatten

Kraftmessplatten ermöglichen die Messung der Kräfte, die beim Auftreten auf den Boden übertragen werden und die Bestimmung des Zeitpunkts des IC und TO. Der Patient muss dazu mehrmals über die, in den Boden der Gehstrecke eingelassenen, Platten gehen. Es ist wichtig, dass nicht versucht wird, die Kraftmessplatten zu treffen, da dadurch eine Beeinträchtigung des Gangbildes auftritt. Für die Verwendbarkeit der Daten ist ein vollständiger Fußabdruck auf der Platte Voraussetzung. Durch diesen Umstand kann es vorkommen, dass die Messung mehrmals durchgeführt werden muss, falls die Platten nicht korrekt getroffen wurden.

Beim Auftreffen auf die Platte werden die vertikalen, die vor und zurückgerichteten, sowie die medial-lateralen Bodenreaktionskräfte gemessen. Es bestehen zwei verschiedene Methoden, die Kräfte zu messen. Entweder werden Dehnmessstreifen verwendet oder die Kräfte werden durch Piezokristalle aufgenommen. In beiden Fällen werden die Kräfte, die auf die Kraftmessplatten wirken, in Echtzeit in ein elektrisches Signal transformiert und als Kraftvektoren dargestellt. Mithilfe der inversen Dynamik können daraus die Drehmomente an den Gelenken der unteren Extremitäten berechnet werden. [2]

Mithilfe geeigneter Software, zur Berechnung kinetischer Daten, können durch Kombination der Daten einer dreidimensionalen Ganganalyse mit Werten von Kraftmessplatten die Drehmomente an den Gelenken selber bestimmt werden. [2] Zur quantitativen Beschreibung des Gangs wird meist eine Kombination aus den verschiedenen Analyseverfahren verwendet. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird diese Art der Bewegungsanalyse als Voll-Ganganalyse bezeichnet. Eine Voll-Ganganalyse beinhaltet sowohl kinematische wie auch kinetische Messverfahren zur Ermittlung der relevanten Daten.

Für die Auswertung von Gangereignissen, die mittels der beschriebenen Verfahren ermittelt wurden, muss der Gang in seine einzelnen Zyklen unterteilt werden.

Dafür muss man den Zeitpunkt des Aufsetzens des Fußes (IC) und das Ende der Vorschwungphase (TO) kennen.

.

3 Ermittlung von Gangevents

Laut O'Connor et al. [8] ist der "goldene Standard" für die Bestimmung der Gangevents TO und IC die Verwendung der Kraftmessplatte. Der Zeitpunkt des IC und des TO kann nur dann bestimmt werden, wenn ein einzelner Fuß korrekt auf die Kraftmessplatte aufgetreten ist. Patienten mit verkürzten Schritten, sowie ältere oder gebrechliche Patienten sind dazu oftmals nicht in der Lage. [4]

Die Anzahl der verfügbaren Kraftmessplatten begrenzt die Anzahl von aufeinanderfolgenden Gangzyklen, die analysiert werden können. Wissenschaftler haben alternative Systeme entwickelt, wie mit Sensoren ausgestattete Gehbahnen oder Laufbänder, spezielle Druckmesssohlen und Bewegungsschalter. [8]

Diese speziellen Systeme können sehr aufwendig werden und sind dadurch in vielen Fällen nicht praktikabel. Auch die Kosten für die zusätzlichen Messgeräte darf nicht außer Acht gelassen werden.

Eine alternative Methode ist die Detektion der Gangevents unter Verwendung der kinematischen Daten aus der Bewegungsanalyse.

Studien [4], [5] zeigen, dass Experten, wie auch unerfahrene Personen in der Lage sind, unter Zuhilfenahme von speziellen Instruktionen durch Begutachten der Markertrajektorien und der Geschwindigkeitsverläufe, die Zeitpunkte von IC und TO manuell zu bestimmen.

Eine automatisierte Detektion mittels mathematischen Algorithmus, welche im Alltag eines Ganglabors notwendig ist, wurde in verschiedenen Studien untersucht. Der bei Ghoussayani et al. [5] verwendete Algorithmus ermittelt die Gangevents mithilfe der Geschwindigkeit der Marker in der Sagittalebene und empirisch ermittelten Grenzwerten.

O'Connor et al. [8] erstellt einen neuen Messwert, welcher das Fußzentrum zwischen Fersen und Zehenmarker repräsentiert. Der Verlauf der Geschwindigkeit dieses Messwerts weist eine charakteristische Form auf. Gleichzeitig aufgenommene Kraftmessplattendaten zeigen, dass IC und TO zum Zeitpunkt von leicht zu identifizierenden Minima und Maxima im Geschwindigkeitsverlauf, des Fußzentrums, stattfinden (Abbildung 17).

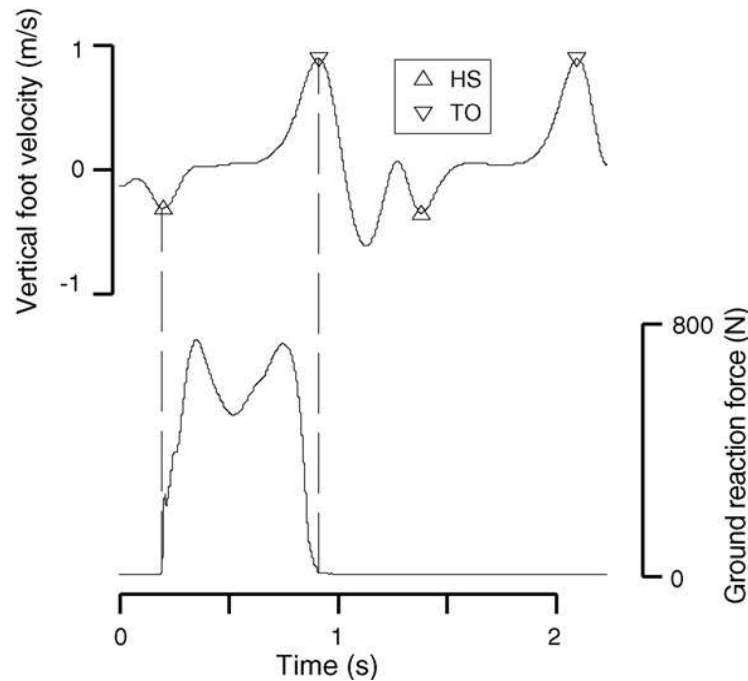


Abbildung 17: Vertikaler Geschwindigkeitsverlauf des Fußzentrums [8]

Der entwickelte Algorithmus sucht nach den charakteristischen Maxima in der vertikalen Geschwindigkeitskurve. Die Suche nach den Maximalwerten erfolgt innerhalb eines festgelegten Fensters in der Größenordnung von einem Gangzyklus. Dieses Maximum liefert den Zeitpunkt des TO. Die Minima werden innerhalb eines kleineren Signalfensters ermittelt. Diese Suche liefert mehrere Minima, aus denen es gilt, das richtige zu identifizieren. Dazu wird ein Schwellenwert berechnet, der das größte Minimum, das zwischen dem ersten HS (IC) und zweiten TO auftritt, ausschließt (Abbildung 17). Kleinere, nachfolgende Minima, die während der Standphase zwischen HS(IC) und folgenden TO auftreten, werden nicht berücksichtigt.

Im Unterschied zu den bereits beschriebenen Methoden werden in der Studie von Hreljac und Marshall [9] die vertikalen und horizontalen Komponenten der Beschleunigung der Fersen- und Zehenmarker verwendet um den IC und TO zu ermitteln. Laut dieser Studie tritt der IC zum Zeitpunkt des lokalen Maximums in der vertikalen Komponente der Beschleunigung auf. Der TO hingegen tritt zum Zeitpunkt des lokalen Maximums in der horizontalen Komponente der Beschleunigung des Zehenmarkers auf. Auch hier muss ein Zeitintervall definiert werden, innerhalb dessen die lokalen Maxima auftreten. Vergleiche in den angeführten Studien zeigen, dass die durch kinematische Algorithmen ermittelten Gangevents keine großen Abweichungen zu den durch Kraftmessplatten ermittelte Gangevents aufweisen.

Bei allen angeführten Studien [4] wurden Algorithmen verwendet, die lediglich kinematischen Daten der Fersen- und Zehenmarker zur Ermittlung der Gangevents verwenden. Das bedeutet, um die in Kapitel 1.4 beschriebenen Gangparameter ermitteln zu können, ist keine Voll-Ganganalyse mit vollständigem Markerset und kein Einsatz von Kraftmessplatten notwendig.

Eine Bewegungsanalyse mit vier Markern (2 Fersen- und 2 Zehenmarker) scheint ausreichend, um das Gangbild eines Patienten mittels der beschriebenen Gangparameter zu beurteilen.

4 4-Marker Ganganalyse

Wie in Kapitel 2 schon erwähnt, ist die heute als Standard geltende Voll-Ganganalyse ein sehr aufwendiges und zeitintensives Verfahren. Werden nur die Gangparameter und keine Information über Gelenkwinkelverläufe und Momente benötigt, ist es nicht notwendig eine Voll-Ganganalyse durchzuführen.

Die Ermittlung der Grundparameter ist meist schon ausreichend, um eine erste Diagnose bzw. Einschätzung über das Gangbild des Patienten abgeben zu können. Um dies ermitteln zu können, müssen die als Gangevents bezeichneten Zeitpunkte des IC und TO bekannt sein, sowie die Dauer der Gangzyklen. Wie in Kapitel 3 beschrieben, existieren verschiedene Methoden, um diese Events zu detektieren. Die hauptsächlich verwendete Methode der Kraftmessplatten bringt, wie bereits beschrieben, einige Nachteile mit sich.

Eine schnelle und einfache Variante ist die Berechnung der Gangparameter über die Kinematik der Bewegung mittels einer sogenannten 4-Marker Ganganalyse. Bei dieser Analyseverfahren werden jeweils ein Marker auf der Ferse und ein Marker auf dem Vorfuß, des jeweiligen Fußes, positioniert und die kinematischen Verläufe der Marker aufgezeichnet. Es ist nicht notwendig, dass die Patienten die Messung barfuß durchführen wie bei der herkömmlichen Voll-Ganganalyse. Für die Ermittlung der IC und TO und die anschließende Berechnung der Gangparameter, unter Verwendung der aufgenommenen Messdaten, wird ein spezielles Programm benötigt, welches es im Rahmen dieser Arbeit zu entwickeln galt.

Messroutine

An den Patienten werden insgesamt vier Marker appliziert. Diese werden jeweils am linken und rechten Fuß an der Ferse und etwa über dem Metatarsalköpfchen III angebracht, siehe rechtes Bild Abbildung 18. Eine Anbringung des vorderen Markers im Bereich der Zehen würde nicht in Frage kommen, da die Bewegungsartefakte in diesem Bereich sehr groß sind und daher die Daten nur schwer oder nicht korrekt ausgewertet werden können. Obwohl für diesen Marker eher die Bezeichnung Vorfußmarker passend erscheint wird er in weiterer Folge als Zehenmarker bezeichnet. Bei der Markieranordnung ist darauf zu achten, dass Fersen- und Zehenmarker etwa auf gleicher Höhe platziert werden (Abbildung 18).



Abbildung 18: Positionierung der Marker mit Schuh und barfuß

Die Analyse kann sowohl barfuß als auch mit Schuhen durchgeführt werden. Wird die Analyse mit Schuhen durchgeführt, ist vor allem bei Verwendung von Sportschuhen darauf zu achten, reflektierende Flächen am Schuh abzudecken, da diese sonst fälschlicherweise vom Kamerasystem als Marker erkannt werden. Weiters ist darauf zu achten, dass keine Kleidungsstücke wie etwa Hosen die Marker während der Messung verdecken.

Der Patient wird nun gebeten, in seiner normalen Ganggeschwindigkeit die Messstrecke, in der Abbildung 19 als blaue Bahn zu erkennen, einmal in die eine Richtung zu gehen, kehrt zu machen und anschließend wieder zurück zu gehen. Insgesamt muss die Gehstrecke (blaue Bahn in Abbildung 19) mindestens zweimal absolviert werden um repräsentative Daten (ausreichend viele Schritte) für die Auswertung zu erhalten.

Die Gehstrecke sollte dabei mindestens eine Länge von 10 Metern aufweisen.



Abbildung 19: Messstrecke im Ganglabor Speising [10]

Die Markerpositionen werden währenddessen mittels eines dreidimensionalen optoelektronischen Bewegungsanalysesystems aufgezeichnet.

Die für diese Arbeit notwendigen Messungen wurden im Ganglabor des Orthopädischen Spital Wien Speising durchgeführt. Das dort eingesetzte Kamerasystem besteht aus 10 Infrarotkameras von Vicon (Vicon Motion Systems Ltd., UK).

Das verwendete Aufnahmeprogramm des Viconsystems stellt die ermittelten Daten in Form einer *.c3d Datei zur Verfügung. Diese Datei beinhaltet zusätzlich zu den gemessenen Markerdaten auch die notwendigen Informationen über den Patienten, sowie die verwendete Aufnahmefrequenz von 200 Herz. In weiterer Folge wird diese *.c3d Datei unter Verwendung einer Matlab - Applikation in das von dem numerischen Berechnungsprogramm Matlab verwendeten Dateiformat *.mat -file umgewandelt. Dieser Schritt ist notwendig um die Daten anschließend dem Programm, zur Berechnung der Gangparameter, zu übergeben.

5 Programm

Das entwickelte Programm berechnet basierend auf kinematischen Daten die grundlegenden Gangparameter. Die Erstellung des Programms erfolgte unter Verwendung des numerischen Berechnungsprogramms Matlab 7.11.0 (R2010b). Es besteht aus einzelnen Funktionen, die zu Unterpunkten zusammengefasst werden können, wodurch sich folgende Aufbaustruktur des Programms ergibt siehe Abbildung 20.

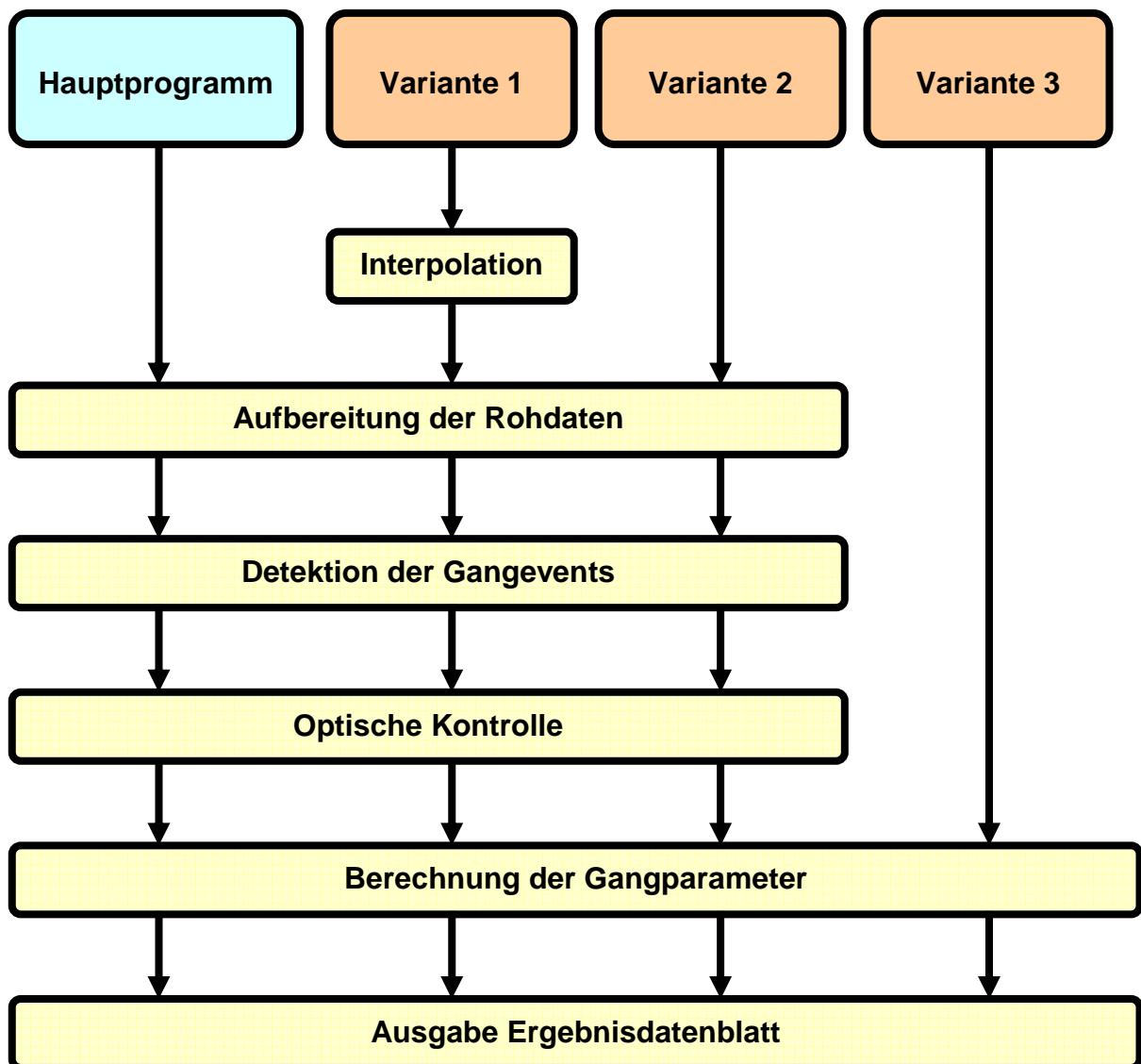


Abbildung 20: Ablaufdiagramm des Programms zur Berechnung der Gangparameter

5.1 Daten

Die Daten aus den Ganganalysen stehen in Form einer *.mat Datei zur Verfügung. Dieses Dateiformat beinhaltet die Koordinatendaten der verschiedenen Marker. Sie liegen in Form einer multidimensionalen Matrix vor.

Diese kann mit dem Matlab- Befehl `Reply.Traj.Value` aufgerufen werden und wird im weiteren Verlauf des Programms als Matrix $A(n,m,q)$ bezeichnet.

n..... Anzahl der Messwerte

m.... Anzahl der detektierten Messpunkte

q..... Anzahl der Koordinatenrichtungen (x,y,z)

5.2 Varianten

Im Laufe der Entwicklung des Programms hat sich gezeigt, dass es notwendig ist verschiedene Varianten des Programms zur Verfügung zu haben. Der Unterschied in den Varianten liegt im Beginn des Programms. Wie in Abbildung 20 zu sehen ist, existieren vier verschiedene Versionen. Die Grundlage für die Varianten 2 bis 4 ist jeweils das eigentliche Hauptprogramm.

Hauptprogramm

Das sogenannte Hauptprogramm verwendet direkt die Daten der 4-Marker Ganganalyse.

Die vom Programm aufgerufenen Daten sind nicht vorbearbeitet und enthalten die Koordinatendaten der vier verwendeten Marker, sowie auch Koordinaten von verschiedenen Reflexionen im Raum, die etwa durch Gegenstände im Raum erzeugt werden. Diese Störungen gilt es im weiteren Programmablauf zu eliminieren.

Variante 1:

Diese Variante kommt dann zum Einsatz, wenn das Hauptprogramm folgende Fehlermeldung ausgibt:



Abbildung 21: Fehlermeldung: zu wenige Daten

Die Fehlermeldung bedeutet, dass das Programm nicht genügend Daten erhält um eine Detektion der Gangevents durchzuführen. Ist dies der Fall, muss bei den Daten aus der 4-Marker Ganganalyse eine händische Markerzuordnung erfolgen. Die dadurch erhaltene Datei hat das gleiche Format wie die ursprüngliche, enthält aber jetzt durch die Markerzuordnung die zusätzliche Information, dass die ersten vier Spalten der multidimensionalen Matrix die für das Programm wichtigen Markerkoordinaten enthalten.

Somit lässt sich die Matrix A bearbeiten, so dass sie nur noch aus den vier relevanten Spalten besteht, wodurch die Aufbereitung der Rohdaten vereinfacht wird. Da Variante 1 dann zum Einsatz kommt, wenn es Schwierigkeiten bei der Markererkennung durch das Kamerasystem gegeben hat, müssen diese Daten interpoliert werden, um etwaige Lücken im Datenverlauf zu schließen. Die Anzahl der zu interpolierenden Lücken (Gaps) ist mit maximal 20 fehlenden Frames definiert. Das entspricht bei einer Aufnahme Frequenz von 200 Hz einer Zeitdauer von 0,1 Sekunden.

Variante 2:

Bei dieser Variante enthalten die Daten nicht nur die Positionen der vier Fußmarker sondern auch alle weiteren Positionen der bei Voll-Ganganalysen verwendeten Marker. In einem ersten Schritt werden aus den Daten der Voll-Ganganalyse die Koordinatendaten der vier relevanten Fußmarker ausgewählt und alle anderen Markerdaten verworfen. Somit besteht die Matrix A schlussendlich nur noch aus den Messwerten der vier Fußmarker. Diese Daten müssen jedoch im Gegensatz zu Variante 1 nicht weiter bearbeitet werden, da dies schon im Rahmen der Datenbearbeitung für die Voll- Ganganalyse erfolgt ist.

Variante 3:

Bei Verwendung dieser Variante liegen bereits vorbehandelte Daten vor. Die vorliegende *.mat Datei enthält zusätzlich zu den Markerpositionen noch die Informationen über die Zeitpunkte der Gangevents. Auch in diesem Fall müssen die relevanten vier Fußmarker aus den restlichen Markerdaten der Voll-Ganganalyse ermittelt werden. Die Markerdaten und die Daten der Gangevents werden so bearbeitet, dass sie in der Form vorliegen, wie sie für die Berechnung der Gangparameter durch das Programm benötigt werden.

Die Varianten unterschieden sich somit hauptsächlich hinsichtlich der Vorbereitung der aufgerufenen Daten. Die Funktionen, Aufbereitung der Rohdaten, Detektion der Gangevents, Überprüfung, Berechnung der Gangparameter sowie graphische Ausgabe der Gangparameter bleiben bei Variante 1 und 2 gleich wie im Hauptprogramm. Lediglich bei Variante 3 entfallen alle Funktionen die vor der Berechnung der Gangparameter durchgeführt werden.

5.3 Aufbereitung der Rohdaten

In diesem Punkt des Programms werden die Rohdaten so bearbeitet, dass alle für die Detektion von IC und TO überflüssigen Daten entfernt werden.

Im ersten Schritt werden alle x-Werte und zugehörigen y-Werte und z-Werte die außerhalb des relevanten Messbereichs (-3300 bis 2900 mm) sind, aus der Matrix entfernt. (Lage des Koordinatensystem im Raum siehe Abbildung 22)

Da bei der Messung nicht nur die gesetzten Marker als solche erkannt werden, sondern auch verschiedene Reflexionen im Raum, müssen diese falschen Marker eliminiert werden. Diese Reflexionen lassen sich am besten durch die Betrachtung der x-Koordinaten erkennen. Entweder sie sind dadurch zu erkennen, dass sich die x-Koordinaten kaum ändern, oder dass sie als *infini*t erkannt wurden und somit anstelle von Zahlenwerten *Inf (infini*t) in der Matrix stehen (Tabelle 2).

