

Lokomotion Motherfucker

## Versuche terrestrische Lokomotion

**Student:** Vincent E. Focke

**Leitung:** Prof. Dr. A. Kesel

**Betreuung:** LB. Nils Owsianowski

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>TODO</b>	<b>1</b>
1.1	MundM . . . . .	2
1.2	Geschw. und Beschl Linear und Winkel . . . . .	2
1.3	Scilab . . . . .	2
<b>2</b>	<b>Checkliste Inhalt</b>	<b>3</b>
<b>3</b>	<b>Einleitung</b>	<b>5</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>7</b>
4.1	Proband . . . . .	7
4.2	Material . . . . .	7
4.2.1	Laufband . . . . .	7
4.2.2	Laufstrecke . . . . .	7
4.3	Methoden . . . . .	7
4.3.1	Laufband . . . . .	7
4.3.2	Laufstrecke . . . . .	8
4.4	Datenauswertung mit Scilab . . . . .	8
<b>5</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>11</b>
5.1	Laufband . . . . .	11
5.2	Laufband (Fadenpendel) . . . . .	11
5.3	Laufstrecke . . . . .	11
5.4	Vergleich Laufband und Laufstrecke . . . . .	11
<b>6</b>	<b>Diskussion</b>	<b>12</b>
<b>7</b>	<b>Literatur</b>	<b>14</b>

# 1 TODO

## **Kirtley et al 1985**

knee angle and moment and changes over walking speed  
peak knee reflexion strongly correlated with walking speed

discussion;

strong correlation of cadence, stride length and velocity

velocity highest correlation with stance phase

cadence highest correlation with swing phase knee flexion

**GOOD ARGUMENTATION!**

Cadence, stride length and velocity

Eigenfrequency can't be changed, therefore energy is needed for deceleration and acceleration  
when walking faster or slower

walking becomes **more difficult**

shortening stance phase due to the fact that swing phase can't be shortened as easily as stance  
phase (gibt Quelle 11 an, nachgucken! zitieren!)

no change in knee extension peaks, kurz vor der Landung, bei 2/3 der Standphase

Kniewinkel

Standphase: extension kaum verändert, flexionsmaximum steigt

Schwungphase: keine große Änderung des Flexionswinkels??

**Kuo 2007** check conclusion Seite 35

Pendulum ist keine gute Theorie! aber irgendwas mit fliegender Kugel und "dynamic walking"

**Whittle 1996**

Seite 8 und 10

gute Graphen!

**Danion 2003**

Gangzyklen sind stark variabilität unterworfen

**Masaad-et al 2007**

introduction:

flat walking muscles work less efficient

bouncy walking muscles work more but also more efficient!

compare walking model types on a meta-level!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!

**Alexander 1992**

introduction: why we can't walk faster!!!

**TLOK-069** introduction good for robotics

## **READ!!!**

Alton 1998

Jordan 2007

### **1.1 MundM**

Beschriftung Abbildungsteile laufsteg und laufband

### **1.2 Geschw. und Beschl Linear und Winkel**

- pur plotten
- angucken
- sinnvoll plotten

### **1.3 Scilab**

- Einlesen Tabellen
  - Massenschwerpunkte bestimmen
  - Geschwindigkeiten und Beschleunigung (linear und winkel)
  - Daten glätten, gleitender Mittelwert
  - plotten
- 
- Kalibrierung der Waage
  - Messdaten bereinigen (Drift und Nullmessung)
  - Messdaten in Kräfte umrechnen
  - (y-Richtung Waage = x-Richtung der Videos)
  - (z-Richtung Waage = y-Richtung der Videos)
  - Bestimmung des genauen Ortes der Bodenreaktionskraft
  - Berechnung der inversen Dynamik
  - Zeitliche Synchronisation der Datensätze (Startbild und Aufnahmefrequenz)

## 2 Checkliste Inhalt

### Bewertungskriterien

Vorgehensweise:

welche Auswertungen wurden durchgeführt

wie viel Hingabe liegt in der Erstellung

wurde alles ausgewertet?

