Die approbierte Originalversion dieser Diplom-/Masterarbeit ist an der Hauptbibliothek der Technischen Universität Wien aufgestellt (http://www.ub.tuwien.ac.at).

The approved original version of this diploma or master thesis is available at the main library of the Vienna University of Technology (http://www.ub.tuwien.ac.at/englweb/).

Diplomarbeit

Zusammenhang zwischen Massenschwerpunkt und Angriffspunkt der resultierenden Bodenreaktionskraft beim Gehen im medizinischen Kontext

ausgeführt zum Zwecke der Erlangung des akademischen Grades
eines Diplom-Ingenieurs
unter der Leitung von

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

E307
Institut für Konstruktionswissenschaften und Technische Logistik

Eingereicht an der Technischen Universität Wien

Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften

von

Mad Helmut
e9226302 / E700
7023 Stöttera / Erlengrund 8

Wien am 15.11.2007

Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis 2

1 Einleitung 4
1.1 Überblick und Ziel dieser Arbeit 4
1.2 Der menschliche Gang 6
1.1.1 Standphase 6
1.1.2 Schwungphase 7
1.3 COM – Körperschwerpunkt 8
1.5 COM vs. COP 12

2 Methoden und Hilfsmittel 13
2.1 Symbole und Abkürzungen 13
2.2 Ganganalyse 14
2.2.1 Ganganalyse – Probleme und Ungenauigkeiten 17

2.3 Biomechanisches Modell 19

2.4 Kraftmessplatten 22
2.4.1 Funktionsweise und Aufnahmebedingungen 22
2.4.2 Auswertung 24

2.5 Videometrie 31
2.5.1 Funktionsweise und Aufnahmebedingungen 31
2.5.2 Auswertung 34
2.5.2.1 Bestimmung des „Center of Mass“ (COM) und Ermittlung geeigneter Normverläufe 39

3 Medizinische Anwendungsmöglichkeiten 46
3.1 Gesunder Proband ohne auffälliges Gangmuster 46
3.2 Stark übergewichtiger Proband ohne auffälliges Gangmuster 47
3.3 Patient – Hüfttotalendoprothese prä- und postoperativ 48
3.3.1 Patient – Hüfttotalendoprothese präoperativ 48
3.3.2 Patient – Hüfttotalendoprothese postoperativ 50

4 Diskussion der Ergebnisse 51

5 Anhang 53
A.1 Ablauf eines Gangzyklus 53
A 1.1 Standphase 53
A 1.2 Schwungphase 55
A2 Matlabfiles 56
A 2.1 Lade File 56
A 2.2 Einlese File 56
A 2.3 Konvertier File 57
A 2.4 .p3d_Laden 63

A 2.5 P3d 69
A 3 Vergrößerte Abbildungen 81
A 3.1 Abbildung 36 81
A 3.2 Abbildung 37 82
A 3.3 Abbildung 39 83
A 3.3 Abbildung 40 84

6 Abbildungsverzeichnis 85

7 Literaturverzeichnis 87

1 Einleitung

1.1 Überblick und Ziel dieser Arbeit

Die vorliegende Arbeit versucht einen Einblick in die Möglichkeiten der Ganganalyse zu geben.
Die eigentliche Aufgabenstellung ist es, einen Zusammenhang zwischen dem zeitlichen Verlauf des „Centre of Pressure“ (COP) und dem des „Centre of Mass“ (COM) zu finden. Daher liegt es nahe, im ersten Schritt geeignete Methoden zu entwickeln, die eine Bestimmung dieser Kurven zulassen. Die Aufnahme der Messdaten erfolgt im Orthopädischen Spital Speising (OSS).
Speziell für die dort vorhandene Anlage sollen geeignete Methoden entwickelt werden, die es erlauben, die räumliche Position des „Centre of Mass“ und den Verlauf des Centre of Pressure in geeigneten Koordinatensystemen, schnell und einfach festzustellen.
Die aus dieser Arbeit resultierenden Hilfsmittel sollen schließlich dem OSS zur Verfügung stehen und in Verbindung mit bereits vorhandenen Einrichtungen eine möglichst schnelle und effiziente Beurteilung des Ist-Zustandes eines Patienten ermöglichen.
Da vor allem das „Centre of Mass“, sprich der Körperschwerpunkt, keinen Fixpunkt innerhalb des menschlichen Körpers darstellt, ist die Bestimmung mit zahlreichen unerwarteten Problemen verbunden. Es stellt sich als notwendig heraus viele spezifische Versuchsbedingungen der Anlage in Speising zu beachten, um überhaupt mit den zur Verfügung stehenden Mitteln verwertbare Daten zu erhalten.
Verfahren, die darauf abzielen die Lage eines gedachten Punktes innerhalb eines beweglichen Körpers mit vielen Segmenten und unbestimmt vielen Freiheitsgraden festzulegen, können immer nur Näherungslösungen liefern. Daher ist es nicht nur Aufgabe dieser Arbeit eine Methode zu finden, welche in möglichst kurzer Zeit Aufschluss über die gewünschten Kurvenverläufe gibt, sondern auch ausreichend genau arbeitet.
Da die entwickelten Auswerte-Routinen im Anschluss an diese Arbeit tatsächlich im Orthopädischen Spital Speising als Hilfsmittel bei der Medizinischen Diagnose von Krankheitsbildern eingesetzt werden sollen, ist es unerlässlich Annahmen zu treffen und Vereinfachungen zu wählen.
Sie spiegeln sich in erster Linie in der Wahl eines geeigneten Modells, des menschlichen Körpers, sowie den zuvor erwähnten speziell für diese Anlage einzuhaltenden Aufnahmebedingungen wider.
Das Softwarepaket Matlab stellt dafür eine geeignete Basis für die Auswertung der Daten zur Verfügung.
So sollen im Verlauf dieser Arbeit immer mehr Matlab-Routinen für die Auswertung und die grafische Aufbereitung der Versuchsergebnisse entstehen. Sie werden am Ende der Arbeit einzusehen sein und stellen, obwohl nur im Anhang vollständig angeführt, den Hauptteil dieser Entwicklungsarbeit dar.
In den Kapiteln gegen Ende meiner Forschungsarbeit werde ich versuchen, die gewonnen Kurven zu analysieren und auf ihre Plausibilität zu überprüfen, um sie anschließend mit tatsächlichen Krankheitsbildern zu vereinbaren.

Wenn es möglich ist, in kurzer Zeit durch den COM- und COP-Verlauf den Ist-Zustand einer pathologischen Veränderung des menschlichen Gangbildes zu quantifizieren, könnte man dadurch postoperative Verbesserungen schneller beurteilen. Jedoch würde eine Zuordnung zu den einzelnen veränderten Krankheitsbildern den Rahmen dieser Arbeit sprengen. Außerdem ist dies nicht ganz so einfach durchzuführen, da sich oftmals mehrere Krankheitsbilder bei einem Patienten überlagern und erst deren Summe die Veränderung ergibt.
Daher bleibt es in dieser Arbeit bei einigen Beispielen solcher Gangbilder und deren Vergleich mit den ebenfalls ermittelten „Normkurven“ für COP und COM. Für die Sollkurven stehen zehn männliche Testpersonen ohne auffälliges Gangbild zur Verfügung. Die so gewonnen Ergebnisse werden schließlich den in der Fachliteratur einschlägigen Daten gegenübergestellt und mit ihnen verglichen.
Die Möglichkeiten und Forschungen auf dem Gebiet der Ganganalyse sind heute bereits sehr umfangreich. Dennoch ist das Betätigungsfeld noch unwahrscheinlich groß. Immer leistungsfähigere Computersysteme erweitern vorhandene Anwendungsmöglichkeiten. Es darf also mit Spannung in die Zukunft gesehen werden.
Mein Ziel sehe ich mit dieser Forschungsarbeit darin, einen – wenn auch nur kleinen – Beitrag in Richtung Synthese von moderner Technik und Medizin zu leisten. Dass die konkrete Umsetzung einiger Teilergebnisse im Orthopädischen Spital Speising (OSS) erfolgt ist, unterstreicht nur noch einmal die Sinnhaftigkeit dieser Arbeit.

1.2 Der menschliche Gang

Das vermeintlich einfache aufrechte Gehen stellt eine große Anforderung an den Menschen dar. Das Individuum ist gezwungen, die Balance durch gezielten Einsatz der Muskelkräfte im Gravitationsfeld der Erde zu halten, wobei dies mit geringstem Energieaufwand sowie ohne besondere Konzentration abläuft.
Das Gehen an sich ist ein fast periodischer Vorgang, der sich zeitlich mit nahezu konstanter Periode T wiederholt.
Ein Gangzyklus lässt sich in die in der einschlägigen Literatur weit verbreiteten Phasen (siehe Abb. 1) einteilen. Dabei unterscheidet man grob in Stand- und Schwungphase. Weitere Unterteilungen dieser beiden Hauptphasen erlauben eine Festlegung markanter Zeitpunkte des Gehens und ermöglichen dadurch einen Vergleich verschiedener Probanden, des linken und rechten Beines, unterschiedlicher Schrittgeschwindigkeiten sowie unterschiedlicher Datensätze.
Grau hinterlegt in Abbildung 1 sind jene zeitlichen Abschnitte, in denen beide Füße Bodenkontakt haben (Double Support).

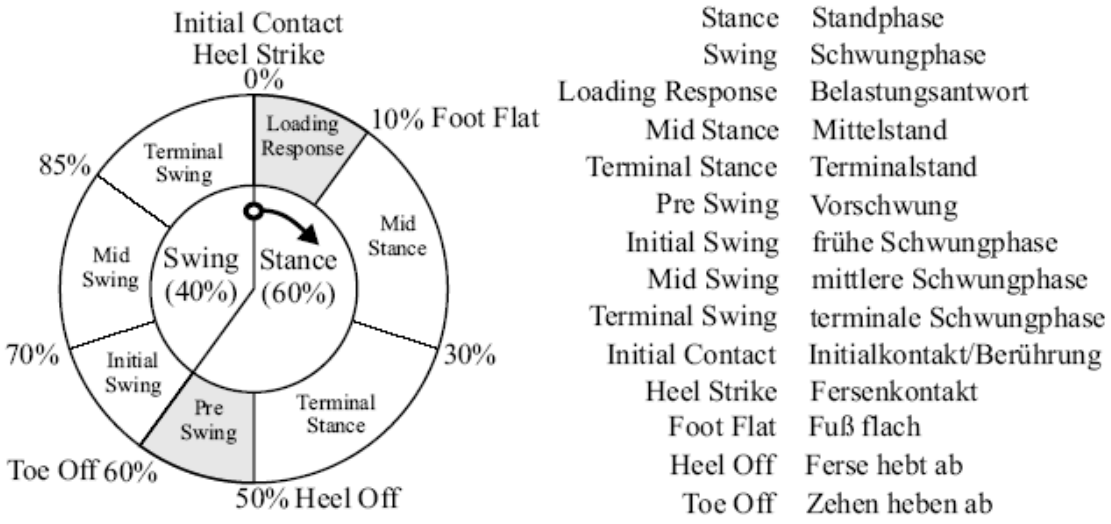


Abbildung 1: Ablauf des Gangzyklus - Übersetzung der englischen Ausdrücke [Bär01]

Standphase sowie Schwungphase ihrerseits können wiederum unterteilt werden.

1.1.1 Standphase

- Heel Strike - Initial Contact (Fersenkontakt)
- Foot Flat
- Mid Stance
- Heel Off
- Toe Off

1.1.2 Schwungphase

- Initial Swing
- Mid Swing
- Teminal Swing (Bremsphase mit erneutem Fersenkontakt)

Eine detaillierte Beschreibung der einzelnen Phasen befindet sich im Anhang 1, wobei auch der Zusammenhang zum nachfolgenden einfachen Modell hergestellt wird. Für grundlegende Überlegungen zum menschlichen Gang sei hier das eben erwähnte physikalische Modell des inversen Pendels angeführt (siehe Abb. 2). Der periodische Wechsel zwischen potentieller und kinetischer Energie während eines Gang-Zyklus wird dabei verdeutlicht [Calow05].

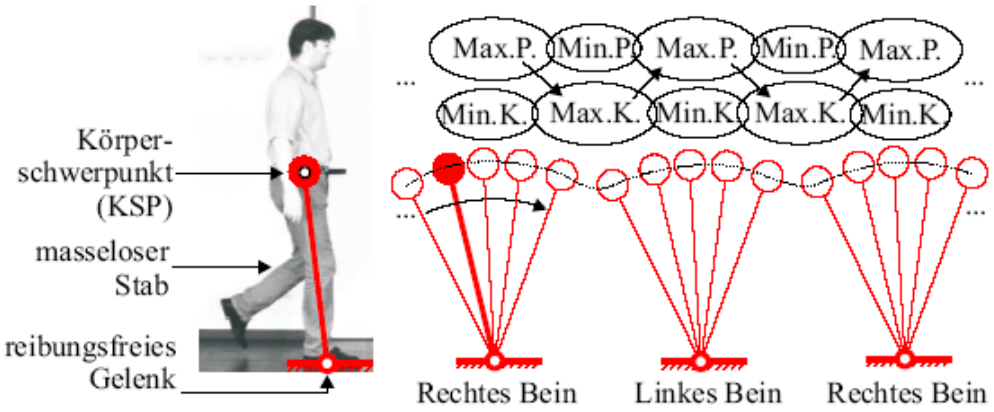


Abbildung 2: Modell des inversen Pendels [Calow05]

Das Gehen stellt ein Zusammenspiel zahlreicher Muskeln sowie fast aller Körperteile dar, wodurch die hohe Anforderung an den Organismus beim Gehen schon erkennbar wird. Damit erklärt sich auch anschaulich, warum dieses empfindliche System sehr leicht störanfällig ist, und oft kleine Ursachen große Wirkung zeigen.
Für die vorliegende Arbeit ist es inhaltlich nicht ausschlaggebend jeden einzelnen beteiligten Muskel zu erwähnen. Abbildung 3 soll verdeutlichen, wie aufwendig ein Steuerungssystem sein müsste, um die Muskelaktivität zu koordinieren .

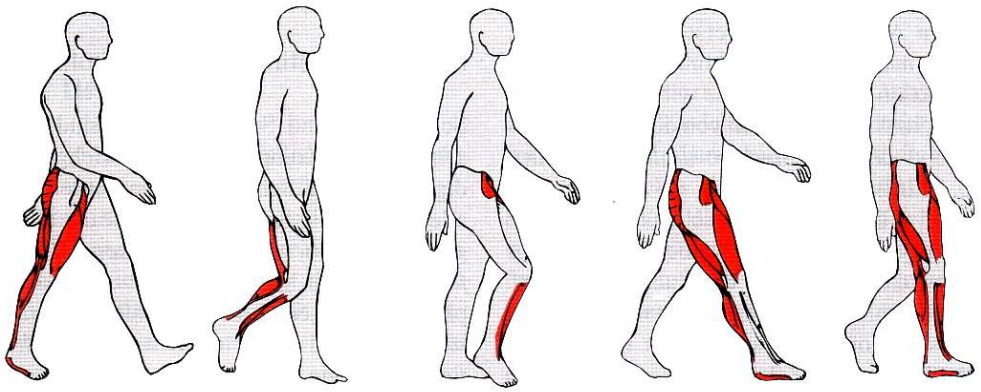


Abbildung 3: Muskelaktivität während eines Gangzyklus - jeweils aktive Muskeln [Adler05]

1.3 COM – Körperschwerpunkt

Der Körperschwerpunkt, auch unter Centre of Mass (COM) bekannt, spielt bei der Beurteilung des Gangbildes eine entscheidende Rolle. Da man sich im COM durch die Gesetze der Mechanik die Gesamtmasse des Körpers vereint denken kann, sind Lage und Geschwindigkeit desselben für später angestellte Vergleiche zu bestimmen.
Einerseits verändert sich seine Lage innerhalb des Körpers durch Positionsveränderungen der einzelnen Körperteile (Arme, Beine, Kopf, ...) zueinander, andererseits wird der gesamte Körper während des Gehens in Gangrichtung weiterbewegt. Zur Bewegung innerhalb des Körpers ist zu sagen, dass sich die Position des COM durch geschicktes Ausbalancieren der Arme und Beine nur wenig verändert. Viele Modelle des Menschen für Ganganalyse nehmen den Körperschwerpunkt im Zentrum des Beckens knapp unterhalb des Nabels als fix an.
Diese Näherung ist gerechtfertigt, wenn man den Bewegungsumfang des COM aufgrund der Fortbewegung durch das Individuum betrachtet. Nach Untersuchung der Bahnkurven kommt man zum Schluss, dass sich der COM während des Gehens auf einer spiralförmigen Bahn weiterbewegt. Diese Bahn ergibt sich aus der Überlagerung zweier annähernd sinusförmiger Kurven - einer in sagittaler Ebene (als vertikale Schwingung links in Abbildung 4 bezeichnet) und einer in transversaler (als seitliche Schwingung links in Abbildung 4) Ebene. Die Bezeichnungen der Ebenen erfolgt nach medizinischem Standard in Transversal-, Frontal- und Sagittalebene (rechts in Abbildung 4).

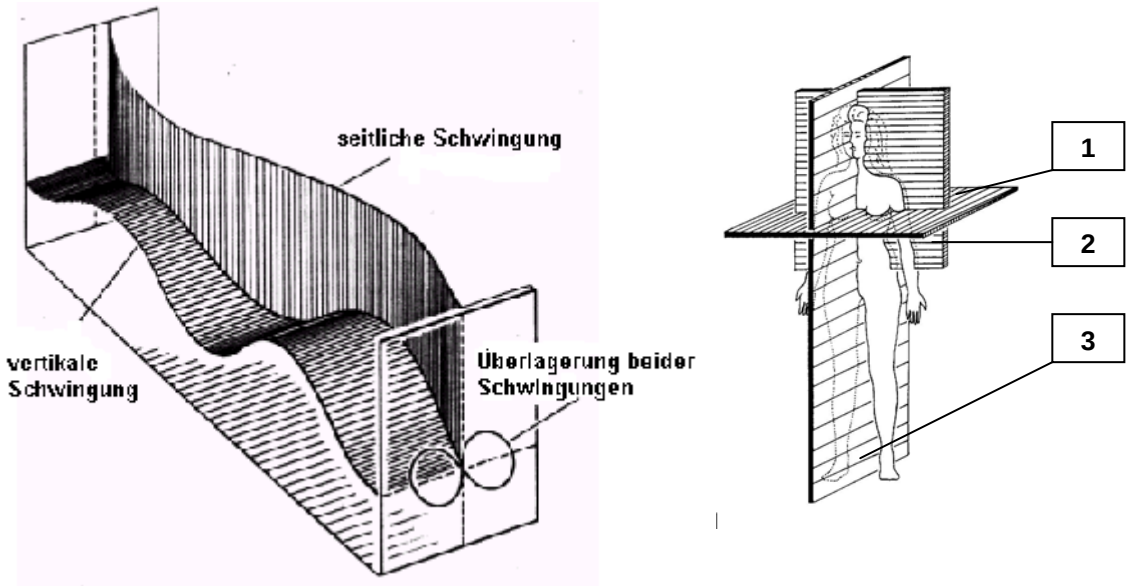


Abbildung 4: COM - Verlauf [Hegewald00] – links: seitliche und vertikale Schwingung sowie deren Überlagerung / rechts: Transversalebene (1), Frontalebene (2), Sagittalebene (3)

Auffallend eng verbunden sind die Maxima dieser Bahnen mit dem Energiehaushalt des Körpers sowie der Stabilität des Gangbildes. Es zeigt sich in verschiedenen Studien, dass bei größer werdender Amplitude der vertikalen Schwingung der Sauerstoffverbrauch um ein Vielfaches ansteigt [Kerigan95].

Es ist offensichtlich, dass, wenn der vertikale Ausschlag der COM- Bahn sinkt, der damit verbundene Energieaufwand ebenfalls abnimmt. Überlagerung beider Sinuskurven ergibt, in die vertikale Ebene projiziert, die bekannte Doppelschleife, die schon Fischer und Braune in ihren Arbeiten erkannt haben [Braune 1899].

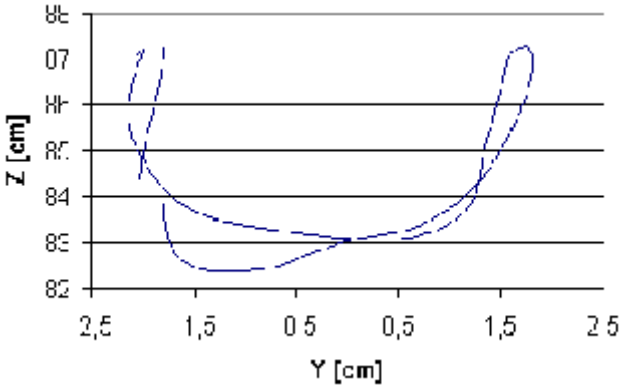


Abbildung 5: Die in Abbildung 4 dargestellte Überlagerung der Schwingungen wurde schon 1899 durch Braune erkannt. Als Beispiel aus seinen Arbeiten hier die Y-Z-Darstellung der Bahnkurve des Hüftmittelpunktes während eines Gangzyklus [Braune1899]

Eine zusätzliche Überlegung kommt hinzu, wenn man beachtet, dass das normale Gangbild eines gesunden Menschen wesentlich geradliniger ist als ein pathologisches. Eine möglichst gerade Bahn des COM lässt, unter Berücksichtigung einiger Parameter wie etwa Körpergröße oder der Geschwindigkeit, auf ein stabiles Gangbild schließen [Michael04].
Diesen Umstand machen sich zahlreiche Forschungsarbeiten der Robotertechnik zu Nutze, wenn sie versuchen ein stabiles Gangbild zu erzeugen.
Ein Beispiel stellt der von Honda entwickelte HONDA ASIMO (**A**dvanced **S**tep in **I**nnovative **Mo**bility) dar. An den durchwegs leicht abgewinkelten Knien erkennt man, wie versucht wurde, während des Gangzyklus den Körperschwerpunkt möglichst in einer transversalen Ebene zu halten, um damit ein Gehen des Roboters überhaupt erst zu ermöglichen.
Anhand dieser und zahlreicher anderer Überlegungen erkennt man, welchen zentralen Kennwert die Lage des COM in der heutigen Ganganalyse darstellt.

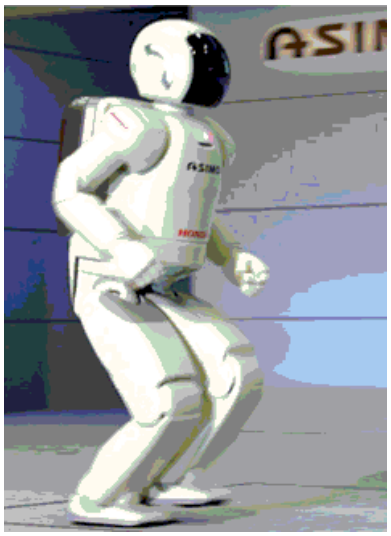


Abbildung 6: ASIMO Roboterprototyp der Firma Honda [Asimo06]

1.4 COP – Druckmittelpunkt

Neben dem COM stellt die Druckverteilung auf der Kontaktfläche zwischen Fuß und Boden einen zentralen Kennwert der Ganganalyse dar. Sie entsteht durch die Bodenreaktionskräfte während der jeweiligen Standphase. Vergleicht man die Druckverteilung unterhalb des Fußes mit dem entsprechenden Fußabdruck, ist eine Orts- sowie Zeitabhängigkeit derselben sofort erkennbar. Manche Bereiche des Fußes zeigen eine große Druckbelastung, andere hingegen eine verschwindend geringe. Zusätzlich lässt sich jeder momentanen Druckverteilung während des Abrollens des Fußes am Boden ein sogenannter Druckschwerpunkt, oder Centre of Pressure, zuordnen. Der COP stellt jenen Punkt dar, in dem man die gesamte augenblickliche Druckverteilung zu einer Einzelkraft reduzieren kann.

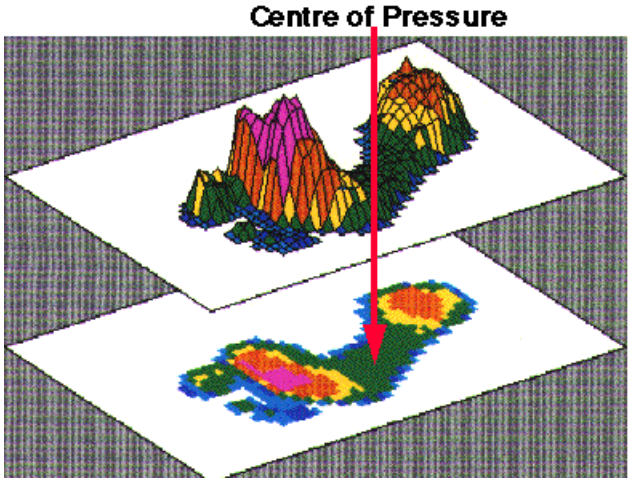


Abbildung 7: Druckverteilung unterhalb des Fußes

Der Druckschwerpunkt wandert während des Abrollens des Fußes am Boden von der Ferse zur großen Zehe. Dieser Verlauf kann unter Zuhilfenahme von Kraftmessplatten ermittelt werden und gibt Aufschluss über das Gangbild der jeweiligen Person, da diese Kurven alle ähnliche Charakteristik aufweisen.
Der zeitliche Verlauf der Koordinaten des Druckschwerpunktes ist in der deutschen Literatur auch unter dem Begriff Ganglinie bekannt.

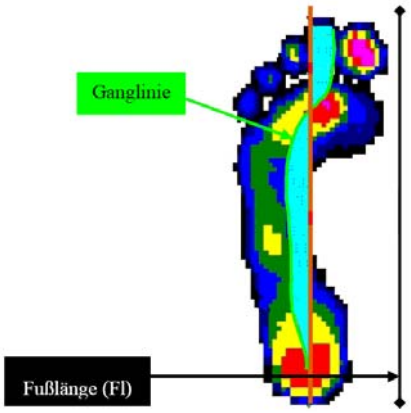


Abbildung 8: Ganglinie [Hirschmüller04]

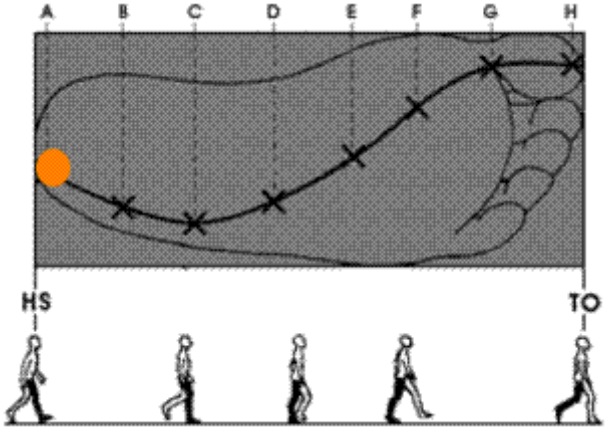


Abbildung 9: Lage des COP im Verlauf des Gangzyklus: HS-Heelstrike, TO-Toe Off [Pribut06]

Es liegt die Vermutung nahe, dass die beiden Kennwerte, COM einerseits und COP andererseits, von den anthropometrischen Daten abhängig sind. Speziell Gewicht, Gewichtsverteilung und Körpergröße stellen entscheidende Faktoren dar. Dadurch wird verständlich, warum es wichtig ist, diese Kennwerte nicht getrennt voneinander, sondern im Kontext zueinander zu betrachten. Normierungen über das Körpergewicht werden in vielen Studien dazu benützt die Ergebnisse vergleichbarer zu gestalten.

1.5 COM vs. COP

Aus den vorangehenden und einigen weiteren Überlegungen geht hervor, warum in der vorliegenden Arbeit versucht wird, die Werte für COM und COP gleichzeitig zu ermitteln. Ein Vergleich der beiden soll helfen normale Gangbilder besser von pathologischen zu unterscheiden bzw. eine Möglichkeit aufzeigen, wie beurteilt werden kann, ob ein Mensch sein Gangbild im Laufe des Alterns verändert. Es sollen dabei vorhandene und in der Ganganalyse bereits etablierte Methoden erweitert werden, um den Kostenfaktor zu berücksichtigen sowie praxisbezogene Einsatzmöglichkeiten der entwickelten Auswerteroutinen zu gewährleisten.
Wie solche Ergebnisse zu bewerten sind, obliegt dem Mediziner. Als kleines Beispiel sei hier nachfolgende Skizze angeführt, worin die typischen Verläufe des COM und COP zu Beginn eines Gangzyklus aus dem ruhigen Stand bzw. nach Einleiten des Schrittes hervorgehoben sind.
In Abbildung 10 ist eine Korrelation zwischen den beiden Kurven erkennbar (Rot – Verlauf des COM / Grün – Verlauf des COP). Für die Erstellung solcher Diagramme ist es notwendig die heute in zahlreichen Ganglabors eingesetzten Methoden zu vereinen. Vorrangig sind dabei Daten aus Videoanalysesystemen und Kraftmessplatten zu nennen, die zeitgleich aufzunehmen sind und anschließend mit Hilfe von MATLAB, MATHEMATICA, oder anderen vergleichbaren mathematischen Softwarepaketen weiterverarbeitet werden.

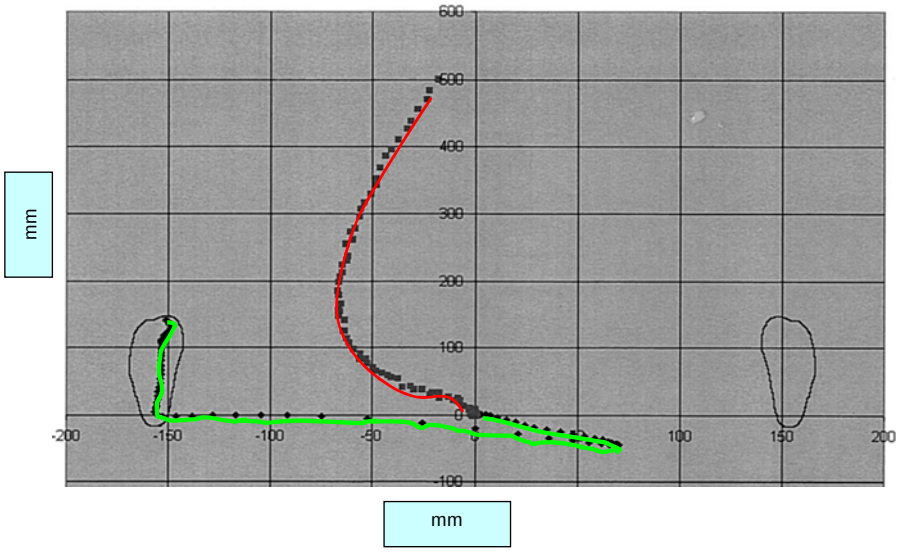


Abbildung 10: Zusammenhang zwischen COM (rot) und COP (grün) – Gewichtsverlagerung auf dem linken Fuß deutlich erkennbar sowohl in COM- als auch im COP-Verlauf

2 Methoden und Hilfsmittel

2.1 Symbole und Abkürzungen

- A/D Analog/Digital
- CCD Charge - Coupled Device
- COM Centre of Mass
- COP Centre of Pressure
- EMG Elektro – Myogramm
- FG Freiheitsgrad
- FP1x Kraft in x-Richtung im lokalen Koordinatensystem der Kraftmessplatte 1
- FP1y Kraft in y-Richtung im lokalen Koordinatensystem der Kraftmessplatte 1
- FP1z Kraft in z-Richtung im lokalen Koordinatensystem der Kraftmessplatte 1
- FP2x Kraft in x-Richtung im lokalen Koordinatensystem der Kraftmessplatte 2
- FP2y Kraft in y-Richtung im lokalen Koordinatensystem der Kraftmessplatte 2
- FP2z Kraft in z-Richtung im lokalen Koordinatensystem der Kraftmessplatte 2
- MP1x Moment um die x-Achse im lokalen Koordinatensyst. der Kraftmessplatte 1
- MP1y Moment um die y-Achse im lokalen Koordinatensyst. der Kraftmessplatte 1
- MP1z Moment um die z-Achse im lokalen Koordinatensyst. der Kraftmessplatte 1
- MP2x Moment um die x-Achse im lokalen Koordinatensyst. der Kraftmessplatte 2
- MP2y Moment um die y-Achse im lokalen Koordinatensyst. der Kraftmessplatte 2
- Mp2z Moment um die z-Achse im lokalen Koordinatensyst. der Kraftmessplatte 2
- NAN Not a Number
- OSS **O**rthopädisches **S**pital **S**peising

2.2 Ganganalyse

Die Ganganalyse stellt heute ein weitverbreitetes Verfahren im Bereich der Diagnostik von neurogenen Bewegungsstörungen und bei der Anpassung von Prothesen dar. Technisch gesehen bereitet der Einsatz solcher Systeme zur Erfassung von Bewegungen keine Probleme mehr, sofern der Anspruch an die Genauigkeit nicht zu hoch angesetzt wird. Es gibt zahlreiche Systeme am Markt, von denen die meisten nach ähnlichem Prinzip arbeiten. Meist handelt es sich um Systeme, die optisch über Videokameras die Bewegung erfassen. In Verbindung mit Kraftmessplatten und EMG- Messungen entsteht ein Hilfsmittel, das heute in zahlreichen Ganglabors erfolgreich eingesetzt wird.
Die Daten für die vorliegende Arbeit wurden im Orthopädischen Spital Speising aufgenommen. Es handelt sich dabei um ein System der Firma Motion Analysis Corporation.
Im Raum angeordnet sind sechs Videokameras, die eine Bewegung innerhalb des Erfassungsbereichs der CCD-Kameras über sogenannte Marker aufzeichnen. Marker sind in diesem Fall reflektierende Kugeln, die an bestimmten Stellen auf die Haut des Probanden geklebt werden (siehe Abb.11).