Dadurch kommt es dazu, dass ganze Spalten nur den Wert *infini*t enthalten, wie in Tabelle 2 zu erkennen ist. Jedoch kommen auch in jenen Spalten, welche die Koordinaten der Marker enthalten, gelb markierte Spalten in Tabelle 2, *infini*t Werte vor. Diese sind vor allem am Beginn und am Ende der Messstrecke zu finden, da hier der Marker noch nicht konstant erkannt wurde. Generell kommt es am Beginn des relevanten Messbereichs dazu, dass z.B. der Fersenmarker als Marker 1 erkannt wird (somit Spalte 1) und fünf Frames später wird jedoch Marker 4 (Spalte 4) als Fersenmarker erkannt oder er wird nicht erkannt und somit ein *infini*t Wert in der Datenmatrix eingetragen.

Tabelle 2: Exemplarischer Auszug aus x-Koordinatendaten einer Datenmatrix

2677,82	Inf	566,41	1624,76	Inf	2840,34	Inf	Inf	Inf
2677,88	Inf	566,41	1624,79	Inf	2840,29	Inf	Inf	Inf
2677,87	Inf	566,41	1624,79	Inf	2840,30	Inf	Inf	Inf
2677,94	Inf	Inf	1624,83	Inf	2840,29	Inf	Inf	Inf
2677,94	Inf	566,42	1624,77	Inf	2840,31	Inf	Inf	Inf
2678,00	Inf	566,42	1624,64	Inf	2840,28	Inf	Inf	Inf
2678,02	Inf	566,42	1624,73	Inf	2840,28	Inf	Inf	Inf
2677,99	Inf	566,42	1624,89	Inf	2840,26	Inf	Inf	Inf
2678,03	Inf	566,42	1624,92	Inf	2840,27	Inf	Inf	Inf
2678,08	Inf	Inf	1624,89	Inf	2840,30	Inf	Inf	Inf
2678,05	Inf	566,42	1624,83	Inf	2840,20	Inf	Inf	Inf
2678,02	Inf	566,42	1624,79	Inf	2840,85	Inf	Inf	Inf
2678,04	Inf	566,45	1624,61	Inf	2840,85	Inf	Inf	Inf
2678,02	2889,67	Inf	1624,61	Inf	2841,27	Inf	Inf	Inf
2678,02	2868,01	566,46	1624,66	Inf	2841,27	Inf	Inf	Inf
2677,97	2846,15	566,41	1624,82	Inf	2841,16	Inf	Inf	Inf
2677,96	2824,05	566,45	1624,80	Inf	2841,03	Inf	Inf	Inf
2678,00	2801,72	566,42	1624,74	Inf	2840,93	Inf	Inf	Inf
2677,90	2779,01	566,41	1624,69	Inf	2840,87	Inf	Inf	Inf
2677,40	2756,47	566,41	1624,90	2891,48	2840,75	Inf	Inf	Inf
2677,35	2733,49	566,42	1624,88	2871,17	2840,05	Inf	Inf	Inf
2677,36	2710,36	566,46	1624,76	2850,36	2839,85	Inf	Inf	Inf
2677,41	2687,16	566,41	1624,71	2829,14	2839,81	Inf	Inf	Inf
2677,38	2663,59	566,41	1624,72	2807,69	2839,68	Inf	Inf	Inf
2677,97	2640,04	566,42	1624,76	2785,89	2839,54	Inf	Inf	Inf
2677,89	2616,45	566,41	1624,70	2763,80	2839,44	Inf	Inf	Inf
2677,90	2592,70	Inf	1624,83	2741,44	2839,25	Inf	Inf	Inf
2677,91	2568,75	566,41	1624,97	2717,98	2839,18	Inf	Inf	Inf
2677,89	2544,78	566,41	1624,99	2695,05	2838,97	Inf	Inf	Inf
2677,87	2520,75	566,41	1624,86	2672,07	2838,63	Inf	Inf	Inf
2677,75	2496,23	566,41	1624,78	2648,79	2838,22	Inf	Inf	Inf

Somit können die Daten erst ab dem Zeitpunkt verwendet werden, ab dem alle vier Marker fix erkannt wurden und für eine längere Strecke auch erkannt bleiben (blau herausgehobene Zeile in Tabelle 2). Um eine Sortierung der Daten möglich zu machen, werden alle Daten, die für die spätere Auswertung nicht relevant sind, ebenfalls durch *infinite* Werte ersetzt. Am Ende dieses Schrittes werden alle Spalten entfernt, die nur *infinite* Werte enthalten. Die dadurch entstehende Matrix besteht jetzt nur noch aus Spalten die Daten der Marker enthalten.

Die Matrix besteht jedoch nicht nur aus den, für die weitere Auswertung notwendigen vier Spalten.

Der Grund hierfür liegt darin, dass wie in der Messmethode beschrieben wird, der Patient dazu aufgefordert wird, die Gehstrecke mehrmals zu absolvieren. Das Umdrehen des Patienten erfolgt in einem Bereich der Gehstrecke, der vom Kamerasystem nicht erfasst werden kann, dadurch können in diesem Zeitrahmen keine Koordinaten der Marker gemessen werden und es werden *infinite* Werte in die Matrix eingetragen. Kommt der Patient wieder in den für die Kamera erfassbaren Bereich werden die Marker neu erkannt.

Das bedeutet, dass z.B. der Fersenmarker, dessen Koordinaten in Gehrichtung 1 in Spalte 3 zu finden war, nun bei Gehrichtung 2 in Spalte 1 zu finden ist. Die Spalte kann sich, muss sich aber nicht ändern. Pro Gehrichtung sind immer nur vier Spalten der Matrix mit relevanten Koordinatendaten der Marker gefüllt. Durch das Verlieren der Marker am Ende des Durchgangs und Wiederfinden am Anfang des neuen Durchgangs ergeben sich zwischen den relevanten Messdaten Bereiche, in der Matrix A, die mit *infiniten* Werten aufgefüllt sind. Durch diese *infiniten* Werte lässt sich die Matrix in die einzelnen Gehrichtungen unterteilen.

Diese automatische Unterteilung macht das Programm unabhängig davon, in welcher Richtung die Messung begonnen wird und wie oft die Gehstrecke absolviert wird. Diese Richtungsunabhängigkeit ist von großer Bedeutung bei der Zuordnung der Marker. Ohne sie wäre eine automatisierte Zuordnung der Marker durch das Programm nicht möglich, siehe Kapitel 5.3.1 .

Im weiteren Verlauf des Programms erfolgen nun alle weiteren Bearbeitungsschritte getrennt für jede Gehrichtung. Diese werden im weiteren Verlauf auch als Durchgänge bezeichnet.

Nach diesen Bearbeitungsschritten liegen die Messdaten nun in Form eines Zell-Arrays vor, wobei die einzelnen Zellen die verschiedenen Gehrichtungen repräsentieren. Die Zellen selbst haben die gewünschte Dimension (n, q, m).

n.....Anzahl der Messwerte pro Gehrichtung innerhalb des Messbereichs

q.....Anzahl der Marker (4)

m.....Anzahl der Koordinatenrichtungen (x, y, z)

5.3.1 Zuordnung der Marker

Wie bereits erwähnt, erfolgt die Zuordnung der Marker für jede Gehrichtung einzeln.

In den aufbereiteten Daten existiert keine Zuordnung der Marker zu den Messwerten. Diese ist jedoch für die Detektion von IC und TO notwendig. Um die Spalten der Matrix A dem linken oder rechten Fuß zuordnen zu können, muss die Gehrichtung festgestellt werden. Hierzu werden die x-Werte der ersten und letzten Zeile aus der Matrix A herangezogen. Aus diesen Werten wird die Differenz gebildet. Ist dieser Differenzwert negativ, so geht der Patient von negativ auf positiv, siehe Abbildung 22. Ist der Differenzwert positiv, so verhält es sich genau umgekehrt. Der Patient geht somit von positiv auf negativ.

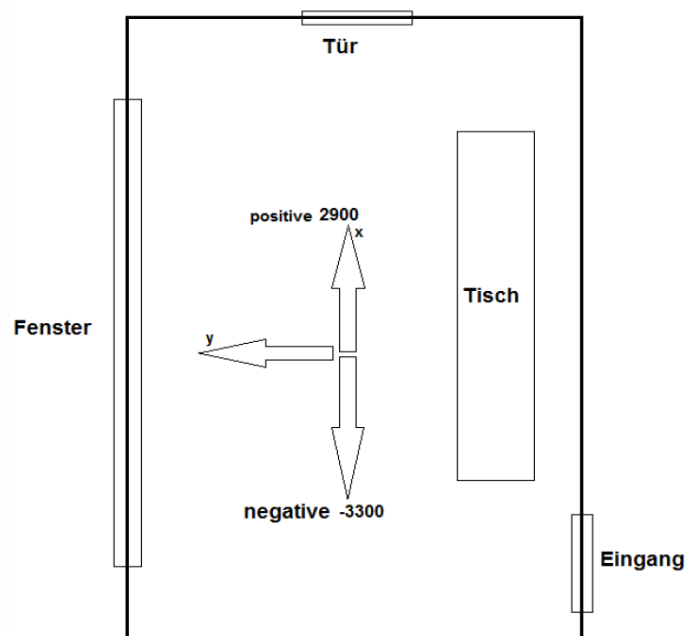


Abbildung 22: Orientierung des Koordinatensystems

Nachdem die Gehrichtung bekannt ist, kann die Zuordnung von rechts und links erfolgen. Dafür werden die Mittelwerte der y-Koordinaten, jedes Markers berechnet und der Größe nach absteigend sortiert. Bei einer Gehrichtung von negativ auf positiv sind somit die Spalten, respektive die Marker, mit den zwei größten Mittelwerten dem linken Fuß zuzuordnen und jene Spalten bzw. Marker mit den zwei kleinsten Mittelwerten dem rechten Fuß. Bei einer Gehrichtung von positiv auf negativ verhält es sich umgekehrt.

Da die Ermittlung von links und rechts unter Verwendung der Mittelwerte der y-Richtung erfolgt, ist eine Zuordnung auch bei Patienten möglich, die einen sogenannten Kreuzgang aufweisen. Würde man die Koordinaten der Marker nur während eines Moments (eine Zeile der Matrix) betrachten, so wäre es möglich, dass eine falsche Zuordnung erfolgt. Bei auftreten eines Kreuzganges setzt der Patient seine Schritte nicht parallel, sondern kreuzt beim Aufsetzten die vertikale Achse der Gehrichtung. So könnte es in genau diesem Augenblick vorkommen, dass die y-Werte des einen Fußes auf einmal kleiner sind als die des anderen oder umgekehrt. Diese Tatsache würde zu einer fehlerhaften Zuordnung von links und rechts führen.

In einem weiteren Schritt erfolgt die Einteilung in Zehenmarker oder Fersenmarker.



Abbildung 23: Position der Marker im Doppelschritt

Die Ermittlung von Zehenmarker und Fersenmarker erfolgt für jeden Fuß einzeln, da bereits bekannt ist welche zwei Marker dem linken Fuß und welche zwei Marker dem rechten Fuß zuzuordnen sind. Die jeweiligen Spalten aller Koordinatenrichtungen werden absteigend nach der Größe der x-Werte sortiert. Geht der Patient von negativ auf positiv entsprechen die Spalten, respektive die Marker, mit dem größeren x-Wert dem Zehenmarker, die Spalte mit dem kleineren x-Wert entspricht dem Fersenmarker. Bewegt sich der Patient jedoch von positiv auf negativ, so ist die Spalte mit dem kleineren x-Wert dem Zehenmarker zuzuordnen, die Spalte mit dem größeren x-Wert entspricht in diesem Fall dem Fersenmarker.

Nach der Zuordnung der Marker liegt die Matrix A (n,m,q) der einzelnen Gehrichtung in einer neuen Form vor.

- nAnzahl der Messwerte pro Gehrichtung innerhalb des Messbereichs
- mKoordinatenrichtungen (x,y,z)
- qMarkerposition($Toe_L, Toe_R, Heel_L, Heel_R$)

5.3.2 Datenfilterung

Bei der Aufnahme der Messdaten kommt es zu einem sogenannten digitalen Rauschen. Dieses Rauschen ist hochfrequent, im Gegensatz zum niederfrequenten Signal. Dieses Rauschen kann durch Einsatz von Tiefpassfiltern reduziert werden. Der am häufigsten verwendete Filter im Bereich der Ganganalyse ist ein Butterworth-Filter 2. Ordnung. [11] Die Wahl der Grenzfrequenz hängt von der Art der Daten ab, die gefiltert werden sollen. Wird sie zu niedrig gewählt, werden die Daten übermäßig geglättet und relevante Datenpunkte könnten dadurch verloren gehen. Wird im Gegensatz dazu die Filterfrequenz zu hoch gewählt, wird das digitale Rauschen nur unzureichend reduziert dadurch können die weiteren Schritte verfälscht oder nicht erfolgreich durchgeführt werden. Laut Literatur [3] beträgt die optimale Grenzfrequenz etwa sechsmal die Schrittfrequenz. Das ergibt bei normalem Gang mit 120 Schritten pro Minute eine Schrittfrequenz von 1 Hz, somit sollte die Grenzfrequenz etwa 6 Hz betragen. Aufgrund der Erkenntnisse aus der Literatur werden die aufbereiteten Daten mit einem Butterworth-Tiefpassfilter 2. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 6 Hz gefiltert.

```
%% Filtern der Daten mittels Butterworthfilter 2. Ordnung
% s.....Anzahl der Durchgänge
% fc1.....Grenzfrequenz in Hz für Butterworthfilter 2.
Ordnung
    fc1=6;
for s=1:length(Marker_Daten)
    fps = Reply.VideoFreq;
    [b,a]=butter(2,2*2*fc1/fps,'low');
    Daten_gefiltert{s}=filter(b,a,Marker_Daten{s});
end
```

Anschließend, an die Filterung der Daten, wird der Matrix eine Zeitspalte hinzugefügt, um die weitere Ermittlung des genauen Zeitpunkts der Gangevents zu erleichtern. Aus der Aufnahmefrequenz von 200 Hz wird berechnet, dass alle 0.005 Sekunden die Koordinaten der Marker aufgezeichnet werden.

```
function[M_Z]=Zeitintervall(Daten_gefiltert,fps)
    M=Daten_gefiltert;
    [n,m,q]=size(M);
    %% Frequenz und Zeitintervall
    t = n/fps; %Berechnung der Messdauer t
    t_interval = 1/fps ; % Zeitintervall für die plot-Ausgabe
    %Interval für die x-Achse mit t_interval als Zeitintervall
    x = 0:t_interval:t-t_interval;
    Zeit=x';
    % hinzufügen einer 4. Spalte zur Matrix welche die Zeit
    enthält
    for a=1:4
        M_Zeit(:,:,a)=[M(:,:,a),Zeit];
    end
    M_Z=cat(3,M_Zeit(:,:,1),M_Zeit(:,:,2),M_Zeit(:,:,3),M_Zeit(:,
    :,4));
end
```


5.4 Ermittlung der Gangevents

Für die Ermittlung der Gangevents sind die Verläufe der Geschwindigkeit und der Beschleunigung der Marker in z-Richtung (vertikal) notwendig. Dazu werden die erste und zweite Ableitung des Bewegungsverlaufs der Marker in z-Richtung mittels des zentralen Differentialquotienten (Matlabbefehl: *gradient*) gebildet. Im Gegensatz zum Vorwärtsdifferentialquotienten (Matlabbefehl: *diff*) ist diese Art genauer.

```
function[M_t_v_a]= differentialquotient(M_Zeit)
M=M_Zeit;
% Weg in alle Richtungen aufgeteilt
s_z=[M(:,3,1),M(:,3,2),M(:,3,3),M(:,3,4)];
% Geschwindigkeit in z Richtung
    vz_Toe_L= gradient(s_z(:,1));
    vz_Toe_R= gradient(s_z(:,2));
    vz_Heel_L= gradient(s_z(:,3));
    vz_Heel_R= gradient(s_z(:,4));
% Geschwindigkeit in z Richtung
v_z=cat(3,vz_Toe_L,vz_Toe_R,vz_Heel_L,vz_Heel_R);
% M_V:
%     Spalte 1 - 3 Richtungen x,y,z
%     Spalte 4 Zeit
%     Spalte 5 Geschwindigkeit z Richtung
M_V=[M,v_z,];
%% Beschleunigung in z Richtung
    az_Toe_L= gradient(vz_Toe_L);
    az_Toe_R= gradient(vz_Toe_R);
    az_Heel_L= gradient(vz_Heel_L);
    az_Heel_R= gradient(vz_Heel_R);
a_z=cat(3,az_Toe_L,az_Toe_R,az_Heel_L,az_Heel
_R);
% M_t_v_a:
%     Spalte 1 - 3 Richtungen x,y,z
%     Spalte 4 Zeit
%     Spalte 5 Geschwindigkeit z Richtung
%     Spalte 5 Beschleunigung z Richtung
M_t_v_a=[M_V,a_z];
end
```

5.4.1 Initial - Kontakt (IC)

Für die Ermittlung der IC werden die Koordinatenverläufe in z-Richtung (vertikale) verwendet. In der weiteren Beschreibung der IC Ermittlung ist mit Verlauf jeweils der Marker in vertikaler Richtung gemeint.

Wie in Punkt 2.2 beschrieben, ist der IC jener Zeitpunkt, an dem der Fuß den Boden berührt. Der Aufsatz des Fußes muss nicht mit der Ferse erfolgen, sondern kann auch, wie in Kapitel 2.3 beschrieben, mittels Vorfuß erfolgen.

Bei der Detektion des IC muss somit darauf Rücksicht genommen werden, welche Art des IC auftritt.

Fersenkontakt

Im Falle des IC mittels Ferse muss der Verlauf der Fersenmarker (rechter wie auch linker Fuß) zum Zeitpunkt des IC ein absolutes Minimum aufweisen, da dies der tiefste Punkt ist, den der Marker erreichen kann. Betrachtungen von Verläufen verschiedener Testpersonen zeigen, dass im Zeitraum, in dem der Bodenkontakt durch die Ferse erfolgt, nicht nur ein sondern auch zwei Minima auftreten können (Abbildung 24).

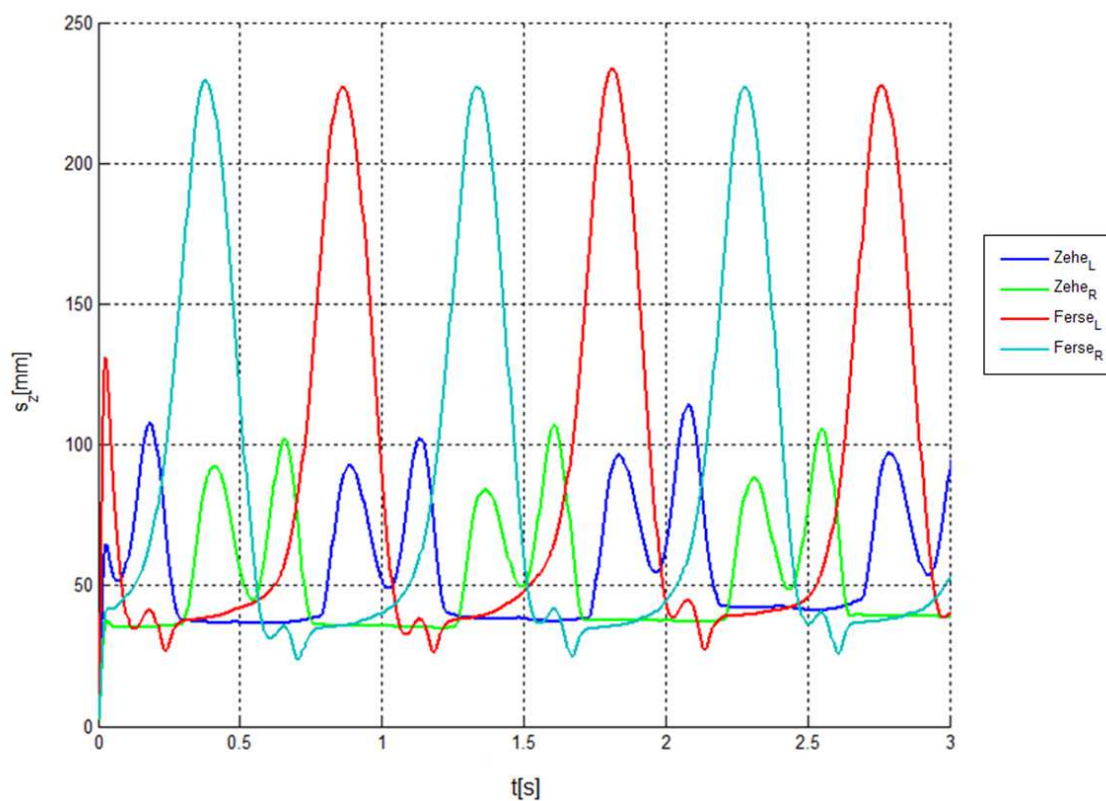


Abbildung 24: z-Verläufe der Marker mit Doppel-Minima

Es stellt sich die Frage, ob das 1. Minimum den korrekten IC darstellt und das 2. Minimum durch die Dämpfung der Schuhe entsteht. Untersuchungen von Daten weiterer Testpersonen (Abbildung 25) zeigen, dass nicht immer zwei Minima auftreten.