---

### Pendel

Eigenfrequenz ermitteln und darstellen

halbe periode, da nur Schwingphase betrachtet wird

wirklich nur die Periodendauer vergleichen

am leichtesten, da Schwingung nur durch Schwerkraft entsteht und keine Muskelkraft benötigt wird -> das mit subjektiver Wahrnehmung vergleichen (hier Skala 1-10)

ES GEHT NUR UM WINKEL!!

GESCHW. UND BESCHL. SIND NUR FÜR INVERSE KINEMATIK NOTWENDIG!!

---

### Laufband mit Laufstrecke vergleichen

oberkörper betrachten

dazu Literatur suchen -> Vorwärtsbewegung ist kontrolliertes Fallen (KUO 2007) macht Unterschied, ob ich tatsächlich mich fortbewege oder auf der Stelle laufe

das über die Winkel machen!

verändert sich die Armschwingungs/ Amplitude

wie doll ändert sich der Winkel zwischen Hüfte und Nacken (Winkel zwischen Boden und Verbindungslinie Nacken/Hüfte, am besten 0 Grad senkrecht nach oben festlegen, dann positive Winkel nach vorne, negative nach hinten!)

OPTIONAL!

Treibende Kraft aus Gravitationskraft und Oberkörperneigungswinkel berechnen

hier müsste eigentlich rauskommen, dass keine Kraft sich ergibt über einen Schrittzyklus, da das eine Pendelbewegung ist

Unterschiede zwischen Laufen auf einem Fleck (Laufband) und tatsächlicher Ortsänderung(Laufstrecke)

Arme hierfür getrackt!! hier wichtig: Amplitude in X-Richtung und Winkel zwischen Unter- und Oberarm angucken und vergleichen

---

### Laufstrecke

Auswertung durch inverse Kinematik (Winter 2009)

Kräfte und Momente für alle Gelenke analysieren und interpretieren

Bedeutung der Daten hinsichtlich bionischer oder medizintechnischer Anwendungen

weitere Schlussfolgerungen (s. Winter) und mögliche weiterführende Berechnungen/Untersuchungen

auftretende Kräfte und Momente angucken und interpretieren

was kann man daraus ablesen

welches Kraft/moment tritt wann auf, warum ist das so?

das mit Kinematik koppeln

bei welcher Gangphase passiert was, was kann daraus gezogen werden?

siehe Winter: was kann man noch weiter berechnen, Ansatz der Hebelarme etc...

welche Auswirkung hat dieses Wissen für technische Anwendung, zum Beispiel die ideale Dämpfung

Robotik, was kann man für bipedales Gehen für Gangmuster (central pattern generators - CPG) aus den Untersuchungen ziehen -> Robotik, Medizintechnik, Exoskelette

