

**Skript zur Datenauswertung der kinematischen und  
kinetischen Experimente der terrestrischen Lokomotion**  
by Nils Owsianowski 2016

## Inhaltsverzeichnis

|  |    |
|--|----|
| 1.Laufbandexperiment.....  | 3  |
| 1.1 Das Fadenpendel.....   | 3  |
| 1.2 Laufband vs. Laufstrecke.....                                | 4  |
| 2.Laufstreckenexperiment.....                                    | 5  |
| 2.1 Auswertung der Videodaten.....                               | 5  |
| 2.1.1 Bestimmung der Massenschwerpunkte.....                     | 6  |
| 2.1.2 Berechnung von Geschwindigkeiten und Beschleunigungen..... | 6  |
| 2.1.2.1 lineare Beschleunigungen:.....                           | 6  |
| 2.1.2.2 Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung:.....     | 7  |
| 2.1.2.3 Winkelgeschwindigkeit:.....                              | 7  |
| 2.1.2.4 Winkelbeschleunigung:.....                               | 7  |
| 2.1.3 Glätten der Daten.....                                     | 8  |
| 2.2 Berechnung der inversen Dynamik.....                         | 8  |
| 2.2.1 Kalibrierung der 6-Komponenten Waage.....                  | 8  |
| 2.2.2 Bestimmung des Waagendriffs.....                           | 9  |
| 2.2.3 Kalibrierung der Waage.....                                | 9  |
| 2.2.4 Bestimmung des genauen Ortes der Bodenreaktionskraft.....  | 10 |
| 2.3 Berechnung der inversen Dynamik.....                         | 10 |
| 2.3.1 Zeitliche Synchronisation der Datensätze.....              | 11 |
| 2.3.2 Berechnung Fußsegment.....                                 | 12 |
| 2.3.3 Berechnung Beinsegment.....                                | 13 |
| 3.Der Bericht.....   | 14 |
| 3.1 Struktur.....  | 14 |
| 3.1.1 Die Einleitung.....  | 14 |
| 3.1.2 Material & Methode.....                                    | 14 |
| 3.1.3 Ergebnisse.....  | 14 |
| 3.1.4 Diskussion.....  | 14 |
| 3.1.5 Literaturverzeichnis.....                                  | 14 |
| 3.1.5.1 Buch:.....   | 15 |
| 3.1.5.2 Publikation:.....  | 15 |
| 3.2 Inhalt des Berichts.....                                     | 15 |

## Hinweis

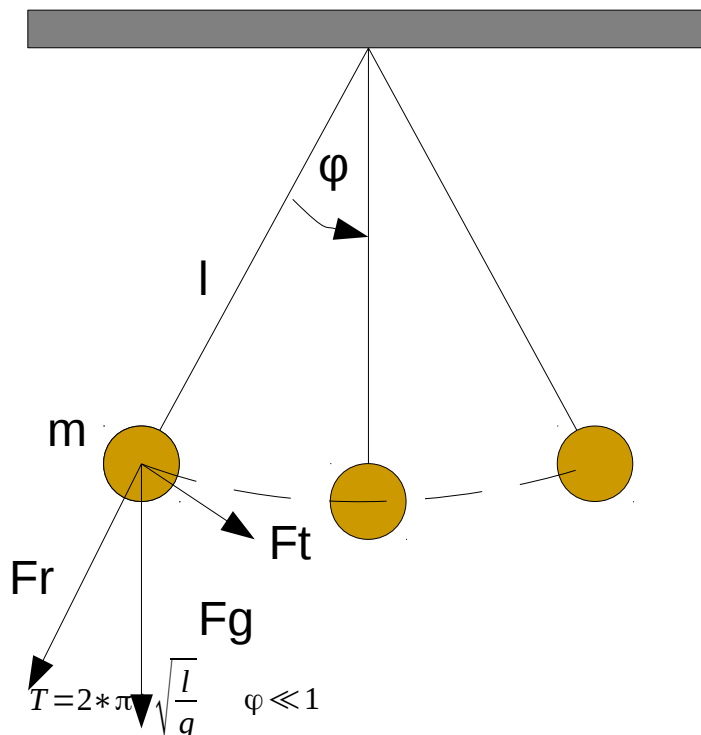
In diesem Skript wird näher auf die Datenauswertung der Laufband- und Laufstreckenexperimente eingegangen. Für die Durchführung der Laufstreckenexperimente ist hier auf die Aufbauanleitung, in der die Vorgehensweise bei der Datenaufnahme detailliert beschrieben wird, verwiesen.