Abbildung 11: Ganganalysevorbereitung

Das gesamte Videosystem arbeitet im Infrarotbereich, um störende Reflexionen und damit das Vortäuschen eines zusätzlichen Markers zu minimieren.
Das oben beschriebene System wird ergänzt von zwei Kraftmessplatten, die in der Mitte des Raumes - im Boden versenkt - angeordnet sind. Durch diese unauffällige Anordnung im Boden soll ein normaler Gang des Probanden gewährleistet bleiben. Dadurch dass der Patient nicht erkennen kann, wo sich die Platten befinden, wird ein Anpassen des Ganges im Sinne eines gewünschten Plattentreffers verhindert. Der Patient würde sonst in seinem natürlichen Gangbild

durch diese Anpassung gestört und die Ganganalyse würde dadurch verfälschte Ergebnisse liefern.
Da die räumlichen Verhältnisse einerseits und der Aufnahmebereich der Kameras durch deren Objektiv andererseits beschränkt sind, muss der Proband im erfassten Bereich auf- und abgehen. Dabei sollte der jeweilige Startpunkt für das Gehen - abhängig von der Schrittlänge - so gewählt werden, dass beide Kraftmessplatten möglichst im Zentrum getroffen werden.
Zusätzliche EMG - Messungen geben Auskunft über Aktivierungsbereiche der Muskeln und erweitern damit die diagnostischen Möglichkeiten, wobei sich die Frage stellt, in wieweit das Aufkleben von Elektroden zur EMG – Signalabnahme und den dazu nötigen Kabeln das Gangbild an sich schon beeinflussen.
In manchen Fällen stellt die EMG - Messung dennoch ein wichtiges Hilfsmittel dar. Für die nachfolgenden Ausführungen ist sie aber nicht nötig und sei deshalb nur an dieser Stelle der Vollständigkeit halber erwähnt.
Die so gewonnen Rohmessdaten aus EMG- und Kraftmessung werden über A/D-Wandler einem Computer zur Weiterverarbeitung zugeführt. Die Videoaufzeichnungen der Marker werden, da sie schon digital vorhanden sind, direkt dem Rechner zugeführt.
Die Anzahl der verwendeten Marker ist je nach Anwendung und verwendetem biomechanischen Modell unterschiedlich. Die Auswertung erfolgt mit den dafür jeweils vorgesehen Softwarepaketen nach Winkelverläufen der Körpersegmente zueinander, Absolutkoordinaten, Animationen für anschauliche Zwecke oder nach anderen Gesichtspunkten.
Die in nachfolgender Skizze angeführte Möglichkeit einer Druckmessung erfolgt über in den Boden eingelassene Platten oder entsprechende Einlagen im Schuhwerk (siehe Abb. 12).

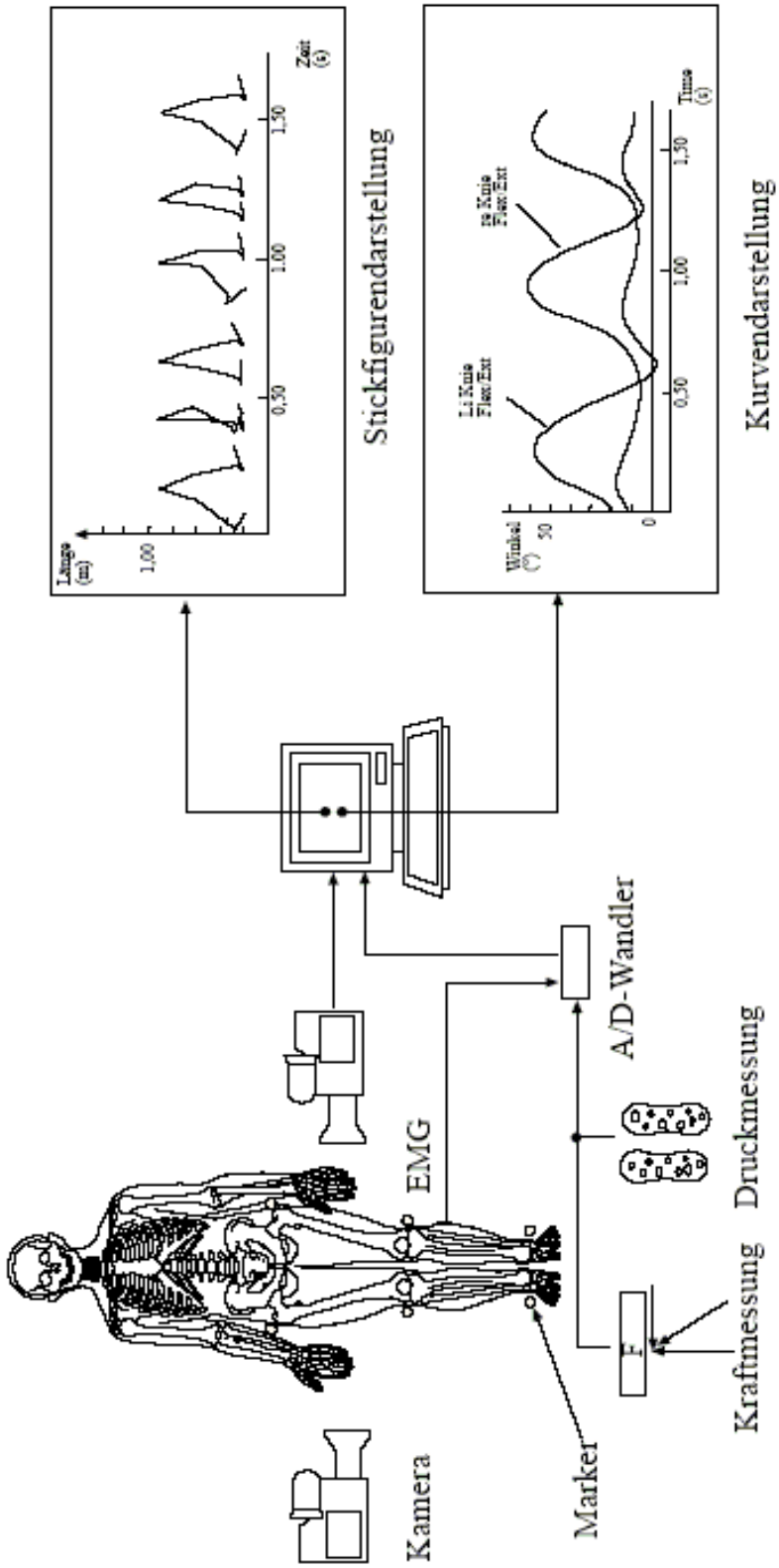


Abbildung 12: Schema einer Anlage für Ganganalyse [Höschen97]

2.2.1 Ganganalyse – Probleme und Ungenauigkeiten

Da der menschliche Körper eine zu große Anzahl an Freiheitsgraden aufweist, um vollständig erfasst werden zu können, macht ein entsprechendes Modell die Ganganalyse überhaupt erst möglich. Das hier verwendete Modell wird zu einem späteren Zeitpunkt genau behandelt.
Grundsätzlich ist zu sagen, dass je mehr Marker vorhanden sind, desto genauer eine anschließende Datenauswertung wird. Jedoch sind mit steigender Markeranzahl auch Probleme verbunden, die ihrerseits relativ schnell die Grenzen eines Ganganalysesystems aufzeigen.
Da die Erfassung der räumlichen Position der Marker durch Triangulation erfolgt, muss ein und derselbe Marker von mindestens drei Kameras über die gesamte Aufnahmedauer erfasst werden. Das allein beschränkt schon durch den dafür nötigen Speicherplatz im Rechner die Markeranzahl. Hinzu kommen bei einer zu hohen Menge an Markern Probleme von Verdeckungen durch den Körper einerseits und Verwechslungen der Marker untereinander andererseits, da diese zu geringe Abstände voneinander aufweisen.
Nicht zuletzt sollte die Markeranzahl nicht höher sein als nötig, um den nachfolgenden Auswertevorgang nicht zu aufwendig zu gestalten. Aus diesen Gründen muss die zu Beginn der Arbeit gewählte Markeranzahl deutlich reduziert werden, da die Marker in den Auswerteroutinen nicht mehr voneinander zu unterscheiden wären. Durch deren räumliche Ausdehnung und deren geringe Abstände zueinander ist es der Fall, dass sie von der Warte der Kameras aus für kurze Momente die gleichen Markerkoordinaten haben, wodurch die Verwechslungen unvermeidbar sind. Ab diesem Zeitpunkt sind die Markerdaten kaum mehr verwertbar, da die räumlichen Kurven benachbarter Markerkugeln ähnlich sind, und der Koordinatenverlauf weder automatisch noch manuell der einen noch der anderen Kugel eindeutig zuordenbar ist.
Nach unten hin ist der Mindestanzahl an Markerkugeln ebenfalls eine Grenze gesetzt. Auf jedem von der Anlage zu erfassendem Segment des Körpers müssen mindestens drei Marker vorhanden sein, um eine eindeutige Position und Winkellage im Raum angeben zu können.
In der Natur dieses Verfahrens liegen einige Ungenauigkeiten, die zwar reduziert, aber nicht gänzlich eliminiert werden können. Dazu gehören das begrenzte räumliche Auflösungsvermögen der Kameras und, wie in jedem optischen Verfahren, die Aufnahmefrequenz der Bildfolge.
Ein weiteres großes Problem entsteht auch durch Hautverschiebungen. Da die Marker auf der Hautoberfläche aufgeklebt sind, verändert sich dadurch deren Position in Relation zum Knochenskelett auf dem zu beschreibenden Segment während der Bewegung. Diese Relativbewegung kann zwar reduziert werden, indem Punkte nahe am Knochen für Markerplatzierungen gewählt werden. Sie sind aber niemals gänzlich zu unterdrücken. Abgesehen davon soll die Platzierung der Marker reproduzierbar sein.
Eine zusätzliche Ungenauigkeit stellt die Form der Marker dar. Meistens haben die Marker die Form einer Kugel. Durch die endliche räumliche Ausdehnung dieser kommt es dazu, dass der von den Kameras erfasste Reflexionspunkt naturgemäß einen Punkt an der Oberfläche darstellt, und nicht, wie gewünscht, im Zentrum der Kugel liegt. Es muss ein Kompromiss zwischen noch erfassbarer und dennoch

nicht zu großer Kugel gefunden werden. Daraus ergeben sich je nach Platzierungspunkt unterschiedliche Größen.
Die Aufnahmedauer wird, um die nachfolgende Auswertezeit möglichst kurz zu halten, nicht länger als unbedingt nötig gewählt.
Auf der anderen Seite wird die Aufnahme mit einer möglichst hohen Aufnahmefrequenz durchgeführt, um eine große Menge an verwertbaren Datenpunkten innerhalb des betrachteten Zeitraumes zu erhalten.
Die Aufnahmefrequenz der Videometrie beträgt hier 60Hz, die der Kraftmessplatten beträgt für diesen Anwendungsfall 600 Hz.
Im Hinblick auf die sich rasch verändernde Größe der Kraft, stellt die hohe Aufnahmefrequenz eine notwendige Voraussetzung dar, um diese mit genügend hoher Auflösung zu erfassen. Die Absolutkoordinaten der Marker verändern sich im Vergleich dazu relativ langsam. Deshalb ist hier die Aufnahmefrequenz mit 60 Hz ausreichend. Wenn auch eine höhere Frequenz vielleicht wünschenswert wäre, muss hier im Sinne einer vernünftigen Auswertezeit darauf verzichtet werden.
Diese Beispiele dienen dem besseren Verständnis, warum zahlreiche Aufnahmen nötig sind, um einen Kompromiss zwischen Aufnahmedauer, Auswertezeit und aussagekräftigen Ergebnissen zu erzielen. Leider ist oft erst im Laufe der Auswertung erkennbar, welche Probleme bei der nächsten Aufnahme zu umgehen oder vermeiden sind.

2.3 Biomechanisches Modell

Ein Modell des menschlichen Körpers ist, wie bereits erwähnt, nötig, um die große Anzahl an Freiheitsgraden auf ein für die vorhandenen Rechnerressourcen verarbeitbares Maß zu reduzieren.
Wie bei jedem Modell werden dabei jene Freiheitsgrade gewählt, die das Wesen der Bewegung beschreiben, auch wenn durch die grobe Vereinfachung des Modells viele Vorgänge nicht mehr erfassbar sind.
Bei dem hier verwendeten Modell (siehe Abb. 13) handelt es sich um ein aus der Literatur bereits bekanntes [Anderson99] [Pandy99]. Es besteht aus 10 Segmenten, die über reibungsfrei angenommene Gelenke mit unterschiedlicher Anzahl an Freiheitsgraden verbunden sind. Sein globales kartesisches Koordinatensystem hat den Ursprung in der Bodenebene - in Gangrichtung liegt die x – Achse, in vertikaler Richtung die y- Achse und in Gangrichtung gesehen nach rechts die z – Achse. Das Becken ist das Basissegment. Dessen Lage wird durch die Freiheitsgrade eins bis sechs relativ zum absoluten Nullpunkt eindeutig festgelegt.
Freiheitsgrad (FG) eins, zwei und drei stellen die Lagekoordinaten des Beckenmittelpunkts im Raum dar, FG drei bis sechs die zugehörigen Eulerwinkel.
Die Modellierung der Gelenke erfolgt soweit wie möglich naturnah, wodurch sich das Kniegelenk als Scharniergelenk mit einem Drehfreiheitsgrad, um ein Beispiel zu nennen, ergibt. Andere Freiheitsgrade als in annähernd sagitaler Ebene sind in der Natur zwar im Knie vorhanden, spielen im Hinblick auf die Gesamtbewegung des Körpers aber eine untergeordnete Rolle und sind daher im Kniegelenk des Modells nicht berücksichtigt.
Genau betrachtet wäre sogar die Bewegung in sagitaler Ebene nicht als Drehbewegung, sondern als Dreh- Gleitbewegung zu ersetzen.
Ebenso werden das Hüftgelenk mit drei FG, das Gelenk zwischen Oberkörper und Hüftsegment mit drei FG, das Knöchelgelenk mit zwei FG und ein Gelenk am Fuß mit einem FG „naturnahe“ im Modell eingeführt. Letzteres dient dazu den Fuß nicht als steifes Element zu modellieren, da der Fuß im Zuge der Abrollbewegung während der Standphase stark verformt wird, und ein Segment ohne das entsprechende Gelenk dieser Verformung im Modell nicht gerecht werden könnte.
Die Gelenksachse liegt in der Sohlenebene und ist im Ausgangszustand um einen Winkel von 34 Grad zur globalen z – Achse im Uhrzeigersinn um die globale y - Achse verdreht. Diese Ausrichtung entspricht in etwa einer in der Natur vorhandenen metatarsalen Achse im Vorfuß im Bereich des Zehenansatzes.
Der um diese Achse eingeführte Drehfreiheitsgrad wird fortan als Metatarsalgelenk bezeichnet.
Das gesamte Fußsegment liegt in Grundstellung ebenfalls in Bezug auf die globalen Achsenrichtungen verdreht. Die jeweiligen Winkel stellen, wie bei der Metatarsalachse, natürliche Durchschnittswerte dar, und sind den nachstehenden Skizzen zu entnehmen.
Der Oberkörper wird als ein Segment zusammen mit Armen und Kopf modelliert. Das hat den Vorteil, dass sich die Anzahl der erforderlichen Marker wesentlich reduziert. Diese Modellvereinfachung ist insofern gerechtfertigt, als dass der Oberkörper zusammen mit Kopf und Armen nur einen annähernd konstanten

Beitrag zum Gesamtkörperschwerpunkt während des normalen Gehens beiträgt, da Kopf und Oberkörper aufrecht bleiben und die Arme gegengleich schwingen. Unter oben genannten Voraussetzungen ergibt sich ausgehend vom Beckensegment ein Modell des menschlichen Körpers mit insgesamt 23 Freiheitsgraden und drei kinematischen Ketten. Grundlagen über kinematische Ketten finden sich in der Fachliteratur [Nowkah02] [Foley97].
Obwohl das Modell einer kinematischen Kette sicherlich eine weitere Modellvereinfachung darstellt, da Sehnen, Bänder und Knochen keine starren Gebilde im technischen Sinne darstellen, sind sie nötig, um die Zahl der Freiheitsgrade deutlich zu reduzieren. Zusätzlich werden noch für die Gelenke des Skelettmodells Gelenkwinkelgrenzen als Randbedingungen ins Modell implementiert. Das hat den großen Vorteil, dass kinematisch unmögliche Bewegungen und so potenziell mehrdeutige Lagen der Modellsegmente ausgeschlossen sind.
Gelenkwinkelgrenzen können stark zwischen den einzelnen Probanden variieren. Deshalb werden die Grenzen relativ weit gesetzt, damit keine Einschränkung der Bewegungsfreiheit erfolgt. Genaue Grenzwerte festzulegen ist eher unnötig. Sie würden jedoch die Zeit der Auswertung verringern. In der Folge wird jedem Segment eine konstante Massenverteilung zugeordnet.
Die Werte stammen aus anthropometrischen Messungen mehrerer Personen und stellen deren Durchschnittswerte dar [Pandy99]. So entsteht ein Modell mit dessen Hilfe die normale Gangbewegung gut beschrieben werden kann. Es hat sich in der Praxis als zumeist ausreichend genau herausgestellt und wurde von Professor Marcus Pandy in Zusammenarbeit mit Frank Clayton Anderson an der University of Texas entwickelt [Pandy99]. Dieses Modell wird nahezu unverändert übernommen, da einige Auswerteroutinen bereits vorhanden waren und auf diese aufgebaut werden konnte.

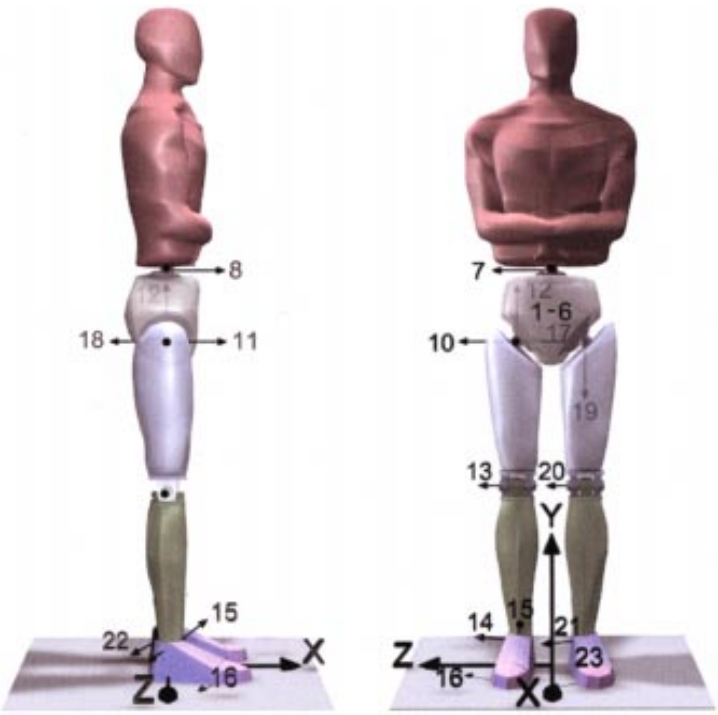


Abbildung 13: Modell mit 23 Freiheitsgraden [Pandy99]

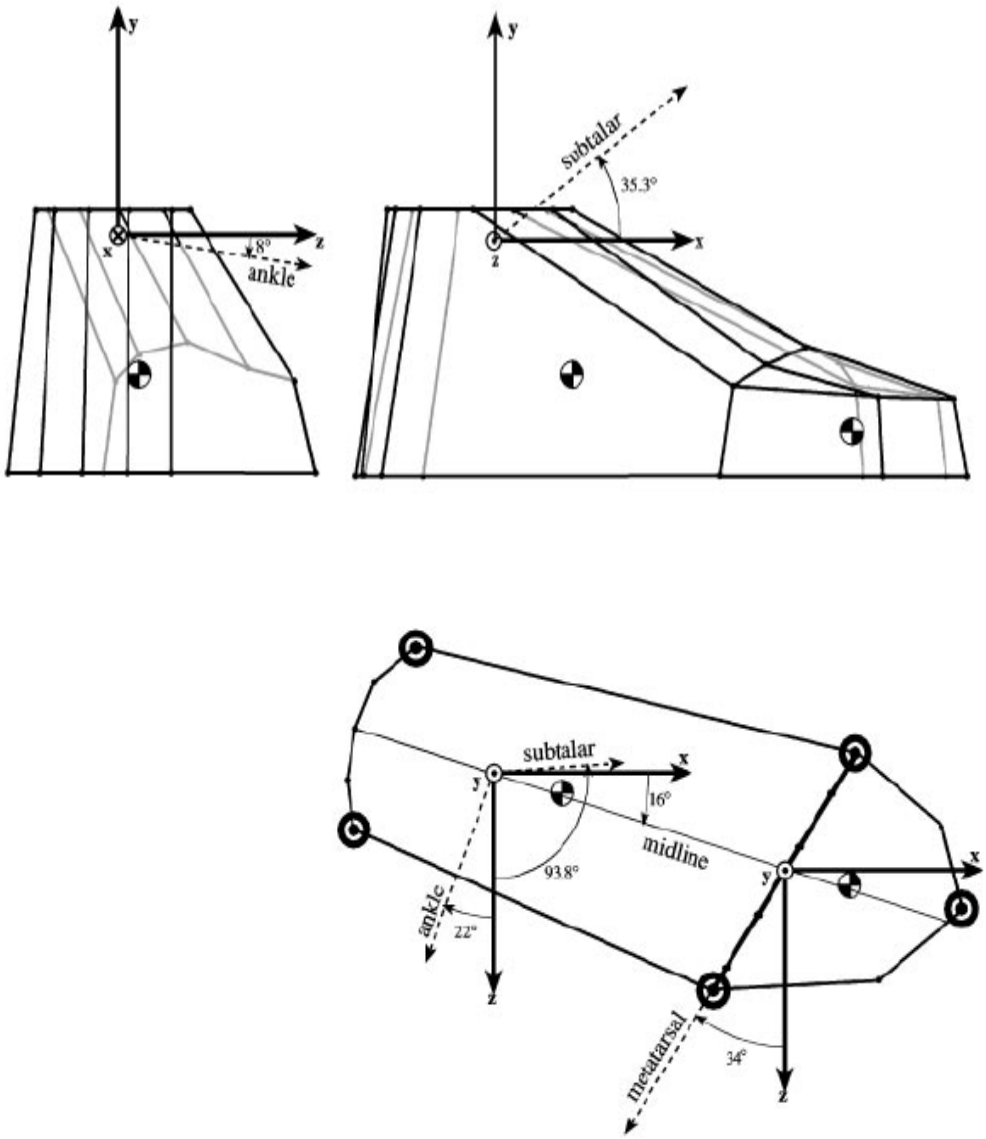


Abbildung 14: Lage der Gelenke des Fußes in Bezug auf das globale Modellkoordinatensystem [Anderson99]

2.4 Kraftmessplatten

2.4.1 Funktionsweise und Aufnahmebedingungen

Die beiden Kraftmessplatten der Firma AMTI stellen die Hauptdatenquelle für die vorliegende Arbeit dar. Sie befinden sich, aus oben genannten Gründen, unterhalb des Bodenbelages und sind somit für den Probanden unsichtbar.
Zusätzlich liegen die Platten in Gangrichtung und quer dazu versetzt, wodurch es leichter wird, den Startpunkt eines Aufnahmezyklus des Probanden, abhängig von der individuellen Schrittlänge, so festzulegen, dass er beide Platten möglichst zentrisch trifft.
Jede Platte hat ihr eigenes lokales Koordinatensystem, welches innerhalb der Platte selbst liegt. Diesem Umstand muss in allen nachfolgenden Auswerteroutinen Rechnung getragen werden. Auch die Achsenrichtungen beider Platten sind aufgrund montagetechnischer Gründe verschieden (siehe Abb. 14). Piezo-Kraftsensoren erfassen die Kräfte in x, y und z – Richtung sowie die zugehörigen Momente Mx, My und Mz.

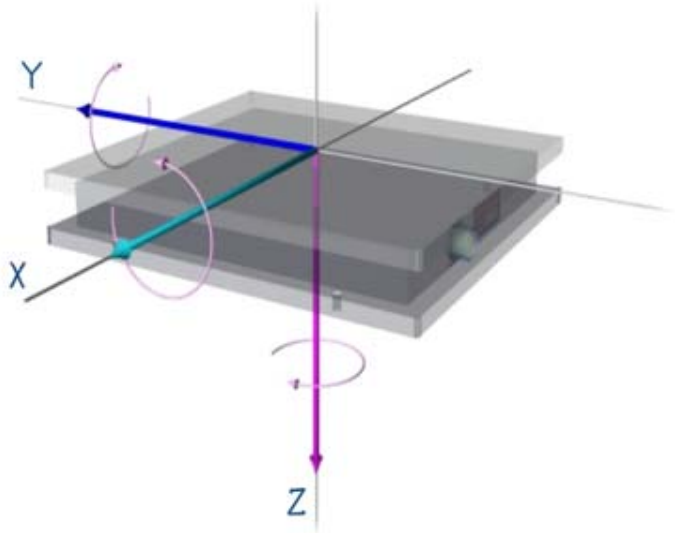


Abbildung 15: AMTI Kraftmessplatten mit Koordinatensystem für Platte 1 – positive y – Richtung entspricht der Gangrichtung

Um Daten aus der Videometrie mit Daten der Kraftmessplatten zu vergleichen, werden die Verläufe des COP auf den Platten eins und zwei in das globale Koordinatensystem der Videometrie transformiert. Da die Bodenebene eine gemeinsame Ebene darstellt, handelt es sich bei der Koordinatentransformation nur um Verschiebungen in der Ebene und Drehungen um die vertikale Achse.
Die Gesamtsituation ist in Abbildung 16 dargestellt. Alle eingezeichneten Achsenpfeile entsprechen den positiven Zählrichtungen: türkis entspricht der x – Achse, blau der y – Achse und violett der jeweiligen lokalen z – Achse, in rot sind die Nullpunktverschiebungen V1 und V2 zu den einzelnen lokalen

Koordinatensystemen dargestellt. Mit O ist der Nullpunkt des globalen Koordinatensystems bezeichnet.

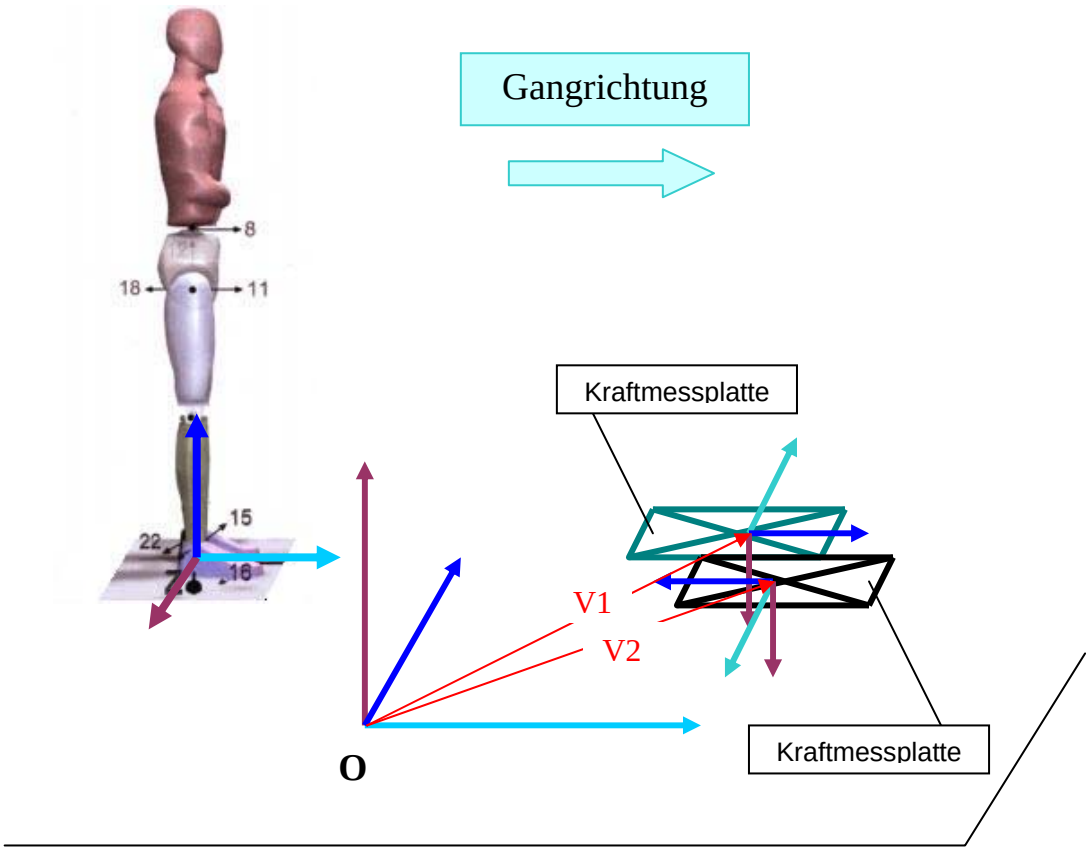


Abbildung 16: Räumliche Position der Koordinatensysteme: O Ursprung Videokoordinatensystem / In Gangrichtung näher zum Probanden liegend befindet sich Kraftmessplatte 1 / einzelne lokale Koordinatensysteme / V 1 und V2 Vektoren vom Ursprung des Videokoordinatensystems O zum Ursprung des lokalen Koordinatensystems von Kraftmessplatte 1 und 2

Die Signale der Kraftsensoren werden mit Hilfe geeigneter Verstärker von mVolt in den Voltbereich verstärkt und anschließend über eine A/D-Karte dem Rechner zugeführt.
Da das Signal für die vorliegende Arbeit unverändert übernommen wird, enthalten die nachfolgenden MATLAB - Routinen alle einen Umrechnungsfaktor, der sich aus der gesamten Messkette ergibt. Dieser ermöglicht eine Umrechnung des Kraftmessplattensignals in Kräfte mit der Einheit Newton.
Der Vorteil von fix in den Boden eingelassenen Platten besteht unter anderem darin, dass der Proband sein Gangbild nicht unbewusst verändert, um die Platten zu treffen, was verfälschte Ergebnisse zur Folge hätte.
Nachteilig ist zu erwähnen, dass nur zwei Plattentreffer ermittelt werden können und damit der Verlauf des COM und COP für jeden Fuß nur während je eines Plattentreffers, sprich für eine relativ kurze Zeitspanne, ermittelt werden kann. Diesem Problem könnte jedoch durch Anordnung zusätzlicher Platten (Laufparcour) Abhilfe geschaffen werden. Dem soll im neuen Ganglabor des Orthopädischen Spital Speising Rechnung getragen werden.

Für den Probanden gestaltet sich eine Aufnahme sehr einfach, da er nur im Raum in Gangrichtung (x - Richtung - globales Koordinatensystem) auf- und abgehen muss. Der Startpunkt ist grundsätzlich beliebig, nur muss er, wie oben erwähnt, so gewählt werden, dass beide Platten abhängig von der individuellen Schrittlänge getroffen werden.
Im Hinblick auf die Videoaufnahme wird der Startpunkt so nah wie möglich an den Platten gewählt. Da der auswertbare Zeitbereich nur während der Plattentreffer besteht, verlängern Daten aus der Videometrie außerhalb dieses Zeitintervalls nur die Rechenzeit. Zu nah an die Platten darf der Startpunkt nicht gelegt werden, da dem Probanden die Möglichkeit gegeben werden muss, in sein normales Gangmuster zu gelangen. Deshalb soll wenigstens ein Gangzyklus zwischen Startpunkt und dem ersten Plattentreffer liegen.