---

Anwendung auf andere Fortbewegungssysteme/ mögl. Anwendungen

Robotik, 4/6/8 Beine

Exoskelette Programmierung für natürlich Unterstützung des Menschen

---

auf Fehlen der Statistik eingehen

kurz beschreiben, welche Daten notwendig wären, welche Verfahren geeignet wären

---

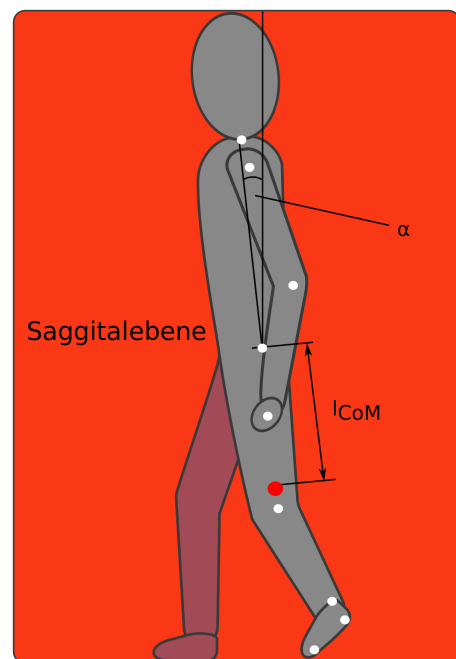
**Weiterführende Literatur!!**

### 3 Einleitung

Der bipedale Gang des Menschen ist ein Erkennungsmerkmal unserer Fortbewegung und weist ein Alleinstellungsmerkmal gegenüber anderer bipedalen Bewegungsstilen auf: die fast vollständige Streckung der Beine (ALEXANDER 1992). Die Erforschung der menschlichen Fortbewegung erstreckt sich dabei von der Ganganalyse (alexander und wer noch so alles) über klinische Forschung (WREN ET AL 2011) bis hin zur Untersuchung von Laufmustern für Roboter (TLOK-XXX und ...noch eins..). Um den Gang genauer zu untersuchen wird der Gangzyklus grundlegend unterteilt in Standphase und Schwungphase sowie weitere Sub-Phasen, die in Abbildung 2 dargestellt sind (Perry XXX).

Der Menschliche Gang lässt sich dabei sehr gut mit dem Modell eines inversen Pendels abstrahieren. Durch das fast vollständig gestreckte Standbein rotiert die Hüfte um den Kontaktpunkt mit dem Boden. Das Schwungbein verhält sich dagegen wie ein normales Pendel und schwingt um die Hüfte. Mit der Distanz des Beinschwerpunktes bis zur Hüfte lässt sich das Bein als mathematisches Pendel abstrahieren und so die Eigenfrequenz des Beines bestimmen. Bewegt man sich mit der Geschwindigkeit fort, bei der das jeweilige Schwungbein mit dieser Periodendauer schwingt, ist für die Beinbewegung keinerlei Energie notwendig (KUO 2007, HIER VLLT ANDERE QUELLE?!?!).

Das Modell des inversen Pendels kann durch den subjektiven Energieaufwand beim Gehen überprüft werden. Bewegt man sich mit genau der richtigen Geschwindigkeit fort, sollte das Laufen als sehr angenehm empfunden werden und ohne großen Kraftaufwand möglich sein. Weitere Aussagen über den Gang lassen sich durch das Messen der Bodenreaktionskräfte (BRK) treffen. Verbindet man diese mit der kinematischen Analyse können Momente wie Lastaufnahme in Y-Richtung sowie ein Abbremsen und Abstoßen in X-Richtung beobachtet werden. Die Kräfte in Z-Richtung erlauben Aussagen über die Balance beim Gehen, welche besonders interessant sind für die monopodalen Stützphasen (ehhh, QUELLE?). Ziel dieser Arbeit ist die exemplarische Datenerhebung mittels kinematischer und kinetischer Verfahren für einen Probanden. Das Gehen wird bei verschiedenen Geschwindigkeiten untersucht und eine allgemeine Auswertung von Periodendauer durchgeführt, um die Theorie des inversen Pendels zu testen. Die Versuche auf dem Laufband und der Laufstrecke werden auf Unterschiede in der Körperneigung und der Handtrajektorie verglichen. Unterschiede zwischen den beiden Experimenten könnten auf eine Anpassung des Gehens an die tatsächliche Ortsänderung auf der Laufstrecke sein. Zusammen mit den Kraftmessungen werden mittels inverser Kinematik auf der Laufstrecke die auftretenden Kräfte und Momente in Knöchel, Knie und Hüfte untersucht und hier Aussagen zu ( JA ZU WAS DENN??