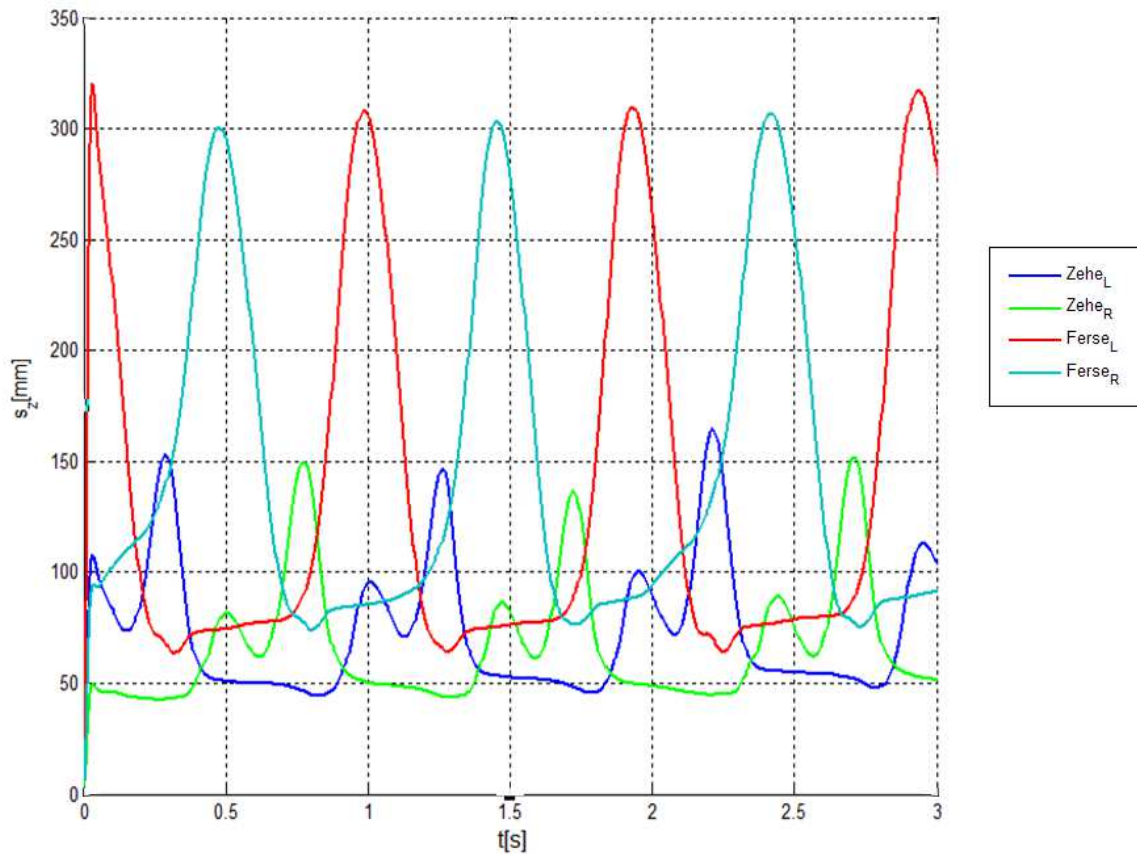


Abbildung 25: z- Verläufe der Marker mit Einzel-Minima

Mittels einer Analyse der *.c3d Daten, durch die Hilfe des Open-Source Programms Mokka, lässt sich feststellen, dass der IC immer zu dem Zeitpunkt des kleinsten Minimums auftritt (Abbildung 26). Daraus lässt sich ableiten, dass das Auftreten von zwei Minima kein Problem darstellt, da das absolute Minimum das Relevante für die Detektion des IC darstellt.

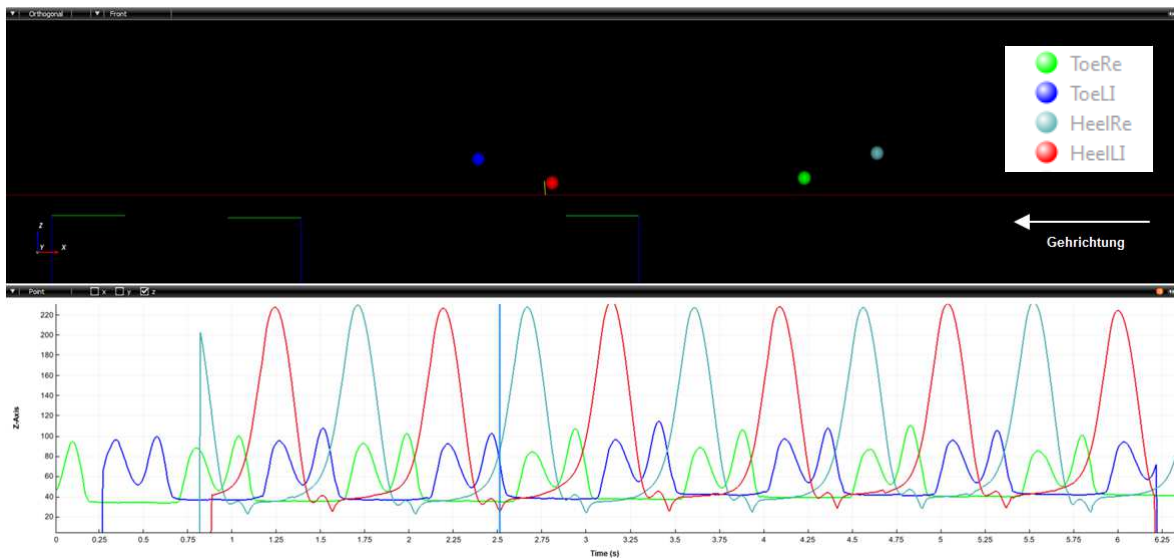


Abbildung 26: *.c3d Daten einer 4-Marker Ganganalyse

Wie in Abbildung 27 zu erkennen ist, wird bei einer automatischen Detektion der Minima im Verlauf der Fersenmarker nicht nur das gesuchte Minimum detektiert, sondern auch viele andere. Der Grund hierfür liegt in der Größe des Suchbereichs, der alle Messwerte umfasst und somit alle Werte als Minimum erfasst, bei denen der vorhergehende sowie der nachfolgende Wert größer ist. Um die gesuchten absoluten Minima korrekt detektieren zu können, muss diese Suche somit innerhalb eines bestimmten Definitionsbereiches erfolgen.

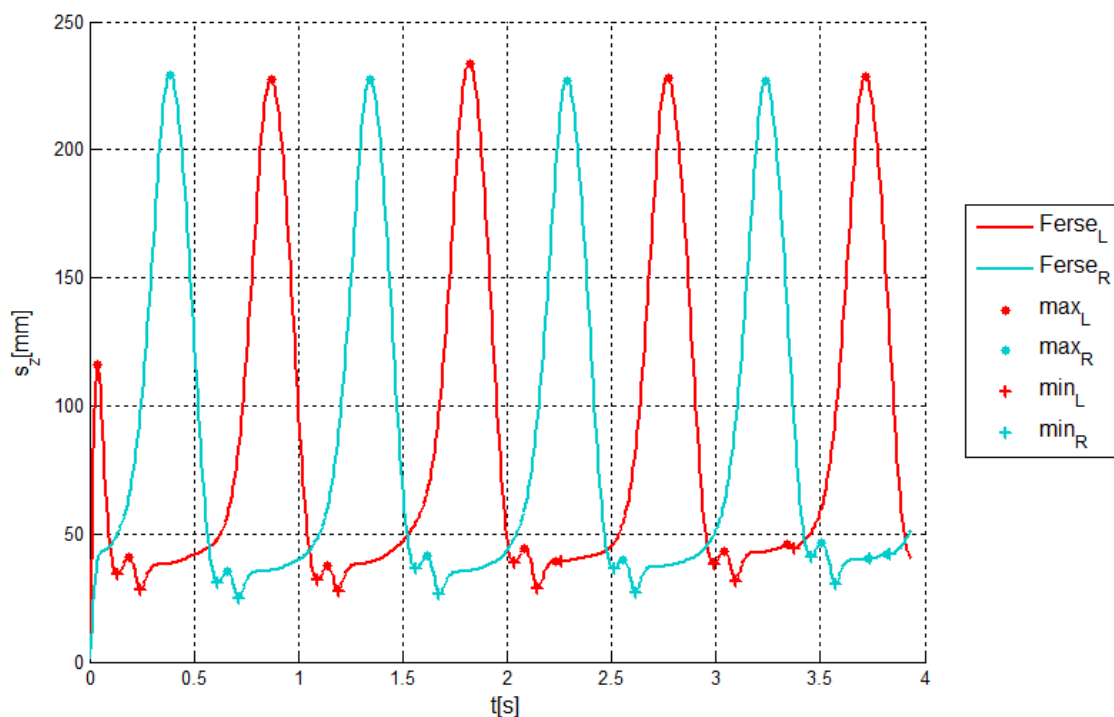


Abbildung 27: Minima und Maxima im Verlauf der Fersenmarker

Bei einer genaueren Betrachtung von Abbildung 27 lässt sich erkennen, dass die gesuchten Minima immer zwischen den absoluten Maxima der Fersenmarkerverläufe auftreten. Der Bereich für die Suche der absoluten Minima kann dadurch auf das Intervall zwischen den Maxima im Fersenmarkerverlauf eingeschränkt werden.

Jedoch ergibt sich auch bei der Detektion der Maxima die Problematik der Detektion nicht erwünschter gewisser Maxima, siehe Abbildung 27 rote markierte Punkte. Diese treten vor allem in dem Zeitraum auf, in dem sich der Fersenmarker in Bodennähe befindet (Standphase). Im Fall der verwendeten Daten in Abbildung 27 treten die falschen Maxima im Bereich unter 50 mm auf.

Für eine Ermittlung der absoluten Maxima der Fersenmarkerverläufe ist es wichtig, diesen Bereich aus der Suche der Maxima auszuschließen. Hierfür wird ein Schwellenwert berechnet und alle Werte, die unter diesem Schwellenwert liegen, werden bei der Suche der Maxima nicht berücksichtigt.

Da dieser Bereich je nach Patient stark schwankt, muss der berechnete Schwellenwert auf das Gangbild jedes Patienten angepasst werden, wodurch kein fixer Wert gesetzt werden kann.

Die Berechnung des spezifischen Schwellenwerts erfolgt durch die Ermittlung der maximalen Höhe des Fersenmarkers in z-Richtung für jeden Durchgang. Nun wird die Annahme getroffen, dass die Schwankungen sich auf die untere Hälfte des Verlaufes beschränken, somit wird der ermittelte absolute Maximalwert mit 0,6 multipliziert und man erhält den gesuchten Schwellenwert.

Es kann passieren, dass im Fall von pathologisch veränderten Gangbildern auch ein Doppelmaximum im Verlauf der Fersenmarker auftritt. In diesem Fall ist immer das erste auftretende Maximum, das für die Beschränkung des Definitionsbereichs entscheidende.

Kann innerhalb eines Durchganges (Gehrichtung) nur ein oder kein Maximum gefunden werden, so verwirft das Programm diesen Durchgang automatisch, da somit keine Detektion des IC möglich ist.

Mit Hilfe der Maxima lässt sich nun jeweils das absolute Minimum zwischen den Maxima ermitteln, siehe Abbildung 28.

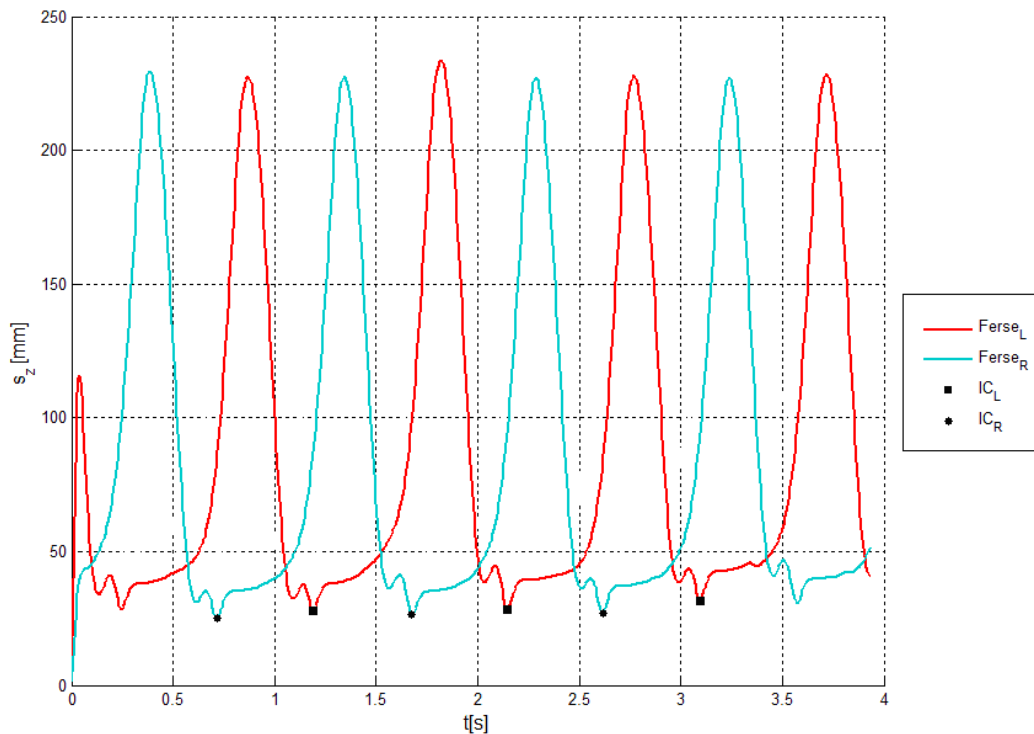


Abbildung 28: Absolute Minima im z-Verlauf der Fersenmarker

Im nächsten Schritt wird festgestellt, welche Art des IC vorliegt. Da es vorkommen kann, dass Patienten einige Doppelschritte normal setzen (IC durch Ferse), bei den restlichen jedoch der IC mittels Vorfuß erfolgt, muss bei jedem einzelnen Doppelschritt (links und rechts) überprüft werden, wie der IC erfolgt.

Die folgenden Schritte zeigen den Ablauf der Überprüfung sowie die Ermittlung des IC bei einem Vorfußkontakt. Die Beschreibung erfolgt exemplarisch für beide Füße anhand des linken Fußes.

Für jeden Durchgang (s) und für jedes Minimum (k) wird berechnet, wie groß der vertikale Abstand (z_{L_heel}) zwischen Fersenmarker und Zehenmarker zum Zeitpunkt des Minimums der Ferse ist. Bei einem IC durch Fersenkontakt muss zum Zeitpunkt dieses Minimums die Position des Zehenmarkers deutlich höher sein als die des Fersenmarker, siehe Abbildung 29.

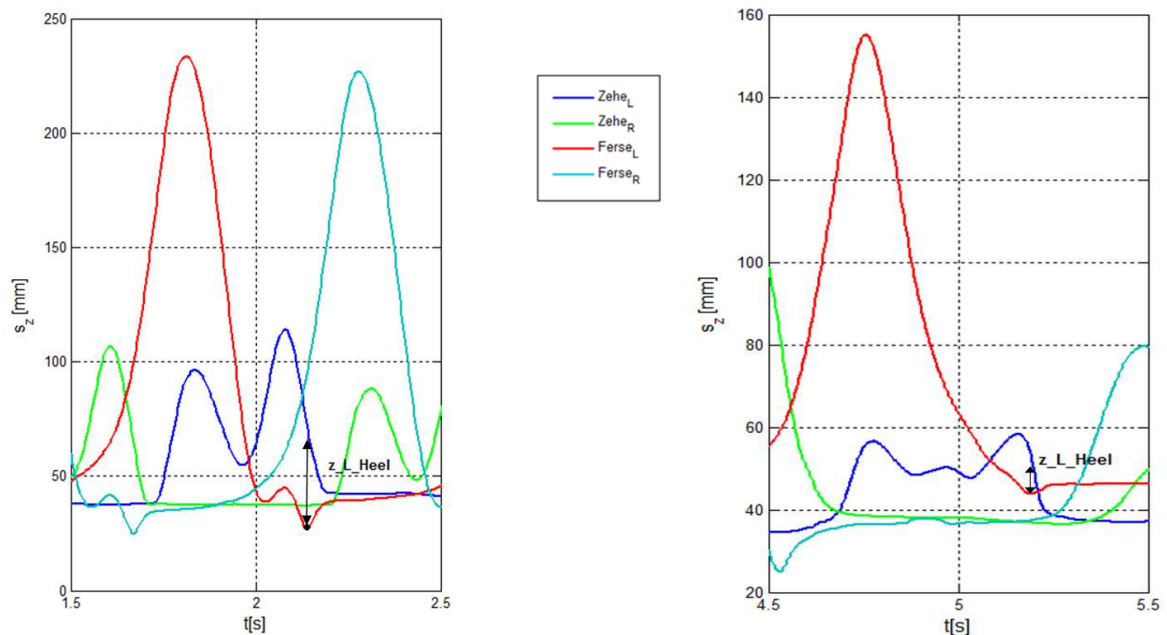


Abbildung 29: Links: z_{L_Heel} Fersenkontakt, rechts: z_{L_Heel} Vorfußkontakt

Da es auch vorkommen kann, dass der Wert des Zehenmarkers zum Zeitpunkt des Minimums zwar größer ist als der des Fersenmarker, siehe Abbildung 30, jedoch der Unterschied nur gering ist, wird ein Mindestabstand zwischen den Markern berechnet, der vorliegen muss. Der Mindestabstand z_{L_Heel} berechnet sich aus dem theoretischen Aufsetzwinkel der Ferse zum Zeitpunkt der Minimums, siehe unten angeführter Matlabcode.

Es wird angenommen, dass bei einem IC durch Fersenkontakt der Aufsetzwinkel größer als 5° sein muss.

Ist der berechnete theoretische Aufsetzwinkel, zum Zeitpunkt des Minimums, kleiner als 5° , hat die Ferse zu diesem Zeitpunkt zwar ihr Minimum, jedoch ist dies nicht der Zeitpunkt des IC. Dies ist vor allem dann der Fall, wenn der IC durch Vorfußkontakt mit angehobener Ferse erfolgt und die Ferse somit den Boden nie berührt.

```

% für jedes Minimum einzeln
for k=1:length(Min_Heel_L{s}(:,1))
%Bedingung für Heel
    x_L_heel{s}(k,:)=abs(Min_Heel_L{s}(k,1,1)-...
    Min_Heel_L{s}(k,1,3));
    z_L_heel{s}(k,:)=abs(Min_Heel_L{s}(k,3,1)-...
    Min_Heel_L{s}(k,3,3));
    z_min_L_heel{s}(k,:)=tand(Winkel)*x_L_heel{s}(k);
end
    
```

Ist also zum Zeitpunkt des Minimum der Ferse der Wert des Zehenmarkers größer als der des Fersenmarkers und ist der Abstand z_{L_heel} (Abbildung 29 links) größer als der Mindestabstand z_{L_heel} , so wird von einem normalen Gangbild ausgegangen (Abbildung 29 rechts). Ist diese Bedingung nicht erfüllt, so erfolgt der IC mittels des Vorfußes.

```

for k=1:length(Min_Heel_L{s})(:,1)
    if Min_Heel_L{s}(k,3,3)<=Min_Heel_L{s}(k,3,1)&&...
        z_L_heel{s}(k)>z_min_L_heel{s}(k)
            IC_left{s}(k,:)=Min_Heel_L{s}(k,:,3);
        % Bedingung nicht erfüllt so liegt kein normales Gangbild vor
    end.....

```

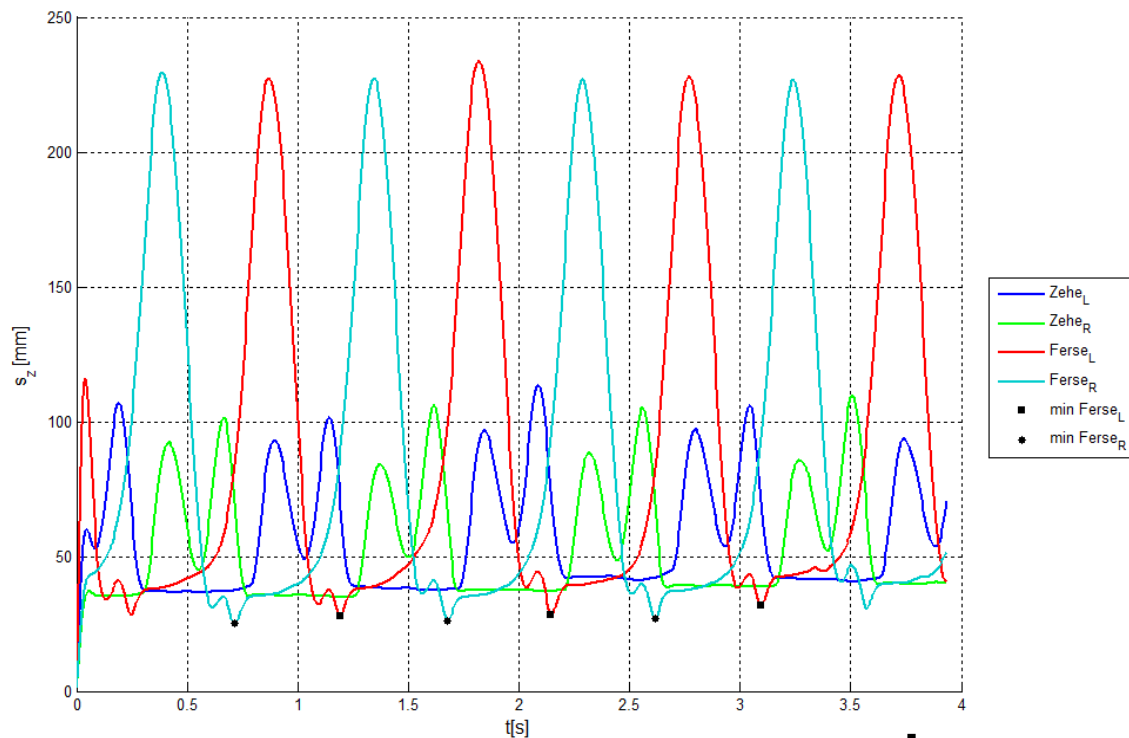


Abbildung 30: z-Verlauf der Marker bei normalem Gangbild

Vorfußkontakt

Bei der Detektion des IC im Falle eines Vorfußkontakts stellt sich die Frage, welcher Zeitpunkt als der des IC gilt. Jener Zeitpunkt an dem der Fuß, in diesem Fall die Zehen, den Boden berühren oder jener Zeitpunkt, an dem der Zehenmarker, somit der Vorfuß, den Boden berührt. Da laut Definition der IC der erste Bodenkontakt des Fußes nach der Schwungphase ist, wird der IC bei Vorfußgehern zu jenem Zeitpunkt festgelegt, bei dem die Zehen Bodenkontakt aufweisen.

Untersuchungen von *.c3d Daten, mittels Mokka, und eine Analyse der Markerverläufe aus Abbildung 31, zeigen, dass der IC im Fall des Vorfußaufsatzes nicht zum Zeitpunkt eines Minimums, im Verlauf des Zehenmarkers, erfolgt (Abbildung 32). Somit kann eine Detektion nicht allein durch den z-Verlauf der Marker erfolgen.