2.4.2 Auswertung

Die aufgenommen Rohdaten können im ASCII – Format von der Anlage in zwei verschieden Formaten abgespeichert werden (.ana, .anc). In beiden Fällen handelt es sich um digitale Datenfiles, wobei das Datenfile mit der Endung .anc wesentlich anschaulicher ist, da darin die Kraftdaten übersichtlich im Klartext lesbar abgespeichert sind. Das zweite File im .ana Format ist ein binär codiertes digitales Datenfile und enthält dieselben Daten, jedoch für den Betrachter unübersichtlich und ohne geeignete Extrahierroutine unlesbar.
Da beide Files dieselbe Information enthalten, soll hier aus anschaulichen Gründen das .anc - File angeführt, jedoch zur Berechnung nicht herangezogen werden. Das binärcodierte File benötigt die Hälfte an Speicherplatz und ist im Sinne einer schnellen Datenverarbeitung computertechnisch günstiger.

File_Type:	Analog R/C ASCII			Generation#:	1							
Board_Type:	National AT-MIO-64F-5			Polarity:	Bipolar							
Trial_Name:	walk	Trial#: 1		Duration(Sec.):	3.866667				#Channels:	12		

Name	F1X	F1Y	F1Z	M1X	M1Y	M1Z	F2X	F2Y	F2Z	M2X	M2Y	M2Z
Rate	600	600	600	600	600	600	600	600	600	600	600	600
Range	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000
0.0000	19	1	-10	-2	-6	-9	1	-2	-17	5	0	-6
0.0017	19	0	-12	-5	-7	-11	1	-3	-17	6	1	-5
0.0033	18	1	-12	-4	-8	-10	2	-2	-18	4	0	-6
0.0050	19	0	-12	-3	-6	-9	1	-3	-17	5	0	-6
0.0067	19	1	-12	-4	-8	-10	2	-3	-18	4	0	-6
0.0083	19	0	-12	-4	-7	-10	1	-3	-17	5	0	-6
0.01[illegible]		1	-12	-4	-7	-10	1			5	1	
[illegible]			-11									
2.0617	17	[illegible]			-4			-3	-1[illegible]		1	[illegible]
2.0633	17	6		-11	-3	-14	1	-3	-18	4	1	-6
2.0650	15	6	-5	-14	-1	-15	1	-3	-17	5	1	-7
2.0667	16	7	-2	-19	1	-15	1	-4	-18	5	0	-6
2.0683	13	7	2	-25	3	-16	1	-2	-17	5	0	-6
2.0700	13	7	7	-33	7	-17	0	-4	-18	5	0	-6
2.0717	10	7	15	-45	13	-18	2	-3	-18	4	0	-7
2.0733	8	5	25	-61	20	-20	1	-3	-18	5	0	-7
2.0750	6	5	39	-83	30	-22	2	-3	-18	5	1	-6
2.0767	1	1	56	-106	42	-24	2	-2	-17	5	0	-6
2.0783	-3	-2	72	-135	56	-25	2	-3	-18	5	1	-6
2.0800	-9	-9	90	-162	67	-29	2	-2	-17	5	1	-5
2.0817	-16	-15	104	-185	78	-32	1	-2	-17	6	1	-6
2.0833	-23	-21	116	-203	86	-35	1	-2	-18	5	1	-6
2.0850	-30	-26	123	-214	93	-39	1	-2	-17	5	0	-6
2.0867	-35	-28	128	-222	96	-42	1	-2	-17	5	1	-6
2.0883	-40	-29	130	-224	98	-46	1	-2	-17	5	0	-6
2.0900	-42	-27	131	-225	99	-48	1	-4	-18	5	0	-7
2.0917	-44	-25	131	-223	98	-50	2	-3	-18	5	0	-6
2.0933	-44	-22	130	-222	99	-51	1	-3	-17	5	0	-6
2.0950	-42	-16	131	-222	98	-51	2	-3	-18	5	0	-6
2.0967	-41	-12	131	-221	98	-52	1	-2	-17	5	1	-6
2.0983	-37	-6	131	-221	99	-50	1	-2	-18	5	0	-6
2.1000	-36	-1	132	-222	98	-52	2	-2	-17	5	1	-6

Abbildung 17: .anc File (Kraftdaten in bits) – Eine Linie deutet den gekürzten Bereich vor dem Plattentreffer an. Erkennbar der Zeitpunkt des Heelstrike durch den Anstieg der Bodenreaktionskraft in lokaler z-Richtung

Der Zeitpunkt des Initial Contact auf Platte eins ist bei ca. 2,0717 Sekunden zu erkennen, da ab hier die Kraftkomponente in globaler z-Richtung einen starken Anstieg aufweist. Kraft- und Momentdaten sind in Bits abgespeichert, die Umrechnung in Newton erfolgt über einen Faktor, der sich aus Messbrückenerregerspannung, Verstärkung, Empfindlichkeit der Platte und einem Einheiten - Faktor zusammensetzt. Im vorliegenden Fall kann kein expliziter Wert angegeben werden, da die Empfindlichkeit der Platte für jede Kraft- bzw. jede Momentenrichtung unterschiedlich ist.
Die Empfindlichkeiten sind in dem mit der Platte gelieferten Kalibrierungsprotokoll, in der sogenannten Sensitivity – Matrix, zusammengefasst. Das obige File sei für die weitere Auswertung nur mehr insofern berücksichtigt, als dass eine MATLAB - Einleseroutine zwischen beiden File–Endungen unterscheidet und das entsprechende Berechnungsprogramm aufruft. Dieses Programm ist im Anhang A2 unter „Ladefile“ angeführt.
Das zur eigentlichen Auswertung herangezogene .ana – File wird im Folgenden näher erläutert.
In der Kopfzeile werden der jeweilige File – Name, die gesamte Aufnahmezeit sowie die Aufnahmefrequenz abgespeichert (siehe Abb. 18), die anderen Daten, wie erwähnt, nur in codierter Form.

```
~walk 1 3.866667 600 1 12
~10 1 F1X
~11 1 F1Y
~12 1 F1Z
~13 1 M1X
~14 1 M1Y
~15 1 M1Z
~16 1 F2X
~17 1 F2Y
~18 1 F2Z
~19 1 M2X
~1: 1 M2Y
~1; 1 M2Z
PCP10f0n0j0gP10n0_P5P00j
PCP00d0k0i0eP10m0_P6P10k
PBP10d010h0fP20n0^P4P00j
PCP00d0m0j0gP10m0_P5P00j
PCP10d010h0fP20m0^P4P00j
PCP00d010i0fP10m0_P5P00j
PCP10d010i0fP10m0^P5P10j
PDP10e0n0j0gP10m0^P40o0i
PCP10d0m0j0gP10m0_P5P10j
PCP[illegible]P20n0^P4P00j
P[illegible]0m0_P5P[illegible]
```

Abbildung 18: Auszug des .ana File

Den Einlesevorgang an sich führt das im Anhang A2 unter Einlese – File angeführte Programm durch. Es erfüllt keine sonstigen Aufgaben und sei hier aus Gründen der Vollständigkeit erwähnt.
Die Auswertung selbst übernimmt größtenteils das Konvertierfile. Zwecks Übersichtlichkeit wird das File im Folgenden nur auszugsweise, aber dennoch, da es einen beträchtlichen Teil der vorliegenden Arbeit darstellt, an wichtigen Stellen erläutert: zusätzliche Informationen sind im File selbst mit grüner Farbe als Kommentare eingefügt. Rot markierte Stellen sind Zeilen, die vom Programm

zumeist im Klartext ausgegeben werden, oder stellen Pfadangaben dar. Blau sind MATLAB-eigene Befehle oder Funktionen.
Der erste Teil des Konvertier - Files liest die Datenmatrix aus dem vorangehenden Einlese – File neuerlich ein. Nach der eigentlichen Konvertierung speichert die Routine die Daten in der dafür bereitgestellten Matrix D ab. Aus der ersten Zeile des ursprünglichen Datensatzes können noch zusätzlich alle weiteren zur Berechnung wichtigen Informationen wie Aufnahmedauer, Abtastfrequenz, Datensatzname und Abtastzeit mit Hilfe des Konvertierfiles extrahiert und bereitgestellt werden.
Die Matrix D enthält nur mehr die eigentlichen Daten ohne NAN - Einträge, Leerzeichen oder Tab – Stops und ist bereits in Newton umgerechnet. Des weiteren sind Sensitivity - und deren Inverse, die Calibration – Matrix, bereitgestellt.
Da alle Kraftsensoren mit einem unterschiedlich großen Offset „vorbelastet“ sind, ist dieser naturgemäß zu erfassen und anschließend zu eliminieren. Der Offset ist zusätzlich mit einem Rauschsignal überlagert. Deshalb werden die Daten von Frame 20 bis 300 dazu verwendet, um einen durchschnittlichen mit Rauschen versehenen Offset zu berechnen. Der MATLAB - Befehl „mean“ erfüllt diese Aufgabe über eine einfache arithmetische Mittelung ausreichend genau für jede einzelne Spalte von Kraft- oder Momentdaten.

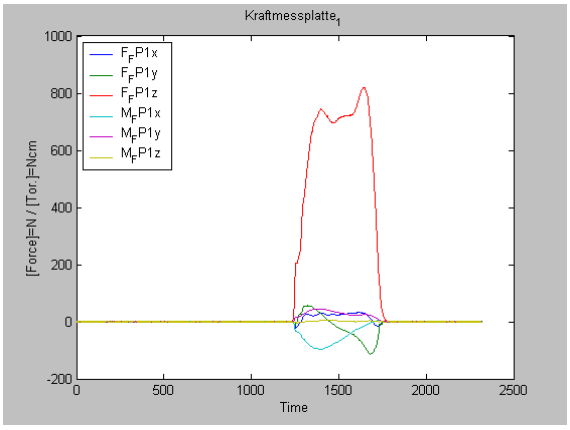
```
function
[U,D,NH,acqrate,dat,prm]=ANA_Konvertierung(ana);

% ANA_Konvertierung.M Converts binary coded force
plate  data into decimal
% form. [D] becomes the matrix of decimal data.
% header. ana is the loaded input .ana file to be converted
to .ans.
Gewicht =75; %Weight Testperson in kg

if nargin<1,
   ana=ANA_Laden;
end;

% Begin by extracting info from loaded ana file
dl=ana(1,:);
abs(dl);
h=find(abs(dl)==9);
   if isempty(h),                    % header delimited by
spaces
            [patcode,dl]=strtok(dl);

        [trial,dl]=strtok(dl);
            [time,dl]=strtok(dl);
            [acqrate,dl]=strtok(dl);
            [sampling,dl]=strtok(dl);
            [param,dl]=strtok(dl);
   else                              % header delimited by tab
stops
                        patcode=dl(1:h(1)-1);
                        trial=dl(h(1)+1:h(2)-1);
                        time=dl(h(2)+1:h(3)-1);
                        acqrate=dl(h(3)+1:h(4)-1);
                        sampling=dl(h(4)+1:h(5)-1);
                        param=dl(h(5)+1:h(5)+2);
   end

 dat={patcode;trial;time;acqrate;sampling;param};
prm=str2num(param);
smpls=str2num(time)*str2num(acqrate)/str2num(sampling);
acqrate=str2num(acqrate);
% Rip off any extraneous tabs and blanks from the ends of
```

```
f=f*2^6;
bin_mat=f+s;

% S1 Sensitivity-Matrix Plate 1
S1 = [0.335 0.002 0.001  0.001 -0.001 -0.012
      -0.001 0.333 0.001  0.008 -0.002  0.014
       0.000 0.000 0.085  0.001  0.000  0.001
       0.000 0.000 0.000  0.776  0.003  -0.002
       0.000 0.000 0.000 -0.004  0.776  0.014
       0.000 0.005 0.000  0.004 -0.009  1.648 ];
% S2 Sensitivity-Matrix Plate 2
D=bin_mat*(10/2048)-10;

FP1x=D(:,1);

%eliminate constant values
FP1xNull=D(20:300,1);
FP1yNull=D(20:300,2);

FP1xNullM=mean(FP1xNull);
FP1yNullM=mean(FP1yNull);

abgleich = ones(length(D),1)*[FP1xNullM];
null2 = ones(length(D),1)*[FP1yNullM];

FP1x = FP1x-abgleich;
FP1y = FP1y-null2;

FP1 = [FP1x FP1y FP1z MP1x MP1y MP1z];
FP2 = [FP2x FP2y FP2z MP2x MP2y MP2z];

FP1K = FP1*C1;
FP2K = FP2*C2;
```

```
lines
ana=ana(:,1:2*prm);
NH=ana(1:prm+1,:);            % Establish new 'real'
header

% Start to read in and convert each binary unit
[r,c]=size(ana);

% resize ana so it is only the data
dam=ana(prm+2:r,:);
con=abs(dam);
con=con-48;
%con=dec2bin(con);
size(con);
[r1,c1]=size(con);

% initialize the first(f) and second(s) digit matrices
f=zeros(r1,prm);
s=zeros(r1,prm);
size(f);
for i=1:prm
 f(:,i)=con(:,2*i-1);
 s(:,i)=con(:,2*i);
end;
```

```
FP1KN = FP1K/0.04; %Convert to Newton 0,04 are all values
together

FP2KN = FP2K/0.04;

figure;
plot(FP1KN);
h =
legend('F_FP1x','F_FP1y','F_FP1z','M_FP1x','M_FP1y','M_FP1z',2);
xlabel('Time');
ylabel('[Force]=N / [Tor.]=Ncm')
title('Kraftmessplatte_1');

figure;
plot(FP2KN);
h =
legend('F_FP1x','F_FP1y','F_FP1z','M_FP1x','M_FP1y','M_FP1z',2);
xlabel('Time');
ylabel('[Force]=N / [Tor.]=Ncm');
title('Kraftmessplatte_2');
```

Aus Platzgründen sind die Auszüge der Berechnungsroutinen in zwei Spalten angegeben. Grau hinterlegte Punkte kennzeichnen gekürzte Bereiche.
Die Matrizen FP1KN und FP2KN enthalten die vom Offset bereinigten und richtig geordneten Plattendaten. Sie sind zu einer Datenkontrolle aussagekräftig plottbar. Diese Kurven stellen die allgemein bekannten Bodenkraftverläufe während eines Gangzyklus dar. In Ihnen ist der zeitliche Versatz der Plattentreffer erkennbar. Zusätzlich können schon Aussagen über die Symmetrie im Gangmuster des Probanden getroffen werden, jedoch sind diese Kurven für einen allgemeinen Vergleich mit anderen Probanden noch nicht geeignet, da für diesen Zweck noch eine Normierung durch das Körpergewicht erfolgen müsste.
Nichts desto trotz sind die Diagramme bestens geeignet um feststellen zu können, ob die Platten exakt getroffen wurden, und ob die Datenkonvertierung einwandfrei arbeitet. Aus diesem Grund ist auch der Einfluss des Körpergewichtes nicht eliminiert, da die Maxima im FP1z - und FP2z – Verlauf ca. das 1,2–fache des Körpergewichtes, in Newton umgerechnet, bei genauem Plattentreffer betragen sollen. Die anderen Verläufe sind nur für geübte Betrachter diagnostizierbar und deutbar.



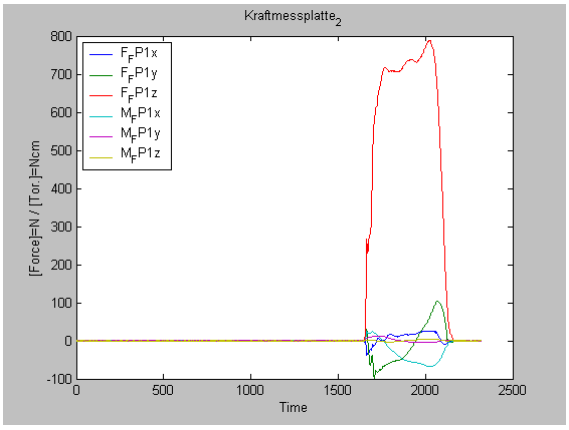


Abbildung 19: Bodenreaktionskräfte – Verläufe: Kräfte dimensionsbehaftet über der jeweiligen „Framenumber“ dargestellt („Time“ dimensionslos – 2500 Datenpunke entsprechen bei einer Aufnahmefrequenz von 600 Hz einer Aufnahmedauer von 4,17 Sekunden)

Alle in Abbildung 19 dargestellten Verläufe sind in den lokalen Koordinatensystemen der Kraftmessplatten dargestellt. Darauf ist besonders bei den x- und y- Verläufen Acht zu geben, da diese unterschiedliche positive Richtungen aufweisen.
Das Konvertier - File ermittelt des weiteren die Kurven der beiden COPs, wobei im Vorfeld noch einige Variablen zu definieren sind, da das jeweilige COP aus den Momenten berechnet wird.
Dazu gehören unter anderem die Angabe, wo unterhalb der Bodenebene das lokale Koordinatensystem in der jeweiligen Platte angeordnet ist. Da nur ein räumlicher Offset in z-Richtung vorhanden ist, sind die jeweiligen Werte in den beiden Variablen zoff1 und zoff2 gespeichert.
Kraft- und Momentdaten sind sehr sensibel bezüglich des Filterns. Deshalb wird grundsätzlich auf jegliche Art von Filter verzichtet.
Es wurden im Vorfeld bereits einige Filtermethoden getestet, jedoch keine mit zufriedenstellendem Ergebnis. Abgesehen davon sind nur die Verläufe während eines Plattentreffers interessant, da naturgemäß nur für diesen Zeitbereich eine Berechnung der COP - Kurve möglich ist.
Während eines Plattentreffers stellt sich ein sehr gutes „Signal to Noise“ - Verhältnis ein, oder anders ausgedrückt, das kraftinduzierte Ausgangssignal der Piezokraftsensoren ist weit größer als das vorhandene Rauschsignal. Wäre dem nicht so, könnte nicht gänzlich auf eine Filterung der Daten verzichtet werden, da die Rechenoperationen zur Ermittelung der COP - Verläufe für das Rauschen eine Punktwolke liefern, die im Plot den eigentlichen Verlauf des COPs unkenntlich machen und verdecken würde.
Aus diesem Grund wird die Ermittelung des COPs sinnvollerweise auf den Zeitbereich des Plattentreffers, ohne Informationsverlust, beschränkt. Daher ist es nötig Anfangs- und Endzeitpunkt eines Plattentreffers zu ermitteln. Zusätzlich werden noch 30 Frames nach dem Anfangszeitpunkt bzw. vor dem Endzeitpunkt nicht zur COP – Berechnung verwendet, da Einschwingvorgänge die genauen Messwerte überlagern. Es wird von der Konvertierungsroutine ein Schwellwert errechnet und sobald das Kraftsignal diesen überschreitet, legt der jeweilige Frame den Anfangszeitpunkt fest. Gleichermaßen wird ein Endzeitpunkt ermittelt, sobald das Kraftsignal wieder unter diesen Schwellwert fällt.
Das Kraftsignal der Komponente in z – Richtung eignet sich dazu am besten, da es den steilsten Kraftanstieg aufweist und dadurch einen angegebenen Schwellwert innerhalb weniger Frames nach einem Plattentreffer überschreitet. Die Schwelle ist nicht fix vorgegeben, sondern prozentuell aus dem größeren der beiden Maxima des Kraftverlaufes in z – Richtung festgelegt.

```
% Caculate Initial Contact
Schwelle=max(FP1z)*1/100;
do=1;
for i=1:length(FP1z)
   if FP1z(i,1)>Schwelle & do==1
      do=2;
      Startpoint1=i;
   end
end

di=1;
for i=Startpoint1+20:length(FP1z)
   if FP1z(i,1)<Schwelle & di==1
      di=2;
      Endpoint1=i;
```

```
Schwelle=max(FP2z)*1/100;
do=1;
for i=1:length(FP2z)
   if FP2z(i,1)>Schwelle & do==1
      do=2;
      Startpoint2=i;
   end
end

di=1;
for i=Startpoint2+20:length(FP1z)
   if FP2z(i,1)<Schwelle & di==1
      di=2;
      Endpoint2=i;
   end
```

```
  end                                                    end
end
```

Die eigentliche Berechnung der beiden COP – Verläufe erfolgt in einer „for-Schleife“ über die Momente und Kräfte mit den zugehörigen Abständen unter Berücksichtigung aller Vorzeichen (siehe Abb. 20).

$$COP(x) = \left[\frac{\left(My + \left(Zoff * Fx\right)\right)}{Fz}\right]$$

$$COP(y) = \left[\frac{\left(Mx - \left(Zoff * Fy\right)\right)}{Fz}\right]$$

COP(x) = X Kordinate des COP
COP(y) = Y Kordinate des COP
Zoff = Vertikale Offset von der Plattenoberfläche zum Sensor
Fx, Fy, Fz = Kräfte in die jeweiligen Koordinatenrichtungen
Mx,My,Mz = Momente um die Jeweiligen Koordinatenachsen

Abbildung 20: Berechnungsschema des COP

Im Matlabfile hat der folgende Abschnitt die Aufgabe diese Berechnung für alle Koordinatenrichtungen umzusetzen.

```
%COP
n=length(FP1KN);
for i = 1:1:n
  COP1x(i,:) = ( ( MP1cy(i,:) + (Zoff1 * FP1cx(i,:) ) ) / FP1cz(i,:) ) *(-1)*100;
  COP1y(i,:) =   ( MP1cx(i,:) - (Zoff1 * FP1cy(i,:) ) ) / FP1cz(i,:)*100;
  COP2x(i,:) = ( ( MP2cy(i,:) + (Zoff2 * FP2cx(i,:) ) ) / FP2cz(i,:) ) *(-1)*100 ;
  COP2y(i,:) =   ( MP2cx(i,:) - (Zoff2 * FP2cy(i,:) ) ) / FP2cz(i,:)*100;
end;
```

Ein nach diesem Schema berechneter COP-Verlauf ist in Abbildung 21 dargestellt. Man erkennt darin gut die in Abbildung 9 typische Kurvenform des Druckverlaufs, bei der Ferse beginnend und über die Großzehe auslaufend.

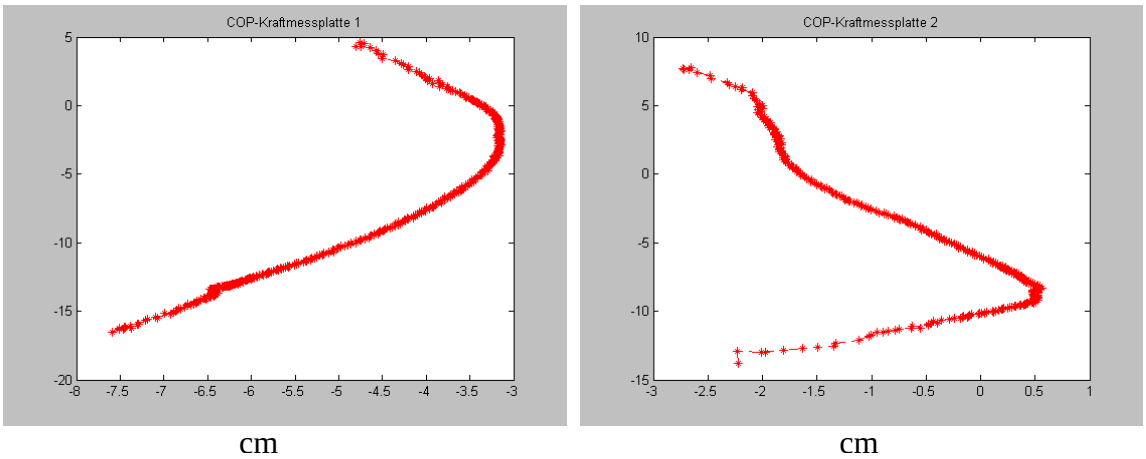


Abbildung 21: COP-Verlauf auf den Kraftmessplatten im jeweiligen lokalen Koordinatensystem der Kraftmessplatte dargestellt (Ordinate der Diagramme in cm liegt in Gangrichtung)

Abschließend erfolgt die Transformation beider Kurvenverläufe (siehe Abb. 22) ins globale Videokoordinatensystem und die für das Erstellen sowie Abspeichern der für die nachfolgenden MATLAB - Programme nötigen Matrizen und Vektoren. Details dazu finden sich wiederum im Anhang A2.

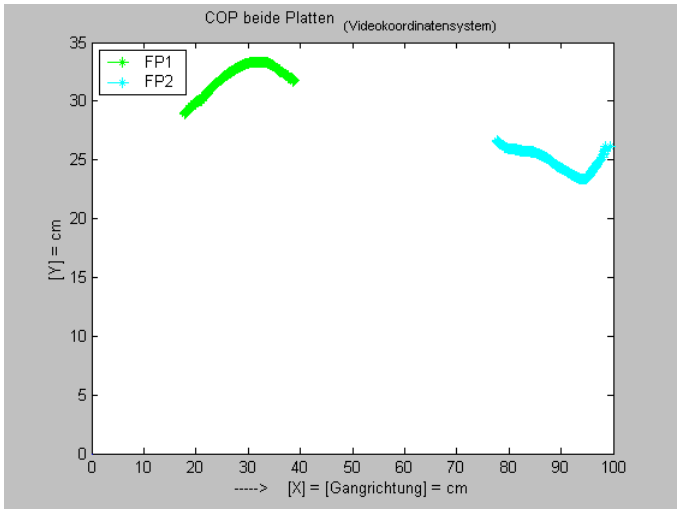


Abbildung 22: COP - Verläufe im globalen Koordinatensystem

Das obige Diagramm stellt, als vorläufiges Endergebnis, ein geeignetes Mittel zum Vergleichen der beiden Verläufe von COM und COP dar.
Für den Fall, dass die Kurve des COM bekannt ist, kann diese ebenfalls im globalen Koordinatensystem dargestellt und dann mit denen der COPs verglichen werden.

2.5 Videometrie

2.5.1 Funktionsweise und Aufnahmebedingungen

Da nun der COP - Verlauf bekannt ist, stellt sich die Frage, ob und wie das COM berechnet werden kann. Um dieses zu ermitteln, stehen unmittelbar zwei Möglichkeiten zur Verfügung.
Die räumliche Kurve des COM kann direkt aus den Videodaten berechnet werden, da durch alle Markerkoordinaten die Lagen der Segmente des oben beschriebenen biomechanischen Modells eindeutig bestimmbar sind. Dadurch ist auch die Lage des Beckensegments und in weiterer Folge die des COM ermittelbar, wenn es als fix – d.h. mit den Modellannahmen in Übereinstimmung - im Zentrum des Beckensegments angenommen wird.
Somit wäre das COM alleine über die Videoanlage mit der dazugehörigen Software zu ermitteln.
Eine weitere Möglichkeit besteht, indem man die Kraftdaten der Kraftmessplatten zur Berechnung heranzieht. Da auf den Probanden zusätzlich zur Schwerkraft keine weiteren äußeren Kräfte als die Bodenreaktionskräfte wirken, stellt eine Kraftkomponente in eine globale Koordinatenrichtung - dividiert durch das Körpergewicht des Probanden - die dieser Richtung entsprechende Beschleunigungskomponente dar. Die Annahme, dass die Formel „Kraft = Masse mal Beschleunigung“ gültig ist, und keine zusätzlichen Kräfte auf den Körper wirken, ist im Labor zutreffend, da Windkräfte oder dergleichen hier vernachlässigbar sind.
Die Gesamtbeschleunigung zweimal integriert ergibt den Weg des Gesamtkörperschwerpunktes, ist jedoch bei fehlender Kenntnis geeigneter Anfangswerte für die Integration nur bis auf eine additive Konstante genau.
Die Anfangswerte der Geschwindigkeit bzw. des Weges müssen wiederum der Videometrie entnommen werden. Dazu müssen zum Zeitpunkt eines Plattentreffers die Koordinaten des COM aus den Videodaten entnommen werden. Diese Koordinaten werden als Startwert für den Weg und - einmal differenziert - für den der Geschwindigkeit angenommen.
Wie schon im Kapitel über Ganganalyse erwähnt, stellt die Ermittlung der Lage aller Segmente eines Körpers oder seines Modells eine große Herausforderung an die vorhandene Hard- und Software dar. Unter Berücksichtigung möglichst aller Voraussetzungen, die zum Erhalt verwertbarer Daten nötig sind, werden im vorliegenden Fall 26 Marker an markanten Körperstellen im Sinne der Reproduzierbarkeit und geringen Hautverschiebungen möglichst nahe am Knochen platziert.
Am Fuß werden zwei Marker genau auf die metatarsale Achse gesetzt (siehe Abschnitt 2.3) und sind somit sowohl für das Fuß- als auch das Zehensegment verwendbar. Dadurch reduziert sich die sonst nötige Markeranzahl für die zwei Segmente (Fuß- und Zehensegment) von sechs auf vier. Diese Maßnahme stellt sicher, dass die Marker trotz enger Abstände eindeutig in der Auswertung voneinander unterscheidbar bleiben.

Außerdem wird das Maximum an Markerabständen durch diese Platzierung erreicht, wodurch eine möglichst hohe Genauigkeit bei der Berechnung der Winkellage der beiden Segmente zueinander gegeben ist. Die in Abbildung 23 gelb eingetragen Marker sind zusätzlich vorhanden und gehen nicht explizit in die Modellrechnung ein, da der Oberkörper mit Kopf und Armen im Modell eine Einheit darstellt. Sie verursachen in diesem Bereich keine Probleme bezüglich der Auswertung, sind jedoch im Sinne einer besseren räumlichen Modellvorstellung von Nutzen.

Abbildung 23: Marker - Platzierungen

Nummer	Markername	Markernr. 2	Segment
1	Right Hip	2	Pelvis
2	V.Sakral	9	
3	Left Hip	11	
4	Right Soulder	1	Hat
5	Spine	22	
6	Left Shoulder	10	
7	Right Thigh 3	27/1	Right Thigh
8	Right Thigh Front	3	
9	Right Thigh Rear	4	
10	Right Shank Upper	28/2	Right Shank
11	Right Shank Lower	6	
12	Right Shank Rear	5	
13	Right Toe	8	Right Foot
14	Right Heel	7	
15	Right Toe Lateral	24	
16	Right Toe	8	Right Toe
17	Right Toe Lateral	24	
18	Right Big Toe	26	
19	Left Thigh 3	29/3	Left Thigh
20	Left Thigh Front	12	
21	Left Thigh Rear	13	
22	Left Shank Rear	30/4	Left Shank
23	Left Shank Lower	15	
24	Left Shank Upper	14	
25	Left Toe	17	Left Foot
26	Left Heel	16	
27	Left Toe Lateral	23	
28	Left Toe	17	Left Toe
29	Left Toe Lateral	23	
30	Left Big Toe	25	

Abbildung 24: Markerbenennung ohne zusätzliche Marker (in gelb dargestellt) an Kopf und Armen

Mit Hilfe aller oben genannten Marker ist es jetzt möglich, die natürliche Bewegung auf das Modell zu übertragen. Die Markerkoordinaten sind über den Gangzyklus hinweg durch die Videoanlage erfassbar und speicherbar.
Dadurch ist die räumliche Lage eines jeden Segmentes zum jeweiligen Abtastzeitpunkt genau definiert. Vor der Abspeicherung erfolgt eine Datenglättung mit Hilfe eines BUTTERWORTH-Tiefpassfilters dritter Ordnung noch innerhalb des zur Videometrie gehörenden Softwarepaketes. Eventuelle Lücken in den Markerverläufen, die durch kurzeitiges Verdecken des jeweiligen Markers entstanden sind, werden zusätzlich weitgehend ausgefüllt. Leider erfolgt die Abspeicherung der Daten in einem speziellen Format der zugehörigen Software, die nicht direkt übernommen werden kann.