**Abbildung 1:** Untersuchungsebene, wichtige Gelenke (weiße Kreise), Länge des virtuellen Pendels ( $l_{CoM}$ ) von Hüfte bis zum Massenschwerpunkt des Beines (roter Kreis) sowie Neigungswinkel des Oberkörpers zur Senkrechten ( $\alpha$ )

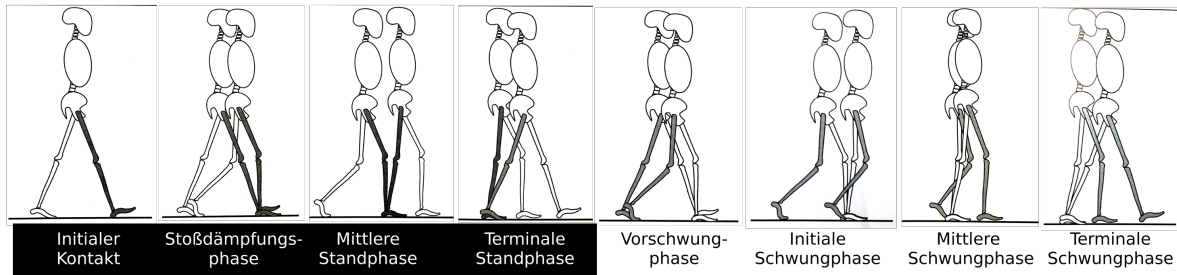


Abbildung 2: blabla blabla

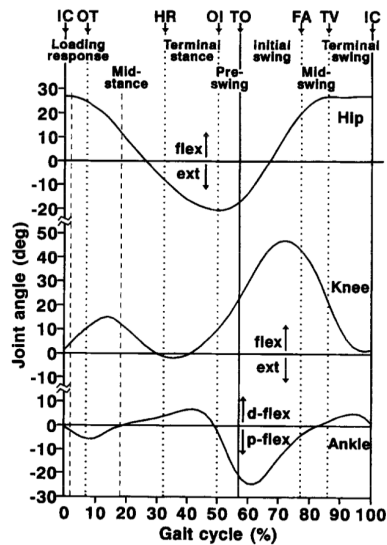


Fig. 3. Sagittal plane angles of hip, knee and ankle joints during a single gait cycle by a normal subject. IC, initial contact; OT, opposite toe off; HR, heel rise; OI, opposite initial contact; TO, toe off; FA, feet adjacent; TV, tibia vertical (reproduced with permission from Whittle, 1996).

Abbildung 3: blabla blabla

LAUFROBOTER??, BESSERE SCHUHE??) abgeleitet. Alle ermittelten Daten werden mit der Literatur verglichen und die Experimente auf ihre Belastbarkeit geprüft, da auf eine statistische Belastbarkeit der Messdaten verzichtet wurde, um den Umfang der Untersuchungen zu erhöhen. HIER NOCH ABBILDUNG DES PROBANDEN MIT PENDEL ETC EINBINDEN!!



## 4 Material und Methoden

### 4.1 Proband

Alle hier dargestellten Daten beziehen sich auf eine männliche Person mit einer Körpergröße  $l = 181$  cm und einem Gewicht von  $m = 75$  kg. Zur genauen Erkennung der Gelenke in beiden Experimenten werden die Gelenke Hals, Schulter, Ellenbogen, Handgelenk, Hüfte, Knie, Knöchel, Ferse und Ballen mit reflektierenden Markern versehen.