# 1. Laufbandexperiment

Die Laufbandexperimente sollen hinsichtlich der subjektiven Einschätzung mit der Theorie des Fadenpendels verglichen und später im Unterschied zu dem Laufstreckenexperiment verglichen werden.

Hierzu werden die Videodaten wie in Abschnitt 2.1 Auswertung der Videodaten digitalisiert.

## 1.1 Das Fadenpendel



Die Schwungsphasen des Beines werden aus den Videodaten für die verschiedenen Geschwindigkeiten ermittelt. Für die Berechnung eines rein durch Gravitation getriebenen Beinschwungs, kann eine vereinfachte Berechnung eines Fadenpendels für kleine Auslenkungen zugrunde gelegt werden. Dieses soll mit den subjektiven Einschätzungen, über die Anstrengung respektive den Energieverbrauch bei verschiedenen Laufgeschwindigkeiten, verglichen werden.

## 1.2 Laufband vs. Laufstrecke

Um die Bewegungsmuster während des Laufens bzw. Gehens auf dem Laufband und der Laufstrecke vergleichen zu können, müssen die Marker auf den einzelnen Gelenken digitalisiert werden, siehe hierzu Abschnitt 2.1.

Während auf der Laufstrecke aktiv der Ort durch Fortbewegung verändert wird, wird auf dem Laufband lediglich eine Bewegung vollzogen und der Ort beibehalten. Dies bedeutet, dass in dem Fall Laufstrecke, zusätzliche kinetische Energie aufgebracht werden muss. Es sollte zumindest Unterschiede in der Körperhaltung erkennbar sein. Mithilfe von Winkelmessungen des Oberkörpers, Arme und Beine können die beiden Gangarten verglichen und analysiert werden.

## 2. Laufstreckenexperiment

Im Laufstreckenexperiment werden Videodaten zur kinematischen Analyse der Bewegungsabfolge eines Schrittzklus mit der Messung von Bodenreaktionskräften, zur Bestimmung der Kinetik im Bewegungsapparat, kombiniert. Nach Winter (2009) können, mittels inverser Dynamik, die auftretenden Kräfte und Momente in allen beteiligten Gelenken berechnet werden.

Die Videodaten werden mit einer Bildrate von 50 fps (frames per second) aufgenommen. Zur Bestimmung der Bodenreaktionskräfte kommt eine 6-Komponentenwaage zum Einsatz, diese liefert Messdaten der Kräfte in alle drei Raumrichtungen über vier Piezosensoren. Die Aufbereitung der Daten bedarf besonderer Aufmerksamkeit, da Sie die Grundlage für alle folgenden Schritte liefert.

### 2.1 Auswertung der Videodaten

Im ersten Schritt wird eine Bildersequenz aus den Videoaufnahmen erzeugt. Dazu kann z.B. das frei-erhältliche Programm **ffmpeg** genutzt werden. Es ist darauf zu achten, dass bei der Umwandlung der Videodaten sowohl das Seitenverhältnis als auch die Bildrate eingehalten wird. Am Ende sollte eine Bildsequenz entstanden sein, die exakt 50 Bilder pro Sekunde Videomaterial aufweist und bei denen das Seitenverhältnis von Höhe zu Breite mit der Pixelanzahl übereinstimmt.

Bsp.: `ffmpeg -i video.mpg -r 50 -s 576xh -aspect x:y -qscale 1 bilder%04d.jpg`

Danach müssen die reflektierenden Marker an den jeweiligen Gelenken digitalisiert werden. Hierzu wird das Tool ImageJ mit dem zusätzlichen Plugin MTrackJ empfohlen. Durch das Digitalisieren werden die x- und y-Koordinaten der einzelnen Punkte mit Bezug auf die linke obere Ecke der Bilder bestimmt.

**Achtung!** Die y-Achse zeigt hierbei positiv nach unten, daher sollten die entstandenen y-Werte mit -1 multipliziert werden, um die Koordinaten zu spiegeln.