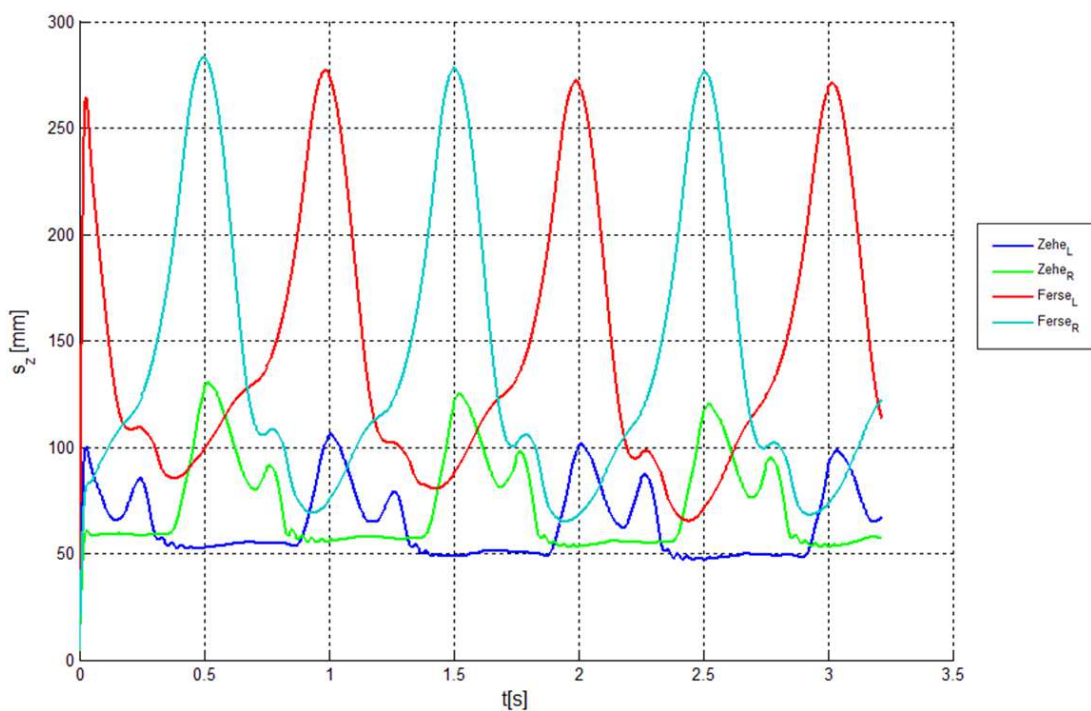


Abbildung 31: Markerverläufe mit Vorfußkontakt

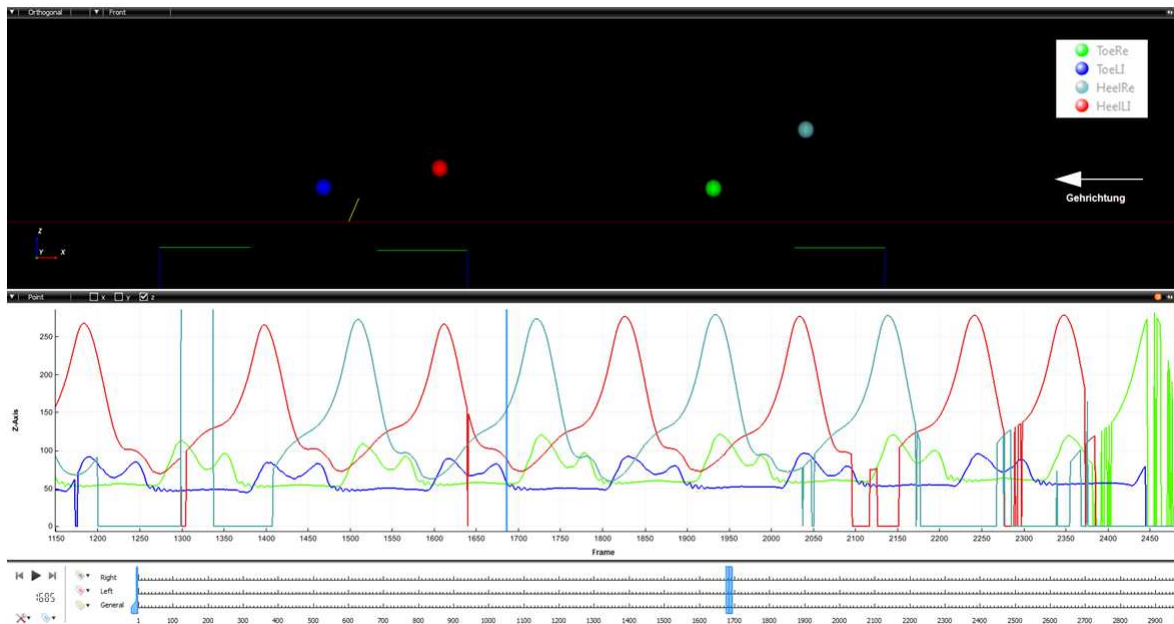


Abbildung 32: Darstellung der *c3d Daten

Der von Hreljac und Marshall [9] entwickelte Algorithmus detektiert den IC zu dem Zeitpunkt, bei dem der Verlauf der Beschleunigung des Zehenmarkers ein lokales Maximum aufweist. Jedoch wird hier von einem IC mittels Fersenkontakt ausgegangen. Untersuchungen zeigen, dass zu jenem Zeitpunkt der mittels optischer Analyse der *c3d Daten als IC detektiert wurde, ein lokales Maximum im z-Verlauf der Beschleunigung der Zehenmarker auftritt (Abbildung33).

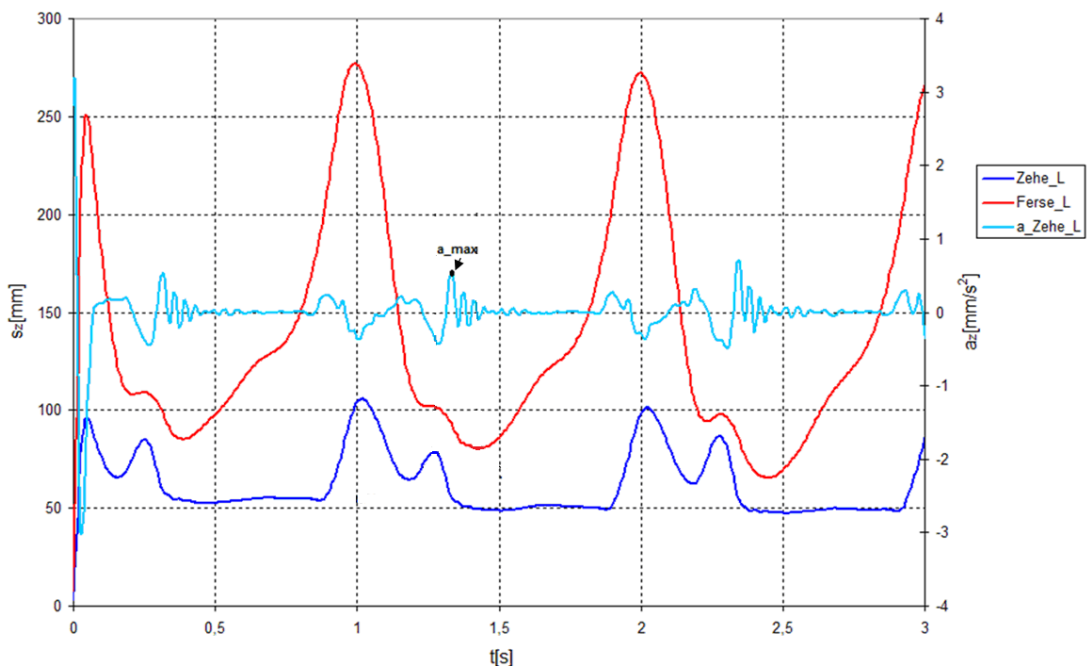


Abbildung 33: Lokales Maximum der Beschleunigung

Um dieses lokale Maximum der Beschleunigung detektieren zu können, muss ein Definitionsbereich gefunden werden, innerhalb dessen das gesuchte Maximum ein absolutes Maximum ist. Zwei Fixpunkte, zwischen denen der IC stattfinden muss, sind die Maxima im Verlauf der Zehenmarker wie in Abbildung 34 dargestellt. Der IC des Referenzbeines (blauer Verlauf) muss nach dem Maximum im Zehenverlauf des betrachteten Fußes und vor dem Maximum des Zehenmarkers des konterlateralen Fußes erfolgen.

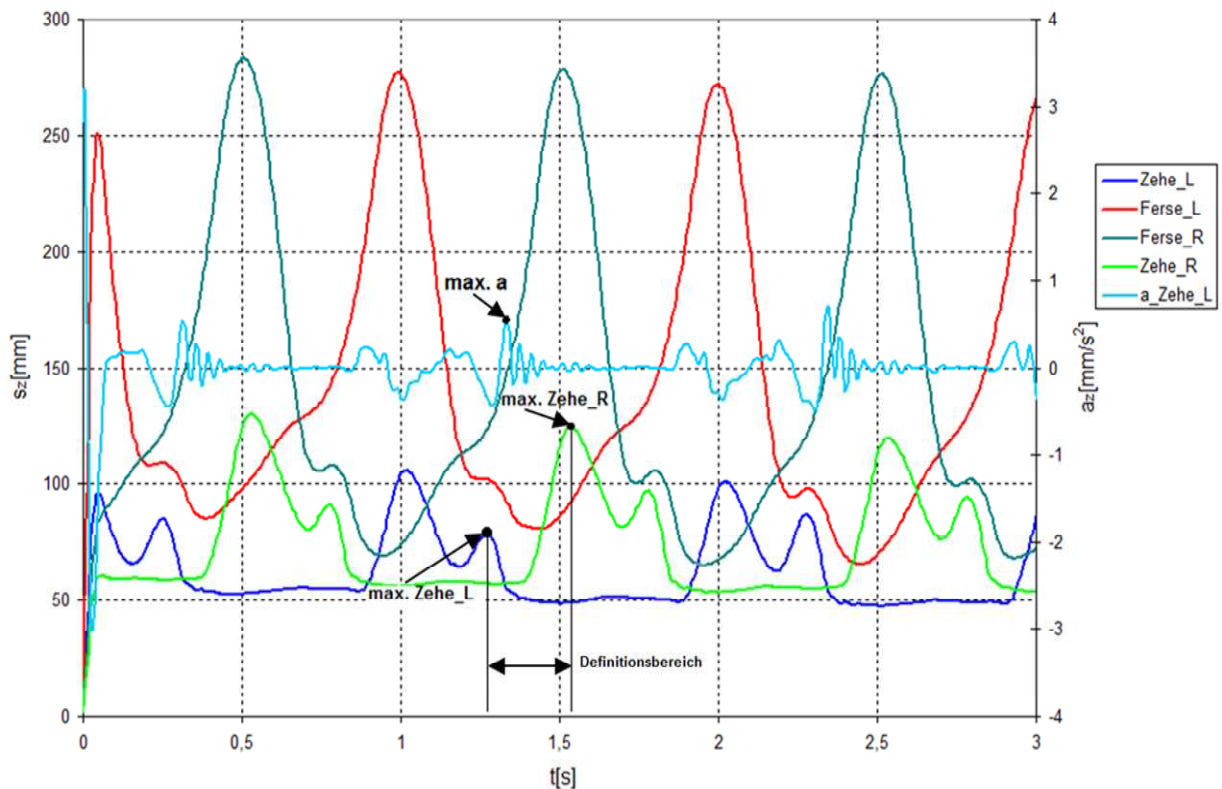


Abbildung 34: Definitionsbereich für IC bei Vorfußkontakt

Für die Festlegung des Definitionsbereichs müssen somit die Maxima in den Verläufen der Zehenmarker ermittelt werden. Diese werden im Intervall zwischen den bereits definierten Maxima der Fersenmarker gesucht (Abbildung 35).

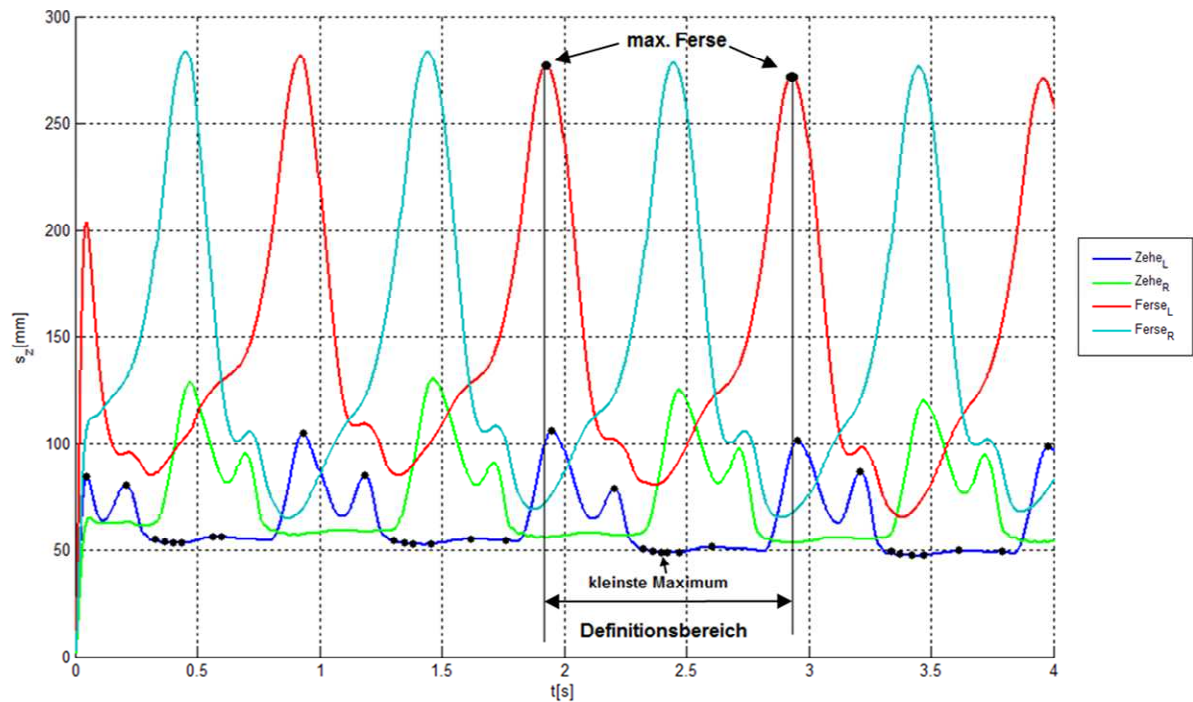


Abbildung 35: Definition des Suchbereichs für IC bei Vorfußkontakt

Wie schon bei der Detektion der Maxima der Fersenmarker besteht auch hier das Problem von falsch detektierten Maxima im unteren Bereich der Verläufe, wie in Abbildung 35 gut zu erkennen ist. Um diese zu entfernen werden ebenfalls Schwellenwerte benötigt, die auch in diesem Fall für jeden Patienten unterschiedlich sind. Dafür wird nun aus den gefundenen Maxima das kleinste gewählt und definiert, so dass der Schwellenwert 20% über diesem Wert liegt. Somit stehen pro Gangabschnitt nur noch die relevanten Maxima der Zehenmarker zur Verfügung.

Nun kann wie in Abbildung 34 dargestellt das Maximum der Beschleunigung innerhalb des Definitionsbereichs ermittelt werden. Dieses Maximum ist der Zeitpunkt des IC bei Bodenkontakt mittels Vorfuß.

Erscheint während der Detektion der IC die Fehlermeldung aus Abbildung 36. ist der Schwellenwert für die Berechnung des IC bei Vorfußkontakt zu groß gewählt. Das bedeutet, dass durch den gewählten Schwellenwert von 20% auch die relevanten Maxima entfernt werden und somit keine Berechnung des IC möglich ist.



Abbildung 36: Fehlermeldung während der IC Detektion

Dieser Wert kann, wie auch alle anderen für die Berechnung der Schwellenwerte ausschlaggebenden Prozentwerte, am Beginn des Programms unter dem Punkt *veränderbare Variablen* auf den Wert 0,1(10%) herabgesetzt werden. Nach Veränderungen an den Prozentwerten muss das Programm von neuem gestartet werden, um diese berücksichtigen zu können.

```

%%veränderbare Variablen
% Prozent Wert für die Berechnung der Maxima Ferse:
  Prozent_Heel_L=0.6;
  Prozent_Heel_R=0.6;
% Prozent Wert für die Berechnung IC bei Vorfußkontakt
  Prozent_max_az_Toe_L=0.2;
  Prozent_max_az_Toe_R=0.2;
% Prozent Wert für die Berechnung TO
  Prozent_Toe_L=0.5;
  Prozent_Toe_R=0.5;
    
```

Zum Schluss der IC Detektion überprüft das Programm, wie viele IC pro Durchgang gefunden wurden. Ist eine Detektion von mindestens zwei IC pro Fuß nicht möglich, so wird der entsprechende Durchgang wieder automatisch verworfen, da eine Berechnung der Gangparameter nur möglich ist, wenn mindestens zwei IC pro Fuß vorhanden sind.

Werden alle Durchgänge aufgrund unzureichender Daten verworfen, erscheint die Fehlermeldung aus Abbildung 37.



Abbildung 37: Fehlermeldung, Auswertung wird dadurch beendet

Diese besagt, dass mittels der verwendeten Daten keine Auswertung möglich ist, da innerhalb der Durchgänge keine zwei Doppelschritte ermittelbar waren. Um die Messung nicht wiederholen zu müssen, sollen die Positionen der Marker händisch zugeordnet werden und die Auswertung mit Variante 2, siehe Kapitel 5.2, erneut gestartet werden.

5.4.2 Ende der Vorschwungphase "toe-off "(TO)

Das Ende der Vorschwungphase ist, wie in Kapitel 2.2 beschrieben, durch das Abheben der Zehe vom Boden gekennzeichnet.

Da der Marker am Vorfuß platziert wird, lässt sich der Zeitpunkt des TO nicht so einfach aus dem z-Verlauf der Messwerte der Zehenmarker detektieren. Der Grund hierfür lässt sich wie folgt beschreiben. Würde der Marker direkt an den Zehen platziert werden, wäre, solange sich die Zehe noch am Boden befindet, kein Anstieg im Verlauf in z-Richtung zu bemerken. Da sich der Marker jedoch am Vorfuß befindet findet sich im Verlauf bereits ein Anstieg obwohl noch kein TO stattgefunden hat. Diese Überlegung kann durch eine optische Überprüfung von *.c3d Daten mittels Mokka bestätigt werden. Solange sich der Fuß am Boden befindet, ist ein Kraftvektor zu erkennen. Abbildung 38 zeigt den Moment kurz vor dem TO. Wie in dieser Abbildung zu erkennen, ist zu diesem Zeitpunkt bereits eine Bewegung des Zehenmarkers in z-Richtung erfolgt.

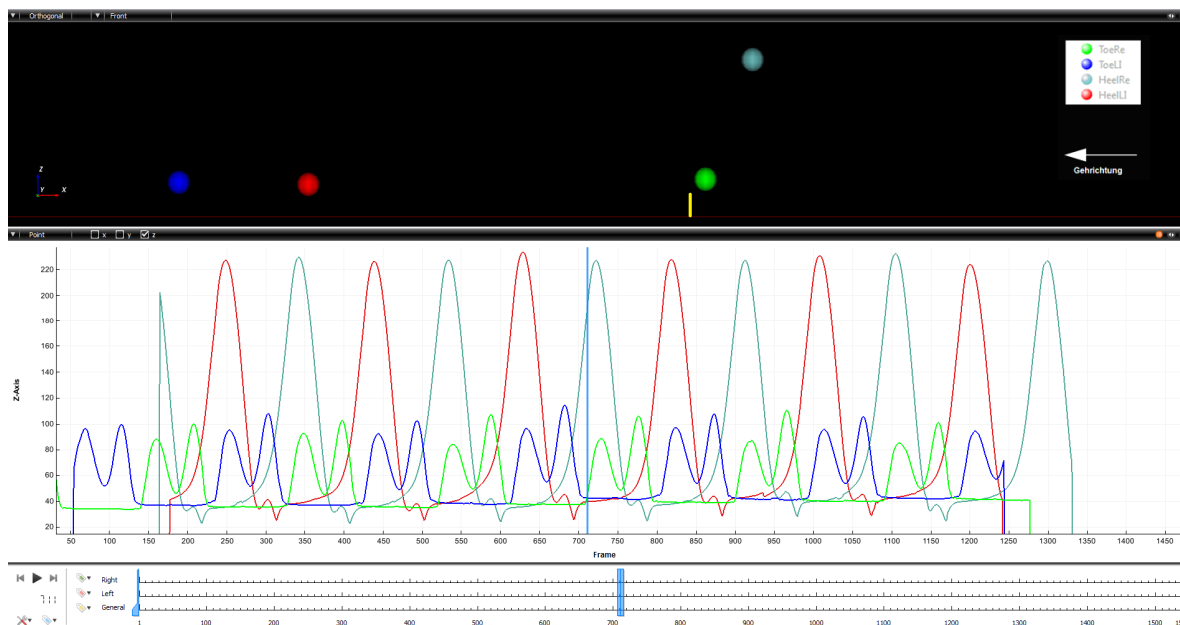


Abbildung 38: Optische Überprüfung des TO

Der Zeitpunkt des TO muss also im Bereich des ersten Anstiegs des Zehenmarkers liegen.

Laut Kirtley [12] entspricht das erste auftretende Maximum im vertikalen Geschwindigkeitsverlauf ungefähr dem TO. Ein Vergleich der Geschwindigkeitsverläufe der Zehenmarker mit den *.c3d Daten zeigt, dass zu den Zeitpunkten des TO ein Maximum in der Geschwindigkeit auftritt (Abbildung 39).

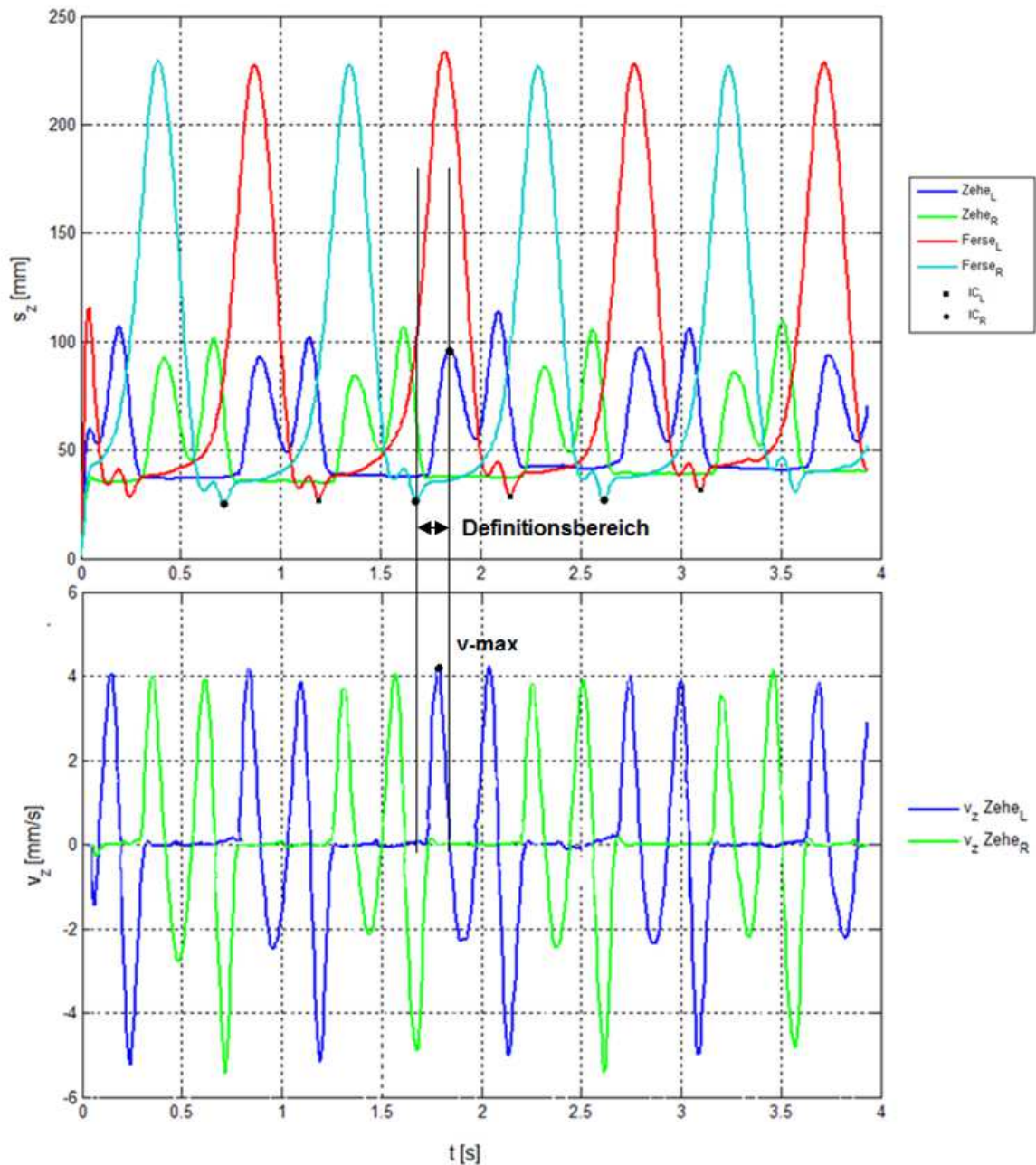


Abbildung 39: Vergleich vom Markerverlauf (Zehe und Ferse, oben) und der Geschwindigkeit des Zehenmarkers links und rechts

Die Detektion des TO ist somit nur mit Hilfe des Verlaufs der Geschwindigkeit in z-Richtung möglich.