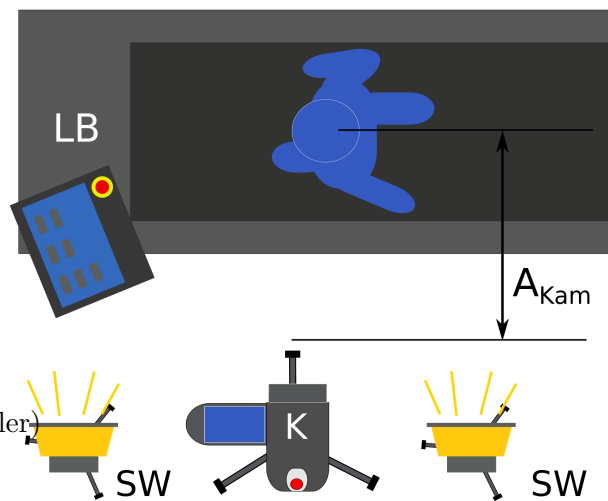
### 4.2 Material

#### 4.2.1 Laufband

Der Aufbau besteht aus einem mercury 4.0 Laufband (h/p/cosmos sports & medical GmbH, Nussdorf-Traunstein, Deutschland), einer Samsung VP-HMX20C Videokamera (Samsung AG Seoul, Südkorea) und zwei weißen 500W Baustrahlern (MARKE???). Abbildung 4 zeigt den Aufbau mit der Kamera 5 m vom Laufband entfernt. Die Bildebene ist parallel zur Sagittalebene ausgerichtet.

#### 4.2.2 Laufstrecke

Videokamera und Baustrahler des Laufband-Versuches kommen auch hier zum Einsatz. Der Proband läuft in diesem Experiment über eine Laufstrecke (Eigenbau Hochschule Bremen, Deutschland). In die Strecke ist ein Quarzkristall-3-Komponenten-Dynamometer Typ 9257B (Kistler Gruppe Winterthur, Schweiz) zum Messen der Kräfte eingebaut, welches im Folgenden als Waage bezeichnet wird. Die Waage ist über einen Mehrkanal-Ladungsverstärker Typ 5070A (Kistler) mit einem Computer verbunden. Abbildung 5 zeigt den Aufbau. Die Kamera steht zentriert vor der Waage und die Bildebene ist parallel zur Sagittalebene ausgerichtet.



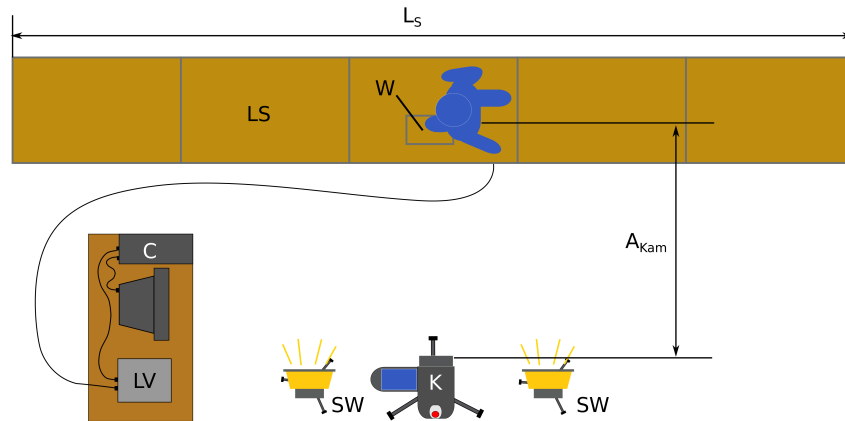
**Abbildung 4:** Aufbau des Laufband-Versuches mit Laufband LB, Kamera K und Scheinwerfern SW. Abstand zur Kamera  $A_{Kam} = 5$  m

### 4.3 Methoden

#### 4.3.1 Laufband

Ausgehend von 1 km/h werden in 1 km/h-Schritten sieben Geschwindigkeiten untersucht. Das Gehen wird subjektiv von 1 (angenehm) bis 10 (unangenehm) bewertet. Je zwei Gangzyklen werden mit einer Bildrate von 50 Hz, einer Belichtung von  $1/1000$  s und auf 5 m fixierten Fokus aufgenommen.

Die Videos werden anschließend mit dem Programm ffmpeg 2.1 (LGP License, ffmpeg.org)



**Abbildung 5:** Aufbau des Laufstrecke-Versuches mit Laufstrecke LS, Kamera K, Scheinwerfern SW, Computer C, Waage W und Ladungsverstärker LV. Länge Steg  $L_S = 6\text{ m}$  und Abstand zur Kamera  $A_{Kam} = 5\text{ m}$

in Einzelbilder zerlegt. In ImageJ (National Institutes of Health Bethesda, Maryland) werden mithilfe des Plugins MTrackJ **CITE(Meijering 20120)** die x- und y-Koordinaten aller Gelenke digitalisiert und im .mdf-Format gespeichert.