2.5.2 Auswertung

Alle Koordinaten liegen digital nach der Auswertung in Form eines p3d-Files vor. Da die Daten in dieser Art nicht in MATLAB weiter verarbeitbar sind, wurde das MATLAB - Tool P3d_load.m entworfen. Es liest die einzelnen Koordinaten aus, ordnet sie den einzelnen Markern zu und speichert diese als Text wieder ab. Das gesamte File ist im Anhang 2.4 unter P3d_load zu finden. Es sei hier wiederum nur der entscheidende Abschnitt des Tools in den folgenden 2 Spalten näher erläutert.

```
function [U,D, NH,
filespec,acqrate,B]=P3d_Laden(filespec,pandy);


ende=2;
marker=30;

ncols = 0;
D = [];
hdr = [];
if nargin<1,
   [fname fpath]=uigetfile('*.p3d','Please select p3d file: ');
   filespec=[fpath fname];
else,
   filespec=filespec;
end;
i=0;
fid=fopen(filespec,'r');

FRAME=[];


while 1
   tline = fgetl(fid);
   if isempty((tline))
   elseif ~ischar(tline), break,
   elseif str2num(tline(1,1:3))>=1
      a=str2num(tline);
      FRAME=[FRAME;a];
     end
  end
```

```
A=FRAME;


%Zuordnen der Daten zu den einzelnen Markern

z=1;
p=1;
n=0;
B=[];
C=[];

e=1;
i=1;
g=length(A);


 while z<=marker & e<g
  while A(e,1)==z
   if e<length(A);
    B(i,p:p+5)=A(e,:);
    e=e+1;
   else;
    B(i,p:p+5)=A(e,:);
    break;
   end;
  i=i+1;
 end;
 i=1;
 p=p+6;
 z=z+1;
end;
```

Zu Beginn der ersten Spalte erfolgt die Aufforderung, die entsprechenden Daten zur Auswertung auszuwählen, wobei eine Einschränkung auf ausschließlich .p3d Datensätze getroffen wird. Der eigentliche Kern des Tools liegt jedoch in den

„while“ - Schleifen der zweiten Spalte. Unabhängig von der Aufnahmedauer und der damit verbundenen Länge des Datensatzes, werden hier die entsprechenden Daten den jeweiligen Markern zugeordnet. Damit entsteht für jeden Marker eine Matrix aus 6*n Elementen, wobei die ersten drei Spalten Markernummer, Framenummer und Zeit, die Spalten 4 bis 6 die eigentlichen Markerkoordinaten x, y und z enthalten. Nebeneinander angeordnet ergeben die Matrizen aller Marker die Matrix B und sind in dieser Form auch leicht weiter zu verarbeiten. Anschließend erfolgt lediglich eine neuerliche Umformatierung der Daten, um sie dreidimensional plottbar zu machen und in geeigneter Form für das nachfolgende Programm als Textfile zur Verfügung zu stellen (siehe Anhang A 2.4).
In geplotteter Form sind diese Daten für sich schon aussagekräftig, da in ihnen die typischen Kurven des menschlichen Ganges wieder zu erkennen sind (siehe Abb. 26). Außerdem ermöglichen sie einen guten Überblick darüber, ob eine Aufzeichnung erfolgreich durchgeführt wurde, sprich ob eventuell Lücken in den einzelnen Kurven oder unplausible Koordinatenverläufe vorhanden sind, oder nicht. Sämtliche für das Modell relevanten Markerdaten sind in Abbildung 25 räumlich aufgetragen.

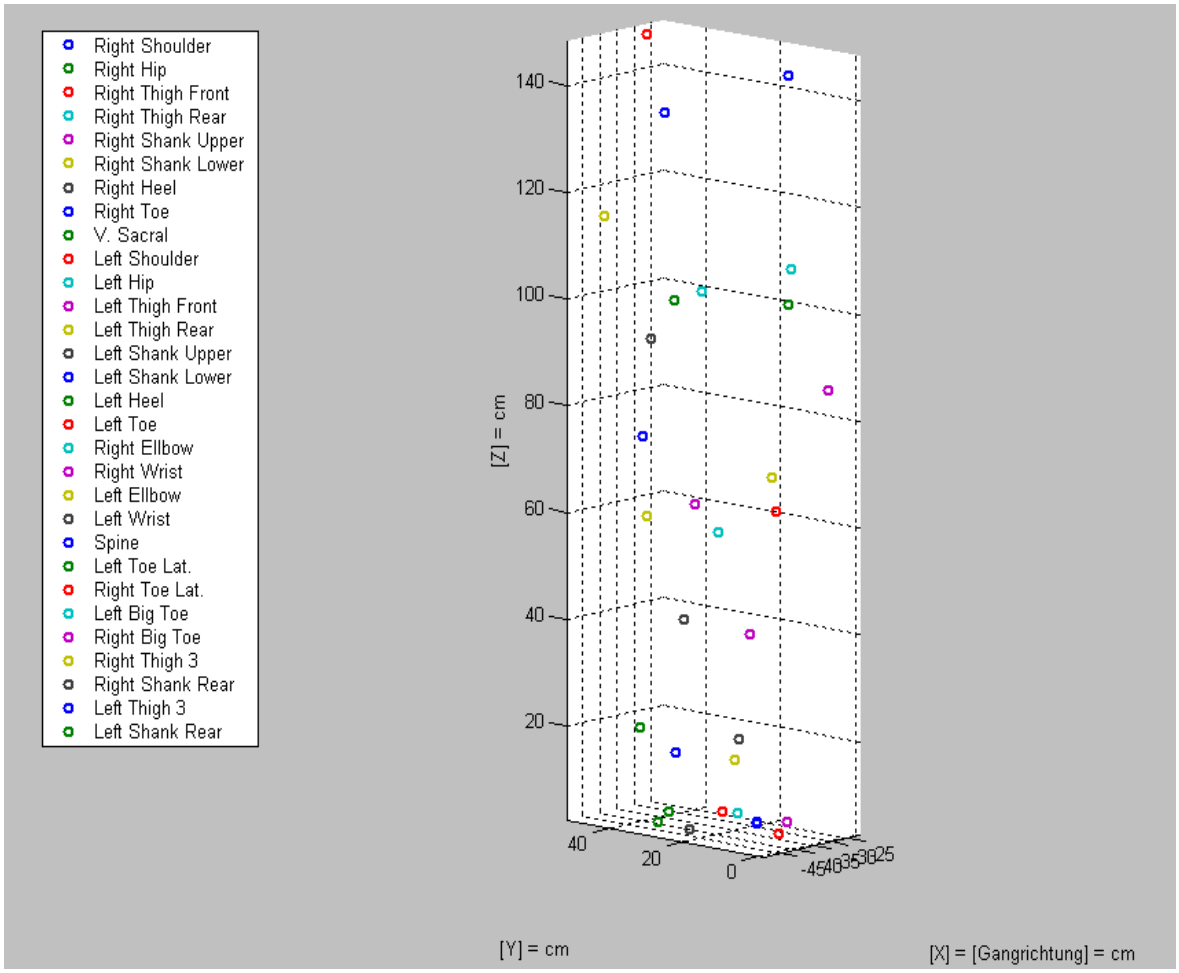


Abbildung 25: Marker räumlich geplottet – Proband ruhig stehend

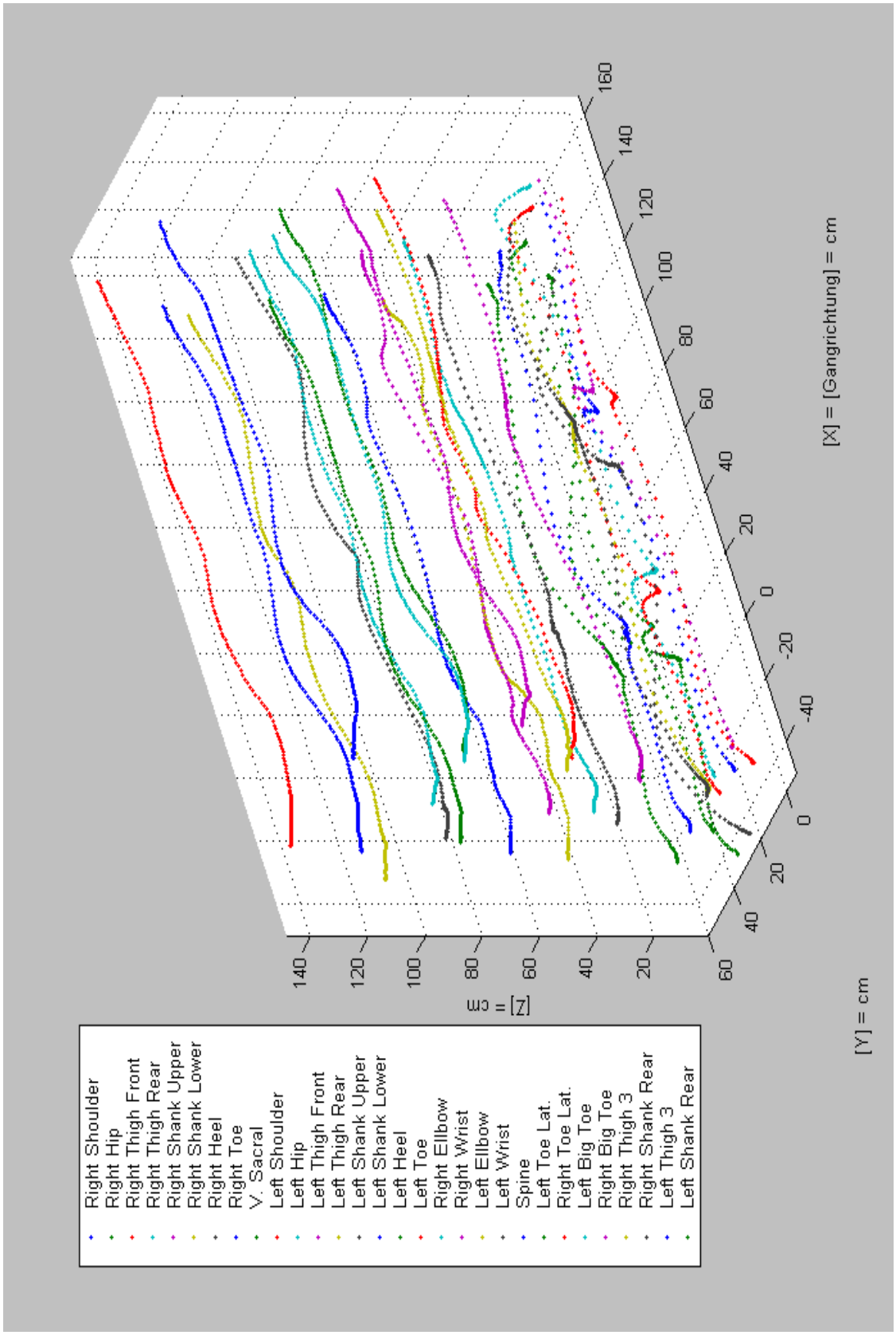


Abbildung 26: Marker – Kurvenverlauf dreidimensional

Die Marker – Bezeichnungen in Abbildung 25 und 26 entsprechen den in den .p3d – File abgespeicherten Namen.
Besonders interessant sind die Kurven im Bereich des Fußes, da hier eindeutig der Zeitpunkt des „Heelstrike“ erkennbar ist. Auch sind die in Abschnitt 1.3 erwähnten Schwingungen und die aus deren Überlagerung entstandene Doppelschleife in den meisten Kurven der Oberkörpermarker sofort wieder zu finden.

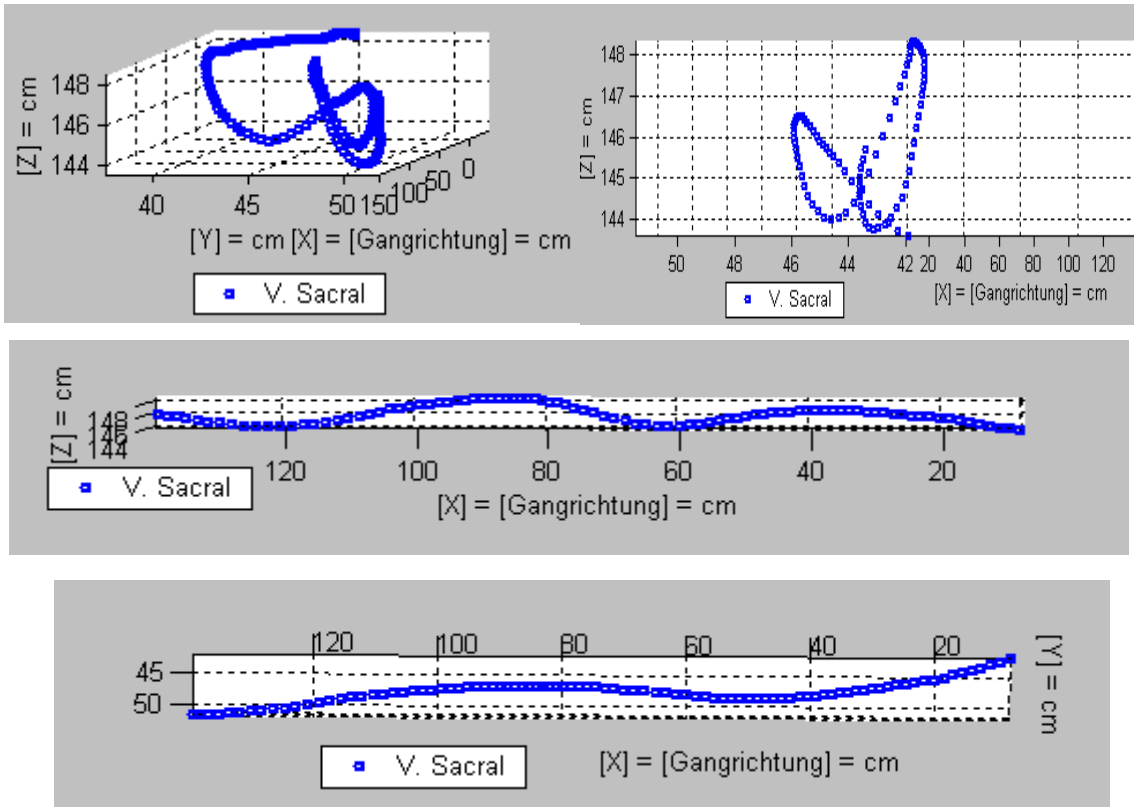


Abbildung 27: Räumliche Bahnkurve des nahe dem Sacrum positionierten Markers und deren Projektionen in die Ebenen des Videokoordinatensystems

Es ist mit den oben genannten Modellannahmen und Vereinfachungen (COM fest im Beckenzentrum) auch möglich die Bahnkurve des COM zu berechnen, dazu jedoch später.
Eine andere Möglichkeit, die Lage des COM zu ermitteln, besteht theoretisch auch, wie in Abschnitt 2.5 erwähnt, indem man die Winkellagen der einzelnen Segmente aus den auf ihnen positionierten Markern (drei pro Segment) bestimmt.
Die im Modell getroffenen Annahmen sowie die zulässigen Freiheitsgrade der Gelenke ermöglichen eine, wenn auch aufwendige, Berechnung der jeweiligen Winkellagen zueinander.
Bei zusätzlicher Kenntnis der globalen räumlichen Lage eines Punktes eines Segments in einem frei wählbaren Koordinatensystem, in diesem Fall das Videokoordinatensystem, ist aufgrund der in Kapitel 2.3 beschriebenen Eigenschaften von mechanischen Ketten die Lage aller Segmente zu diesem Zeitpunkt berechenbar und eindeutig bestimmt.
Als für diesen Zweck besonders geeignet, stellt sich ein Punkt am Zehensegment heraus, da dieser fast über die gesamte Standphase (siehe Anhang A1) am

Boden in Ruhe ist. Zusätzlich kann der Punkt am Zehensegment so gewählt werden, dass er das Ende der kinematischen Kette darstellt, und in Folge davon nur in eine Richtung gerechnet werden muss. Somit können die Koordinaten des linken und rechten Großzehenmarkers zur Berechnung verwendet werden (siehe Abb. 23 und 24 Left Big Toe, Right Big Toe).
Unter der Voraussetzung, dass die Längen und Masseverteilungen der einzelnen Segmente bekannt sind, kann auch die Lage des Massenmittelpunktes des Gesamtmodells (COM) über die gesamte Aufnahmedauer bestimmt werden. Interessant ist dabei natürlich der Zeitbereich der Plattentreffer, da naturgemäß nur für diesen Bereich Relationen zwischen COM und COP erkennbar werden.
Wie sich jedoch zeigt, ist der oben beschriebene Weg zwar möglich und durchführbar, aber aus mehreren Gründen unzureichend genau und ergibt keine auswertbaren Ergebnisse. Die so berechnete Bahnkurve des COM zeigt unplausibel große Auslenkungen seitlich zur gewählten Gangrichtung. Am Besten erkennbar wird dies zu Beginn der Aufnahmen, wo sich der Proband eigentlich noch im Stillstand befindet und dennoch das COM seitliche Auslenkungen von mehreren Zentimetern zeigt.

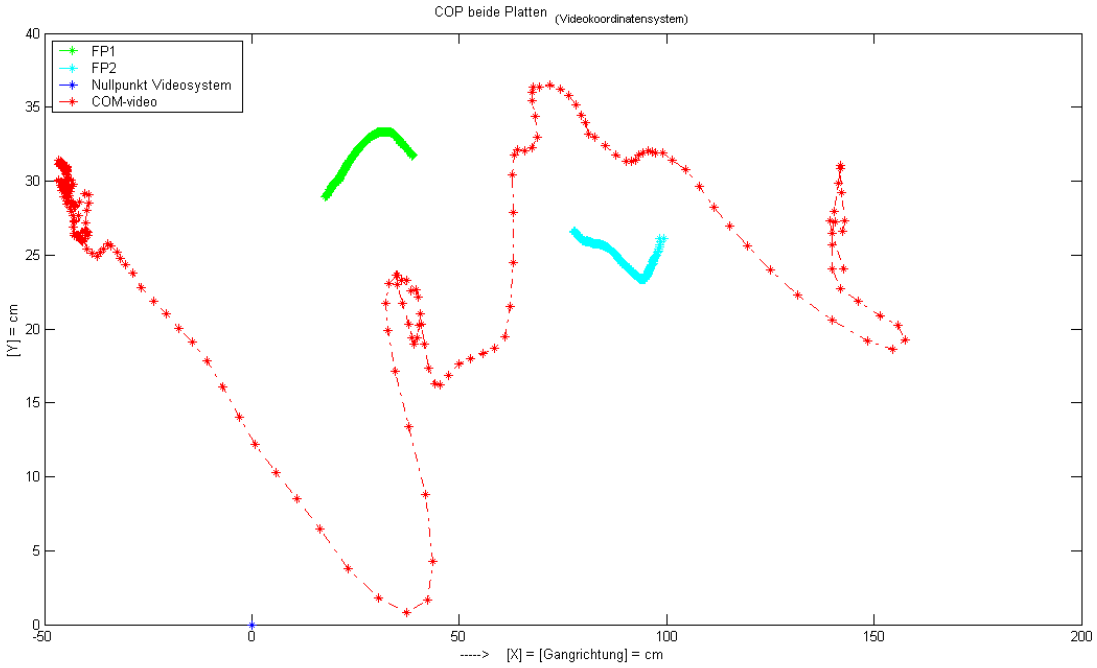


Abbildung 28: COM - Verlauf aus den Winkellagen der Segmente zueinander

Erklärbar wird diese Tatsache durch zwei wesentliche Ungenauigkeiten einerseits in der Ermittlung der Gangdaten (Markerkoordinaten) und andererseits in der Natur der Berechnungsmethodik.
Da alle Markerkoordinaten mit den in Kapitel 2.5 erwähnten Ungenauigkeiten, wie Hautverschiebungen zwischen Markerapplikation und dem eigentlichen Knochenskelett, unzureichende Auflösung der Videoanlage sowie kurzfristig nicht sichtbar, behaftet sind, können die Positionen der Marker nicht millimetergenau ermittelt werden. Somit ist auch die Lage des Segmentes, auf dem die Marker fix positioniert sind, nur bis auf einen endlichen Wert genau berechenbar.

Das zweite Problem in der COM-Ermittlung ergibt sich - wie schon erwähnt - aus der Berechnungsmethode selbst. Da der einzige Punkt, der während eines Gangzyklus möglichst lange in Ruhe bleibt und somit als Ausgangspunkt für die Berechnung der Winkellagen aller Segmente wählbar ist, die Großzehe ist, wird diese mitsamt des Markers darauf dafür herangezogen. Aus dem Modell (Abb. 13/ Abb.14) wird das unmittelbare Problem klar ersichtlich. Obwohl der Winkel zwischen Zehensegment und anschließendem Fußsegment nur mit leichten Abweichungen vom tatsächlichen Wert behaftet ist, addiert sich dieser Fehler bis hinauf zum Beckensegment derartig, sodass Bahnkurven für das COM wie in Abbildung 28 entstehen. Leider sind hier bezüglich der Genauigkeit der Anlage sowie der räumlichen Position der Marker am Fuß Grenzen gesetzt und erlauben somit kaum eine bessere Bestimmung der Winkellagen der einzelnen Segmente. Um einer Summierung dieser Winkelfehler entgegen zu wirken, bestünde die Möglichkeit einen anderen Punkt als Ausgangspunkt zu wählen. Jedoch wäre dieser nicht in Ruhe und somit selbst wiederum mit Ungenauigkeiten behaftet. Zusätzlich würde sich die Rechenzeit vervielfachen
Aus diesem Grund soll hier ein anderer Ansatz verwendet werden und schließlich zum Ziel führen.
Mit den Modellvoraussetzungen in Einklang wird der Gesamtkörperschwerpunkt als fix mit dem Beckensegment verankert gedacht und ist somit näherungsweise durch die Lage des Beckensegmentes selbst schon bestimmt. Diese Annahme stellt sich für das Gehen, wie schon in Abschnitt 2.3 erläutert, als gerechtfertigt heraus und soll im folgenden Abschnitt näher untersucht werden.

2.5.2.1 Bestimmung des „Center of Mass“ (COM) und Ermittlung geeigneter Normverläufe

Um zu Vergleichskurven des COM-Verlaufs zu gelangen, wird eine Gruppe von zehn Probanden ausgewählt. Alle haben eine Körpergröße zwischen 170 und 180 cm, ein Körpergewicht zwischen 73 und 81 kg und sind zwischen 22 und 25 Jahre alt. Diese Gruppe entspricht dem durchschnittlichen männlichen Erwachsenen. Keiner der Probanden weißt ein auffälliges oder krankheitsbedingt verändertes Gangbild auf und pro Proband werden jeweils zwei Aufnahmen ohne Schuhwerk durchgeführt.
Dazu wird die jeweilige Versuchsperson nur mit den drei relevanten Markern am Becken beklebt. Die drei signifikanten Punkte am Becken sind die linke und rechte Spina-Iliaca-Anterior-Superior sowie die Mitte der gedachten Verbindungslinie zwischen linken und rechten Spina-Iliaca-Posterior-Superior. Diese Punkte sind durch erfühlen dicht unter der Hautschicht eindeutig zu lokalisieren. Dadurch ist die Reproduzierbarkeit der Markersetzung gewährleistet. Ein weiterer Vorteil der gewählten Markerpunkte ist die Lage des Knochens knapp unter der Hautschicht, um die Verschiebungen zwischen Knochen und Haut so gering wie möglich zu halten. Außerdem sind Gewicht, Körpergröße und Fußlänge der Versuchspersonen zu bestimmen. Die drei Marker sind in Abbildung 29 (Marker: 1,2 und 3) erkennbar und spannen somit ein gedachtes Dreieck auf. Dessen Schwerpunkt wird als Näherung für den tatsächlichen Körperschwerpunkt herangezogen. So wird es auch möglich das Beckenkippen während des Gehens zu erfassen und man erreicht dadurch nochmals eine Verbesserung bezüglich der

Übereinstimmung mit den tatsächlichen COM-Verläufen. Das eigentliche COM wird in der Literatur etwas höher angenommen. Da jedoch dessen dreidimensionale Bahn in negativer z-Richtung, in die Ebene der Kraftmessplatten, für die vorliegende Arbeit projiziert wird, spielt die z-Koordinate eine untergeordnete Rolle.
Nicht alle durchgeführten Versuche sind zur Auswertung geeignet, da in einigen Fällen die Kraftmessplatten nicht bzw. nicht zentrisch getroffen werden. Ebenfalls problematisch sind Probanden, die durch ihren Unterkörperbau eine zu große Schrittweite für den Abstand von Kraftmessplatte 1 und 2 in Gangrichtung haben. Für solche Personen müsste die Distanz von Platte 1 zu Platte 2 in Gangrichtung vergrößert werden, da sonst die Gefahr bestünde, dass der Proband absichtlich Plattentreffer zu erzeugen versucht. Dadurch ergäbe sich ein ungewohntes oder unnatürliches Gangmuster, wodurch verfälschte Ergebnisse, vor allem für den Druckverlauf auf den Kraftmessplatten, erzeugt würden.

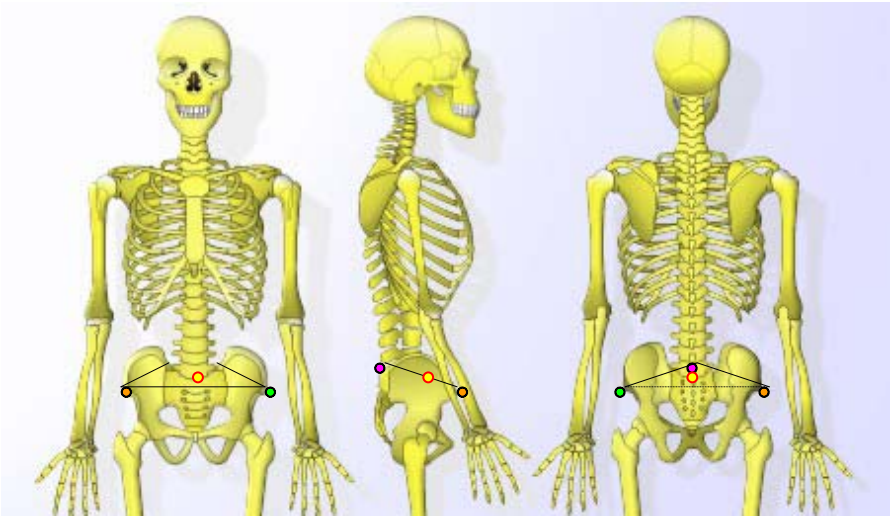


Abbildung 29: Dreieck der Marker 1 (Right Hip – orange), 2 (Left Hip – grün) und 3 (V.Sacral - magenta) sowie der COM-Ersatzpunkt (gelb/rot)/(Skelett [McCracken00])

Alle verwertbaren Durchgänge sind in Abbildung 30 dargestellt, dabei links der COM-Verlauf im Zeitintervall der Plattentreffer des jeweiligen Probanden und rechts alle zugehörigen COP-Verläufe. Um den Einfluss der Körpergrößen weitgehend zu eliminieren, werden alle Daten der Versuchspersonen über deren Körpergröße normiert.

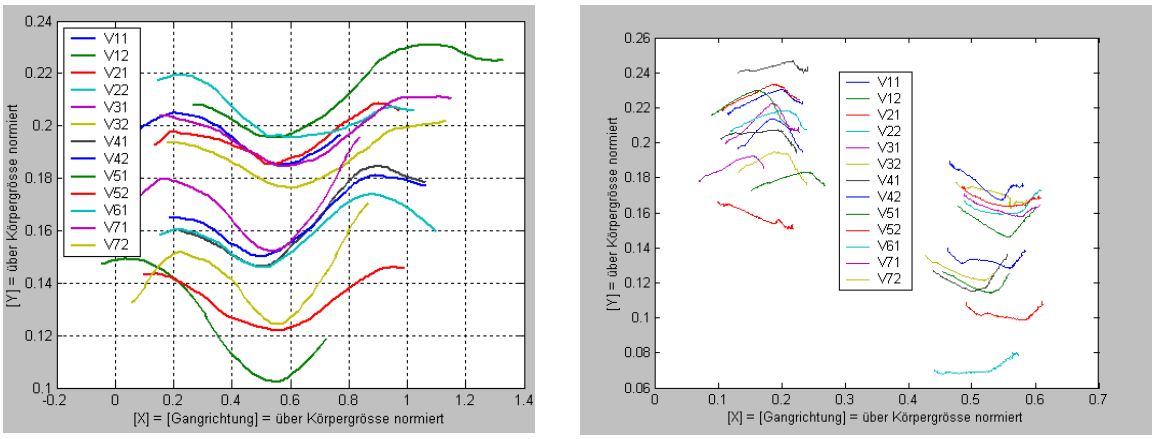


Abbildung 30: COM- (links) und COP-Verläufe (rechts) über Körpergrößen normiert und daher dimensionslos dargestellt

Deutlich zu erkennen ist in Abbildung 30 die Ähnlichkeit der Gangdaten, wobei natürlich ein Offset in y-Richtung erkennbar ist, da jeder der Probanden seinen Startpunkt für den Versuch selbst festlegt. In den COP – Verläufen spielt zusätzlich noch die Ganggeschwindigkeit eine Rolle. Da mit einer konstanten Aufnahmefrequenz von 600 Hz für die Kraftdatenaufnahme gearbeitet wird, jeder Proband seine eigene Ganggeschwindigkeit jedoch frei wählt, ergibt sich für jeden COP-Verlauf eine unterschiedliche Anzahl von Datenpunkten durch die unterschiedliche Zeitdauer eines Treffers.
Eliminiert man den Offset im COM und bringt die COP-Daten auf eine gemeinsame Anzahl von Datenpunkten, indem die jeweilige Aufnahmedauer der COP-Daten durch die Anzahl der Datenpunkte des kürzesten Plattentreffers dividiert wird, sind beide Diagramme mitteltbar, nachdem alle Verläufe an den jeweiligen Anfangspunkten zueinander ausgerichtet wurden (Abb. 31). Die Anzahl der COP Datenpunkte richtet sich nach dem kürzesten Plattentreffer.

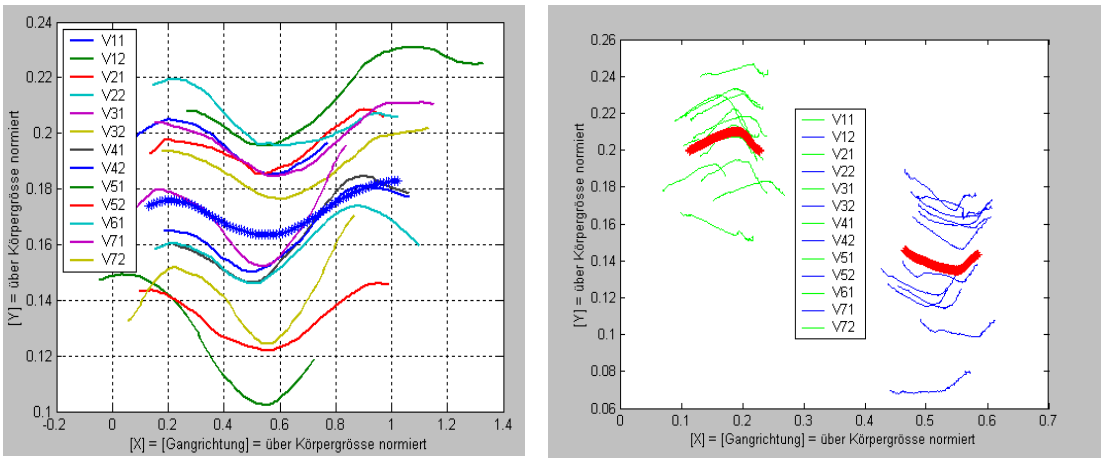


Abbildung 31: COM- und COP-Verläufe über Körpergrößen normiert (Mittelwerte hervorgehoben)

Um zu Vergleichskurven zu gelangen, werden alle Mittelwerte mit der durchschnittlichen Körpergröße der Probanden multipliziert und in einem gemeinsamen Koordinatensystem (Videokoordinatensystem) geplottet (Abb. 32).
Das dafür verantwortliche Matlabfile wird nur einmal verwendet. Es ist daher der Vollständigkeit halber im Anhang 2.5 angeführt, wird an dieser Stelle jedoch nicht im Detail erläutert. Es beinhaltet im Wesentlichen nur Einlese- und Datenumstrukturierungsvorgänge sowie die Mittelwertbildung der Kurven und schließlich die Erstellung der Plots.
Jedoch werden für das mittlere COM alle zur Verfügung stehenden Daten verwendet, nicht nur jene des Zeitintervalls der Plattentreffer. Gemittelt ergeben alle Versuche gute Sollwerte für die Verläufe von COM und COP. Sie eignen sich auch durchaus für das Erkennen von pathologisch veränderten Gangbildern und werden auch in der medizinischen Diagnostik eingesetzt. Die genaue Deutung und Auslegung der Abweichungen dieser COM- und COP-Verläufe von den Sollwerten obliegt jedoch dem Mediziner und sei hier nur anhand einiger Fallbeispiele in Kapitel 4 erläutert.
Da das Gangbild eines Menschen etwa ab dem 12. Lebensjahr vollständig ausgebildet, gefestigt und vor allem energetisch gesehen optimiert ist, haben oft schon kleine Ursachen große Auswirkungen. Sie sind durchaus des öfteren alleine durch den Vergleich der COP-Verläufe mit den Sollwerten erkennbar.
Das Ermitteln des COP ist bereits mit einer Kraftmessplatte allein möglich. Deshalb wird auch in der medizinischen Diagnostik oft nur aus diesen Daten heraus dem Patienten eine Therapie vorgeschlagen. Häufig führen schon kleinere Maßnahmen zum gewünschten Erfolg, sei es zum Beispiel durch Einlagen im Schuhwerk oder Orthesen.