Wie bereits beschrieben erfolgt der TO nach dem IC des kontralateralen Fußes, weiters lässt sich aus dem beschriebenen Gangzyklus ableiten, dass der TO jeweils im ersten Anstieg des Verlaufs des Zehenmarkers stattfinden muss.

Somit lässt sich der Definitionsbereich, in dem der TO erfolgt, auf den Bereich zwischen IC des konterlateralen Fußes und dem ersten Maximum im Verlauf des Zehenmarkers in z-Richtung eingrenzen. Dies gilt sowohl bei normalen IC wie auch bei IC durch Vorfußaufsatz (Abbildung 40).

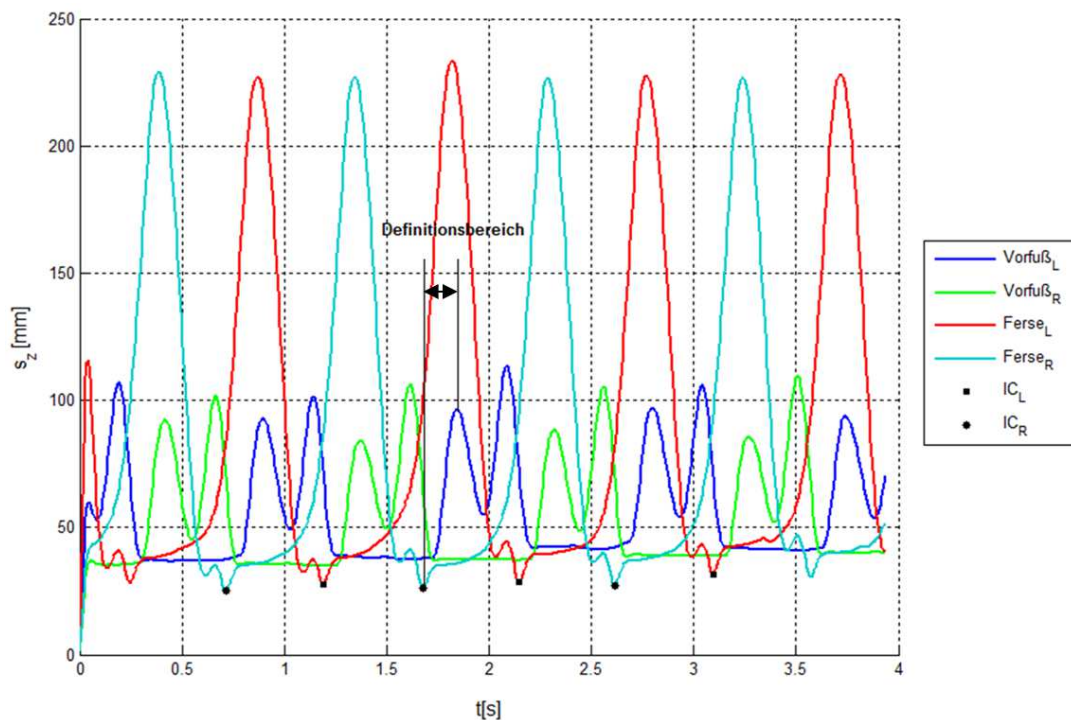


Abbildung 40: Definitionsbereich TO

Auch hier werden die benötigten Maxima innerhalb eines bestimmten Intervalls gesucht um etwaige Unterschiede zwischen den Doppelschritten berücksichtigen zu können. Das Suchintervall für die Maxima liegt dabei zwischen den bereits ermittelten IC des Referenzfußes und des kontralateralen Fußes. Auch hier tritt, wie bei allen Ermittlungen der Maxima, das Problem auf, dass im Bereich des Bodenkontakts der Zehenmarker nicht erwünschte Maxima gefunden werden. Dieser Bereich muss, wie bereits bei der Detektion des IC beschrieben, eliminiert werden. Es wird ein Schwellenwert berechnet, mit dessen Hilfe alle Messwerte des Zehenmarkers, die unterhalb liegen, nicht bei der Detektion der Maxima berücksichtigt werden. Für diesen Schwellenwert gelten dieselben Regeln, wie auch schon bei der Detektion des IC beschrieben. Es darf kein fixer Wert sein, sondern muss sich aus dem Gangbild des Patienten ergeben.

Die Berechnung des Schwellenwertes erfolgt mit Hilfe der Ermittlung des absoluten Maximums zwischen den jeweiligen IC (z. B. zwischen IC_R und IC_L) im Verlauf des Zehenmarkers. Der Schwellenwert wird nun für jeden einzelnen Schritt so berechnet, dass er um 50% kleiner ist als das absolute Maximum. Dadurch wird die untere Hälfte des Verlaufs entfernt, der die nicht erwünschten Maxima aufweist.

Übrig bleiben die zwei deutlich erkennbaren Maxima, wovon jenes als erstes auftretende, für die Eingrenzung des Definitionsbereichs verwendet wird.

Nun kann, wie in Abbildung 39 dargestellt, das Maximum der Geschwindigkeit innerhalb des Definitionsbereichs ermittelt werden. Der Zeitpunkt dieses Maximums ist der Zeitpunkt des gesuchten TO.

5.5 Optische Kontrolle

Nach Beendigung der Ermittlung der Gangevents überprüft das Programm wie viele Schritte insgesamt detektiert werden können (Summe aller Durchgänge). Wurden weniger als 6 Schritte ermittelt, wird eine Information darüber ausgegeben (Abbildung 41). Der Programmablauf wird dadurch aber nicht beeinträchtigt. Es soll lediglich als Information dienen, dass die berechneten Gangparameter bei weniger als 6 Schritten nicht sehr aussagekräftig sind.

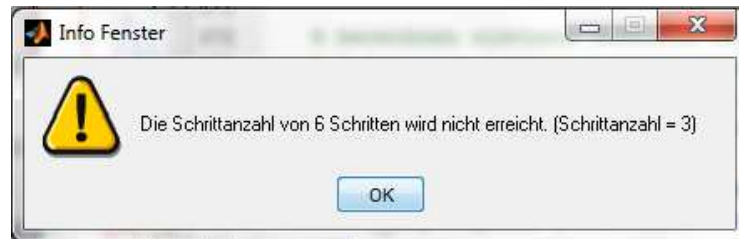


Abbildung 41: Informationsfenster über die Schrittzahl

Weiters öffnet sich automatisch ein Kontrollfenster, mit dem eine optische Überprüfung der detektierten Gangevents möglich ist (Abbildung 42). Die zwei Kontrolldiagramme (Abbildung 42 oben) zeigen dabei, wo im Falle einer korrekten Detektion die Gangevents stattfinden sollen. Je nach Art des Bodenkontakts erfolgt der IC entweder zum Zeitpunkt des Minimums des Fersenmarkers (Abbildung 42 Diagramm links oben) oder nach den Maxima der Zehenmarker (Abbildung 42 Diagramm rechts oben). Der TO sollte in beiden Fällen im ersten Anstieg des Verlaufs des Zehenmarkers stattfinden. Siehe Kontrolldiagramme in Abbildung 42.

Dies dient vor allem der Kontrolle der Gangevents bei Patienten mit stark abnormen Gangbildern. In diesen Fällen kann es notwendig sein, Korrekturen bei der Berechnung der Schwellenwerte durchzuführen. Mögliche notwendige Korrekturen der Schwellenwerte werden im folgenden Kapitel 6 erörtert.

Nachdem die optische Überprüfung der Gangevents erfolgt ist und diese korrekt sind, kann mit der Betätigung des Button "*Berechnung Starten*", siehe Abbildung 42, die Berechnung der Gangparameter durchgeführt werden.

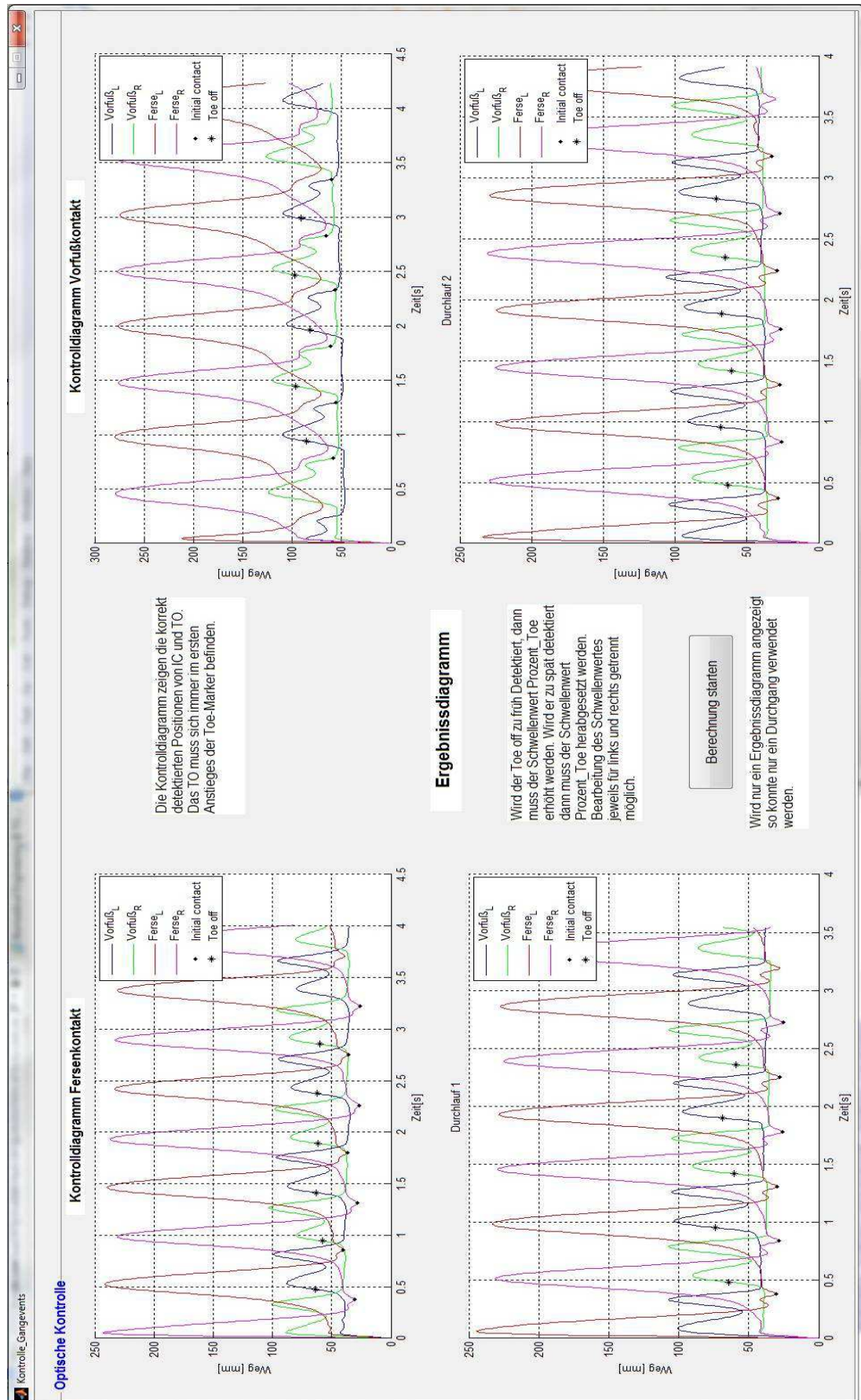


Abbildung 42: Fenster zur optischen Kontrolle der Gangevents

5.6 Berechnung der Gangparameter

Mittels dieses Programmteiles werden die in Kapitel 1.4 beschriebenen Parameter anhand der ermittelten Gangevents berechnet. Die Berechnung erfolgt wie bei den Schritten davor, für jeden Durchgang einzeln. Am Ende der Berechnung werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der Gangparameter aller Durchgänge gebildet. Für jeden Parameter werden die Berechnungsformel sowie der zugehörige Algorithmus angegeben.

5.6.1 Ganggeschwindigkeit:

$$v = \frac{s}{t} \begin{bmatrix} m \\ s \end{bmatrix}$$

s..... Weg zwischen erstem IC und letztem IC

t..... Zeit zwischen erstem IC und letztem IC

```

%% Ganggeschwindigkeit: [m/s]
% a.....Anzahl der Durchgänge
if IC_left{a}(1,4)>IC_right{a}(1,4)
    if I_R==I_L
        s{a,:}=abs(IC_left{a}(I_L,1)-IC_right{a}(1,1));
        t{a,:}= IC_left{a}(I_L,4)-IC_right{a}(1,4);
    else
        s{a,:}=abs(IC_right{a}(I_R,1)-
IC_right{a}(1,1));
        t{a,:}= IC_right{a}(I_R,4)-IC_right{a}(1,4);
    end
else
    if I_L==I_R
        s{a,:}=abs(IC_right{a}(I_R,1)-IC_left{a}(1,1));
        t{a,:}= IC_right{a}(I_R,4)-IC_left{a}(1,4);
    else
        s{a,:}=abs(IC_left{a}(I_L,1)-IC_left{a}(1,1));
        t{a,:}= IC_left{a}(I_L,4)-IC_left{a}(1,4);
    end
end
v{a,:}=(s{a}/t{a}); %Gang Geschwindigkeit

```

5.6.2 Kadenz

$$Kadenz = Schritte * \frac{60}{t} \left[\frac{Schritte}{min} \right]$$

```
%% Kadenz (Schrittfrequenz):
Schrittfrequenz{a,:} = Schritttanzahl{a}*60/t{a};
```

5.6.3 Schrittbreite:

Es wird jeweils die Schrittbreite zwischen den Fersenmarkern und den Zehenmarkern berechnet.

```
%% Schrittbreite: [mm]
% Heel
for k=1:c
    if M(1,2,3)>M(1,2,4)
        Schrittbreite_Heel{a,:}(k,:)=M(k,2,3)-M(k,2,4);
    else
        Schrittbreite_Heel{a,:}(k,:)=M(k,2,4)-M(k,2,3);
    end
end
%Toe
for k=1:c
    if M(1,2,1)>M(1,2,2)
        Schrittbreite_Toe{a,:}(k,:)=(M(k,2,1)-M(k,2,2));
    else
        Schrittbreite_Toe{a,:}(k,:)=(M(k,2,2)-M(k,2,1));
    end
end
```

5.6.4 Doppelschrittlänge:

$$\text{Doppelschrittlänge}_L = IC_{L_i} - IC_{L_{i-1}} [\text{mm}]$$

$$\text{Doppelschrittlänge}_R = IC_{R_i} - IC_{R_{i-1}} [\text{mm}]$$

i.....Zähler der IC pro Fuß

```

%% Doppelschrittlänge: [mm]
% links
for k=2:I_L
DoppelschrittL_L{a, :}(k-1, :)=abs(IC_left{a}(k,1)-...
    IC_left{a}(k-1,1));
end
% rechts
for k=2:I_R
DoppelschrittL_R{a, :}(k-1, :)=abs(IC_right{a}(k,1)-...
    IC_right{a}(k-1,1));
end

```

5.6.5 Doppelschrittdauer

$$\text{Doppelschrittdauer}_L = t(IC_{L_i}) - t(IC_{L_{i-1}}) [s]$$

$$\text{Doppelschrittdauer}_R = t(IC_{R_i}) - t(IC_{R_{i-1}}) [s]$$

t(IC).....Zeitpunkt des IC

i.....Zähler der IC pro Fuß

```

%% Doppelschrittdauer: [s]
% links
for k=2:I_L
DoppelschrittD_L{a, :}(k-1, :)=abs(IC_left{a}(k,4)-...
    IC_left{a}(k-1,4));
end
% rechts
for k=2:I_R
DoppelschrittD_R{a, :}(k-1, :)=abs(IC_right{a}(k,4)-...
    IC_right{a}(k-1,4));
end

```

5.6.6 Schrittlänge

$$\text{Schrittlänge}_L = IC_{L_i} - IC_{R_i} [\text{mm}]$$

$$\text{Schrittlänge}_R = IC_{R_i} - IC_{L_i} [\text{mm}]$$

i.....Zähler der IC pro Fuß

```

%% Schrittlänge:
% links:
if IC_right{a}(1,4) < IC_left{a}(1,4)
    for k=1:I_L
        Schrittlänge_L{a,:} = abs(IC_left{a}(k,1) - ...
            IC_right{a}(k,1));
    clear k
    end
else
    for k=2:I_L
        Schrittlänge_L{a,:} = abs(IC_left{a}(k,1) - ...
            IC_right{a}(k-1,1));
    end
end
clear k
%rechts
if IC_right{a}(1,4) < IC_left{a}(1,4)
    for k=2:I_R
        Schrittlänge_R{a,:} = abs(IC_right{a}(k,1) - ...
            IC_left{a}(k-1,1));
    clear k
    end
else
    for k=1:I_R
        Schrittlänge_R{a,:} = abs(IC_right{a}(k,1) - ...
            IC_left{a}(k,1));
    end
end
end

```


5.6.7 Schrittdauer

$$\text{Schrittdauer}_L = t(\text{IC}_{L_i}) - t(\text{IC}_{R_i}) [s]$$

$$\text{Schrittdauer}_R = t(\text{IC}_{R_i}) - t(\text{IC}_{L_i}) [s]$$

$t(\text{IC})$Zeitpunkt des IC

iZähler der IC pro Fuß

```

%% Schrittdauer:
% links:
if IC_right{a}(1,4) < IC_left{a}(1,4)
    for k=1:I_L
        Schrittdauer_L{a,:} = IC_left{a}(k,4) - ...
            IC_right{a}(k,4);
    clear k
    end
else
    for k=2:I_L
        Schrittdauer_L{a,:} = IC_left{a}(k,4) - ...
            IC_right{a}(k-1,4);
    end
end
clear k
%rechts
if IC_right{a}(1,4) < IC_left{a}(1,4)
    for k=2:I_R
        Schrittdauer_R{a,:} = IC_right{a}(k,4) - ...
            IC_left{a}(k-1,4);
    clear k
    end
else
    for k=1:I_R
        Schrittdauer_R{a,:} = IC_right{a}(k,4) - ...
            IC_left{a}(k,4);
    end
clear k
end

```

5.6.8 Einzelunterstützungsphase

$$\text{Einzelunterstützungsphase } _L = t(TO_{L_i}) - t(IC_{L_i}) [s]$$

$$\text{Einzelunterstützungsphase } _R = t(TO_{R_i}) - t(IC_{R_i}) [s]$$

$t(IC)$Zeitpunkt des IC

$t(TO)$...Zeitpunkt des TO

iZähler der IC/TO pro Fuß

```

%% Einzelunterstützungsphase
% links
if IC_right{a}(1,4)<TO_right{a}(1,4)
    for k=1:T_R
        single_support_L{a,:}(k,:)= TO_right{a}(k,4)-...
            IC_right{a}(k,4);
    end
clear k
else
    for k=2:T_R
        single_support_L{a,:}(k-1,:)= TO_right{a}(k,4)-...
            IC_right{a}(k-1,4);
    end
end
clear k
% rechts
if IC_left{a}(1,4)<TO_left{a}(1,4)
    for k=1:T_L
        single_support_R{a,:}(k,:)= TO_left{a}(k,4)-...
            IC_left{a}(k,4);
    end
clear k
else
    for k=2:T_L
        single_support_R{a,:}(k-1,:)= TO_left{a}(k,4)-...
            IC_left{a}(k-1,4);
    end
end
end

```

5.6.9 Standphase

$$Standphase_L = \frac{t(TO_{L_i}) - t(IC_{L_i})}{t(IC_{L_i}) - t(IC_{L_{i-1}})} 100 [\%]$$

$$Standphase_R = \frac{t(TO_{R_i}) - t(IC_{R_i})}{t(IC_{R_i}) - t(IC_{R_{i-1}})} 100 [\%]$$

$t(IC)$Zeitpunkt des IC

$t(TO)$...Zeitpunkt des TO

iZähler der IC/TO pro Fuß

```
%% Standphase [%]
% links
[i,j]=size(DoppelschrittD_L{a});
for k=1:i
Standphase_L{a,:}(k,:)=(single_support_R{a}(k,:)*100)/...
DoppelschrittD_L{a}(k,:);
end
clear j
clear i
clear k
% rechts
[i,j]=size(DoppelschrittD_R{a});
for k=1:i
Standphase_R{a,:}(k,:)=(single_support_L{a}(k,:)*100)/...
DoppelschrittD_R{a}(k,:);
end
```