#### 4.3.2 Laufstrecke

##### EINSTELLUNGEN LADUNGSVERSTÄRKER???

Die Kameraeinstellungen vom Laufbandversuch übernommen finden auch hier Anwendung. Die Digitalisierung der Koordinaten ist wie oben beschrieben durchgeführt worden. Die Waagensignale werden mit 100 Hz und 200 N/V vom Ladungsverstärker an den Computer weitergeleitet. Mit DASyLab (Measurement Computing, Norton, USA) werden die Eingangssignale verarbeitet und alle 8 Kanäle im ASCII-Format gespeichert. Für eine 4-Punkt-Kalibration wird die Waage in alle drei Raumrichtungen mit 0, 1, 3,6 und 7,75 kg belastet. Der Waagendrift wird über 60 s ohne Belastung für jede Raumrichtung ermittelt.

Blick geradeaus, um nicht auf den Gang nicht an die Waage anzupassen

#### 4.4 Datenauswertung mit Scilab

In diesem Abschnitt wird auf die grundlegenden Gleichungen eingegangen, welche in Scilab (Scilab Enterprises S.A.S., Orsay Cedex, France) verwendet wurden, um die Rohdaten auszuwerten. Für die exakte Implementierung sei auf die beigefügte CD mit dem Quellcode verwiesen.

##### HIER NOTWENDIG ZENTRALDIFFERENZ ETC HINZUSCHREIBEN??

Für die Auswertung des Laufbandes wird die Periodendauer von Beginn der initialen bis Ende der terminalen Schwungphase ermittelt. Mit der Beinlänge als Länge eines idealen Pendels wird die Eigenfrequenz bestimmt.

Zum Vergleich der beiden Versuche werden der Winkel des Oberkörpers (Linie zwischen Nacken- und Hüft-Marker) zur Senkrechten sowie die Trajektorie der Hand herangezogen. Ersteres wird WIE GEMACHT?!?!?

Für die Handtrajektorie wird von den X-Koordinaten der Laufstrecke ein  $\delta x = Geschw \delta t$  abgezogen, um diese mit den Laufbandtrajektorien vergleichen zu können.

STIMMT DAS??

FELIX WIE HAST DU DIE GESCHW. ERMITTELT?

Die kinematischen und kinetischen Daten der Laufstrecke werden zur Berechnung der inversen Dynamik genutzt. Hierzu werden zunächst aus der kinematischen Untersuchung die Massenschwerpunkte der einzelnen Körperteile mit dem jeweils distalen (Index d) und proximalen (Index p) Gelenk und dem entsprechenden Gelenkoeffizienten  $c_{joint}$  aus der antropomorphischen Tabelle (ANHANG A) gebildet:

$$x_{CoM} = (x_d - x_p) \cdot c_{joint} + x_p \quad (1)$$

$$y_{CoM} = (y_d - y_p) \cdot c_{joint} + y_p \quad (2)$$

Mit diesen Koordinaten werden die lineare Geschwindigkeit und Beschleunigung der Körperteile mittels Zentraldifferenz berechnet.

ZENTRALDIFFERENZ

Zur Berechnung der Winkelgeschwindigkeit und -beschleunigung sind folgende Gleichungen verwendet worden:

WINKELPROBLEM??

WIE GELÖST???

Alle Trajektorien, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen wurden mittels gleitendem, gewichteten Mittelwert geglättet.

MITTELWERT!!!

DEN MÜSSEN WIR NOCH DARAUF ANWENDEN!!!