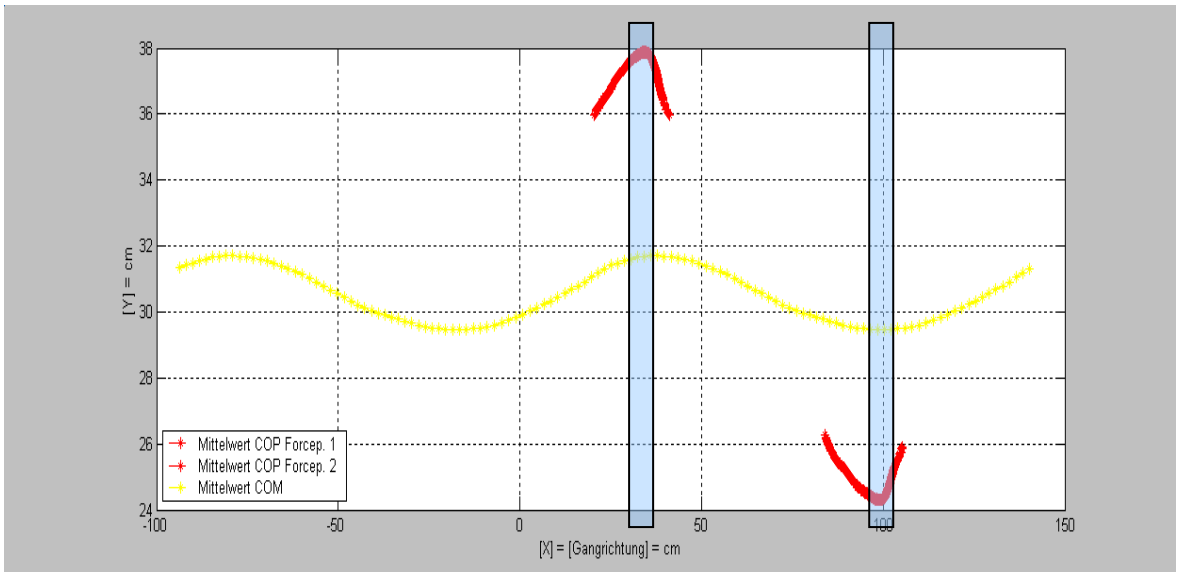


Abbildung 32: Gemittelte Verläufe für COM und COP im Videokoordinatensystem dargestellt

Eine erste Kontrollmöglichkeit auf Plausibilität der Kurve in Abbildung 32 ergibt sich dadurch, dass die Maximalausschläge der Kurven in y-Richtung bei gleichen x-Werten auftreten (siehe blau hinterlegte Bereiche).

Dieser Umstand ist durch die Gewichtsverlagerung beim Gehen erklärbar und für ein stabiles Gangbild notwendig.
Zusätzlich erkennt man in den Kurvenformen dieselben Symmetrien, wie sie auch normale Gangmuster des gesunden Menschen aufweisen. Auch andere Studien kommen zu ähnlichen Ergebnissen, als Beispiel sei hier nur eine angeführt.
Dieser Artikel wurde im Journal Gait and Posture 18 (2003) veröffentlicht. Der Autor versucht zu klären, wie sich das Gangbild mit zunehmendem Alter verändert [Li-Shan02]. Interessant für die vorliegende Arbeit ist der darin angestellte Vergleich zwischen dem Gangmuster des älteren und jenem des jüngeren Menschen. Die dargestellte Linie entspricht in Abbildung 33 dabei dem COM-Verlauf der jungen Testgruppe [Li-Shan02]. Die junge Gruppe der Testpersonen ist mit jener für diese Arbeit zur Verfügung stehenden vergleichbar. Daher ist auch eine Ähnlichkeit der COM-Verläufe zu erwarten. Die Position der Kurve im Raum spielt auf Grund der verschiedenen Aufnahmebedingungen keine Rolle, jedoch unterscheiden sich die Beträge der medio-lateralen Bahnauslenkung kaum voneinander. Sie differieren nur im Millimeterbereich und sind auf Grund der nur bis auf Millimeter genauen Aufnahmemethode als nahezu identisch anzusehen.

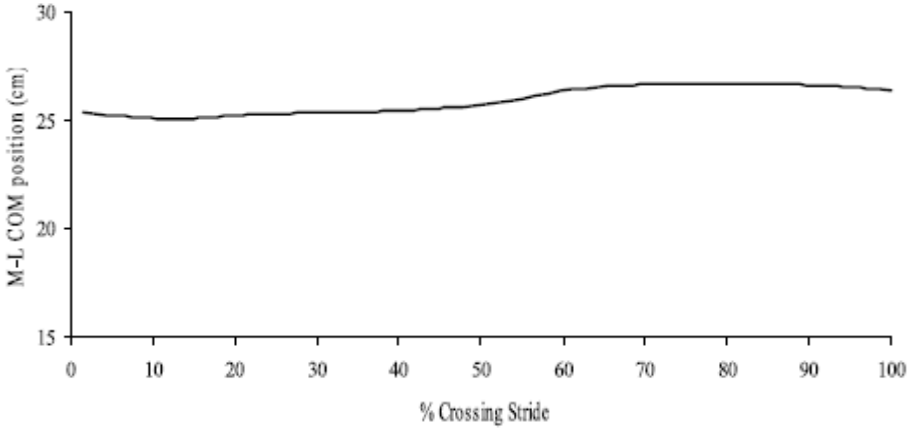


Abbildung 33: COM Verlauf Li-Shan Chou [Li-Shan02]

Als Vergleich dazu nochmals der für diese Arbeit ermittelte Norm-COM-Verlauf in ähnlicher Skalierung der Koordinatenachsen (siehe Abb. 34).

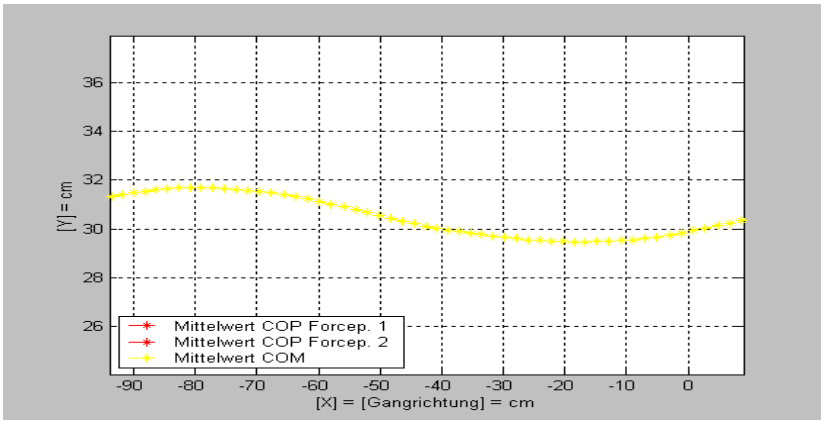


Abbildung 34: COM Verlauf – aus Abbildung 32 vergrößerter Ausschnitt

Da der Körperschwerpunkt kein fixer Punkt innerhalb des Körpers und auch nicht exakt berechenbar ist, gelingt es eigentlich nur durch Vergleiche mit Studien ähnlichen Inhaltes, die Plausibilität der Ergebnisse zu überprüfen. Weil es keine nennenswerten Abweichungen der hier ermittelten „Norm-COM-Kurve“ mit jenen in der Fachliteratur bekannten gibt, wird die für diese Arbeit entwickelte Berechnungsmethode der COM-Lage als ausreichend genau vorausgesetzt, um Vergleiche pathologisch veränderter Gangbilder mit der Norm anzustellen. Zusätzlich stehen schließlich auch die beiden COP-Verläufe als Hilfsmittel bei der Interpretation der veränderten Gangbilder zur Verfügung. Vor allem die Lage und Form der Kurven zueinander soll Aufschluss darüber ermöglichen, wie stark oder ob die jeweilige Versuchsperson in Ihrem Gangbild von der Norm abweicht.
Da die Kurve des COP jene auf Veränderungen sensibler reagierende Kurve darstellt, wird sich an dieser auch früher ein verändertes Bild zeigen. Dabei muss jedoch, um Fehlinterpretationen zu vermeiden, berücksichtigt werden, dass während des Gehens der Fuß im Normalfall etwa 15 Grad nach außen rotiert ist. Dieser Umstand ist auch schon in Abbildung 32 ersichtlich und soll an dieser Stelle nochmals verdeutlicht werden. Dazu sind zwei Ausschnitte aus Abbildung 32 dem typischen COP-Verlauf über die Fußsohle gegenübergestellt. Start- und Endpunkt der COP-Kurven weisen in etwa die gleiche y-Koordinate auf (siehe Abb. 35: Start- und Endpunkte in grün dargestellt).

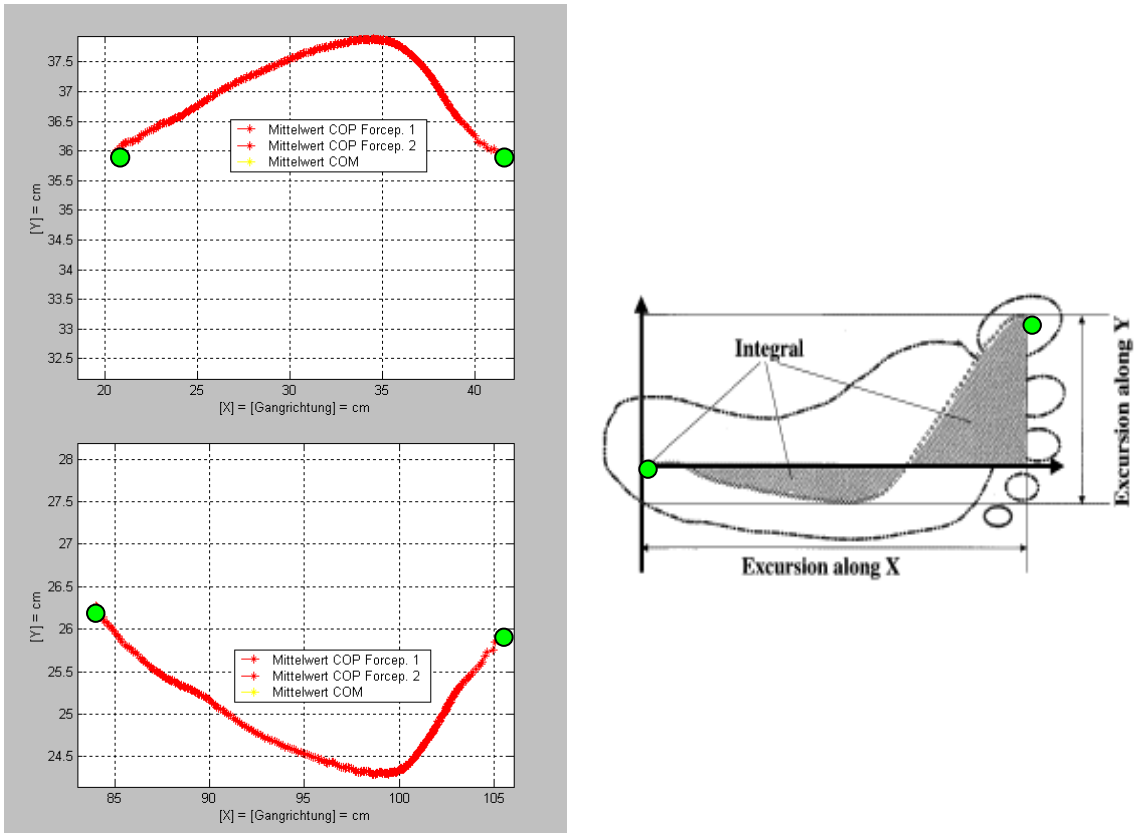


Abbildung 35: COP Verlauf - Fuß 15 Grad Außenrotation: Start- und Endpunkte in grün dargestellt (Diagramm rechts [Giacomozzi02])

Letztendlich muss auch hier noch erwähnt werden, dass die Ermittlung der COP-Verläufe mit zum Teil auch systematischen Fehlern behaftet ist. In der Literatur werden systematische Fehler in der Größenordnung von 10-20 mm bei der Bestimmung des Center of Pressure mit Hilfe von Kraftmessplatten angegeben. Diese werden vor allem durch die statisch unbestimmte Lagerung der Platte hervorgerufen, sind jedoch nicht vollkommen eliminierbar [Schmiedmayer98]. Somit bleibt letztendlich – um die Kurven auf ihre Plausibilität zu überprüfen – nur die Möglichkeit des Vergleichs mit der Literatur und einigen nahe liegenden Überlegungen, wie etwa der Tatsache, dass die Fußlänge des Probanden in etwa der Differenz der x-Koordinaten von Anfangs- und Endpunkt der COP-Kurve entsprechen muss.

3 Medizinische Anwendungsmöglichkeiten

Vorweg ist festzuhalten, dass nicht immer Veränderungen am menschlichen Skelett allein durch die Lage und das Aussehen der COP- und COM-Kurven eindeutig zu erkennen bzw. zu bestimmen sind. Es kommt auch vor, dass es nicht einmal möglich ist, eindeutige Aussagen darüber zu treffen, ob eine einseitige oder doppelseitige Schädigung vorliegt. Oftmals deuten COM und COP für sich alleine bei einseitigen Schädigungen auf die falsche Seite, da sich der Patient ein den betroffenen Bereich entlastendes Gangmuster eingelernt hat und unbewusst ausführt. Solche über Jahre hinweg antrainierte Gangveränderungen sind auch noch nach Operationen oder Maßnahmen, die den Patienten schmerzfrei halten, vorhanden. Diese Gangmuster werden erst nach und nach, etwa durch Physiotherapie oder bewusstes Belasten der zuvor schmerzbehafteten Stelle, wiederum durch normale ersetzt. Natürlich passiert das nicht von heute auf morgen, sondern ist ein mühevoller Lernprozess. Darum ist es immer notwendig, mehrere Aufnahmen über einen längeren Zeitraum hinweg durchzuführen, um Theorien zu validieren und Durchschnittswerte von ein und derselben Person zu erhalten. Dennoch geben die Kurven des COP und COM vielleicht nicht allein, aber in Kombination mit anderen Methoden, gute Hilfestellung bei der medizinischen Diagnose.
Nachfolgende Beispiele sollen die Möglichkeiten und Grenzen der in dieser Arbeit entwickelten Auswerteroutinen aufzuzeigen. In allen Diagrammen sind die COP- und COM-Verläufe dargestellt. Im COM-Verlauf – dunkelblau hervorgehoben – der Zeitbereich des ersten Plattentreffers, grün, der des zweiten Treffers, und gelb ist der Bereich dargestellt, in dem das Gewicht von einem Fuß auf den anderen verlagert wird (Foot Flat siehe Anhang Abb. A1). In violetter Farbe sind noch die Vergleichskurven der Testgruppe eingeblendet.

3.1 Gesunder Proband ohne auffälliges Gangmuster

In Abbildung 36 wird ein normales Gangmuster eines gesunden männlichen Erwachsenen (Größe: 179cm, Gewicht: 78 kg) mit den in Abschnitt 2.5.2.1 ermittelten Normkurven aus der Testgruppe verglichen. Beachtenswert dabei ist die gute Übereinstimmung in den beiden COP- sowie der COM-Kurve mit der Vergleichskurve, obwohl bei dieser Aufnahme der Proband aus dem Stand beginnt. Daher liegt der Schluss nahe, dass beim gesunden Menschen schon nach dem ersten Schritt das gewohnte und eingelernte Gangmuster ausgeführt wird. Die Gewichtsverlagerung aus dem Stand heraus zu Beginn ist ebenfalls deutlich erkennbar. In diesem Versuch liegt die Gangrichtung des Probanden nicht exakt parallel zur globalen x-Richtung. Daher kommt es gegen Ende hin zu Abweichungen. Die Form der COP-Verläufe zeigt keine grobe Abweichung von den Sollwerten. Der Proband weist bloß eine größere Fußlänge als die durchschnittliche der Testgruppe auf und erzeugt dadurch längere Kurven auf den Kraftmessplatten mit etwas mehr Außenrotation.
Wie zu erwarten, sind sonst keine nennenswerten Veränderungen an den Kurven beim gesunden Probanden erkennbar (siehe Abb. 36).

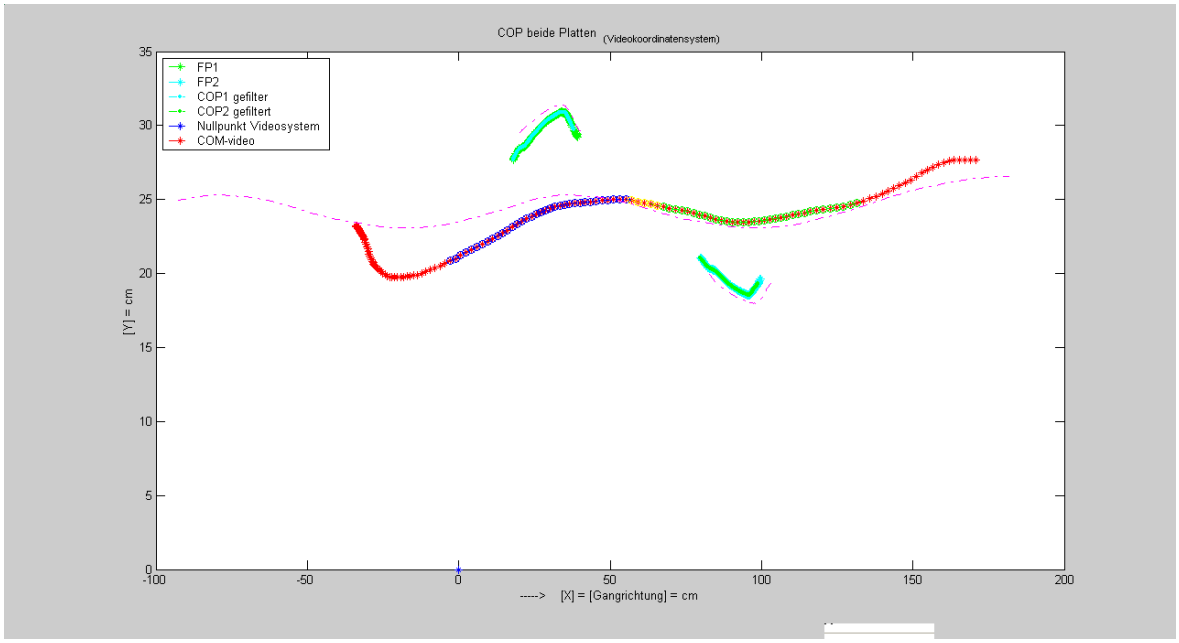


Abbildung 36: Vergleich COP/COM eines gesunden Probanden mit den durchschnittlichen Verläufen aus der Testgruppe (Vergleichskurve der Testgruppe violett/strichliert dargestellt) (Vergrößerte Abbildung siehe Anhang A 3.1)

3.2 Stark übergewichtiger Proband ohne auffälliges Gangmuster

Sind das Gewicht und der damit verbundene Körperbau eines Probanden deutlich über dem Durchschnitt der Testgruppe, sprich der Proband ist stark übergewichtig, zeigt sich oft ein instabil wirkendes Gangbild. Obwohl beim Probanden keine groben Gelenksprobleme festgestellt werden können. Dieser Umstand ist nicht unmittelbar zu erklären, aber die Vermutung liegt nahe, dass einerseits die Masseverteilung verantwortlich ist. Andererseits kommt es zu erhöhten Verschiebungen zwischen Knochenskelett und Marker, da dieser durch die dazwischen liegende Fettschicht nicht nahe genug am Skelett positioniert werden kann. Somit verändert sich dessen Position in Relation zum Knochenskelett viel stärker als bei normalgewichtigen Probanden.
Zusätzlich hat der Proband unkontrolliert schwankende Massen während des Gehens auszugleichen. Der Proband kann auf diese Massenverlagerungen (Fettansammlungen) erst sozusagen „verspätet“ reagieren und hat dadurch ebenfalls keine kontinuierlich verlaufende COM Position. Dennoch können auch in einem solchen Fall eventuelle Hüft-, Knie- oder andere vorhandene Gelenksschäden erkannt werden, nur muss der oben erwähnte Umstand bei der Diagnose unbedingt berücksichtigt werden.
Ein solches Gangbild zeigt die Abbildung 37. Darin besonders auffällig ist die verrauscht wirkende COM-Kurve und die umgekehrt zur Testgruppe liegenden Kraftmessplattentreffer. Die Trefferreihenfolge bestimmt der Proband durch Schrittweite und Startabstand zu den Platten im Sinne eines gewohnt ausgeführten Gangzyklus selbst. Natürlich ist ein Vergleich der Probandenkurven

mit den Sollkurven trotzdem möglich, jedoch wäre hier ein Ansatzpunkt für die weitere Erstellung von Vergleichskurven. Für die vorliegende Arbeit standen jedoch nicht genügend Versuchsdurchläufe in umgekehrter Reihenfolge der Plattentreffer zur Verfügung um fundierte Mittelwerte bilden zu können. Deshalb kann an dieser Stelle nur auf den Umstand der instabil wirkenden COM-Kurve hingewiesen werden.

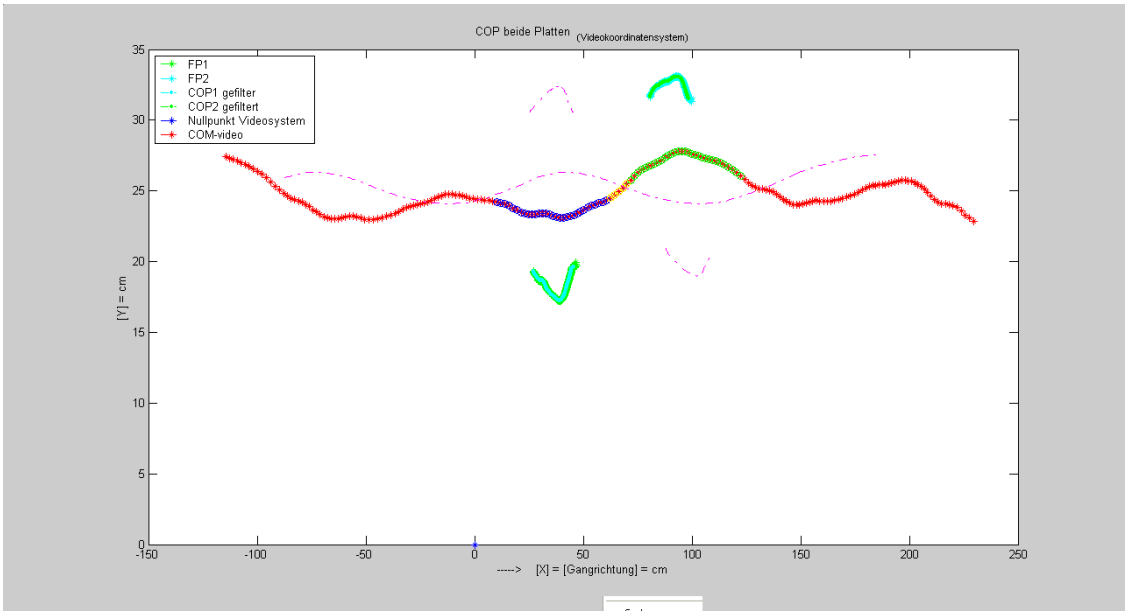


Abbildung 37: Instabil wirkendes Gangbild übergewichtiger Patienten (Vergrößerte Abbildung siehe Anhang A 3.2)

3.3 Patient – Hüfttotalendoprothese prä- und postoperativ

3.3.1 Patient – Hüfttotalendoprothese präoperativ

Als Beispiel für ein klar zuordenbares Krankheitsbild sei hier ein Proband mit Hüftgelenksschaden angeführt. Bei diesem Probanden liegt präoperativ eine Coxarthrose auf der linken Seite vor.

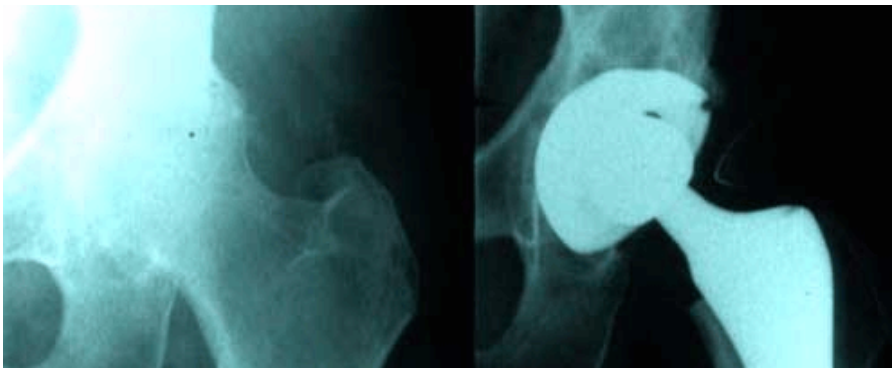


Abbildung 38: Röntgen: Patient mit Coxarthrose/links – Gelenksersatz durch Totalendoprothese/rechts

Durch den abgenützten Knorpel ist links in Abbildung 38 kein Gelenksspalt mehr erkennbar - Gehen fällt dem Patienten auf Grund starker Schmerzen schwer. Die logische Folge ist, dass der Patient versucht das geschädigte Gelenk soweit wie möglich zu entlasten. Es kommt zu dem sogenannten Entlastungshinken. Dabei wird versucht das Gewicht des Oberkörpers möglichst schnell über das schmerzende Hüftgelenk zu bewegen. Hinken erkennt man im Allgemeinen an einem unrhythmischen, asymmetrischen Gang. Die kürzere Belastungsphase der schmerzenden Seite ist an der wesentlich kleineren Datenpunktanzahl der linken COP-Kurve erkennbar. Generell ist eine von der Norm abweichende COP-Form sowohl links als auch rechts deutlich vorhanden. Die kürzere Belastungsphase der linken Hüfte zeigt sich auch in einer verkürzten Schrittlänge auf der rechten Seite, da das rechte Bein möglichst lange bzw. möglichst schnell wieder als Standbein genützt wird.
Zusätzlich erfolgt durch den Entlastungsgang eine Verlagerung des Körpergewichts in Richtung der gesunden Hüfte über den gesamten Gangzyklus hinweg. Diese Asymmetrie ist unabhängig von Sollkurven sofort in Abbildung 39 erkennbar, da der COM-Verlauf wesentlich näher zur rechten COP-Kurve als zur linken liegt.
Leider verläuft bei diesem Versuchsdurchlauf die Gangrichtung des Probanden nicht genau in x-Richtung des Videokoordinatensystems und die Reihenfolge der Plattentreffer ist umgekehrt zur Vergleichsgruppe. Somit ist ein unmittelbarer Vergleich zur gesunden Testgruppe nicht möglich. Trotzdem wurde dieser Versuch hier ausgewählt, um auch auf diese Eventualität hinzuweisen. Da dem Patienten das Gehen nur unter Schmerzen möglich ist, müssen wenige oder auch nur ein Durchlauf genügen. Dennoch sind die oben erwähnten Abweichungen erkennbar.

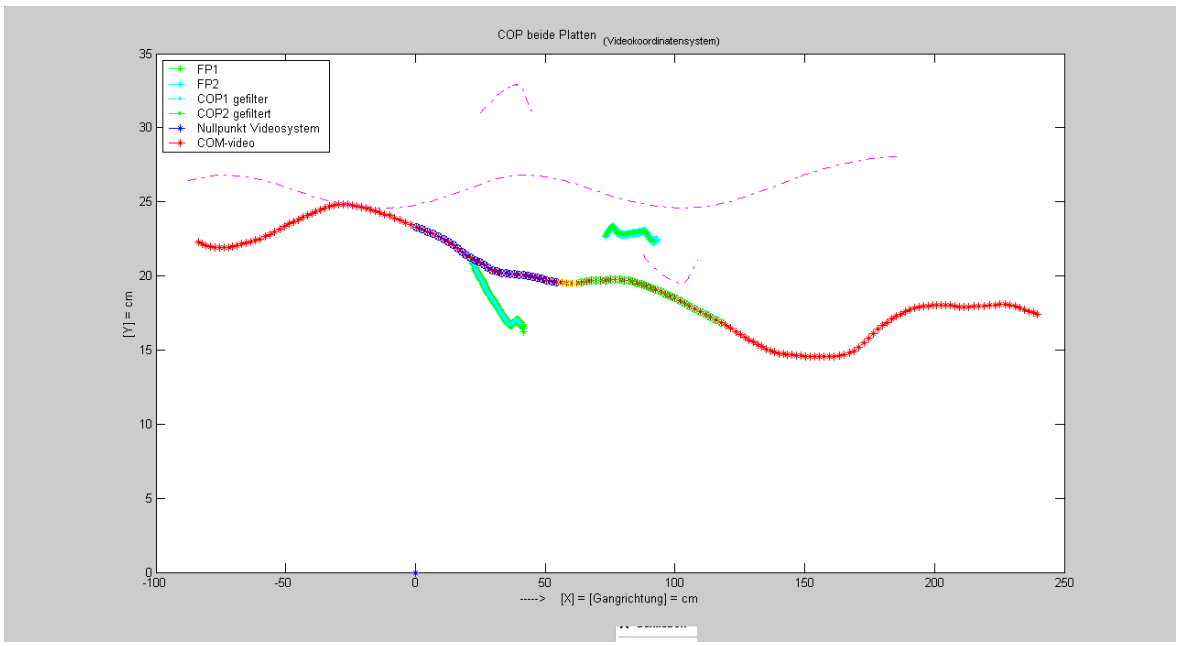


Abbildung 39: Verändertes Gangbild- geschädigtes Hüftgelenk (Vergrößerte Abbildung siehe Anhang A 3.3)

3.3.2 Patient – Hüfttotalendoprothese postoperativ

Bei stark ausgebildeten Gelenksschäden bleibt oft nur die Möglichkeit einer Totalendoprothese. Der Gelenksersatz der Hüfte stellt heute einen Routineeingriff dar und erhöht die Lebensqualität des Patienten wesentlich. Im Anschluss an die Operation und während des Heilungsprozesses erfolgt eine Physiotherapie, die es dem Betroffenen ermöglichen soll, eingeübte schonende Gangmuster abzulegen, und sozusagen neu gehen zu lernen. Wünschenswert wäre das Wiedererlangen eines „normalen“, d.h. symmetrischen Ganges.
Die Aufnahme der in Abbildung 40 dargestellten Kurven wurde drei Monate nach erfolgtem Hüftgelenksersatz durchgeführt. Dabei handelt es sich um die gleiche Person, die zuvor in Abbildung 39 ein stark verändertes Gangbild aufwies.