5.6.10 Ende 1. Doppelunterstützungsphase (t(TO))

$$initiale_USPH_L = \frac{TO_R - IC_L}{t(IC_{L_i}) - t(IC_{L_{i-1}})} * 100 \text{ [%]}$$

$$initiale_USPH_R = \frac{TO_L - IC_R}{t(IC_{R_i}) - t(IC_{R_{i-1}})} * 100 \text{ [%]}$$

t(IC).....Zeitpunkt des IC

t(TO)...Zeitpunkt des TO

i.....Zähler der IC/TO pro Fuß

```

%% Ende 1.Doppelunterstützungsphase
%linkes Bein als Referenzbein
for i=1:length(DoppelschrittD_L{a})
    erste_Doppelphase_L{a,:}(i,:)= (TO_right{a}(i,4)-...
        IC_left{a}(i,4))*100/DoppelschrittD_L{a}(i,:);
end
% rechtes Bein als Referenzbein
for k=1:length(DoppelschrittD_R{a})
    erste_Doppelphase_R{a,:}(i,:)= (TO_left{a}(k,4)-...
        IC_right{a}(k,4))*100/DoppelschrittD_R{a}(k,:);
end
    
```

5.6.11 Ende 2. Doppelunterstützungsphase

$$terminale_USPH_L = \frac{TO_L - IC_R}{t(IC_{L_i}) - t(IC_{L_{i-1}})} * 100 [\%]$$

$$terminale_USPH_R = \frac{TO_R - IC_R}{t(IC_{R_i}) - t(IC_{R_{i-1}})} * 100 [\%]$$

$t(IC)$Zeitpunkt des IC

$t(TO)$...Zeitpunkt des TO

iZähler der IC/TO pro Fuß

```

% Ende 2.Doppelunterstützungsphase:
%linkes Bein als Referenzbein
for i=1:length(DoppelschrittD_L{a})
    zweite_Doppelphase_L{a,:}(i,:)=(TO_left{a}(i,4)-...
        IC_right{a}(i,4))*100/DoppelschrittD_L{a}(i,:);
end
% rechtes Bein als Referenzbein
for k=1:length(DoppelschrittD_R{a})
    zweite_Doppelphase_R{a,:}(k,:)=(TO_right{a}(k,4)-...
        IC_left{a}(k,4))*100/DoppelschrittD_R{a}(k,:);
end
    
```

5.6.12 Aufsatzwinkel zur x-Achse zum Zeitpunkt des IC

$$\alpha_{IC_L} = \arctan\left(\frac{z_{Zehe_L} - z_{Ferse_L}}{x_{Zehe_L} - x_{Ferse_L}}\right) [Grad]$$

$$\alpha_{IC_R} = \arctan\left(\frac{z_{Zehe_R} - z_{Ferse_R}}{x_{Zehe_R} - x_{Ferse_R}}\right) [Grad]$$

z_{Zehe_L} z-Koordinate des Zehenmarkers zum Zeitpunkt des IC

x_{Zehe_L} x-Koordinate des Zehenmarkers zum Zeitpunkt des IC

z_{Ferse_L} z-Koordinate des Fersenmarkers zum Zeitpunkt des IC

x_{Ferse_L} x-Koordinate des Fersenmarkers zum Zeitpunkt des IC

```

%% Aufsatzwinkel zur x-Achse zum Zeitpunkt IC
%links
for i=1:I_L
x_IC_left{a,:}(i,:)=abs(abs(IC_left_A{a}(i,1,1))-...
    abs(IC_left_A{a}(i,1,3)));
z_IC_left{a,:}(i,:)=abs(abs(IC_left_A{a}(i,3,1))-...
    abs(IC_left_A{a}(i,3,3)));
tan_IC_left{a,:}(i,:)=z_IC_left{a}(i,:)/x_IC_left{a}(i,:);
alpha_IC_left{a,:}(i,:)= atand(tan_IC_left{a}(i,:));
end
clear i
%rechts
for i=1:I_R
    x_IC_right{a,:}(i,:)=abs(abs(IC_right_A{a}(i,1,2))-...
        abs(IC_right_A{a}(i,1,4)));
    z_IC_right{a,:}(i,:)=abs(abs(IC_right_A{a}(i,3,2))-...
        abs(IC_right_A{a}(i,3,4)));
tan_IC_right{a,:}(i,:)=z_IC_right{a}(i,:)/x_IC_right{a}(i,:);
alpha_IC_right{a,:}(i,:)= atand(tan_IC_right{a}(i,:));
end
    
```

5.6.13 Abdrückwinkel zur x-Achse zum Zeitpunkt des TO

$$\alpha_{TO_L} = \arctan\left(\frac{z_{Zehe_L} - z_{Ferse_L}}{x_{Ferse_L} - x_{Zehe_L}}\right) [Grad]$$

$$\alpha_{TO_R} = \arctan\left(\frac{z_{Zehe_R} - z_{Ferse_R}}{x_{Ferse_R} - x_{Zehe_R}}\right) [Grad]$$

z_{Zehe_L} z-Koordinate des Zehenmarkers zum Zeitpunkt des TO

x_{Zehe_L} x-Koordinate des Zehenmarkers zum Zeitpunkt des TO

z_{Ferse_L} z-Koordinate des Fersenmarkers zum Zeitpunkt des TO

x_{Ferse_L} x-Koordinate des Fersenmarkers zum Zeitpunkt des TO

```

%% Abdrückwinkel zur x-Achse Zeitpunkt TO
for i=1:T_L
x_TO_left{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,1,1))-...
    abs(TO_left_A{a}(i,1,3)))
z_TO_left{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,3,3))-...
    abs(TO_left_A{a}(i,3,1)))
tan_TO_left{a}(i,:)=z_TO_left{a}(i,:)/x_TO_left{a}(i,:);
alpha_TO_left{a,:}(i,:)= atand(tan_TO_left{a}(i,:));
end
clear i
%rechts
for i=1:T_R
x_TO_right{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,1,2))-...
    abs(TO_right_A{a}(i,1,4)));
z_TO_right{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,3,4))-...
    abs(TO_right_A{a}(i,3,2)));
tan_TO_right{a}(i,:)=z_TO_right{a}(i,:)/x_TO_right{a}(i,:);
alpha_TO_right{a,:}(i,:)= atand(tan_TO_right{a}(i,:));
end
    
```

5.6.14 Fußöffnungswinkel zum Ende der 1. Doppelunterstützungsphase

$$\beta_{TO_L} = \arctan \left(\frac{y_{Zehe_L} - y_{Ferse_L}}{x_{Zehe_L} - x_{Ferse_L}} + \frac{y_{Zehe_R} - y_{Ferse_R}}{x_{Zehe_R} - x_{Ferse_R}} \right) [Grad]$$

$$\beta_{TO_R} = \arctan \left(\frac{y_{Zehe_L} - y_{Ferse_L}}{x_{Zehe_L} - x_{Ferse_L}} + \frac{y_{Zehe_R} - y_{Ferse_R}}{x_{Zehe_R} - x_{Ferse_R}} \right) [Grad]$$

y_{Zehe_L} y -Koordinate des Zehenmarkers zum Zeitpunkt des TO

x_{Zehe_L} x -Koordinate des Zehenmarkers zum Zeitpunkt des TO

y_{Ferse_L} y -Koordinate des Fersenmarkers zum Zeitpunkt des TO

x_{Ferse_L} x -Koordinate des Fersenmarkers zum Zeitpunkt des TO

```

%% Fussöffnungswinkel zum Ende der 1. USPH
%links
for i=1:T_L
    x_left_L{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,1,1))-...
        abs(TO_left_A{a}(i,1,3)));
    y_left_L{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,2,1))-...
        abs(TO_left_A{a}(i,2,3)));
    x_left_R{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,1,2))-...
        abs(TO_left_A{a}(i,1,4)));
    y_left_R{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,2,2))-...
        abs(TO_left_A{a}(i,2,4)));
    tan_left_L{a}(i,:)=y_left_L{a}(i,:)/x_left_L{a}(i,:);
    tan_left_R{a}(i,:)=y_left_R{a}(i,:)/x_left_R{a}(i,:);
    beta_left_L{a}(i,:)= atand(tan_left_L{a}(i,:));
    beta_left_R{a}(i,:)= atand(tan_left_R{a}(i,:));
    Oeffnungswinkel_TO_left{a,:}(i,:)=beta_left_R{a}(i,:)+...
        beta_left_L{a}(i,:);
end
    
```



```
%% Fussöffnungswinkel zum Ende der 1. USPH
%rechts
for i=1:T_R
    x_right_R{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,1,2))-...
        abs(TO_right_A{a}(i,1,4)));
    y_right_R{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,2,2))-...
        abs(TO_right_A{a}(i,2,4)));
    x_right_L{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,1,1))-...
        abs(TO_right_A{a}(i,1,3)));
    y_right_L{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,2,1))-...
        abs(TO_right_A{a}(i,2,3)));
    tan_right_R{a}(i,:)=y_right_R{a}(i,:)/x_right_R{a}(i,:);
    tan_right_L{a}(i,:)=y_right_L{a}(i,:)/x_right_L{a}(i,:);
    beta_right_R{a}(i,:)= atand(tan_right_R{a}(i,:));
    beta_right_L{a}(i,:)= atand(tan_right_L{a}(i,:));
    Oeffnungswinkel_TO_right{a,:}(i,:)=beta_right_R{a}(i,:)+...
        beta_right_L{a}(i,:);
end
```

Ergebnisausgabe

Die Ergebnisse der Gangparameter werden als *.mat Datei abgespeichert und durch ein Ergebnisdatenblatt graphisch dargestellt. Das Ergebnisdatenblatt (Abbildung 43) enthält alle Mittelwerte der Gangparameter sowie die Standardabweichung aller Zahlenwert wie auch eine graphische Veranschaulichung durch Balkendiagramme.

Weiters werden die Daten des Patienten sowie die durch das Programm vorgegebenen Schwellenwerte, die mindest Schrittzahl und der mindeste Aufsetzwinkel ausgegeben.

Dies dient dazu, in späterer Folge die Ergebnisse bei Kontrolluntersuchungen des Patienten vergleichen zu können und auf einen Blick zu erkennen, ob dieselben Parameter bei der Auswertung verwendet werden und die Ergebnisse vergleichbar sind.

Weiters ist auf dem Datenblatt vermerkt, ob die Gangevents mittels des Programms ermittelt wurden oder ob Variante 4 des Programms verwendet wurde, bei dem die Gangevents, wie beschrieben, schon detektiert wurden und nur noch die Berechnung der Gangparameter mittels des Programms erfolgt.

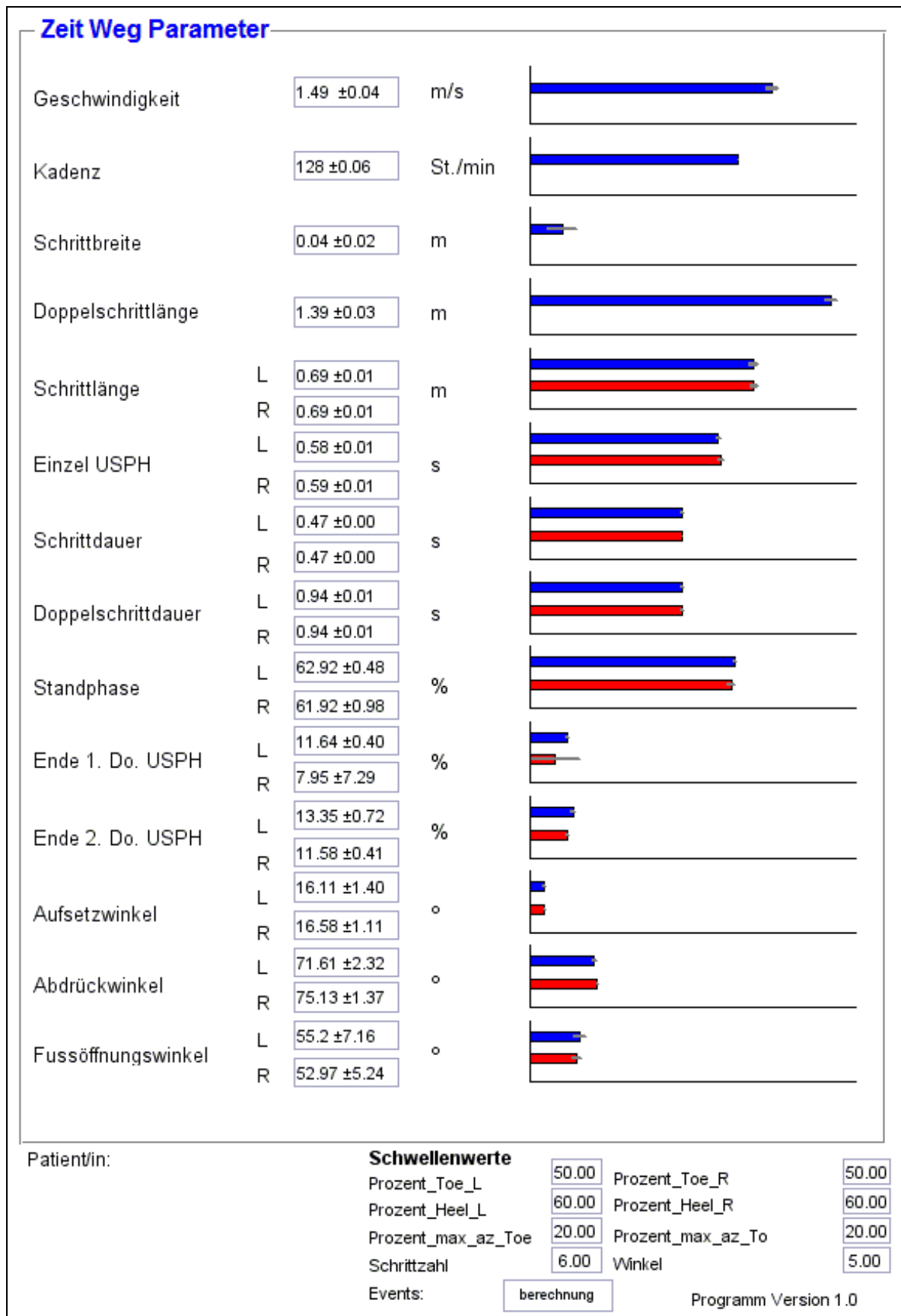


Abbildung 43: Ergebnisdatenblatt

5.7 Programmtests

Eine qualitative Überprüfung des Programms mittels verschiedener Datensätze soll zeigen, ob die Detektion der Gangevents bei verschiedenen Arten von Gangbildern stabil funktioniert. Ist dies der Fall, ist eine anschließende Berechnung der Gangparameter in jedem Fall möglich. Dafür werden zehn unterschiedliche Datensätze verwendet wovon fünf von Personen mit normalen Gangbildern (IC durch Fersenkontakt) stammen. Die restlichen fünf Datensätze enthalten Messdaten von pathologischen Gangbildern. Drei dieser Datensätze stammen aus der Datenbank des Ganganalyselabors des Orthopädischen Spital Wien Speising. Sie wurden mittels Voll-Ganganalyse ermittelt, was die Verwendung von Variante 2 des Programms notwendig macht.

Die Beurteilung der korrekten Detektion der Gangevents erfolgt durch eine optische Kontrolle der Verläufe der Zehen- und Fersenmarker. Wie in Kapitel 5.5 beschrieben, wird mittels dieser optischen Kontrolle geprüft, ob die berechneten Schwellenwerte für dieses Gangbild korrekt sind. Vor allem bei pathologischen Gangbildern kann es zu falschen Detektionen kommen, da sehr große Unterschiede in den Verläufen von Doppelschritt zu Doppelschritt auftreten können. Ist die Höhe der jeweiligen Maxima im Fersen- wie auch im Zehenverlauf zwischen den einzelnen Schritten sehr unterschiedlich, kann es dadurch, dass ein konstanter Prozentwert für die Berechnung der Schwellenwerte verwendet wird, zu falschen Detektionen kommen. Ist dies der Fall, muss eine Anpassung des Schwellenwertes erfolgen.

6 Ergebnisse

Bei allen Datensätzen bei denen die IC nur durch Fersenkontakt erfolgen, zeigt die optische Kontrolle der in Abbildung 44 bis 47 dargestellten Verläufe, dass die automatische Detektion der IC und TO aus kinematischen Daten korrekt erfolgt.

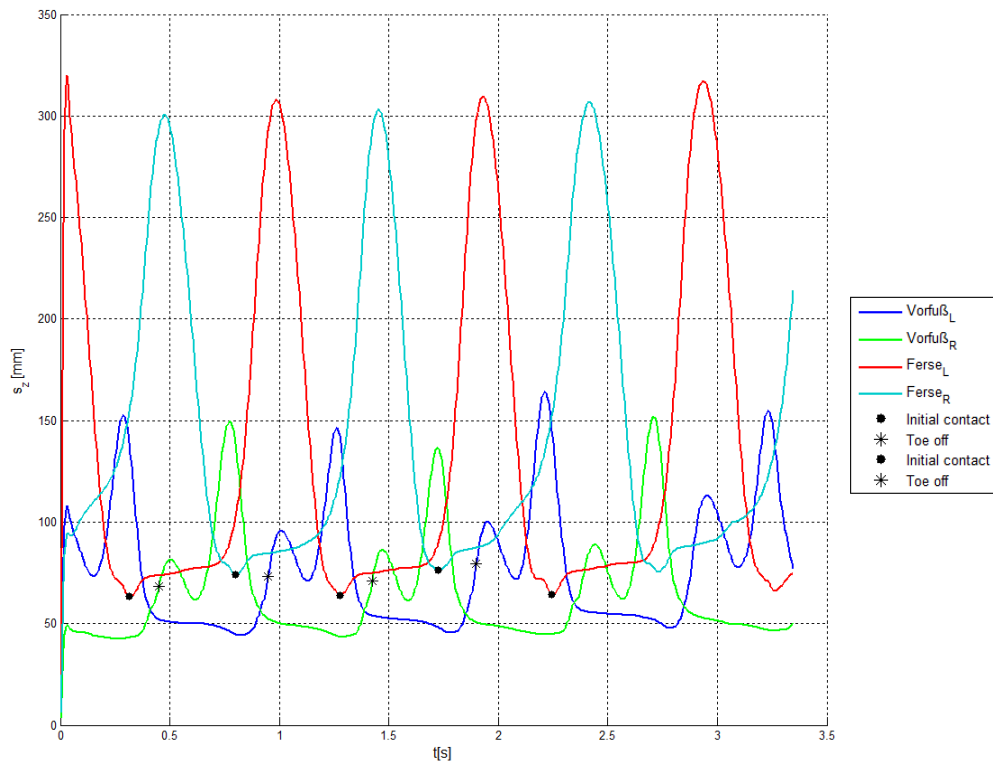


Abbildung 44: Datensatz 1; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO

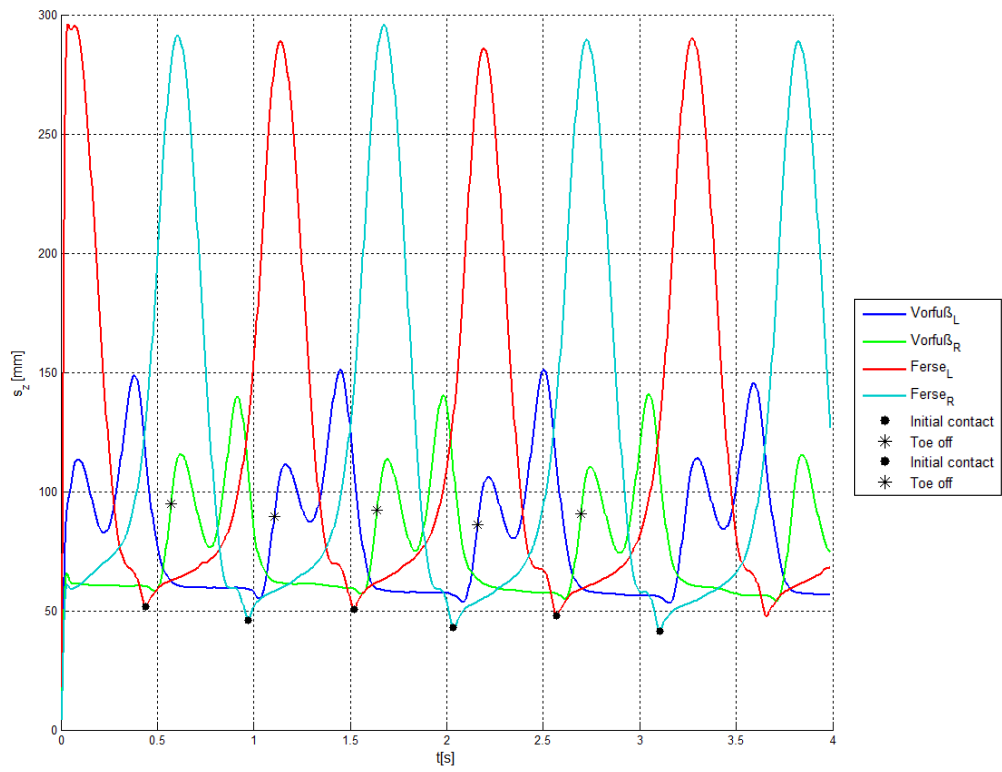


Abbildung 45: Datensatz 2; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO

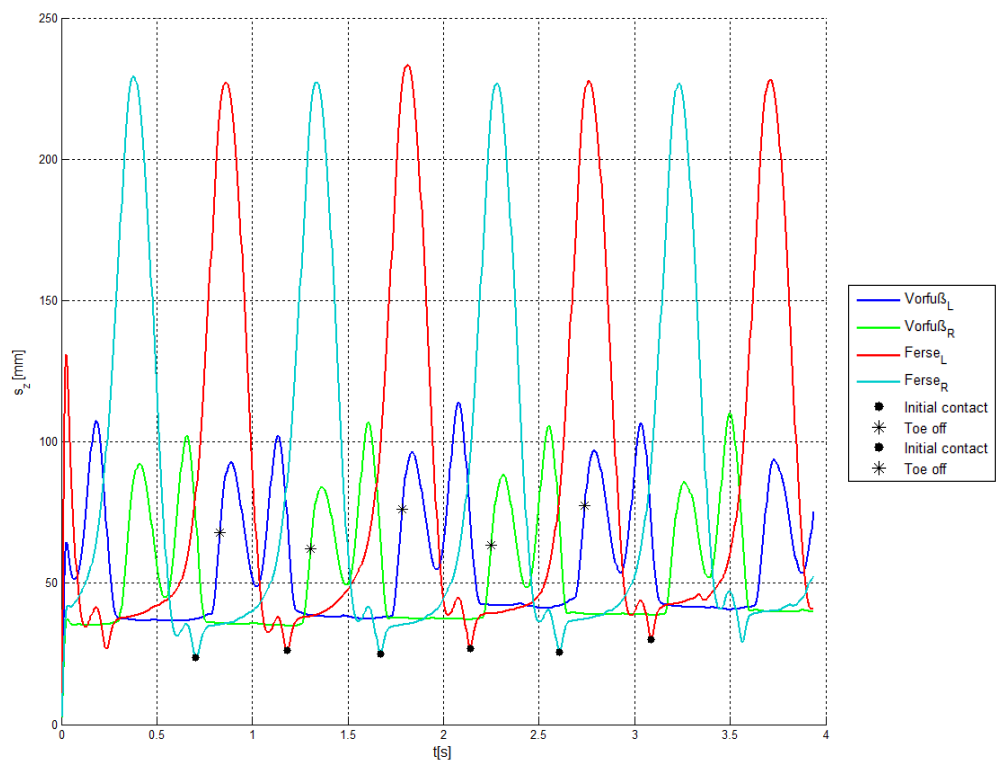


Abbildung 46: Datensatz 3; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO

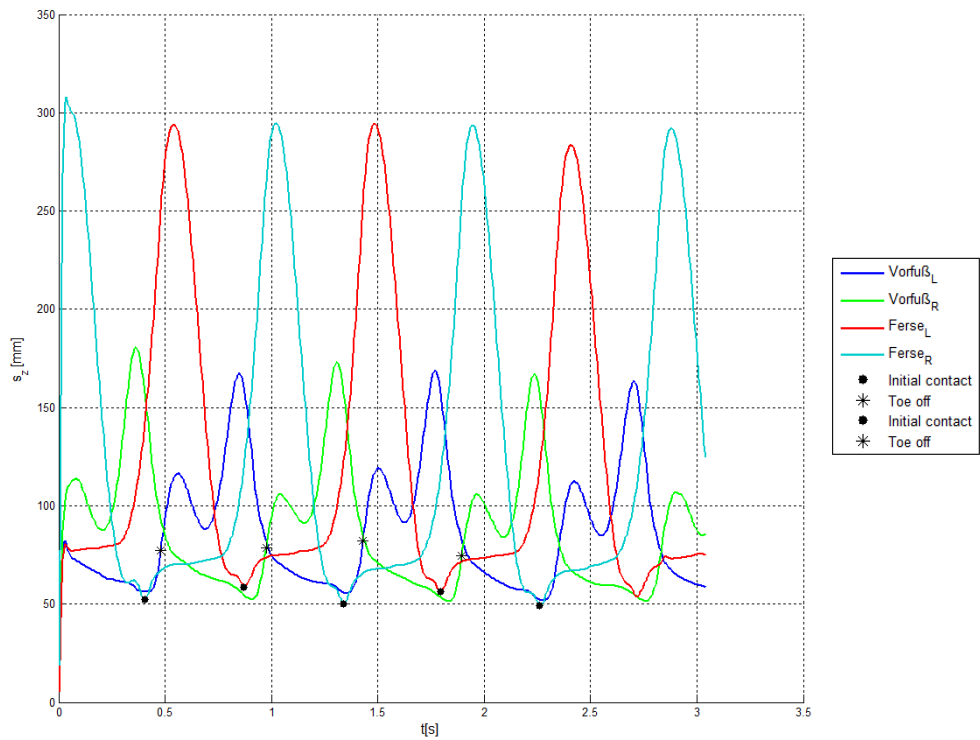


Abbildung 47: Datensatz 4; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO

Bei Datensatz 5 wurde die Analyse abgebrochen, da zu wenige Daten für die Analyse vorhanden waren, siehe Abbildung 48.