Für die Auswertung der kinetischen Daten muss zunächst eine Waagenkalibration durchgeführt werden, um deren Drift zu bestimmen und die Spannungswerte mit dem Körpergewicht zu korrelieren. Das folgende Vorgehen wurde in allen drei Raumrichtungen durchgeführt: Aus einer Null-Messung ohne Belastung werden XXXX Werte gewählt und durch lineare Regression der Drift der Waage bestimmt. In einer zweiten Messung wird bei A, B, C und D kg jeweils 30 s gemessen. Nach Abzug des Drifts wird das Waagensignal für die vier Gewichte über 3000 Werte gemittelt und über diese vier Werte durch lineare Regression das Waagensignal mit Gewichten korreliert.

OFFSET-BERECHNUNG UND ABZUG BEI JEDER MESSUNG

HIER FEHLT NOCH DAS ZUSAMMENFASSEN DER KANÄLE

Aufbau siehe Kirtley et al

Inverse Kinematik

FELIX WAS HAST DU DA ALLES GEZAUBERT?!?!?

**Skalierung und Synchronisation!!**

- Bei der Skalierung wird die Datenrate der Videorate angepasst (hier also nur jeder 20!!!!)

Datensatz). Gegebenenfalls muss zwischen den Datensätzen interpoliert werden.

- Bei der Datensynchronisation findet ein Abgleich des Videomaterials und der Bodenreaktionskräfte statt

### **Digitalisierung des Videomaterials**

- Skalieren der Videoaufnahme (ACHTUNG! Referenzbild mit Maßstab erforderlich?!?!?)
- Tracken von allen Gelenken
- Segmentschwerpunkte berechnen (Fuß, Unter- und Oberschenkel)

### **Datenfilterung (gleitender Mittelwert)**

- ACHTUNG! Je nach Anzahl von Stützstellen und Iterationen müssen Bilder vor und nach dem Schrittzyklus in die Digitalisierung einbezogen werden. z.B. 3 Stützstellen und eine Iteration benötigt 1 Bild vorher und ein Bild nachher, um  $i-1$  und  $n+1$  zu berücksichtigen.

### **Kinetische Berechnungen (Wagenzentrum rausrechnen?)**

Auf der Grundlage von David A. Winter werden:

- Kräfte und Momente in den Gelenken berechnet
- Berechnung mittels inverser Dynamik

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Laufband

Hier werden nur die Ergebnisse, durch Graphen und Bilder aufgezeigt und deren Inhalt beschrieben. Es werden noch kein Rückschlüsse und Interpretationen gezogen.

Die Laufbandversuche werden in Tabelle 1 mit einem theoretischen Fadenpendel verglichen.

**Tabelle 1:** Hier könnte ihre Werbung stehen! Tel: 0800-LATEX-WERBUNG

Geschwindigkeit [ $km \cdot h^{-1}$ ]	subjektive Einschätzung	berechnete Frequenz	Abweichung vom Fadenpendel [%]
1	total anstrengend	?	XX
2	joar	?	XX
3	wow	?	XX
4	woooow	?	XX
5	nääh	?	XX
6	miau	?	XX
7	muh	?	XX

### 5.2 Laufband (Fadenpendel)

### 5.3 Laufstrecke

### 5.4 Vergleich Laufband und Laufstrecke

#### Vergleich Laufstrecke und Laufband

Mithilfe von Winkelmessungen des Oberkörpers, Arme und Beine können die beiden Gangarten verglichen und analysiert werden

## 6 Diskussion

Mögliche Fehlerquellen:

- Markerklebung
- Hüftmarker auf Laufband besonders bei langsamen Geschwindigkeiten stark verdeckt
- keine statistik (n=1)

Erst in der Diskussion werden die Daten interpretiert und mit Ergebnissen aus der Literatur verglichen.

**Fazit**

**Ausblick**

## **7 Literatur**

Das Literaturverzeichnis ist nach folgendem Schema zu gestalten: (siehe Skript)



## Anhang