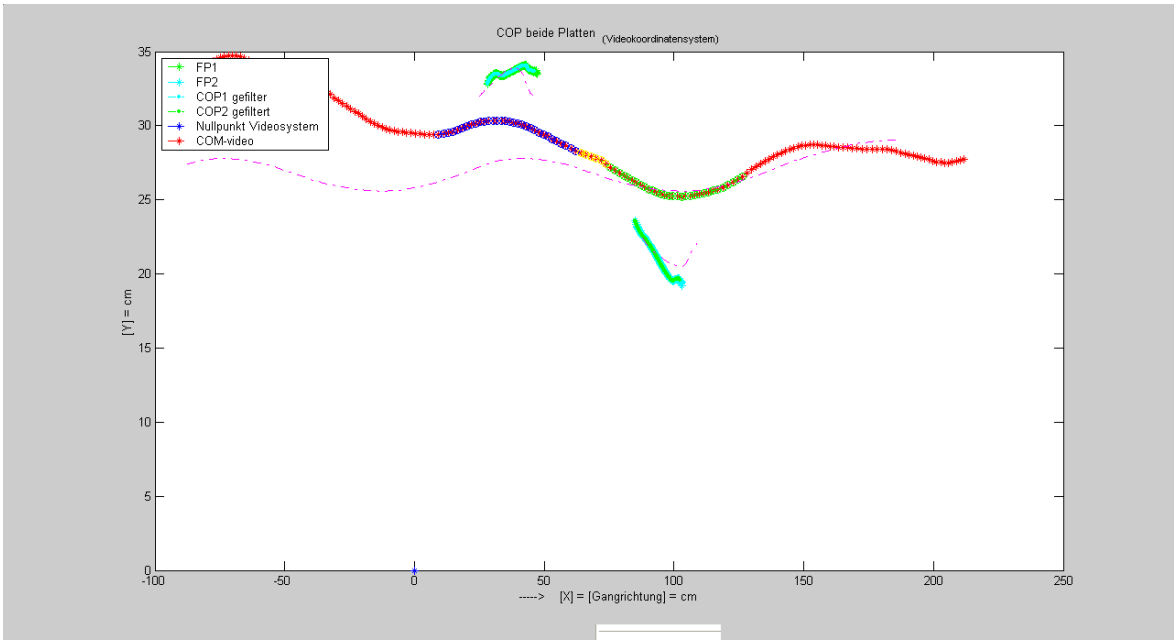


Abbildung 40: Gangbild postoperativ – Hüftgelenkstotalendoprothese (Vergrößerte Abbildung siehe A 3.4)

Auffällig ist in erster Linie eine deutliche Verbesserung hinsichtlich der Symmetrie des Gangbildes. Da der Patient die zuvor schmerzende Hüfte nun wieder belasten kann, verlagert sich erwartungsgemäß die Position des COM weiter nach links und liegt etwa in gleichem Abstand zu den COP-Kurven.
Hinsichtlich der COP-Kurven ist zu erwähnen, dass sich deren Form vermutlich auf Grund eines noch nicht gänzlich abgelegten schonenden Gangmusters von den Sollkurven unterscheidet. Jedoch ist auch hier eine deutliche Verbesserung bezüglich der Dauer der Belastungsphasen von links und rechts erkennbar. Die Anzahl der Datenpunkte für linkes und rechtes COP ist, entsprechend gleich langer Belastungsphasen, auch wieder annähernd dieselbe. Die Maxima der COP-Kurven und jener des COM liegen nun wieder bei gleicher x-Koordinate. Somit zeigt der weitgehend schmerzfreie Patient ein sich der Norm annäherndes Gangbild.
Durch Abbildung 39 und 40 soll auch die Funktionalität sowie die Grenzen der für das Orthopädische Spital Speising entwickelten Matlab-Programme aufgezeigt werden.

4 Diskussion der Ergebnisse

Führt man sich am Ende dieser Arbeit die dahinter stehende Forschungsfrage – nämlich die Ermittlung von COP und COM und deren Zusammenhang – noch einmal vor Augen, lässt sich zusammenfassend feststellen, dass es zwar durchaus möglich ist, die Verläufe von COP und COM zu berechnen – dass diese jedoch nicht exakt, sondern bloß näherungsweise zur Verfügung stehen. Es erfordert in der Folge daher einiges an Erfahrung und Routine, um die richtigen Schlüsse aus den einzelnen Verlaufskurven zu ziehen.
Nichts desto trotz zeigen die in Kapitel 4 angeführten Fallbeispiele, wie effektiv und schnell die Lagen von COM und COP mit Hilfe von Matlab-Programmen innerhalb nur weniger Minuten ermittelt werden können. Natürlich gibt es noch einige Verbesserungsmöglichkeiten – vor allem in Bezug auf Lage und Form der Vergleichskurven. So wird eine ältere Gruppe von Probanden eventuell einen anderen COM-Norm-Verlauf erzeugen als die angeführte. Denn wie bereits einige Studien belegen, zeigt sich, dass die laterale Bewegung des COM im Alter zunimmt [Heng-Ju Lee06].
Aber auch Kinder sind mit der für diese Arbeit zur Verfügung stehenden Probandengruppe nicht zu vergleichen. Die bloße Durchführung einer Skalierung der Kurven mit Hilfe der Körpergrößen wäre unzureichend genau, um damit aussagekräftige Vergleiche anstellen zu können.
Eigene Versuchsreihen mit gesunden Kindern wären notwendig, um die Ergebnisse auf den Bereich der Kindermedizin erweitern zu können. Forschungen auf diesem Gebiet wären durchaus spannend, da Kinder bis zum dreizehnten Lebensjahr auf Grund ihrer körperlichen Entwicklungsspanne nicht in einer einzigen Testgruppe zusammengefasst werden könnten, da sich die Gangmuster vom Kleinkind bis hin zum Jugendalter stark verändern. Gerade auf diesem Gebiet besteht in Zukunft sicherlich noch erhöhter Forschungsbedarf.
Ein weiterer Ansatzpunkt für Verbesserungen wäre die automatische Ausrichtung der Normgangmuster an der gewählten Gangrichtung des Patienten. So wären Abweichungen von Sollwerten für den Fall einer nicht parallel zur x-Richtung gewählten Gangrichtung besser erkennbar.
Jedoch sind die Aufnahmenbedingungen der Anlage im Orthopädischen Spital Speising nicht dafür geeignet, da der verfügbare Aufnahmebereich zu kurz ist, um eindeutig die Gangrichtung festzulegen. Aus diesem Grund muss im Orthopädischen Spital Speising leider darauf verzichtet werden.
Rückblickend betrachtet stellt es sich als durchaus kein einfaches Unterfangen dar, eindeutige Zusammenhänge zwischen COM und COP zu finden. Es sind eher markante Punkte der Kurven, die miteinander korrelieren. So sind Start- und Endpunkt sowie die Maxima lateral zur Gangrichtung die aussagekräftigeren Größen im COP, als die Form der Kurve selbst.
Ähnlich verhält es sich mit dem COM-Verlauf. Jedoch ist dieser nicht so sensibel bezüglich der Versuchsbedingungen. Hier sind Interpretationen über den Verlauf eher zulässig. Welcher Berechnungsweg für das COM der optimale ist, kann nur subjektiv, hinsichtlich einer bestimmten Anlage, beantwortet werden. So sind die hier entwickelten Matlab-Routinen für die Aufnahmenbedingungen im Orthopädischen Spital Speising optimiert und ohne Adaptierungen nicht direkt auf andere Anlagen umlegbar.

Trotz allem stellen die am Ende dieser Arbeit vorliegenden Programme zwar nicht für sich alleine, aber in Kombination mit anderen diagnostischen Möglichkeiten ein aussagekräftiges Hilfsmittel bei der Beurteilung von COM- und COP-Verläufen dar und können als adäquate Unterstützung in der medizinischen Diagnostik eingesetzt werden.

5 Anhang

A.1 Ablauf eines Gangzyklus

A 1.1 Standphase

Ein Gangzyklus wird unterteilt in Stand- und Schwungphase. Die Standphase (60% eines Gangzyklus) ist daran zu erkennen, dass ein Bein, ob durch Zehe, Sohle oder Ferse, den Boden berührt. Weiters gliedert sich die Standphase in:

- erste Doppelstandphase (First double support)
- Einzelstandphase (Single stance)
- zweite Doppelstandphase (Second double Support)

Mit Ende der Doppelstandphase beginnt die Schwungphase. Das entsprechende Bein wird innerhalb der Schwungphase möglichst energiesparend zum nächsten Aufstandspunkt bewegt. Ist das Ende der Schwungphase erreicht, beginnt der Gangzyklus von Neuem.

Abbildung A1: Elemente der Standphase

A1.1.1 Heel Strike - Initial Contact (Fersenkontakt)

Dieser kennzeichnet den ersten Fersenkontakt am Boden und stellt damit den Beginn der Standphase dar. Das Knie ist dabei durch Muskelaktivität in durchgestreckter Stellung fixiert. Zu diesem Zeitpunkt hat der Körperschwerpunkt (COM) innerhalb des Gangzyklus die tiefste Position. Dem Modell des inversen Pendels (siehe Abb. 2) entsprechend, ist die potenzielle Energie minimal. Damit besitzt die kinetische Energie ein Maximum, welches sich in der höchsten horizontalen Geschwindigkeit ausdrückt [Calow05].
Zur Auswertung eines entsprechenden Datensatzes ist Heel Strike von besonderer Bedeutung, da es im Rahmen der Genauigkeit der Abtastfrequenz der Videometrie exakt örtlich und zeitlich angegeben werden kann. Damit wird der Beginn der ersten Doppelstandphase für das entsprechende Bein festgelegt. Das gesamte Körpergewicht liegt auf dem anderen Bein, obwohl sich seine Ferse bereits hebt (zweite Doppelstandphase).

A1.1.2 Foot Flat (Fuß flach)

Der Bergriff „Fuß flach“ bringt schon zum Ausdruck, dass unmittelbar nach dem ersten Bodenkontakt der Fuß vollständig am Boden aufliegt. Damit wird ein Großteil des Körpergewichtes auf diesen Fuß überlagert und somit ein neuer Standpunkt festgelegt. In dieser Phase beginnen die entsprechenden Muskeln der Massenträgheit des Oberkörpers, der damit verbundenen Vorwärtsbewegung desselben, entgegen zu wirken. Der Körperschwerpunkt (COM) wird bereits wieder angehoben, da sich der Oberkörper über das jetzt leicht gebeugte Knie bewegt. Dies ist ein Zeichen dafür, dass bereits kinetische Energie in potenzielle umgewandelt wird, was erneut den Vergleich zum Pendel-Modell herstellt [Calow05].

A1.1.3 Mid Stance (Mittelstand-Phase)

Nun kommt das gesamte Körpergewicht auf einem Bein zu liegen, gleichzeitig hat das COM seine höchste Position eingenommen. Dadurch ist die potenzielle Energie des Körpers maximal bzw. die Geschwindigkeit (kinetische Energie) minimal. Die vertikale Projektion des COM besitzt nun den kleinsten Abstand zum Fuß des Standbeines. Das andere Bein befindet sich in der Schwungphase (Mid Swing).

A1.1.4 Heel Off (Ferse hebt ab)

Zu Beginn von Heel Off sind beide Beine gestreckt, jedoch beginnt das Knie des hinteren Beines bereits sich zu beugen. Weil sich der Körper mit erhöhter Geschwindigkeit vom letzten Standpunkt wegbewegt und das Bein schon gestreckt ist, hebt sich die Ferse an. Ein Großteil des Körpergewichtes liegt jedoch noch auf diesem Fuß und wird demzufolge vom Ballen und den Zehen getragen [Calow05]. Das Abrollen über die Fußsohle sowie die Beschleunigung des Oberschenkels und des Knies werden eingeleitet. Das andere Bein befindet sich zwischen Initial Contact und Foot Flat. Neben Heel-Strike stellt Heel Off einen weiteren aussagekräftigen wichtigen Zeitpunkt des Gangzyklus dar, da Heel Off zeitlich eng begrenzt ist.

A1.1.5 Toe Off (Zehen heben ab)

Mit dem Abheben der Zehen erreicht die Standphase ihr Ende. Das Standbein wird in diesem Moment zum Schwungbein und legt damit den dritten aussagekräftigen Zeitpunkt innerhalb eines Gangzyklus fest. Oberschenkel und Knie sind bereits deutlich beschleunigt und das andere Bein befindet sich zwischen Foot Flat und Mid Stance.

A 1.2 Schwungphase

In der Schwungphase wird das Schwungbein zum jeweils nächsten Aufstandpunkt weiterbewegt.

(a) Toe Off (b) Mid Swing (c) Terminal Swing

Abbildung A.2: Elemente der Schwungphase

A1.2.1 Initial Swing - Acceleration (Beschleunigung)

Durch das Abstoßen des Fußes erfährt der Oberschenkel eine markante Beschleunigung, die auch eine passive Beugung des Knies zur Folge hat. Initial Swing endet mit dem Abheben der Zehen („Toe Off“). Sobald der Fuß angehoben wird, verursachen die Hüftbeugermuskeln zusätzlich eine Aufwärtsbewegung des Oberschenkels, wodurch auch eine Vorwärtsbewegung des Unterschenkels eingeleitet wird.

A1.2.2 Mid Swing (Mittelschwung)

Der Moment, in dem der Fuß direkt unter dem Körper hindurch schwingt, wird als Mid Swing bezeichnet. Während sich der Hüftgelenkswinkel linear verändert, bleibt der Kniewinkel zunächst annähernd konstant und wird erst gegen Ende der Schwungphase größer.

A1.2.3 Bremsphase/Deceleration/Terminal Swing

In dieser Phase erfolgt die Stabilisation des Fußes durch die entsprechenden Muskeln sowie der Übergang zum nächsten Heel Strike, welcher einen neuen Gangzyklus einleitet.

A2 Matlabfiles

A 2.1 Lade File

```
function [U,D,H, filespec, rate]=Start(filespec)
%% Program to allow user to choose type of file to load in
%% choose from .ana or .anc file and outputs the data in
%% matrix form (D), and the header information in a character matrix (H).
%% Additional outputs may include the file path/name (filespec) and data
%% acquisition rate (rate).

if nargin<1,
   [fname,fpath]=uigetfile({'*.ana;*.anc','Analog Data Files (*.ana, *.anc)'})
   filespec=[fpath fname];
end

type=filespec(length(filespec)-2:length(filespec))

if type=='ana',
   [U,D, H, filespec, rate]=ANA_Laden(filespec);
end

if type=='anc',
   [U,D, H, filespec, rate, musc, times]=ANC_Laden(filespec);
end;
```

A 2.2 Einlese File

```
function [U,D, NH, filespec,acqrate]=ANA_Laden(filespec);

% _LADEN Modified from MM Toolbox MMLOAD. This is a portion of
% the MMLOAD routine used to rip off the header. Since .ANA files
% consist entirely of binary coded data after their header, this is all
% that is needed to load the data into MATLAB.

% Initialize some variables.
ncols = 0;
D = [];
hdr = [];
if nargin<1,
   [fname fpath]=uigetfile('*.ana','Please select ANA file: ');
   filespec=[fpath fname];
else,
   filespec=filespec;
end;
i=0;
fid=fopen(filespec,'r');

while 1;
   tline=fgetl(fid);
   if ~ischar(tline); break; end;
   i=i+1;
   H{i}=tline;
end;
H=char(H);  %change the cell array into a string (so matlab doesnt get hung up on "NaN")
[U,D,NH,acqrate,dat,prm]=ANA_Konvertierungneu(H);
```

A 2.3 Konvertier File

```
function [U,D,NH,acqrate,dat,prm]=ANA_Konvertierung(ana);

% ANA_Konvertierung.M Converts binary coded force plate data into decimal
% form. [D] becomes the matrix of decimal data. NH is the stripped off
% header. ana is the loaded input .ana file to be converted to .ans.

Gewicht =75; %Gewicht der Testperson in kg

if nargin<1,
   ana=ANA_Laden;
end;

% Begin by extracting info from loaded ana file
dl=ana(1,:);
abs(dl);
h=find(abs(dl)==9);
   if isempty(h),                          % header delimited by spaces
            [patcode,dl]=strtok(dl);


      [trial,dl]=strtok(dl);
            [time,dl]=strtok(dl);
            [acqrate,dl]=strtok(dl);
            [sampling,dl]=strtok(dl);
            [param,dl]=strtok(dl);
   else                          % header delimited by tab stops
                        patcode=dl(1:h(1)-1);
                        trial=dl(h(1)+1:h(2)-1);
                        time=dl(h(2)+1:h(3)-1);
                        acqrate=dl(h(3)+1:h(4)-1);
                        sampling=dl(h(4)+1:h(5)-1);
                        param=dl(h(5)+1:h(5)+2);
   end



dat={patcode;trial;time;acqrate;sampling;param};
prm=str2num(param);
smpls=str2num(time)*str2num(acqrate)/str2num(sampling);
acqrate=str2num(acqrate);
% Rip off any extraneous tabs and blanks from the ends of lines
ana=ana(:,1:2*prm);
NH=ana(1:prm+1,:);            % Establish new 'real' header

% Start to read in and convert each binary unit
[r,c]=size(ana);

% resize ana so it is only the data
dam=ana(prm+2:r,:);

con=abs(dam);
con=con-48;
%con=dec2bin(con);
size(con);
[r1,c1]=size(con);

% initialize the first(f) and second(s) digit matrices
f=zeros(r1,prm);
s=zeros(r1,prm);
size(f);

for i=1:prm
 f(:,i)=con(:,2*i-1);
 s(:,i)=con(:,2*i);
end;

f=f*2^6;
bin_mat=f+s;
```

```
% S1 Sensitivity-Matrix Plate 1
S1 = [0.335 0.002 0.001  0.001 -0.001 -0.012
      -0.001 0.333 0.001  0.008 -0.002  0.014
       0.000 0.000 0.085  0.001  0.000  0.001
       0.000 0.000 0.000  0.776  0.003  -0.002
       0.000 0.000 0.000 -0.004  0.776  0.014
       0.000 0.005 0.000  0.004 -0.009  1.648 ];
% S2 Sensitivity-Matrix Plate 2
S2 = [ 0.332 -0.002 -0.000  0.004 -0.002 -0.008
        0.001  0.329  0.001  0.001  0.007 -0.001
      -0.001 -0.001  0.084  0.003  0.000  0.001
      -0.000  0.000 -0.000  0.767  0.000  0.003
       0.000 -0.000  0.000 -0.002  0.771  0.004
      -0.003 -0.003  0.000 -0.004 -0.001  1.662];


% C1 Calibration-Matrix Plate 1
% C1 = inv(S1);
C1 = [ 2.984 -0.020 -0.024 -0.005  0.006  0.022
        0.005  3.000 -0.026 -0.030  0.007 -0.025
       -0.007  0.008 11.753 -0.008  0.003 -0.010
        0.000 -0.001  0.000  1.289 -0.004  0.002
       -0.001  0.000  0.000  0.007  1.289 -0.011
        0.000 -0.009 -0.002 -0.003  0.007  0.607];
% C1 Calibration-Matrix Plate 2
% C2 = inv(S2);
C2 = [ 3.013  0.014  0.001 -0.016  0.008  0.015
      -0.006  3.038 -0.023 -0.004 -0.029  0.001
        0.039  0.026 11.856 -0.040 -0.007 -0.009
        0.001 -0.001  0.000  1.303  0.000 -0.003
       -0.001  0.001  0.000  0.003  1.297 -0.003
        0.005  0.005  0.000  0.003  0.001  0.602];

D=bin_mat*(10/2048)-10;


FP1x=D(:,1);
FP1y=D(:,2);
FP1z=D(:,3);
MP1x=D(:,4);
MP1y=D(:,5);
MP1z=D(:,6);

FP2x=D(:,7);
FP2y=D(:,8);
FP2z=D(:,9);
MP2x=D(:,10);
MP2y=D(:,11);
MP2z=D(:,12);


%eliminate constant values
FP1xNull=D(20:300,1);
FP1yNull=D(20:300,2);
FP1zNull=D(20:300,3);
MP1xNull=D(20:300,4);
MP1yNull=D(20:300,5);
MP1zNull=D(20:300,6);
FP2xNull=D(20:300,7);
FP2yNull=D(20:300,8);
FP2zNull=D(20:300,9);
MP2xNull=D(20:300,10);
MP2yNull=D(20:300,11);
MP2zNull=D(20:300,12);

FP1xNullM=mean(FP1xNull);
FP1yNullM=mean(FP1yNull);
FP1zNullM=mean(FP1zNull);
MP1xNullM=mean(MP1xNull);
MP1yNullM=mean(MP1yNull);
MP1zNullM=mean(MP1zNull);
FP2xNullM=mean(FP2xNull);
FP2yNullM=mean(FP2yNull);
FP2zNullM=mean(FP2zNull);
```

```
MP2xNullM=mean(MP2xNull);
MP2yNullM=mean(MP2yNull);
MP2zNullM=mean(MP2zNull);

abgleich = ones(length(D),1)*[FP1xNullM];
null2 = ones(length(D),1)*[FP1yNullM];
null3 = ones(length(D),1)*[FP1zNullM];
null4 = ones(length(D),1)*[MP1xNullM];
null5 = ones(length(D),1)*[MP1yNullM];
null6 = ones(length(D),1)*[MP1zNullM];
null7 = ones(length(D),1)*[FP2xNullM];
null8 = ones(length(D),1)*[FP2yNullM];
null9 = ones(length(D),1)*[FP2zNullM];
null10= ones(length(D),1)*[MP2xNullM];
null11= ones(length(D),1)*[MP2yNullM];
null12= ones(length(D),1)*[MP2zNullM];

FP1x = FP1x-abgleich;
FP1y = FP1y-null2;
FP1z = FP1z-null3;
MP1x = MP1x-null4;
MP1y = MP1y-null5;
MP1z = MP1z-null6;
FP2x = FP2x-null7;
FP2y = FP2y-null8;
FP2z = FP2z-null9;
MP2x = MP2x-null10;
MP2y = MP2y-null11;
MP2z = MP2z-null12;

FP1 = [FP1x FP1y FP1z MP1x MP1y MP1z];
FP2 = [FP2x FP2y FP2z MP2x MP2y MP2z];


FP1K = FP1*C1;
FP2K = FP2*C2;

FP1KN = FP1K/0.04; %Convert to Newton 0,04 are all values together

FP2KN = FP2K/0.04;

figure;
plot(FP1KN);
h = legend('F_FP1x','F_FP1y','F_FP1z','M_FP1x','M_FP1y','M_FP1z',2);
xlabel('Time');
ylabel('[Force]=N / [Tor.]=Ncm')
title('Kraftmessplatte_1');

figure;
plot(FP2KN);
h = legend('F_FP1x','F_FP1y','F_FP1z','M_FP1x','M_FP1y','M_FP1z',2);
xlabel('Time');
ylabel('[Force]=N / [Tor.]=Ncm');
title('Kraftmessplatte_2');

%Calculate COP for both Plates
FP1cx = FP1KN(:,1);
FP1cy = FP1KN(:,2);
FP1cz = FP1KN(:,3);
MP1cx = FP1KN(:,4);
MP1cy = FP1KN(:,5);

FP2cx = FP2KN(:,1);
FP2cy = FP2KN(:,2);
FP2cz = FP2KN(:,3);
MP2cx = FP2KN(:,4);
MP2cy = FP2KN(:,5);


%Calculate COP for both Plates

FP1cx = FP1KN(:,1);
FP1cy = FP1KN(:,2);
FP1cz = FP1KN(:,3);
```

```
MP1cx = FP1KN(:,4);
MP1cy = FP1KN(:,5);

FP2cx = FP2KN(:,1);
FP2cy = FP2KN(:,2);
FP2cz = FP2KN(:,3);
MP2cx = FP2KN(:,4);
MP2cy = FP2KN(:,5);

Zoff1 = 0.039; %Offset Plate 1 in z-Dir.

C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\ANA_Konvertierungneu.mPage 516. Oktober
200719:41:01
Zoff2 = 0.040; %Offset Plate 2 in z-Dir.

% Caculate Initial Contact on Plate
Schwelle=max(FP1cz)*3/100;do=1;for i=1:length(FP1cz)
if FP1cz(i,1)>Schwelle & do==1
do=2;
    Startpoint1=i;

end

end
di=1;for i=Startpoint1+90:length(FP1cz)if FP1cz(i,1)<Schwelle & di==1di=2;    Endpoint1=i;

                                                                                                                end
end
Schwelle=0;Schwelle=max(FP2cz)*3/100;
do=1;for i=1:length(FP2cz)if FP2cz(i,1)>Schwelle & do==1do=2;    Startpoint2=i;

                                                                                                        end
end
di=1;for i=Startpoint2+90:length(FP1cz)if FP2cz(i,1)<Schwelle & di==1di=2;    Endpoint2=i;

                                                                                                                end
end
%COP
n=length(FP1KN);for i = 1:1:n COP1x(i,:) = ( ( MP1cy(i,:) + (Zoff1 * FP1cx(i,:) ) ) / FP1cz(i,:) ) *(-1)*100;COP1y(i,:) = (
MP1cx(i,:) - (Zoff1 * FP1cy(i,:) ) ) / FP1cz(i,:)*100; COP2x(i,:) = ( ( MP2cy(i,:) + (Zoff2 * FP2cx(i,:) ) ) / FP2cz(i,:) ) *(-1)*100
;COP2y(i,:) = ( MP2cx(i,:) - (Zoff2 * FP2cy(i,:) ) ) / FP2cz(i,:)*100;

C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\ANA_Konvertierungneu.mPage 616. Oktober
200719:41:01
end;
%accommodate Startpoint and Endpoint
Startpoint1=Startpoint1+feld;
Endpoint1=Endpoint1-feld1;
Startpoint2=Startpoint2+feld;
Endpoint2=Endpoint2-feld1;

% Startpoint1=935;
% Endpoint1=1260;
% Startpoint2=1220;
% Endpoint2=1540;

%create Plot`s

figure;
plot(COP1x(Startpoint1:Endpoint1),COP1y(Startpoint1:Endpoint1),'-.r*');
title('COP-Kraftmessplatte 1');

figure;
plot(COP2x(Startpoint2:Endpoint2),COP2y(Startpoint2:Endpoint2),'-.r*');
title('COP-Kraftmessplatte 2');

D=[Startpoint1];
U=[Startpoint1];

% %saveCOP1x
% savefile = 'C:\DiplA\COP1x.txt';
% p = COP1x(Startpoint1:Endpoint1);
% save(savefile,'p','-ASCII');
% %saveCOP1y
% savefile = 'C:\DiplA\COP1y.txt';
% p = COP1y(Startpoint1:Endpoint1);
```

```
% save(savefile,'p','-ASCII');
% %saveCOP2x
% savefile = 'C:\DiplA\COP2x.txt';
% p = COP2x(Startpoint2:Endpoint2);
% save(savefile,'p','-ASCII');
% %saveCOP2y
% savefile = 'C:\DiplA\COP2y.txt';
% p = COP2x(Startpoint2:Endpoint2);
% save(savefile,'p','-ASCII');
%
% %saveCOP1x
% savefile = 'C:\DiplA\COP1x.mat';

CP1x = COP1x(Startpoint1:Endpoint1);

% save(savefile,'CP1x');
% %saveCOP1y
% savefile = 'C:\DiplA\COP1y.mat';

CP1y = COP1y(Startpoint1:Endpoint1);

% save(savefile,'CP1y');
% %saveCOP2x
% savefile = 'C:\DiplA\COP2x.mat';

C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\ANA_Konvertierungneu.mPage 716. Oktober
200719:41:01
 CP2x = COP2x(Startpoint2:Endpoint2);

CP2y = COP2y(Startpoint2:Endpoint2);

cop1vx = 34.3+CP1y;
cop1vy = 36.5+CP1x;
cop2vx = 85.5-CP2y;
cop2vy = 23.9-CP2x;
x=0;
y=0;

figure;
plot(cop1vx,cop1vy,'-.g*');
figure;
plot(cop2vx,cop2vy,'-.c*');
figure;
plot(cop1vx,cop1vy,'-.g*',cop2vx,cop2vy,'-.c*',x,y);
title('COP beide Platten _(_V_i_d_e_o_k_o_o_r_d_i_n_a_t_e_n_s_y_s_t_e_m
_)');
h = legend('FP1','FP2',2);
xlabel('-----> [X] = [Gangrichtung] = cm');
ylabel('[Y] = cm');

%vectors for integration

Inte = str2num(time) / smpls;
Dauer= str2num(time);
for si=1:smpls;
    z(si) = si + 1;

end;

z=z';
z=z*Inte;
z1 = z(Startpoint1:Endpoint1);
z2 = z(Startpoint2:Endpoint2);

%division by weight

a1cy = cop1vx;
a1cx = cop1vy;
a2cy = cop2vx;
a2cx = cop2vy;

%create vektors for integration
C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\ANA_Konvertierungneu.mPage 816. Oktober
200719:41:01
```

```
COPFp1 =[a1cy a1cx];
COPFp2 =[a2cy a2cx];

% savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\Kraftmes
sPlatten\INTEG_FP1side.mat';
% save(savefile,'INTEG2');
% savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\Kraftmes
sPlatten\INTEG_FP2front.mat';
% save(savefile,'INTEG3');
% savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\Kraftmes
sPlatten\INTEG_FP2side.mat';
% save(savefile,'INTEG4');
% savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\Kraftmes
sPlatten\Data\INTEG_FPall.mat';
% save(savefile,'INTEGall');

cop1vx = [z1 cop1vx];
cop1vy = [z1 cop1vy];
cop2vx = [z2 cop2vx];
cop2vy = [z2 cop2vy];

%save Data for futher calculations

savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessP
latten\Data\cop1_inG.mat';
save(savefile,'cop1vx');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessP
latten\Data\cop1_quG.mat';
save(savefile,'cop1vy');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessP
latten\Data\cop2_inG.mat';
save(savefile,'cop2vx');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessP
latten\Data\cop2_quG.mat';
save(savefile,'cop2vy');

time = z(2)-z(1);
FP1Treffer = Startpoint1-10;
FP1Treffert = time * FP1Treffer;
FP1Trefferend = Endpoint1-10;
FP1Trefferendt = time * FP1Trefferend;
FP2Treffer = Startpoint2-10;
FP2Treffert = time * FP2Treffer;
FP2Trefferend = Endpoint2-10;
FP2Trefferendt = time * FP2Trefferend;

C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\ANA_Konvertierungneu.mPage 916. Oktober
200719:41:01
frame = Dauer/Inte;
Time=[];

Time(1,:) = [FP1Treffer FP1Treffert FP1Trefferend FP1Trefferendt Dauer I
nte frame];
Time(2,:) = [FP2Treffer FP2Treffert FP2Trefferend FP2Trefferendt Dauer I
nte frame];

savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessP
latten\Data\Time.mat';
save(savefile,'Time');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessP
latten\Data\COPFp1.mat';
save(savefile,'COPFp1');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessP
latten\Data\COPFp2.mat';
save(savefile,'COPFp2');

%figure;
```