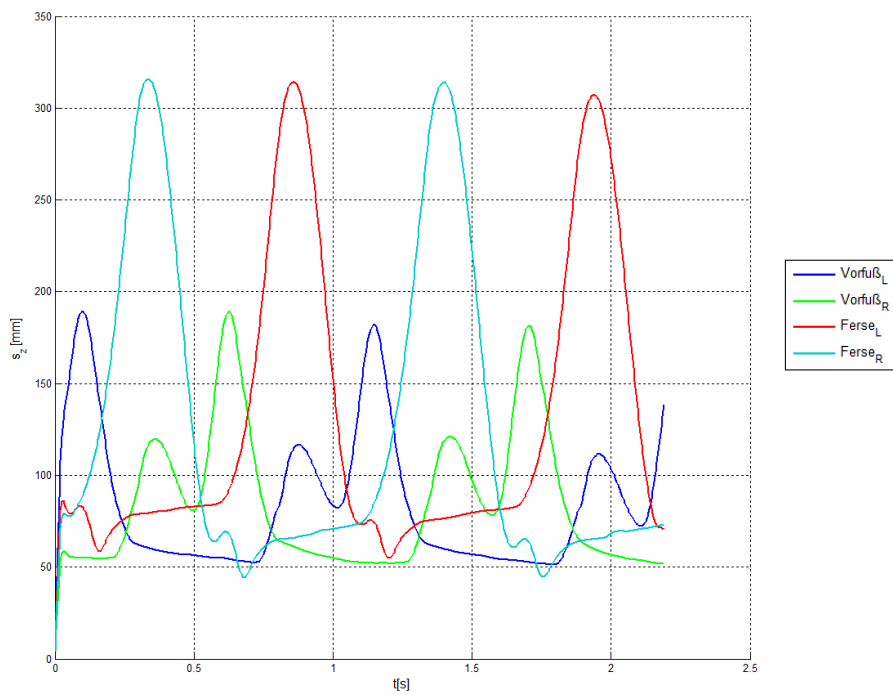


Abbildung 48: Zu wenig Daten für eine Auswertung

Die Rohdaten wurden, wie in Kapitel 5.2 beschrieben, bearbeitet und die Analyse mit Variante 1 erneut durchgeführt. Nach der Bearbeitung der Daten war eine automatische Detektion der Gangevents ebenfalls möglich, wie eine optische Kontrolle der Verläufe in Abbildung 49 zeigt.

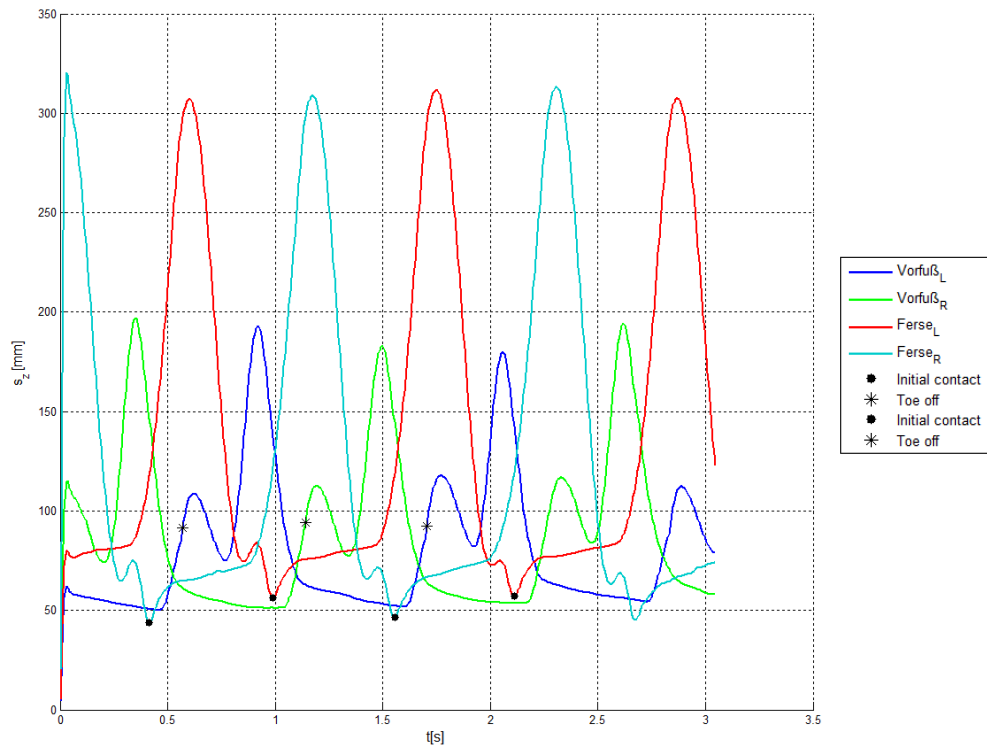


Abbildung 49: Datensatz 5; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO

Beim Auftreten eines beidseitigen Vorfußaufsatz, siehe Abbildung 50 zeigte die optische Kontrolle des Datensatzes 6, dass die Detektion der IC und TO mit den standardmäßig eingestellten Schwellenwerten erfolgreich funktioniert. Es war zu erwarten, dass hier keine Probleme auftreten, da wie in der Abbildung 50 zu erkennen, keine starken Schwankungen in den Verläufen zwischen den einzelnen Doppelschritten auftreten.

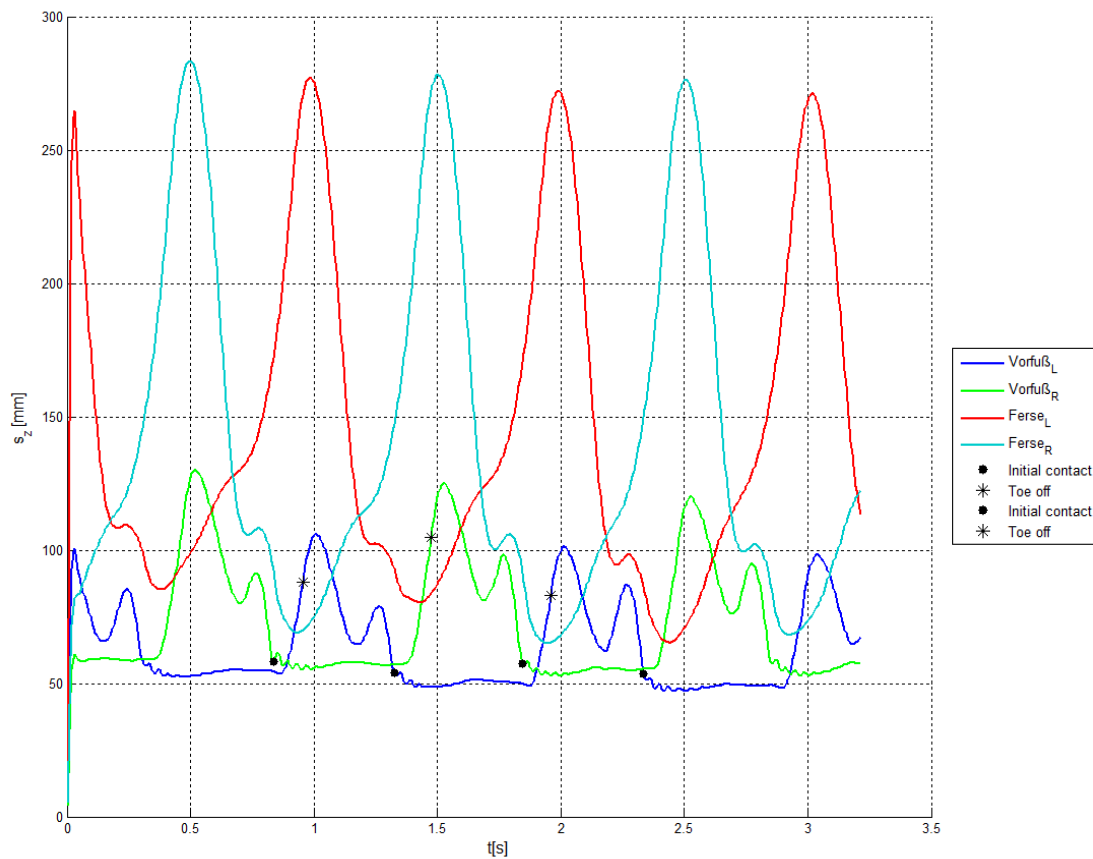


Abbildung 50: Datensatz 6; IC beidseitig mittels Vorfuß

Weist das Gangbild unterschiedliche Arten des Bodenkontakts zwischen rechts und links auf und treten einseitig verkürzte Schritte auf, wie bei Datensatz 7, so hat das meist sehr starken Einfluss auf die Gleichmäßigkeit der Verläufe der Marker, wie in Abbildung 51 zu erkennen ist. Dieses ungleichmäßige Gangbild führt zu stark schwankenden Maxima zwischen den einzelnen Doppelschritten. Eine optische Kontrolle des Datensatzes 7 aus Abbildung 51 zeigt, dass die Detektion des TO nicht bei jedem Doppelschritt korrekt erfolgt ist. Für eine leichtere Identifizierung wurden diese TO durch gelbe Kreise markiert.

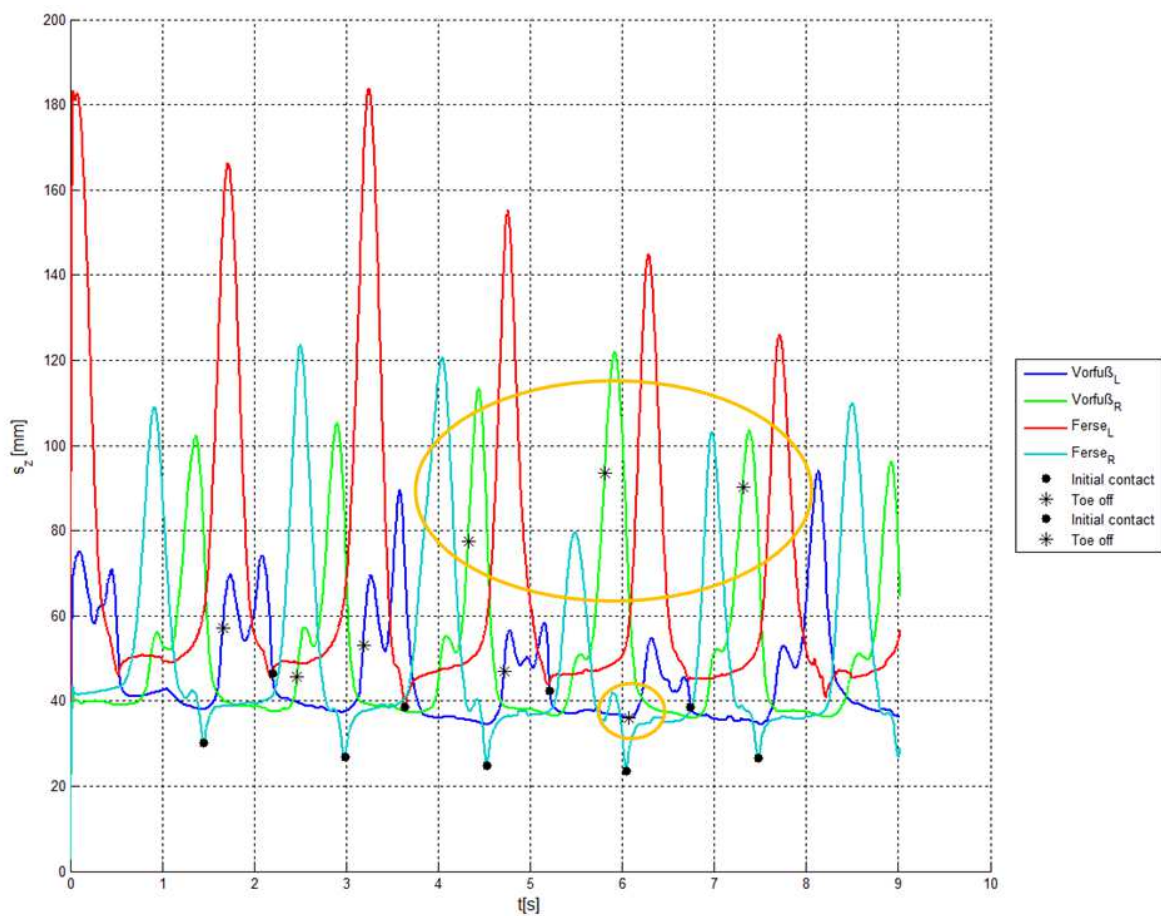


Abbildung 51: Datensatz 7; falsche Detektion der TO

Nach einer Anpassung des Prozentwertes für die Berechnung des Schwellenwertes, für den TO rechts von 0.5 auf 0.4 und für TO links von 0.5 auf 0.8, und wiederholter Durchführung der Analyse werden die Gangevents korrekt detektiert, siehe Abbildung 52.

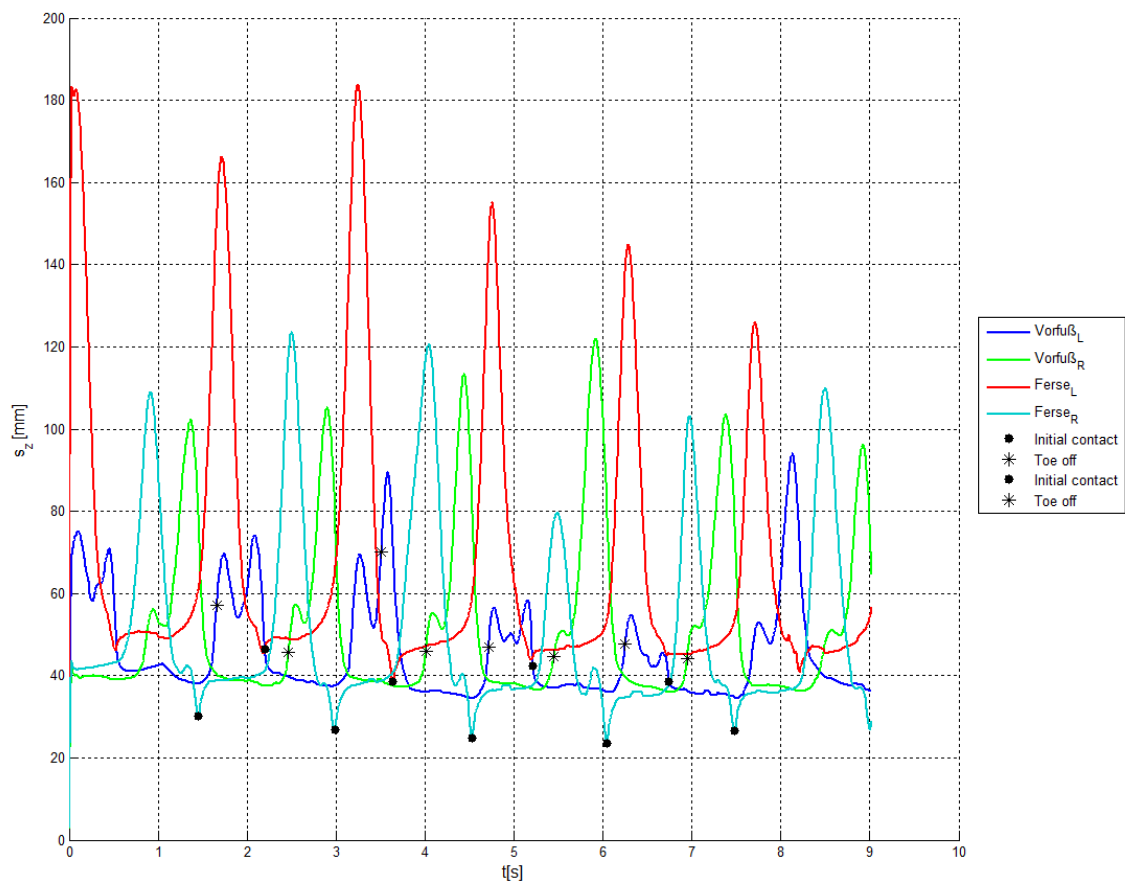


Abbildung 52: Datensatz 7; korrekte Detektion nach Veränderung der Schwellenwerte

Die optische Kontrolle der Datensätze 8 und 9, bei denen die Messwerte aus einer Voll-Ganganalyse stammen, zeigen, dass auch hier keine Probleme bei der Detektion der Gangevents auftauchen, siehe Abbildung 53 und 54.

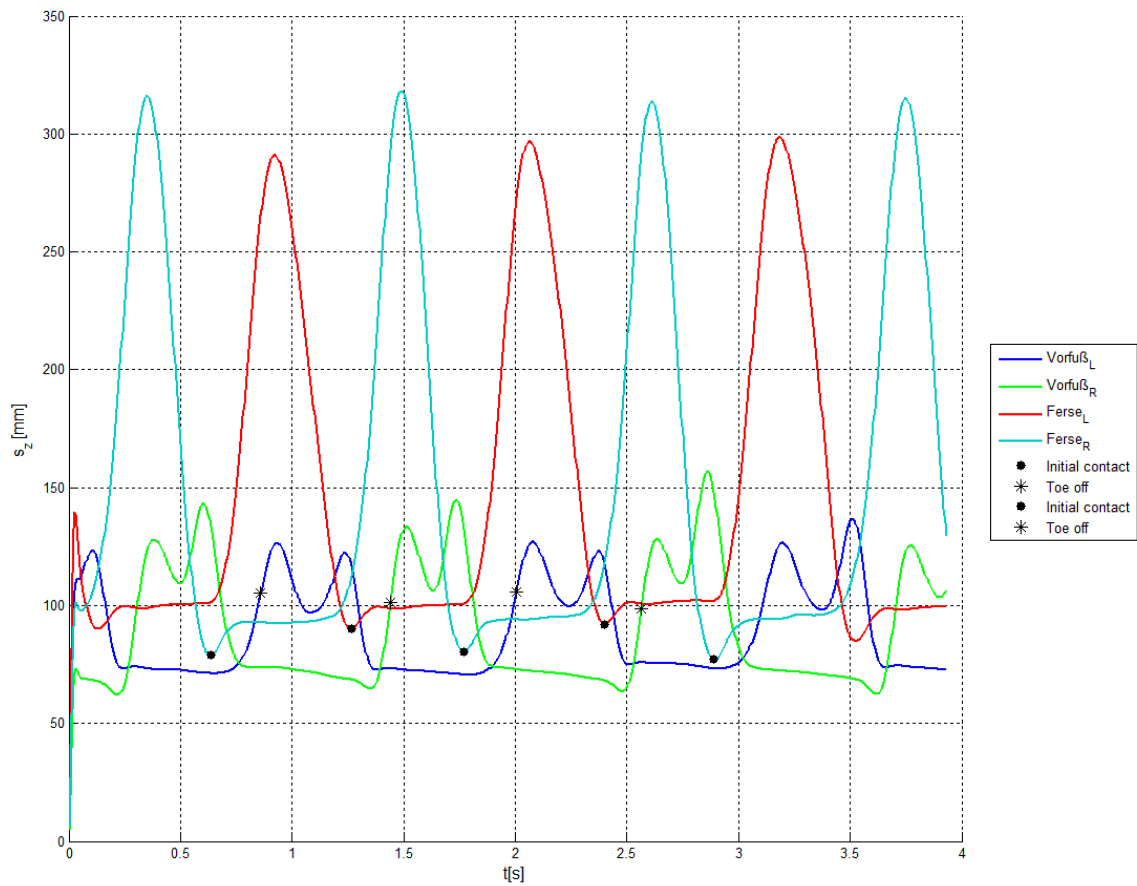


Abbildung 53: Datensatz 8; Daten aus Voll-Ganganalyse

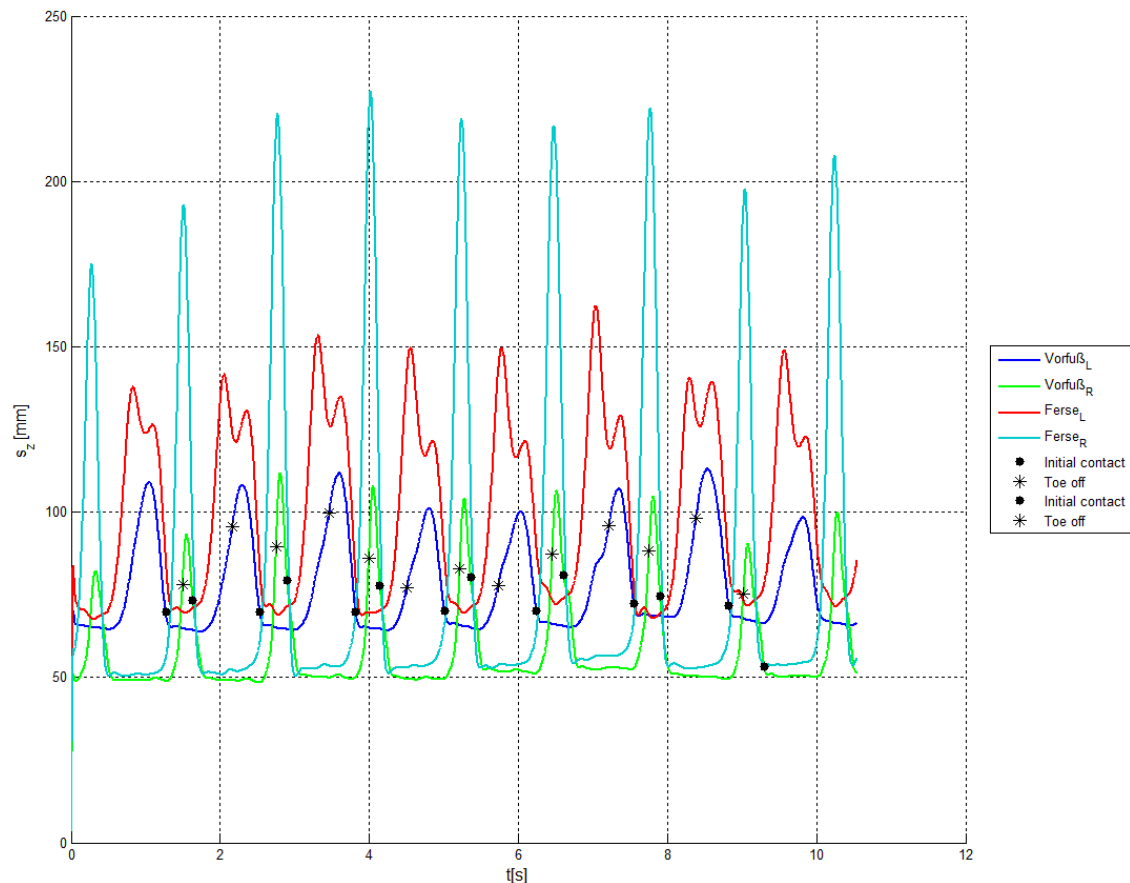


Abbildung 54: Datensatz 9; aus Voll-Ganganalyse

Bei Datensatz 10, der ebenfalls aus Messwerten aus der Voll-Ganganalyse besteht, wird vom Programm während der Berechnung des TO die Fehlermeldung ausgegeben, dass der Schwellenwert für die IC Ermittlung im Fall des Vorfußkontakts angepasst werden muss. Nachdem dies durchgeführt worden ist und die optische Kontrolle durchgeführt wurde, musste noch eine Anpassung des Schwellenwertes für die TO Detektion gemacht werden. Nach dieser Anpassung war eine Detektion der Gangevents jedoch ebenfalls möglich (Abbildung 55).