A 2.4 .p3d_Laden

```
function []=P3d_Laden;
ende=2;
marker=25;%()3/25)
vsacral=11;%(9)2/11)sacral
rh=2;%(2)1/2)right hip
lh=13;%(11)3/13)left hip
versx =5;
versy = -2;

groesse=[179 178 169 186 183 191 176];
mittelgr= 140 %mean(groesse);
groesse = mittelgr;
a=8;
b=a;

% groesse = input('Körpergröße in cm ? = ');

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\cop1_inG.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\cop1_quG.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\cop2_inG.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\cop2_quG.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\Time.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\COMandi.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\COMmittelx.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\COMmittely.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\COPFP1mittelx.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\COPFP1mittely.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\COPFP2mittelx.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten
\Data\COPFP2mittely.mat';

filtervec = ones(100,2);
filtervec1= filtervec*cop1vx(1:1,1:1);
filtervec2= filtervec*cop1vx(1:1,2:2);
filtervec= [filtervec1(:,2) filtervec2(:,2)];
cop1vxf=filtervec;
for i=101:length(cop1vx)+100

u=i-100;    cop1vxf(i,:)= cop1vx(u,:);

            end;

C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 216. Oktober
200709:38:02
filtervec = ones(100,2);
filtervec1= filtervec*cop1vy(1:1,1:1);
filtervec2= filtervec*cop1vy(1:1,2:2);
filtervec= [filtervec1(:,2) filtervec2(:,2)];
cop1vyf=filtervec;
for i=101:length(cop1vy)+100

u=i-100;    cop1vyf(i,:)= cop1vy(u,:);

            end;
filtervec = ones(100,2);
filtervec1= filtervec*cop2vx(1:1,1:1);
filtervec2= filtervec*cop2vx(1:1,2:2);
filtervec= [filtervec1(:,2) filtervec2(:,2)];
cop2vxf=filtervec;
```

```
for i=101:length(cop2vx)+100

u=i-100;    cop2vxf(i,:)= cop2vx(u,:);

            end;
filtervec = ones(100,2);
filtervec1= filtervec*cop2vy(1:1,1:1);
filtervec2= filtervec*cop2vy(1:1,2:2);
filtervec= [filtervec1(:,2) filtervec2(:,2)];
cop2vyf=filtervec;
for i=101:length(cop2vy)+100

u=i-100;    cop2vyf(i,:)= cop2vy(u,:);

            end;
[A,B] = maxflat(4,2,0.05);cop1vxff = filter(A,B,cop1vxf);cop1vyff = filter(A,B,cop1vyf);cop2vxff = filter(A,B,cop2vxf);cop2vyff =
filter(A,B,cop2vyf);% cop1vxf = filter(A,B,cop1vx);% cop1vyf = filter(A,B,cop1vy);% cop2vxf = filter(A,B,cop2vx);% cop2vyf =
filter(A,B,cop2vy);% cop1vxf = filter(A,B,cop1vx);% cop1vyf = filter(A,B,cop1vy);% cop2vxf = filter(A,B,cop2vx);% cop2vyf =
filter(A,B,cop2vy);% cop1vxf = filter(A,B,cop1vx);% cop1vyf = filter(A,B,cop1vy);% cop2vxf = filter(A,B,cop2vx);% cop2vyf =
filter(A,B,cop2vy);
C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 316. Oktober
200709:38:02
x=0;y=0;
ncols = 0;D = [];hdr = [];if nargin<1,
[fname fpath]=uigetfile('*.p3d','Please select p3d file: ');    filespec=[fpath fname];    filespec=filespec;

                                                                    else                                    ,end;
i=0;
fid=fopen(filespec,'r');
FRAME=[];
while 1 tline = fgetl(fid);if isempty((tline))
elseif ~ischar(tline), break,
elseif str2num(tline(1,1:3))>=1
a=str2num(tline);
FRAME=[FRAME;a];

end
end

A=FRAME;

%Data to Marker

z=1;
p=1;
n=0;
B=[];
C=[];

e=1;
i=1;
g=length(A);

while z<=marker & e<g
while A(e,1)==z

C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 416. Oktober
200709:38:02
if e<length(A);
B(i,p:p+5)=A(e,:);
e=e+1;

else;
B(i,p:p+5)=A(e,:);
break;

end;
i=i+1;

end;
i=1;
p=p+6;
z=z+1;

end;
s=1;for i=4:6:marker*6-2
```

```
 X(:,s)=B(:,i);s=s+1;end;
s=1;for i=5:6:marker*6-1
 Y(:,s)=B(:,i);s=s+1;end;
s=1;for i=6:6:marker*6
 Z(:,s)=B(:,i);s=s+1;end;
figure;
plot3(X,Y,Z,'o',...
'LineWidth',2,...
'MarkerSize',2);
h = legend('Right Hip','V. Sacral','Left Hip',2);
grid on
axis equal
xlabel('[X] = [Gangrichtung] = cm');
ylabel('[Y] = cm');
zlabel('[Z] = cm');

figure;

plot3(X(:,rh),Y(:,rh),Z(:,rh),'o',... X(:,vsacral),Y(:,vsacral),Z(:,vsacral),'-',... X(:,lh),Y(:,lh),Z(:,lh),'*',...
C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 516. Oktober
200709:38:02
'LineWidth',2,...
'MarkerSize',2);
h = legend('Right Hip','V. Sacral','Left Hip',2);

grid on
axis equal
xlabel('[X] = [Gangrichtung] = cm');
ylabel('[Y] = cm');
zlabel('[Z] = cm');

stepvideo=Time(1:1,5)/length(X);

startpoint1=Time(1:1,2);
endpoint1=Time(1:1,4);
startpoint2=Time(2:2,2);
endpoint2=Time(2:2,4);
timevideo=0;
counter1=0;
counter2=0;
counter3=0;
counter4=0;
z=1;
while A(z:z,3)<=startpoint1

counter1=A(z:z,3);
z=z+1;end;startpoint1=counter1;counter1=z;z=1;while A(z:z,3)<=endpoint1
counter2=A(z:z,3);
z=z+1;end;endpoint1=counter2;counter2=z;z=1;while A(z:z,3)<=startpoint2
counter3=A(z:z,3);
z=z+1;end;startpoint2=counter3;counter3=z;z=1;while A(z:z,3)<=endpoint2
counter4=A(z:z,3);z=z+1;end;
endpoint2=counter4;counter4=z;
comx=[];
C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 616. Oktober
200709:38:02
comy=[];comx=X(:,vsacral)+15;comy=Y(:,vsacral);vsx=X(:,vsacral);vsy=Y(:,vsacral);rhx=X(:,rh);rhy=Y(:,rh);lhx=X(:,lh);lhy=Y(
:,lh);
Ax=[];Bx=[];Ay=[];By=[];
for I=1:length(X)
 Ax(I:I,1)=(lhx(I:I,1)-rhx(I:I,1))/2;%calculate length
Ay(I:I,1)=(lhy(I:I,1)-rhy(I:I,1))/2;
Bx(I:I,1)=(vsx(I:I,1)-rhx(I:I,1))/2;
By(I:I,1)=(vsy(I:I,1)-rhy(I:I,1))/2;
 Ax(I:I,1)=rhx(I:I,1)+Ax(I:I,1);%calculate points A/B
Ay(I:I,1)=rhy(I:I,1)+Ay(I:I,1);
Bx(I:I,1)=rhx(I:I,1)+Bx(I:I,1);
By(I:I,1)=rhy(I:I,1)+By(I:I,1);
 k1(I:I,1)=( By(I:I,1)-lhy(I:I,1) )/( Bx(I:I,1)-lhx(I:I,1) );%generatelines
 k2(I:I,1)=( Ay(I:I,1)-vsy(I:I,1) )/( Ax(I:I,1)-vsx(I:I,1) );
d1(I:I,1)= By(I:I,1)-k1(I:I,1)*Bx(I:I,1);
d2(I:I,1)= Ay(I:I,1)-k2(I:I,1)*Ax(I:I,1);
ys1(I:I,1)=k1(I:I,1)*Bx(I:I,1)+d1(I:I,1);
ys2(I:I,1)=k2(I:I,1)*Ax(I:I,1)+d2(I:I,1);
```

```
 xs = rhx(I:I,1);%calculate centre of mass
 kontr=5;
while kontr>0.02
 yi1=k1(I:I,1)*xs+d1(I:I,1);
yi2=k2(I:I,1)*xs+d2(I:I,1);
kontr=abs(yi1-yi2);
xs=xs-0.01;
end;
SPx(I:I,1)=xs;
SPy(I:I,1)=yi1-0.5;

end;
figure;

C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 716. Oktober
200709:38:02
plot(cop1vx(:,2),cop1vy(:,2),'-.g*',cop2vx(:,2),cop2vy(:,2),'-.c*',x,y,'
-.b*',SPx,SPy,'-.r*',SPx(counter1:counter3),SPy(counter1:counter3),'-.bo
',SPx(counter2:counter4),SPy(counter2:counter4),'-.go');%,COMandi(:,1),C
OMandi(:,2),'-.g');%,Ax(1:counter2),ys2(1:counter2),'-.g*',Bx(1:counter2
),ys1(1:counter2),'-.g*',Ax(counter2:counter4),Ay(counter2:counter4),'-.
c*',Bx(counter2:counter4),By(counter2:counter4),'-.c*',SPx,SPy,'-.bo');
%,rhx,rhy,'-.b*',lhx,lhy,'-.b*',COMandi(:,1),COMandi(:,2),'-.b');

title('COP beide Platten _(_V_i_d_e_o_k_o_o_r_d_i_n_a_t_e_n_s_y_s_t_e_m
_)');
h = legend('FP1','FP2','Nullpunkt Videosystem','COM-video',2);
xlabel('-----> [X] = [Gangrichtung] = cm');
ylabel('[Y] = cm');

u=1;
schw=[B(counter1:counter4,3:3) SPx(counter1:counter4) SPy(counter1:count
er4)];

for i=1:length(schw)e=1;while e>=0.0001
 e=schw(i:i,1:1)-cop1vx(u:u,1:1);
u=u+1;

end
 w=u-1;
coplx(i:i,:)=cop1vx(w:w,:);
coply(i:i,:)=cop1vy(w:w,:);
if u>=length(cop1vx)-11

break;
end;
i=i+1;
u=1;

end;
startp=1;
u=1;
w=0;
for i=1:length(schw)

e=1;
while e>=0.0001

 e=schw(i:i,1:1)-cop2vx(u:u,1:1);
u=u+1;

end;
 w=u;
coprx(i:i,:)=cop2vx(w:w,:);

 copry(i:i,:)=cop2vy(w:w,:);

if                                    u>=length(cop2vx)-10
break;
end;
i=i+1;
u=1;

end;i=1;
```

```
C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 816. Oktober
200709:38:02
u=1;
for i=1:length(coprx)-1a=coprx(i:i,1:1);b=coprx(i+1:i+1,1:1);if a>=b
 coprrx(1:1,:)=coprx(i:i,:);
i=i+1;

else
 coprrx(u:u,:)=coprx(i:i,:);
coprry(u:u,:)=copry(i:i,:);
i=i+1;
u=u+1;

end;
end;

figure;
plot(coplx(:,2),coply(:,2),'-.g*',coprrx(:,2),coprry(:,2),'-.c*',SPx(cou
nter1:counter3),SPy(counter1:counter3),'-.bo',SPx(counter2:counter4),SPy
(counter2:counter4),'-.go');
title('COP beide Platten _(_V_i_d_e_o_k_o_o_r_d_i_n_a_t_e_n_s_y_s_t_e_m
_)');
h = legend('FP1','FP2','Nullpunkt Videosystem','COM-video',2);
xlabel('-----> [X] = [Gangrichtung] = cm');
ylabel('[Y] = cm');

for i=1:length(coplx)

 difflx(i:i,1)=coplx(i:i,2)-schw(i:i,2:2);
diffly(i:i,1)=coply(i:i,2)-schw(i:i,3:3);
abstl(i:i,:) =sqrt(difflx(i:i,1)*difflx(i:i,1)+diffly(i:i,1)*diffly(

i:i,1));i=i+1;end;
a=length(schw);s=length(coprrx);for i=s:-1:1
 difflx(i:i,1)=coprrx(i:i,2)-schw(a:a,2:2);
diffly(i:i,1)=coprry(i:i,2)-schw(a:a,3:3);
abstr(i:i,1) =sqrt(difflx(i:i,1)*difflx(i:i,1)+diffly(i:i,1)*diffly(

i:i,1));a=a-1;end;
timeschw=schw(:,1);second=ones(length(schw),1);
abstlr=[timeschw second];
for i=1:length(abstl)     abstlr(i:i,2)=abstl(i:i,1);

                                end;
C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 916. Oktober
200709:38:02
s=length(abstlr);at=length(abstr);at=length(abstlr)-length(abstr)+1;a=length(abstr);
for i=s:-1:at abstlr(i:i,2)=abstr(a:a,1);a=a-1;
end;

s=length(coplx);
t=length(abstlr);

%Abstand

figure;
plot(abstlr(1:s,1:1),abstlr(1:s,2:2),'-.g*')
hold;
plot(abstlr(s:t,1:1),abstlr(s:t,2:2),'-.c*')
h = legend('Copl','Copr',2);
hold off;

graph=[];
graph=[SPx(counter1:counter4)];

for i=1:length(graph)

 graphp(i:i,:)=[graph(i:i,:) abstlr(i:i,:)];i=i+1;end;
Amitz = Amitz*groesse;Bmitz = Bmitz*groesse;fp1xmitt = fp1xmitt*groesse;fp1ymitt = fp1ymitt*groesse;fp2xmitt =
fp2xmitt*groesse;fp2ymitt = fp2ymitt*groesse;
figure;plot(cop1vx(:,2),cop1vy(:,2),'-.g*',cop2vx(:,2),cop2vy(:,2),'-
.c*',cop1vxff(100:length(cop1vxff),2),cop1vyff(100:length(cop1vyff),2),'-.c.',...
 cop2vxff(100:length(cop2vxff),2),cop2vyff(100:length(cop2vyff),2),' -.g.',x,y,'-.b*',... SPx,SPy,'-
.r*',SPx(counter1:counter3+1),SPy(counter1:counter3+1),'-.bo',SPx(counter2-1:counter4),SPy(counter2-1:counter4),'-.go',...
```

```
 SPx(counter3:counter2),SPy(counter3:counter2),'-.yo',Amitz+versx,Bmitz+versy,'-.m',fp1xmitt+versx,fp1ymitt+versy,'-
.m',fp2xmitt+versx,fp2ymitt+versy,'-.m');%,Ax(1:counter2),ys2(1:counter2),'-.g*',Bx(1:counter2),ys1(1:counter2),'-
.g*',Ax(counter2:counter4),Ay(counter2:counter4),'-.c*',Bx(counter2:counter4),By(counter2:counter4),'-.c*',SPx,SPy,'-.bo');
%,rhx,rhy,'-.b*',lhx,lhy,'-.b*',COMandi(:,1),COMandi(:,2),'-.b');
C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\p3d_loadnewPatient.mPage 1016. Oktober
200709:38:02

title('COP beide Platten _(_V_i_d_e_o_k_o_o_r_d_i_n_a_t_e_n_s_y_s_t_e_m
_)');
h = legend('FP1','FP2','COP1 gefilter ','COP2 gefiltert','Nullpunkt Vide
osystem','COM-video',2);
xlabel('-----> [X] = [Gangrichtung] = cm');
ylabel('[Y] = cm');

% COMVIDEO = [SPx SPy];
% savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\Kraftmes
sPlatten\Data\COMVIDEO.mat';
% save(savefile,'COMVIDEO');
%
% comx = SPx/groesse;
% comy = SPy/groesse;
% COMVIDEONORM = [comx(counter1:counter4) comy(counter1:counter4)];
% savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\Kraftmes
sPlatten\Data\V8\2\COMVIDEONORM.mat';
% save(savefile,'COMVIDEONORM');

X(2,:)=X(1,:);
Y(2,:)=Y(1,:);
Z(2,:)=Z(1,:);

figure;
plot3(X(1:ende,:),Y(1:ende,:),Z(1:ende,:),'o',...
'LineWidth',2,...
'MarkerSize',5);
h = legend('Right Shoulder (1)','Right Hip (2)','Right Thigh Upper (3)',
'Right Thigh Front (4)','Right Thigh Rear (5)',...

'Right Shank Upper (6)','Right Shank Front (7)','Right ShankRear (8)','Right Heel (9)','Right Toe (10)',... 'V. Sacral (11)','Left
Shoulder (12)','Left Hip (13)','Left T high Upper (14)','Left Thigh Front (15)',... 'Left Thigh Rear (16)','Left Shank Upper
(17)','Left Shank Fr ont (18)','Left Shank Rear (19)','Left Heel (20)',... 'Left Toe (21)','Right Ellbow (22)','Right Wrist (23)','Left
Ellbow (24)','Left Wrist (25)',2);
grid on
axis equal
xlabel('[X] = [Gangrichtung] = cm');
ylabel('[Y] = cm');
zlabel('[Z] = cm');
pause;
clear all;
close all;
```

A 2.5 P3d

```
groesse=[179 178 169 186 183 191 176];
data=320;
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V1\2\COMVIDEONORMv12.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V1\2\Timev12.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V1\2\COPFp1v12.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V1\2\COPFp2v12.mat';
COMVIDEONORMv12=COMVIDEONORM;
Timev12=Time;
COPF1v12=COPFp1;
COPF2v12=COPFp2;
COPF1v12n=COPF1v12 / groesse(:,1);
COPF2v12n=COPF2v12 / groesse(:,1);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V1\COMVIDEONORMv11.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V1\Timev11.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V1\COPFp1v11.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V1\COPFp2v11.mat';
COMVIDEONORMv11=COMVIDEONORM;
Timev11=Time;
COPF1v11=COPFp1;
COPF2v11=COPFp2;
COPF1v11n=COPF1v11 / groesse(:,1);
COPF2v11n=COPF2v11 / groesse(:,1);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V2\2\COMVIDEONORMv22.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V2\2\Timev22.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V2\2\COPFp1v22.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V2\2\COPFp2v22.mat';
COMVIDEONORMv22=COMVIDEONORM;
Timev22=Time;
COPF1v22=COPFp1;
COPF2v22=COPFp2;
COPF1v22n=COPF1v22 / groesse(:,2);
COPF2v22n=COPF2v22 / groesse(:,2);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V2\COMVIDEONORMv21.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V2\Timev21.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V2\COPFp1v21.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V2\COPFp2v21.mat';
COMVIDEONORMv21=COMVIDEONORM;
Timev21=Time;
COPF1v21=COPFp1;
COPF2v21=COPFp2;
COPF1v21n=COPF1v21 / groesse(:,2);
COPF2v21n=COPF2v21 / groesse(:,2);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V3\COMVIDEONORMv31.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V3\Timev31.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V3\COPFp1v31.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V3\COPFp2v31.mat';
COMVIDEONORMv31=COMVIDEONORM;
Timev31=Time;
COPF1v31=COPFp1;
COPF2v31=COPFp2;
COPF1v31n=COPF1v31 / groesse(:,3);
COPF2v31n=COPF2v31 / groesse(:,3);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V3\2\COMVIDEONORMv32.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V3\2\Timev32.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V3\2\COPFp1v32.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V3\2\COPFp2v32.mat';
COMVIDEONORMv32=COMVIDEONORM;
Timev32=Time;
COPF1v32=COPFp1;
COPF2v32=COPFp2;
COPF1v32n=COPF1v32 / groesse(:,3);
COPF2v32n=COPF2v32 / groesse(:,3);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V4\2\COMVIDEONORMv42.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V4\2\Timev42.mat';
```

```
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V4\2\COPFp1v42.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V4\2\COPFp2v42.mat';
COMVIDEONORMv42=COMVIDEONORM;
Timev42=Time;
COPF1v42=COPFp1;
COPF2v42=COPFp2;
COPF1v42n=COPF1v42 / groesse(:,4);
COPF2v42n=COPF2v42 / groesse(:,4);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V4\COMVIDEONORMv41.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V4\Timev41.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V4\COPFp1v41.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V4\COPFp2v41.mat';
COMVIDEONORMv41=COMVIDEONORM;
Timev41=Time;
COPF1v41=COPFp1;
COPF2v41=COPFp2;
COPF1v41n=COPF1v41 / groesse(:,4);
COPF2v41n=COPF2v41 / groesse(:,4);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V5\COMVIDEONORMv51.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V5\Timev51.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V5\COPFp1v51.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V5\COPFp2v51.mat';
COMVIDEONORMv51=COMVIDEONORM;
Timev51=Time;
COPF1v51=COPFp1;
COPF2v51=COPFp2;
COPF1v51n=COPF1v51 / groesse(:,5);
COPF2v51n=COPF2v51 / groesse(:,5);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V5\2\COMVIDEONORMv52.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V5\2\Timev52.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V5\2\COPFp1v52.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V5\2\COPFp2v52.mat';
COMVIDEONORMv52=COMVIDEONORM;
Timev52=Time;
COPF1v52=COPFp1;
COPF2v52=COPFp2(10:length(COPFp2),1:2);
COPF1v52n=COPF1v52 / groesse(:,5);
COPF2v52n=COPF2v52 / groesse(:,5);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V6\COMVIDEONORMv61.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V6\Timev61.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V6\COPFp1v61.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V6\COPFp2v61.mat';
COMVIDEONORMv61=COMVIDEONORM;
Timev61=Time;
COPF1v61=COPFp1;
COPF2v61=COPFp2;
COPF1v61n=COPF1v61 / groesse(:,6);
COPF2v61n=COPF2v61 / groesse(:,6);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V7\2\COMVIDEONORMv72.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V7\2\Timev72.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V7\2\COPFp1v72.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V7\2\COPFp2v72.mat';
COMVIDEONORMv72=COMVIDEONORM;
Timev72=Time;
COPF1v72=COPFp1;
COPF2v72=COPFp2;
COPF1v72n=COPF1v72 / groesse(:,7);
COPF2v72n=COPF2v72 / groesse(:,7);

load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V7\COMVIDEONORMv71.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V7\Timev71.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V7\COPFp1v71.mat';
load 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\V7\COPFp2v71.mat';
COMVIDEONORMv71=COMVIDEONORM;
Timev71=Time;
COPF1v71=COPFp1;
COPF2v71=COPFp2;
COPF1v71n=COPF1v71 / groesse(:,7);
COPF2v71n=COPF2v71 / groesse(:,7);
```

```
plot(COMVIDEONORMv11(:,1),COMVIDEONORMv11(:,2),COMVIDEONORMv12(:,1),COMVIDEONORMv12(:,2),COMVID
EONORMv21(:,1),COMVIDEONORMv21(:,2),...

COMVIDEONORMv22(:,1),COMVIDEONORMv22(:,2),COMVIDEONORMv31(:,1),COMVIDEONORMv31(:,2),COMVIDEON
ORMv32(:,1),COMVIDEONORMv32(:,2),...

COMVIDEONORMv41(:,1),COMVIDEONORMv41(:,2),COMVIDEONORMv42(:,1),COMVIDEONORMv42(:,2),COMVIDEON
ORMv51(:,1),COMVIDEONORMv51(:,2),...

COMVIDEONORMv52(:,1),COMVIDEONORMv52(:,2),COMVIDEONORMv61(:,1),COMVIDEONORMv61(:,2),COMVIDEON
ORMv71(:,1),COMVIDEONORMv71(:,2),...
    COMVIDEONORMv72(:,1),COMVIDEONORMv72(:,2),'LineWidth',2,'MarkerSize',2);

h = legend('V11','V12','V21','V22','V31','V32','V41','V42','V51','V52','V61','V71','V72',2);
grid on
% axis equal
xlabel('[X] = [Gangrichtung] = über Körpergrösse normiert');
ylabel('[Y] = über Körpergrösse normiert');



hold;

A=[COMVIDEONORMv12(:,1) COMVIDEONORMv21(:,1) COMVIDEONORMv22(:,1) COMVIDEONORMv31(:,1)
COMVIDEONORMv32(:,1) COMVIDEONORMv41(:,1)...
  COMVIDEONORMv42(:,1) COMVIDEONORMv51(:,1) COMVIDEONORMv52(:,1) COMVIDEONORMv61(:,1)
COMVIDEONORMv71(:,1) COMVIDEONORMv72(:,1) ];
B=[COMVIDEONORMv12(:,2) COMVIDEONORMv21(:,2) COMVIDEONORMv22(:,2) COMVIDEONORMv31(:,2)
COMVIDEONORMv32(:,2) COMVIDEONORMv41(:,2)...
  COMVIDEONORMv42(:,2) COMVIDEONORMv51(:,2) COMVIDEONORMv52(:,2) COMVIDEONORMv61(:,2)
COMVIDEONORMv71(:,2) COMVIDEONORMv72(:,2) ];

Amit=mean(A,2);
Bmit=mean(B,2);

plot(Amit,Bmit,'*');

hold off;



figure;
plot(COMVIDEONORMv11(:,1)-0.08  ,COMVIDEONORMv11(:,2)-0.03  ,COMVIDEONORMv12(:,1)-0.05
,COMVIDEONORMv12(:,2)-0.049 ,COMVIDEONORMv21(:,1)-0.02 ,COMVIDEONORMv21(:,2)-0.03,...
    COMVIDEONORMv22(:,1)-0.05   ,COMVIDEONORMv22(:,2)-0.04  ,COMVIDEONORMv31(:,1)-0.08
,COMVIDEONORMv31(:,2)-0.03  ,COMVIDEONORMv32(:,1)-0.1  ,COMVIDEONORMv32(:,2)-0.02,...
    COMVIDEONORMv41(:,1)        ,COMVIDEONORMv41(:,2)       ,COMVIDEONORMv42(:,1)
,COMVIDEONORMv42(:,2)       ,COMVIDEONORMv51(:,1)-0.05 ,COMVIDEONORMv51(:,2)+0.045,...
    COMVIDEONORMv52(:,1)-0.05   ,COMVIDEONORMv52(:,2)+0.025 ,COMVIDEONORMv61(:,1)
,COMVIDEONORMv61(:,2)       ,COMVIDEONORMv71(:,1)       ,COMVIDEONORMv71(:,2),...
    COMVIDEONORMv72(:,1)-0.05   ,COMVIDEONORMv72(:,2)+0.022,'LineWidth',2,'MarkerSize',2);
 h = legend('V11','V12','V21','V22','V31','V32','V41','V42','V51','V52','V61','V71','V72',2);
 grid on
%  axis equal
 xlabel('[X] = [Gangrichtung] = über Körpergrösse normiert');
 ylabel('[Y] = über Körpergrösse normiert');

 hold;

A1=[COMVIDEONORMv12(:,1)-0.05 COMVIDEONORMv21(:,1)-0.02 COMVIDEONORMv22(:,1)-0.05
COMVIDEONORMv31(:,1)-0.08 COMVIDEONORMv32(:,1)-0.1 COMVIDEONORMv41(:,1)...
   COMVIDEONORMv42(:,1)      COMVIDEONORMv51(:,1)-0.05 COMVIDEONORMv52(:,1)-0.05
COMVIDEONORMv61(:,1)      COMVIDEONORMv71(:,1)      COMVIDEONORMv72(:,1)-0.05 ];

B1=[COMVIDEONORMv12(:,2)-0.049 COMVIDEONORMv21(:,2)-0.03  COMVIDEONORMv22(:,2)-0.04
COMVIDEONORMv31(:,2)-0.03 COMVIDEONORMv32(:,2)-0.02 COMVIDEONORMv41(:,2)...
   COMVIDEONORMv42(:,2)      COMVIDEONORMv51(:,2)+0.045 COMVIDEONORMv52(:,2)+0.025
COMVIDEONORMv61(:,2)      COMVIDEONORMv71(:,2)      COMVIDEONORMv72(:,2)+0.022 ];

A1mit=mean(A1,2);
B1mit=mean(B1,2);
plot(A1mit,B1mit,'.');
```

```
pause;
hold off;

figure;
plot(Amit,Bmit,'.',A1mit,B1mit,'-');
hold on;
offset1=0.17385-0.16744;
offset2=0.12902-0.091524;
pause;
plot(A1mit+offset2,B1mit+offset1,'*');
hold off;

figure;
mittelgr= mean(groesse);
A1vers=(A1mit+offset2)*mittelgr;
B1vers=(B1mit+offset1)*mittelgr;
A1=Amit*mittelgr;
B1=Bmit*mittelgr;

plot(A1,B1,A1vers,B1vers,'g')

figure;

plot(COPF1v11n(:,1),COPF1v11n(:,2),COPF2v11n(:,1),COPF2v11n(:,2),...
    COPF1v12n(:,1),COPF1v12n(:,2),COPF2v12n(:,1),COPF2v12n(:,2),...
    COPF1v21n(:,1),COPF1v21n(:,2),COPF2v21n(:,1),COPF2v21n(:,2),...
    COPF1v22n(:,1),COPF1v22n(:,2),COPF2v22n(:,1),COPF2v22n(:,2),...
    COPF1v31n(:,1),COPF1v31n(:,2),COPF2v31n(:,1),COPF2v31n(:,2),...
    COPF1v32n(:,1),COPF1v32n(:,2),COPF2v32n(:,1),COPF2v32n(:,2),...
    COPF1v41n(:,1),COPF1v41n(:,2),COPF2v41n(:,1),COPF2v41n(:,2),...
    COPF1v42n(:,1),COPF1v42n(:,2),COPF2v42n(:,1),COPF2v42n(:,2),...
    COPF1v51n(:,1),COPF1v51n(:,2),COPF2v51n(:,1),COPF2v51n(:,2),...
    COPF1v61n(:,1),COPF1v61n(:,2),COPF2v61n(:,1),COPF2v61n(:,2),...
    COPF1v71n(:,1),COPF1v71n(:,2),COPF2v71n(:,1),COPF2v71n(:,2),...
    COPF1v72n(:,1),COPF1v72n(:,2),COPF2v72n(:,1),COPF2v72n(:,2));
 h = legend('V11','V12','V21','V22','V31','V32','V41','V42','V51','V52','V61','V71','V72',2);
%grid on
% axis equal
xlabel('[X] = [Gangrichtung] = über Körpergrösse normiert');
ylabel('[Y] = über Körpergrösse normiert');



 dauerfp1v11 = Timev11(1:1,3:3)-Timev11(1:1,1:1);
 dauerfp2v11 = Timev11(2:2,3:3)-Timev11(2:2,1:1);
 dauerfp1v12 = Timev12(1:1,3:3)-Timev12(1:1,1:1);
 dauerfp2v12 = Timev12(2:2,3:3)-Timev12(2:2,1:1);
 dauerfp1v21 = Timev21(1:1,3:3)-Timev21(1:1,1:1);
 dauerfp2v21 = Timev21(2:2,3:3)-Timev21(2:2,1:1);
 dauerfp1v22 = Timev22(1:1,3:3)-Timev22(1:1,1:1);
 dauerfp2v22 = Timev22(2:2,3:3)-Timev22(2:2,1:1);
 dauerfp1v31 = Timev31(1:1,3:3)-Timev31(1:1,1:1);
 dauerfp2v31 = Timev31(2:2,3:3)-Timev31(2:2,1:1);
 dauerfp1v32 = Timev32(1:1,3:3)-Timev32(1:1,1:1);
 dauerfp2v32 = Timev32(2:2,3:3)-Timev32(2:2,1:1);
 dauerfp1v41 = Timev41(1:1,3:3)-Timev41(1:1,1:1);
 dauerfp2v41 = Timev41(2:2,3:3)-Timev41(2:2,1:1);
 dauerfp1v42 = Timev42(1:1,3:3)-Timev42(1:1,1:1);
 dauerfp2v42 = Timev42(2:2,3:3)-Timev42(2:2,1:1);
 dauerfp1v51 = Timev51(1:1,3:3)-Timev51(1:1,1:1);
 dauerfp2v51 = Timev51(2:2,3:3)-Timev51(2:2,1:1);
 dauerfp1v52 = Timev52(1:1,3:3)-Timev52(1:1,1:1);
 dauerfp2v52 = Timev52(2:2,3:3)-Timev52(2:2,1:1);
 dauerfp1v61 = Timev61(1:1,3:3)-Timev61(1:1,1:1);
 dauerfp2v61 = Timev61(2:2,3:3)-Timev61(2:2,1:1);
 dauerfp1v71 = Timev71(1:1,3:3)-Timev71(1:1,1:1);
 dauerfp2v71 = Timev71(2:2,3:3)-Timev71(2:2,1:1);
 dauerfp1v72 = Timev72(1:1,3:3)-Timev72(1:1,1:1);
 dauerfp2v72 = Timev72(2:2,3:3)-Timev72(2:2,1:1);

 display (dauerfp1v11);
 display (dauerfp2v11);
```

```
 display (dauerfp1v12);
 display (dauerfp2v12);
 display (dauerfp1v21);
 display (dauerfp2v21);
 display (dauerfp1v22);
 display (dauerfp2v22);
 display (dauerfp1v31);
 display (dauerfp2v31);
 display (dauerfp1v32);
 display (dauerfp2v32);
 display (dauerfp1v41);
 display (dauerfp2v41);
 display (dauerfp1v42);
 display (dauerfp2v42);
 display (dauerfp1v51);
 display (dauerfp2v51);
 display (dauerfp1v52);
 display (dauerfp2v52);
 display (dauerfp1v61);
 display (dauerfp2v61);
 display (dauerfp1v71);
 display (dauerfp2v71);
 display (dauerfp1v72);
 display (dauerfp2v72);


cop=[];
u=COPF1v11n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v11/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v11anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v12n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v12/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v12anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v21n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v21/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v21anz=cop;
```

```
cop=[];
u=COPF1v22n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v22/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v22anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v31n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v31/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v31anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v32n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v32/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v32anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v41n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v41/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v41anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v42n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v42/data;
i=0;
for i= 1:data
```

```
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v42anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v51n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v51/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v51anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v52n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v52/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v52anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v61n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v61/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v61anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v71n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v71/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v71anz=cop;

cop=[];
u=COPF1v72n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
```

```
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp1v72/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF1v72anz=cop;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
cop=[];
u=COPF2v11n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v11/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v11anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v12n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v12/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v12anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v21n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v21/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v21anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v22n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
    vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v22/data;
i=0;
for i= 1:data
    counter=i*step;
    counter= round(counter);
    cop(i,:)=u(counter,:);
```

```
end;
COPF2v22anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v31n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v31/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v31anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v32n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v32/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v32anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v41n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v41/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v41anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v42n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v42/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v42anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v51n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
```

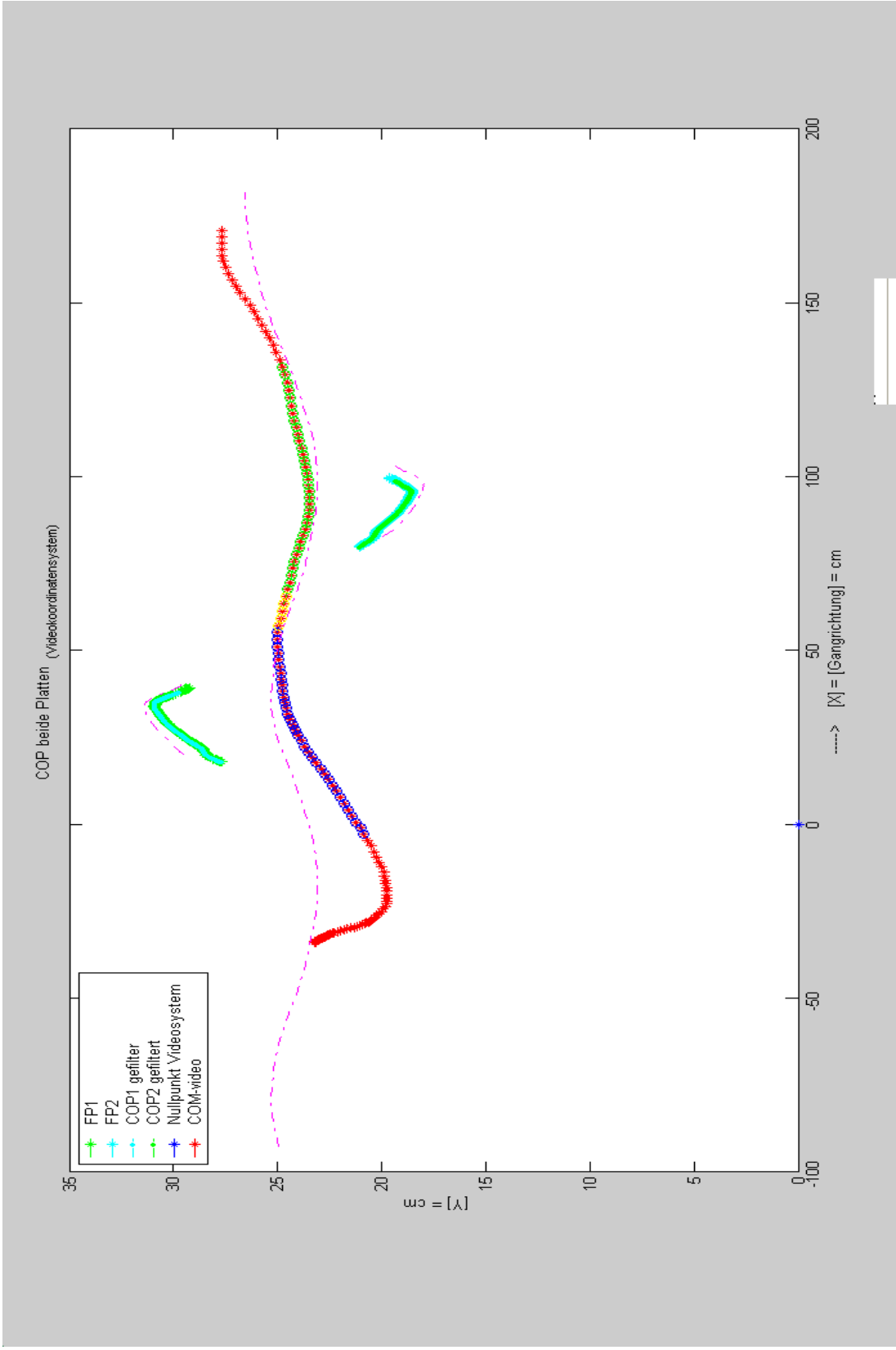
```
step = dauerfp2v51/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v51anz=cop;

% cop=[];
% u=COPF2v52n;
% vxx=ones(length(u),1);
% for i=1:length(u);
%     vxx(i,1)=i;
% end;
% u=[vxx,u];
% step = dauerfp2v52/data;
% i=0;
% for i= 1:data
%     counter=i*step;
%     counter= round(counter);
%     cop(i,:)=u(counter,:);
% end;
% COPF2v52anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v61n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v61/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v61anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v71n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v71/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v71anz=cop;

cop=[];
u=COPF2v72n;
vxx=ones(length(u),1);
for i=1:length(u);
   vxx(i,1)=i;
end;
u=[vxx,u];
step = dauerfp2v72/data;
i=0;
for i= 1:data
   counter=i*step;
   counter= round(counter);
   cop(i,:)=u(counter,:);
end;
COPF2v72anz=cop;
```

```
Acop1=[COPF1v11anz(:,2) COPF1v12anz(:,2) COPF1v21anz(:,2) ...
      COPF1v22anz(:,2) COPF1v31anz(:,2) COPF1v32anz(:,2) ...
      COPF1v41anz(:,2) COPF1v42anz(:,2) COPF1v51anz(:,2) ...
      COPF1v61anz(:,2) COPF1v71anz(:,2) COPF1v72anz(:,2) ];

Bcop1=[COPF1v11anz(:,3) COPF1v12anz(:,3) COPF1v21anz(:,3) ...
      COPF1v22anz(:,3) COPF1v31anz(:,3) COPF1v32anz(:,3) ...
      COPF1v41anz(:,3) COPF1v42anz(:,3) COPF1v51anz(:,3) ...
      COPF1v61anz(:,3) COPF1v71anz(:,3) COPF1v72anz(:,3) ];

Acop2=[COPF2v11anz(:,2) COPF2v12anz(:,2) COPF2v21anz(:,2) ...
      COPF2v22anz(:,2) COPF2v31anz(:,2) COPF2v32anz(:,2) ...
      COPF2v41anz(:,2) COPF2v42anz(:,2) COPF2v51anz(:,2) ...
      COPF2v61anz(:,2) COPF2v71anz(:,2) COPF2v72anz(:,2) ];

Bcop2=[COPF2v11anz(:,3) COPF2v12anz(:,3) COPF2v21anz(:,3) ...
      COPF2v22anz(:,3) COPF2v31anz(:,3) COPF2v32anz(:,3) ...
      COPF2v41anz(:,3) COPF2v42anz(:,3) COPF2v51anz(:,3) ...
      COPF2v61anz(:,3) COPF2v71anz(:,3) COPF2v72anz(:,3) ];
fp1x=[COPF1v11anz(:,2), COPF1v12anz(:,2), COPF1v21anz(:,2), COPF1v22anz(:,2), ...
     COPF1v31anz(:,2), COPF1v32anz(:,2), COPF1v41anz(:,2), COPF1v42anz(:,2), ...
     COPF1v51anz(:,2), COPF1v61anz(:,2), COPF1v71anz(:,2), COPF1v72anz(:,2)];
fp1y=[COPF1v11anz(:,3), COPF1v12anz(:,3), COPF1v21anz(:,3), COPF1v22anz(:,3), ...
     COPF1v31anz(:,3), COPF1v32anz(:,3), COPF1v41anz(:,3), COPF1v42anz(:,3), ...
     COPF1v51anz(:,3), COPF1v61anz(:,3), COPF1v71anz(:,3), COPF1v72anz(:,3)];

fp2x=[COPF2v11anz(:,2), COPF2v12anz(:,2), COPF2v21anz(:,2), COPF2v22anz(:,2), ...
     COPF2v31anz(:,2), COPF2v32anz(:,2), COPF2v41anz(:,2), COPF2v42anz(:,2), ...
     COPF2v51anz(:,2), COPF2v61anz(:,2), COPF2v71anz(:,2), COPF2v72anz(:,2)];
fp2y=[COPF2v11anz(:,3), COPF2v12anz(:,3), COPF2v21anz(:,3), COPF2v22anz(:,3), ...
     COPF2v31anz(:,3), COPF2v32anz(:,3), COPF2v41anz(:,3), COPF2v42anz(:,3), ...
     COPF2v51anz(:,3), COPF2v61anz(:,3), COPF2v71anz(:,3), COPF2v72anz(:,3)];
fp1x=fp1x';
fp1y=fp1y';
fp2x=fp2x';
fp2y=fp2y';
fp1xmitt=mean(fp1x);
fp1ymitt=mean(fp1y);
fp2xmitt=mean(fp2x);
fp2ymitt=mean(fp2y);

figure;
plot(COPF1v11anz(:,2),COPF1v11anz(:,3),'g',COPF2v11anz(:,2),COPF2v11anz(:,3),'b',...
    COPF1v12anz(:,2),COPF1v12anz(:,3),'g',COPF2v12anz(:,2),COPF2v12anz(:,3),'b',...
    COPF1v21anz(:,2),COPF1v21anz(:,3),'g',COPF2v21anz(:,2),COPF2v21anz(:,3),'b',...
    COPF1v22anz(:,2),COPF1v22anz(:,3),'g',COPF2v22anz(:,2),COPF2v22anz(:,3),'b',...
    COPF1v31anz(:,2),COPF1v31anz(:,3),'g',COPF2v31anz(:,2),COPF2v31anz(:,3),'b',...
    COPF1v32anz(:,2),COPF1v32anz(:,3),'g',COPF2v32anz(:,2),COPF2v32anz(:,3),'b')
hold on;
 plot(COPF1v41anz(:,2),COPF1v41anz(:,3),'g',COPF2v41anz(:,2),COPF2v41anz(:,3),'b',...
    COPF1v42anz(:,2),COPF1v42anz(:,3),'g',COPF2v42anz(:,2),COPF2v42anz(:,3),'b',...
    COPF1v51anz(:,2),COPF1v51anz(:,3),'g',COPF2v51anz(:,2),COPF2v51anz(:,3),'b',...
    COPF1v61anz(:,2),COPF1v61anz(:,3),'g',COPF2v61anz(:,2),COPF2v61anz(:,3),'b',...
    COPF1v71anz(:,2),COPF1v71anz(:,3),'g',COPF2v71anz(:,2),COPF2v71anz(:,3),'b',...
    COPF1v72anz(:,2),COPF1v72anz(:,3),'g',COPF2v72anz(:,2),COPF2v72anz(:,3),'b');
plot(fp1xmitt,fp1ymitt,'-.r*',fp2xmitt,fp2ymitt,'-.r*');
h = legend('V11','V12','V21','V22','V31','V32','V41','V42','V51','V52','V61','V71','V72',2);
 %grid on
%  axis equal
 xlabel('[X] = [Gangrichtung] = über Körpergrösse normiert');
 ylabel('[Y] = über Körpergrösse normiert');
hold off;



stuek1=Amit(1:63,1:1);
versatz=Amit(63:63,1:1)-Amit(1:1,1:1);
stuek1=stuek1-versatz;
stuek1g=stuek1*mittelgr;
stuek2=Bmit(1:63,1:1);
stuek2g=stuek2*mittelgr;

Amitz(1:63,1:1)=stuek1;
Amitz(64:length(Amit)+62)=Amit(2:length(Amit));
```

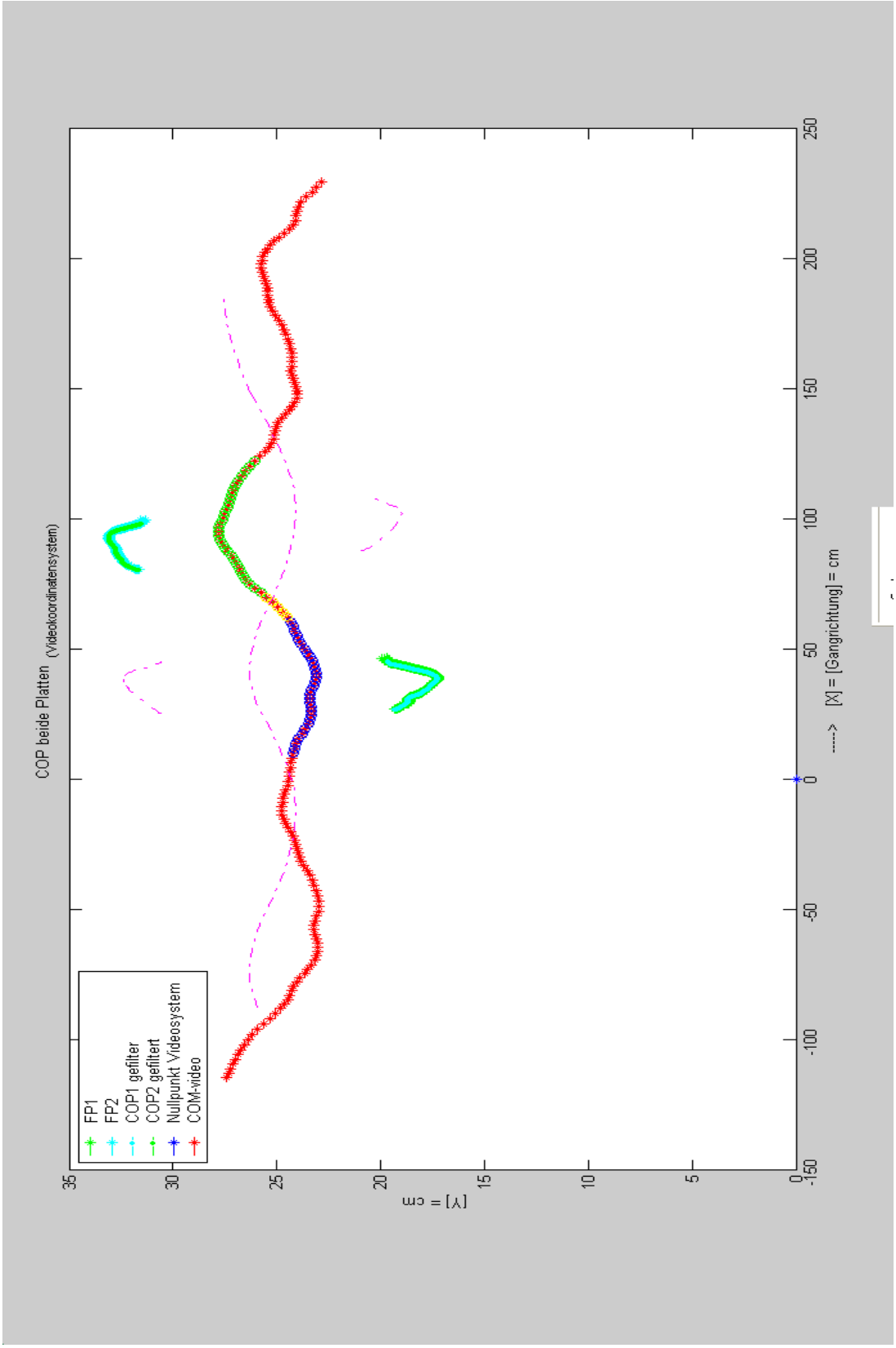
```
Bmitz(1:63,1:1)=stuek2;
Bmitz(64:length(Bmit)+62)=Bmit(2:length(Bmit));

figure;
plot(fp1xmitt*mittelgr,fp1ymitt*mittelgr,'-.r*',fp2xmitt*mittelgr,fp2ymitt*mittelgr,'-.r*');
hold on;
% plot(A1mit*mittelgr,B1mit*mittelgr,'*');
plot(Amitz(1:125)*mittelgr,Bmitz(1:125)*mittelgr,'-.y*');
h = legend('Mittelwert COP Forcep. 1','Mittelwert COP Forcep. 2','Mittelwert COM',3);
 grid on
 %axis equal
 xlabel('[X] = [Gangrichtung] = cm');
 ylabel('[Y] = cm');
hold off;

pause;
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\COMmittelx.mat';
save(savefile,'Amitz');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\COMmittely.mat';
save(savefile,'Bmitz');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\COPFP1mittelx.mat';
save(savefile,'fp1xmitt');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\COPFP1mittely.mat';
save(savefile,'fp1ymitt');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\COPFP2mittelx.mat';
save(savefile,'fp2xmitt');
savefile = 'C:\Dokumente und Einstellungen\Mad Helmut\Desktop\KraftmessPlatten\Data\COPFP2mittely.mat';
save(savefile,'fp2ymitt');

close all;
clear all;
```

A 3 Vergrößerte Abbildungen

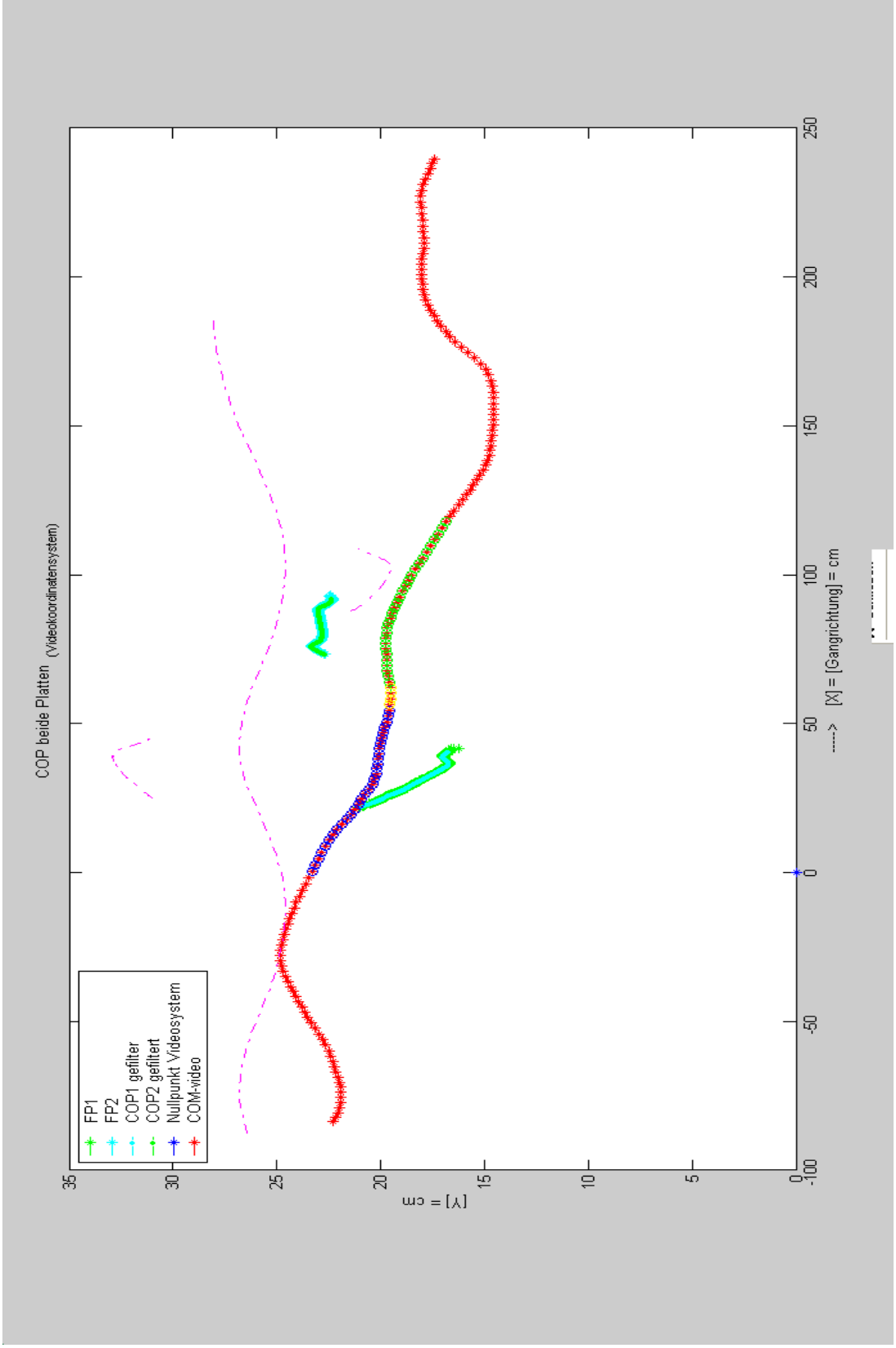
A 3.1 Abbildung 36



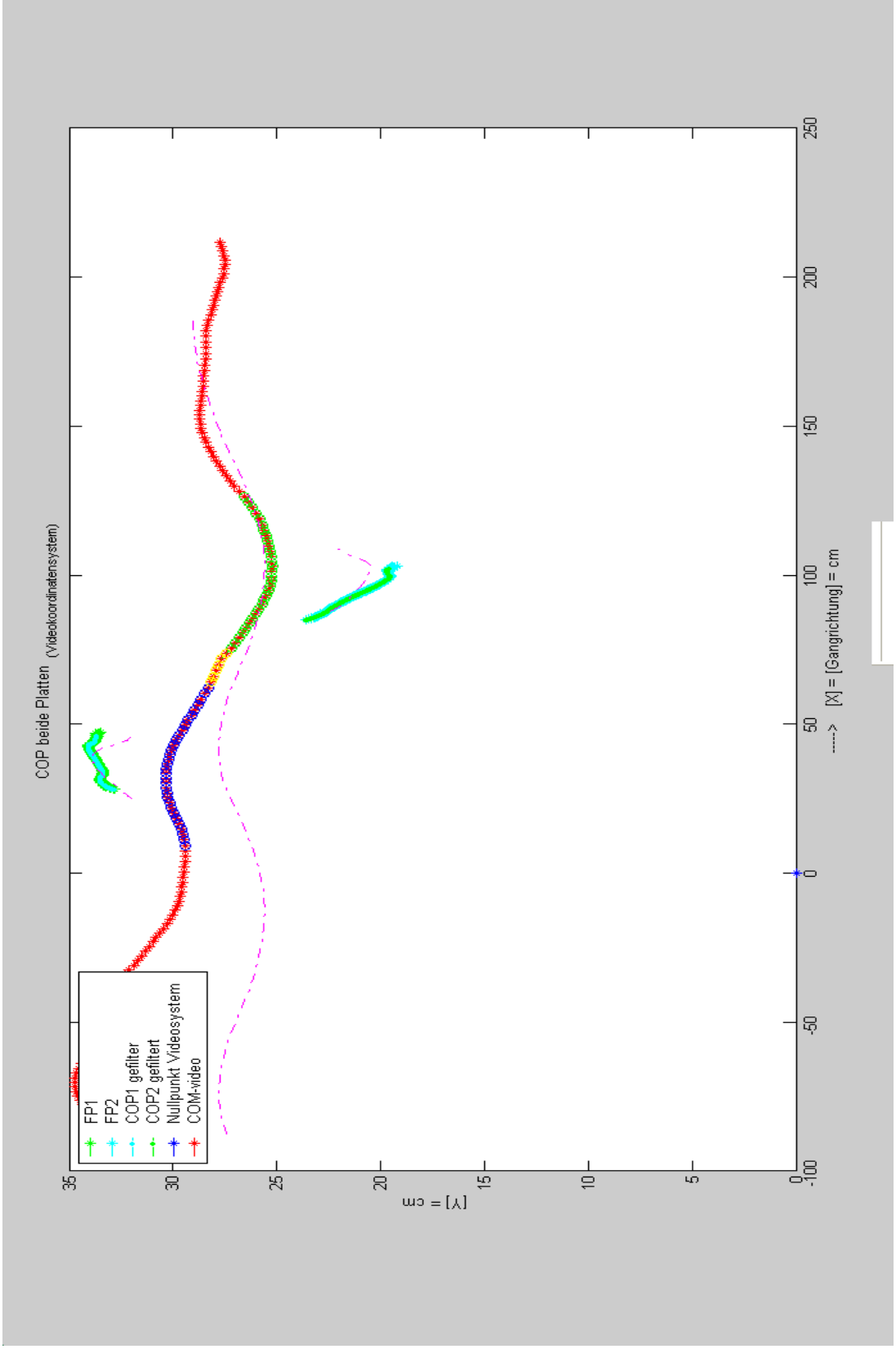
A 3.2 Abbildung 37



A 3.3 Abbildung 39



A 3.3 Abbildung 40



6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ablauf des Gangzyklus - Übersetzung der englischen Ausdrücke [Bär01] 6
Abbildung 2: Modell des inversen Pendels [Calow05] 7
Abbildung 3: Muskelaktivität während eines Gangzyklus - jeweils aktive Muskeln [Adler05] 7
Abbildung 4: COM - Verlauf [Hegewald00] – links: seitliche und vertikale Schwingung sowie deren Überlagerung / rechts: Transversalebene (1), Frontalebene (2), Sagittalebene (3) 8
Abbildung 5: Die in Abbildung 4 dargestellte Überlagerung der Schwingungen wurde schon 1899 durch Braune erkannt. Als Beispiel aus seinen Arbeiten hier die Y-Z-Darstellung der Bahnkurve des Hüftmittelpunktes während eines Gangzyklus [Braune1899] 9
Abbildung 6: ASIMO Roboterprototyp der Firma Honda [Asimo06] 9
Abbildung 7: Druckverteilung unterhalb des Fußes 10
Abbildung 8: Ganglinie [Hirschmüller04] 10
Abbildung 9: Lage des COP im Verlauf des Gangzyklus: HS-Heelstrike, TO-Toe Off [Pribut06] 11
Abbildung 10: Zusammenhang zwischen COM (rot) und COP (grün) – Gewichtsverlagerung auf den linken Fuß deutlich erkennbar sowohl in COM- als auch im COP-Verlauf 12
Abbildung 11: Ganganalysevorbereitung 14
Abbildung 12: Schema einer Anlage für Ganganalyse [Höschen97] 16
Abbildung 13: Modell mit 23 Freiheitsgraden [Pandy99] 20
Abbildung 14: Lage der Gelenke des Fußes in Bezug auf das globale Modellkoordinatensystem [Anderson99] 21
Abbildung 15: AMTI Kraftmessplatten mit Koordinatensystem für Platte 1 – positive y – Richtung entspricht der Gangrichtung 22
Abbildung 16: Räumliche Position der Koordinatensysteme: O Ursprung Videokoordinatensystem / In Gangrichtung näher zum Probanden liegend befindet sich Kraftmessplatte 1 / einzelne lokale Koordinatensysteme / V 1 und V2 Vektoren vom Ursprung des Videokoordinatensystems O zum Ursprung des lokalen Koordinatensystems von Kraftmessplatte 1 und 2 23
Abbildung 17:.ANC File (Kraftdaten in bits) – Eine Linie deutet den gekürzten Bereich vor dem Plattentreffer an. Erkennbar der Zeitpunkt des Heelstrike durch den Anstieg der Bodenreaktionskraft in lokaler Z-Richtung 24
Abbildung 18: Auszug des .ana File 25
Abbildung 19: Bodenreaktionskräfte – Verläufe: Kräfte dimensionsbehaftet über der jeweiligen „Framenumber“ dargestellt („Time“ dimensionslos – 2500 Datenpunke entsprechen bei einer Aufnahmefrequenz von 600 Hz einer Aufnahmedauer von 4,17 Sekunden) 27
Abbildung 20: Berechnungsschema des COP 29
Abbildung 21: COP-Verlauf auf den Kraftmessplatten im jeweiligen lokalen Koordinatensystem der Kraftmessplatte dargestellt (Ordinate der Diagramme in cm liegt in Gangrichtung) 30
Abbildung 22: COP - Verläufe im globalen Koordinatensystem 30
Abbildung 23: Marker - Platzierungen 33

Abbildung 24: Markerbenennung ohne zusätzliche Marker (in gelb dargestellt) an Kopf und Armen 33
Abbildung 25: Marker räumlich geplottet – Proband ruhig stehend..... 35
Abbildung 26: Marker – Kurvenverlauf dreidimensional..... 36
Abbildung 27: Räumliche Bahnkurve des nahe dem Sacrum positionierten Markers und deren Projektionen in die Ebenen des Videokoordinatensystems 37
Abbildung 28: COM - Verlauf aus den Winkellagen der Segmente zueinander..... 38
Abbildung 29: Dreieck der Marker 1 (Right Hip – orange), 2 (Left Hip – grün) und 3 (V.Sacral - magenta) sowie der COM-Ersatzpunkt (gelb/rot)/(Skelett [McCracken00])..... 40
Abbildung 30: COM- (links) und COP-Verläufe (rechts) über Körpergrößen normiert und daher dimensionslos dargestellt 41
Abbildung 31: COM- und COP-Verläufe über Körpergrößen normiert (Mittelwerte hervorgehoben)..... 41
Abbildung 32: Gemittelte Verläufe für COM und COP im Videokoordinatensystem dargestellt..... 42
Abbildung 33: COM Verlauf Li-Shan Chou [Li-Shan02] 43
Abbildung 34: COM Verlauf – aus Abbildung 32 vergrößerter Ausschnitt 43
Abbildung 35: COP Verlauf - Fuß 15 Grad Außenrotation: Start- und Endpunkte in grün dargestellt (Diagramm rechts [Giacomozzi02])..... 44
Abbildung 36: Vergleich COP/COM eines gesunden Probanden mit den durchschnittlichen Verläufen aus der Testgruppe (Vergleichskurve der Testgruppe violett/strichliert dargestellt) (Vergrößerte Abbildung siehe Anhang A 3.1) 47
Abbildung 37: Instabil wirkendes Gangbild übergewichtiger Patienten (Vergrößerte Abbildung siehe Anhang A 3.2)..... 48
Abbildung 38: Röntgen: Patient mit Coxarthrose/links – Gelenksersatz durch Totalendoprothese/rechts..... 48
Abbildung 39: Verändertes Gangbild- geschädigtes Hüftgelenk (Vergrößerte Abbildung siehe Anhang A 3.3)..... 49
Abbildung 40: Gangbild postoperativ – Hüftgelenkstotalendoprothese (Vergrößerte Abbildung siehe A 3.4)..... 50

7 Literaturverzeichnis

[Adler05]ADLER, Daniela: Mobile Ganganalyse zur Diagnostik von Änderungen im Bewegungsmuster der Wirbelsäule, FRIEDRICH – SCHILLER – UNIVERSITÄT JENA, Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften, Institut für Sportwissenschaft, Diplomarbeit 2005

[Anderson99]ANDERSON Frank Clayton, Dynamic optimization solution for a complete cycle of normal gait, University of Texas at Austin, Dissertation, Texas, austin, 1999

[Asimo06]Honda International, ASIMO-Official-Suite, http://www.honda.co.jp/ASIMO/ , Japan, 2006

[Braune1899]BRAUNE W., Fischer 0., Der Gang des Menschen 2. Teil: Die Bewegung des Gesamtschwerpunktes und die äußeren Kräfte, Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften Bd. XXV, Leipzig 1899

[Bär01]BÄR, Jürgen: Ganganalyse zur bewegungstherapeutischen Beurteilung des Konzeptes der MASAI BARFUSS TECHNOLOGIE., Medzinisch-technische Akademie für den physiotherapeutischen Dienst am Ausbildungszentrum West für Gesundheitsberufe TILAK GmbH, Diplomarbeit, 2001

[Calow05]CALOW, Roman: Markerlose Ganganalyse mit einem Multikamerasystem , Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Dissertation, 2005

[Foley97]FOLEY,D. J., v. Dam A., Feiner S. K., Hughes J. F., ComputerGraphics: Principles and Practice. Second Edition, Addison-Wesley,1997

[Giacomozzi02]GIACOMOZZI Claudia , CASELLI Antonella, MACELLARI Velio, Walking Strategy in Diabetic Patients with Peripheral Neuropathy, DIABETES CARE, Volume 25, Number 8, August 2002, e-Journal

[Hegewald00]HEGEWALD, Günther: Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen - eine Methode für Diagnose und Therapie im medizinischen Alltag und für die Qualitätssicherung in der rehabilitationstechnischen Versorgung, Humboldt Universität zu Berlin, Institut für Rehabilitationswissenschaften, Dissertation, 2001

[Hirschmüller04]HIRSCHMÜLLER, Anja Nicole, Untersuchungen zur Analyse biomechanischer und neuromuskulärer Adaptionsprozesse der menschlichen Gang- und Laufbewegung, Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik Tübingen, Abteilung V Sportmedizin, Tübingen 2004

[Höschen97]HÖSCHEN-LÜMMEN M., Kinematische Ganganalyse – Ein neutraler Blick auf die angebotenen Systeme, Bundesfachschule für Orthopädietechnik, Journal für Orthopädie Technik, Paper, 5/97

[Heng-Ju Lee06]Heng-Ju Lee, MS, Li-Shan Chou, PhD, Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles, Arch Phys Med Rehabil 2006;87:569-75

[Kerigan95]KERIGAN DC, Viramontes BE, Corcoran PJ, LaRaia PJ. Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance. Am J Phys Med Rehabil., 1995;74:3-8.

[Li-Shan02] Li-Shan Chou, Kenton R. Kaufman, Michael E. Hahn, Robert H. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance, L.-S. Chou et al. / Gait and Posture 18 (2003) 125_ 133

[McCracken00] McCRACKEN Thomas, Der 3D Anatomie Atlas, Weltbild Verlag GmbH 2000, Steinere Furt, Augsburg, ISBN: 3-8289-1871-9

[Michael04]Michael S. Orendurff, MS; Ava D. Segal, BAS; Glenn K. Klute, PhD; Jocelyn S. Berge, MS; Eric S. Rohr, MS; Nancy J. Kadel, MD, The effect of walking speed on center of mass displacement, Journal of Rehabilitation Research & Development, Volume 41 Number 6A, November/December 2004, Pages 829-834

[Nowkah02]NOWKAH Osita D.I., Hurmuzlu Yildirim, The mechanical Systems Design Handbook,erste Auflage, Boca Raton, Florida, USA: CRC Press LCC, 2002

[Pandy99]PANDY Marcus G., Anderson Frank C., Satic and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent, Department of Mecanical Engineering, University of Texas at Austin, Journal of Biomechanics 34 (2001) 153-161, Article, Texas, Austin, 2000

[Pribut06]PRIBUT Stefan, Dr. Stephen M. Pribut's Sport Pages, Stephen M. Pribut, DPM, Biomechanics Of Gait, NW. Washington, D.C. 20037

[Schmiedmayer98]Schmiedmayer Heinz-Bodo, Institut für Mechanik, technische Universität Wien, Systematische Fehler und deren Korrekturen bei der Bestimmung der Centre of Pressure (COP) mit Hilfe von Kraftmessplatten, Biomedizinische Technik Band 43, Ergänzungsband 2, 1998