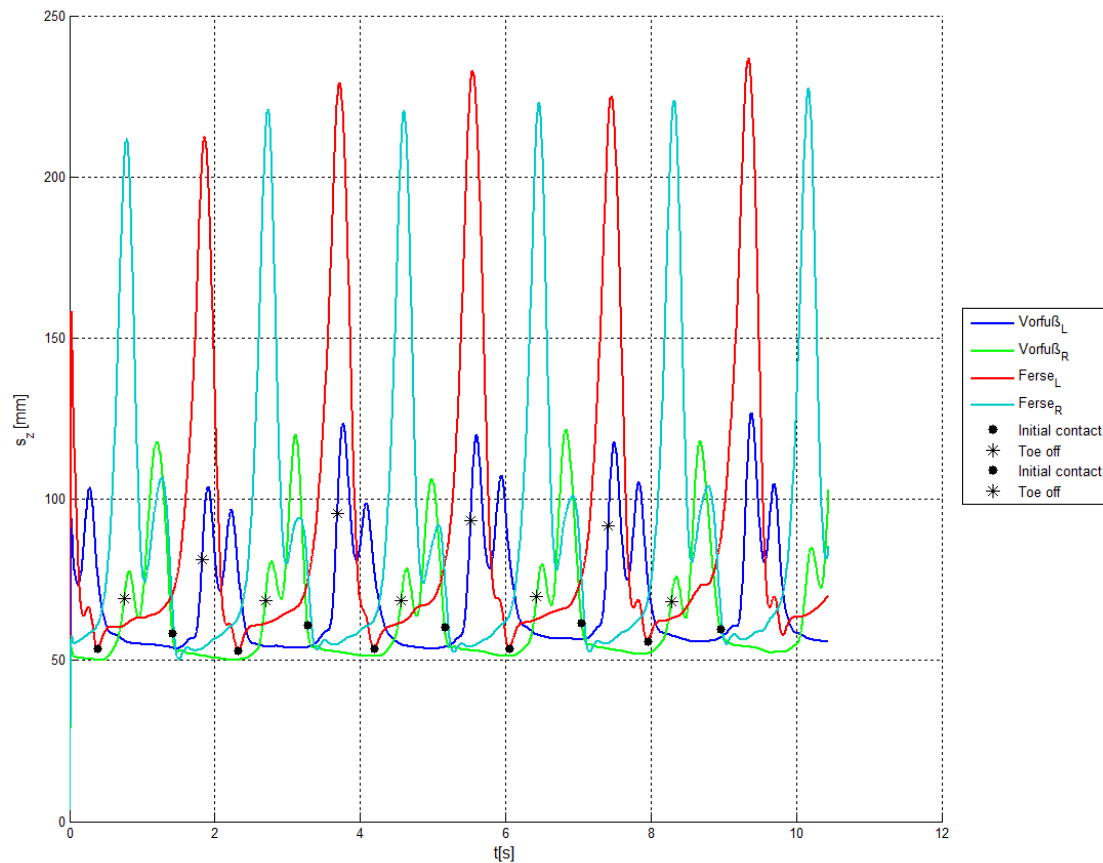


Abbildung 55: Datensatz 10; angepasster Schwellenwert für IC Ermittlung

Durch eine grobe optische Verifikation des Programms mit Daten einer Voll-Ganganalyse (Abbildungen 56 und 57), kann davon ausgegangen werden, dass die automatisch delektierten Gangevents richtig erkannt werden. Die Untersuchung der Abweichungen, bei der Detektion der Gangevents, zwischen den Zwei Verfahren und eine genaue Verifikation des Programms, ist Inhalt einer weiteren Diplomarbeit.

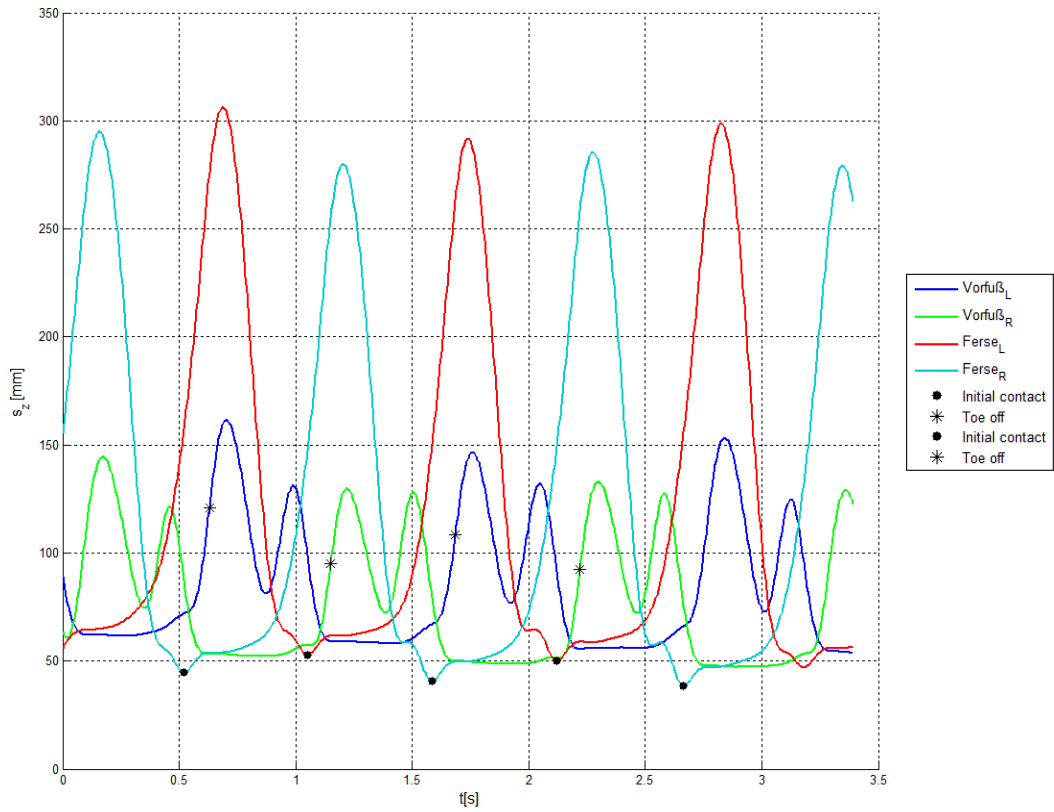


Abbildung 56: Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO ermittelt durch Programm

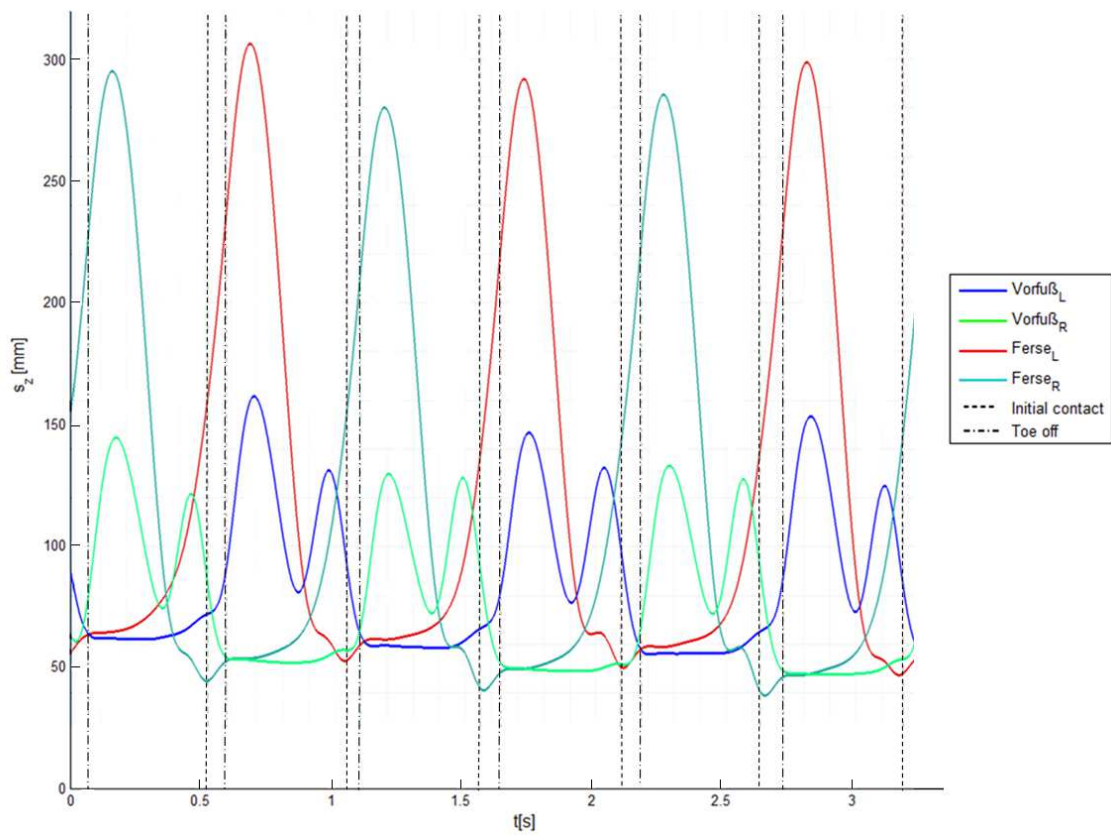


Abbildung 57: Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO ermittelt durch Kraftmessplatten

Bei allen Datensätzen können keine Probleme bei der Aufbereitung der Rohdaten festgestellt werden. Die Zuordnung der Marker und die Auftrennung in die einzelnen Durchgänge führt das Programm selbstständig durch. Somit kann festgehalten werden, dass eine Vorbearbeitung der Daten bezüglich Zuordnung der Marker, bereinigen der Messwerte und filtern der Daten, im Regelfall, nicht händisch erfolgen muss. Außerdem erkennt das Programm, ob genügend Messwerte für eine Auswertung vorhanden sind. Im Falle einer Fehlermeldung bezüglich der vorhandenen Daten muss diese Messung aber nicht automatisch wiederholt werden, sondern es besteht die Möglichkeit durch eine händische Zuordnung der Marker die Daten trotzdem auswerten zu können. Für diesen Fall existiert die beschriebene Variante 1 des Programms.

Es zeigt sich, dass für einen großen Teil der getesteten Daten die ermittelten Schwellenwerte eine Detektion der Gangevents ermöglicht.

In einigen Fällen ist eine Anpassung der Schwellenwerte für die Berechnung der Gangevents notwendig.

Bei allen überprüften Datensätzen ist eine Berechnung der Gangparameter möglich.

Dies führt zu dem Ergebnis, dass das entwickelte Programm, basierend auf kinematischen Daten einer 4-Marker Ganganalyse, sowohl bei normalen Gangbildern (Fersenkontakt), wie auch bei veränderten Gangbildern (Vorfußkontakt, Flachaufsatz und Kreuzgang) eine Berechnung der Gangparameter vollautomatisch durchführen kann.

7 Schlussfolgerung

Nach einer erfolgreichen Zuordnung der Marker, einer Aufbereitung der Messwerte und einer Detektion der Gangevents IC und TO ist es möglich die relevanten Gangparameter, wie Schrittlänge, Doppelschrittlänge und deren Dauer aus kinematischen Daten einer 4-Marker-Ganganalyse zu berechnen.

Das Einsatzgebiet dieses Programms ist nicht nur bei normalen Gangbildern gegeben, sondern auch bei pathologischen Gangbildern, da das Programm die Gangevents sowohl bei IC durch Fersenkontakt wie auch durch Vorfußkontakt oder Flachaufsatz erkennt. Auch Gangstörungen wie Kreuzgang oder einseitig verkürzte Schrittlängen stellen für die Berechnung der Gangparameter kein Problem dar.

Durch das entwickelte Programm besteht die Möglichkeit die Gangparameter ohne den Einsatz von Kraftmessplatten oder anderen zusätzlichen Messinstrumenten zu bestimmen.

Da die Detektion von IC und TO auf der Grundlage von Schwellenwerten passiert, kann es bei speziellen Gangbildern zu Problemen bei der Detektion kommen. Zur Behebung dieses Problems müssen die gesetzten Prozentwerte für die Berechnung der Schwellenwerte angepasst werden. Um diese Anpassung von Seiten des Programms durchführen zu können, sind weitere Studien notwendig, die sich mit Hilfe von mehreren Testpersonen genau mit den notwendigen Schwellenwerten befasst.

Um das Programm auch klinisch einsetzen zu können, ist es notwendig zu evaluieren, wie genau die verwendete Methode zur Detektion der Gangevents, im Vergleich zu der bei Voll-Ganganalysen verwendeten Methode, der Ermittlung mittels Kraftmessplatten, ist.

Weiters stellt sich die Frage, in welchem Ausmaß die Verwendung von Schuhen bei der 4-Marker Ganganalyse einen Einfluss auf die Ergebnisse der Gangparameter hat, im Vergleich zu Messungen, die barfuß durchgeführt werden. Die Evaluierung des Programms und die Untersuchung der Einflüsse durch Schuhe ist nicht Inhalt dieser Arbeit und wird im Rahmen einer weiteren Diplomarbeit im Themenbereich 4-Marker Ganganalyse durchgeführt.

Literaturverzeichnis

- [1] J. Perry, Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens, 1. Hrsg., München: Urban und Fischer, 2003.
- [2] K. Götz-Neumann, Gehen verstehen - Ganganalyse in der Physiotherapie, Stuttgart: Georg Thiemen Verlag, 2003
- [3] C. Kirtley, Clinical Gait Analysis - Theory and Practice, Churchill, Livingstone: Elsevier, 2006.
- [4] J. Mickelborough, M. L. van der Linden, J. Richards und A. R. Ennos, „Validity and Reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events,“ Gait and Posture, pp. 32- 37, 2000.
- [5] S. Ghousayni, C. Stevens, S. Durham und D. Ewins, „Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals“, Gait and Posture, pp. 266-272, 2004.
- [6] E. Desailly, Y. Daniel, P. Sardain und P. Lacouture, „Foot contact event detection using kinematic data in cerebral palsy children and normal adult gait,“ Gait and Posture, pp. 76-80, 2009.
- [7] D. S. Sousa, J. M. Tavares, M. Correia, Mendes Emilia, A. Veloso, V. Silva und F. Joao, „Registration between data from visual sensors and force platform in gait event detection“.
- [8] C. M. O'Connor, S. K. Thorpe, M. J. O'Malley und C. L. Vaughan, „Automatic detection of gait events using kinematic data,“ Gait and Posture, pp. 469-474, 2007.
- [9] A. Hreljac, R. N. Marshall "Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data," Journal of Biomechanics, pp. 783-786, 2000.
- [10] O. S. Speising, „Labor für Gang- und Bewegungsanalyse,“ [Online], Available: <http://www.oss.at/weitere-bereiche/labor-fuer-gang-und-bewegungsanalyse>. [Zugriff am 09.12. 2013].
- [11] D. A. Winter, H. G. Sidwall und D. A. Hobson, „Measurement and Reduction of Noise in Kinematics of Locomotion,“ Journal of Biomechanics, Bd. 7, Nr. 2, pp. 157-159, 1974.
- [12] C. Kirtley, „Clinical Gait Analysis“ ,2005,[Online], Available: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/faq/toe-off.html>, [Zugriff am 26.08.2013]

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schritt und Doppelschritt [1]	3
Abbildung 2: Gangzyklus [1].....	4
Abbildung 3: Unterteilung des Gangzyklus [2].....	4
Abbildung 4: Initiale Standphase [2].....	5
Abbildung 5: Stoßdämpfungsphase [2]	6
Abbildung 6: Mittlere Standphase [2].....	7
Abbildung 7: Terminale Standphase [2]	7
Abbildung 8: Vorschwungphase [2].....	8
Abbildung 9: Initiale Schwungphase [2].....	8
Abbildung 10: Mittlere Schwungphase [2]	9
Abbildung 11: Terminale Schwungphase [2]	9
Abbildung 12: Vorfußkontakt [2]	10
Abbildung 13: Drei verschiedene Bewegungsmuster nach Vorfußkontakt [2]	11
Abbildung 14: Flacher Fersenkontakt [2].....	11
Abbildung 15: Schrittlängen und Fußöffnungswinkel [2], bearbeitet.....	13
Abbildung 16: Abdruckwinkel und Aufsetzwinkel [2], bearbeitet.....	15
Abbildung 17: Vertikaler Geschwindigkeitsverlauf des Fußzentrums [8]	20
Abbildung 18: Positionierung der Marker mit Schuh und barfuß	23
Abbildung 19: Messstrecke im Ganglabor Speising [10]	24
Abbildung 20: Ablaufdiagramm des Programms zur Berechnung der Gangparameter	25
Abbildung 21: Fehlermeldung: zu wenige Daten	26
Abbildung 22: Orientierung des Koordinatensystems.....	31
Abbildung 23: Position der Marker im Doppelschritt.....	32
Abbildung 24: z-Verläufe der Marker mit Doppel-Minima	36
Abbildung 25: z- Verläufe der Marker mit Einzel-Minima.....	37
Abbildung 26: *.c3d Daten einer 4-Marker Ganganalyse	38
Abbildung 27: Minima und Maxima im Verlauf der Fersenmarker	38
Abbildung 28: Absolute Minima im z-Verlauf der Fersenmarker.....	40
Abbildung 29: Links: z_L_Heel Fersenkontakt, rechts: z_L_Heel Vorfußkontakt .	41
Abbildung 30: z-Verlauf der Marker bei normalem Gangbild.....	42
Abbildung 31: Markerverläufe mit Vorfußkontakt.....	43
Abbildung 32: Darstellung der *.c3d Daten	44
Abbildung 33: Lokales Maximum der Beschleunigung.....	44
Abbildung 34: Definitionsbereich für IC bei Vorfußkontakt	45
Abbildung 35: Definition des Suchbereichs für IC bei Vorfußkontakt	46

Abbildung 36: Fehlermeldung während der IC Detektion	47
Abbildung 37: Fehlermeldung, Auswertung wird dadurch beendet	48
Abbildung 38: Optische Überprüfung des TO.....	49
Abbildung 39: Vergleich vom Markerverlauf (Zehe und Ferse, oben) und der Geschwindigkeit des Zehenmarkers links und rechts	50
Abbildung 40: Definitionsbereich TO	51
Abbildung 41: Informationsfenster über die Schrittzahl	53
Abbildung 42: Fenster zur optischen Kontrolle der Gangevents.....	54
Abbildung 43: Ergebnisdatenblatt.....	69
Abbildung 44: Datensatz 1; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO.....	71
Abbildung 45: Datensatz 2; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO.....	72
Abbildung 46: Datensatz 3; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO.....	72
Abbildung 47: Datensatz 4; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO.....	73
Abbildung 48: Zu wenig Daten für eine Auswertung.....	73
Abbildung 49: Datensatz 5; Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO.....	74
Abbildung 50: Datensatz 6; IC beidseitig mittels Vorfuß.....	75
Abbildung 51: Datensatz 7; falsche Detektion der TO.....	76
Abbildung 52: Datensatz 7; korrekte Detektion nach Veränderung der Schwellenwerte	77
Abbildung 53: Datensatz 8; Daten aus Voll-Ganganalyse	78
Abbildung 54: Datensatz 9; aus Voll-Ganganalyse	79
Abbildung 55: Datensatz 10; angepasster Schwellenwert für IC Ermittlung.....	80
Abbildung 56: Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO ermittelt durch Programm	81
Abbildung 57: Verlauf der Markertrajektorien mit IC und TO ermittelt durch Kraftmessplatten	81

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich traditionelles und Rancho Los Amigos System [2].....	6
Tabelle 2: Exemplarischer Auszug aus x-Koordinatendaten einer Datenmatrix...	29