Ein Schrittzklus ist durch die beiden Bilder definiert bei denen die Zehen des zu digitalisierenden Beines den Boden verlassen, wobei das Letztere der Beiden das Bild ist, in dem der Fuß von der Waage genommen wird. Für spätere Berechnungen sollten jedoch etwa 10 Bilder vor und nach dem Schrittzklus mit digitalisiert werden.

Digitalisiert werden die Marker der folgenden Gelenke:

- Fußballen (pad)
- Hacken (heel)
- Fußgelenk (ankle)
- Knie (knee)
- Hüfte (hip)
- Nacken (neck)
- Ellenbogen (elbow)
- Handgelenk (wrist)

Aus den x- und y-Koordinaten werden im Folgenden Linear- und Winkelgeschwindigkeiten sowie Beschleunigungen berechnet.

### 2.1.1 Bestimmung der Massenschwerpunkte

Die Berechnung der Geschwindigkeiten und Beschleunigungen werden auf die Massenschwerpunkte der einzelnen Körpersegmente angewendet. Diese müssen zuerst berechnet werden. Hierzu können die entsprechenden Verhältnisse aus der Anthropometrie Tabelle entnommen werden.

Z.B. liegt der Massenschwerpunkt des Fußes genau in der Mitte zwischen Fußballen und Sprunggelenk (Knöchel). Die Koordinaten für den Massenschwerpunkt des Fußes werden somit folgendermaßen bestimmt.

$$x_{com} = (x_d - x_p) * 0.5 + x_p \quad \text{com: center of mass}$$

$$y_{com} = (y_d - y_p) * 0.5 + y_p \quad \text{p: proximal joint, d: distal joint}$$

### 2.1.2 Berechnung von Geschwindigkeiten und Beschleunigungen

Lineare Geschwindigkeit:

Zur Bestimmung der korrekten Geschwindigkeiten in x- und y-Richtung wird ein Mittel aus der Geschwindigkeit vor dem aktuellen Bild und der Geschwindigkeit nach dem aktuellen Bild gebildet.

$$v_{x_{i-\frac{1}{2}}} = \frac{x_i - x_{i-1}}{\Delta t} \quad v_{x_{i+\frac{1}{2}}} = \frac{x_{i+1} - x_i}{\Delta t} \quad v_{y_{i-\frac{1}{2}}} = \frac{y_i - y_{i-1}}{\Delta t} \quad v_{y_{i+\frac{1}{2}}} = \frac{y_{i+1} - y_i}{\Delta t}$$

$$v_{x_i} = \frac{v_{x_{i+\frac{1}{2}}} + v_{x_{i-\frac{1}{2}}}}{2} \quad v_{y_i} = \frac{v_{y_{i+\frac{1}{2}}} + v_{y_{i-\frac{1}{2}}}}{2}$$

#### 2.1.2.1 lineare Beschleunigungen:

$$a_{x_i} = \frac{v_{x_{i+\frac{1}{2}}} - v_{x_{i-\frac{1}{2}}}}{\Delta t} \quad a_{y_i} = \frac{v_{y_{i+\frac{1}{2}}} - v_{y_{i-\frac{1}{2}}}}{\Delta t}$$

$\Delta t$ : Zeitdifferenz zwischen zwei aufgenommenen Bildern

i: Bildindex

### 2.1.2.2 Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung:

$$dx = x_d - x_p$$

$$dy = y_d - y_p$$

$$hyp = \sqrt{dx^2 + dy^2}$$

$$\rho = \arcsin\left(\frac{dy}{hyp}\right)$$

#### ACHTUNG! Winkelproblem

mögliche Lösung

if  $dy > 0$  &  $dx < 0$  then,  $\rho = \pi - \rho$ ; elseif  $dy < 0$  &  $dx < 0$  then,  $\rho = -\pi - \rho$ ; end

$$\Delta \rho_{i-\frac{1}{2}} = \rho_i - \rho_{i-1}$$

$$\Delta \rho_{i+\frac{1}{2}} = \rho_{i+1} - \rho_i$$

### 2.1.2.3 Winkelgeschwindigkeit:

$$\omega_{i-\frac{1}{2}} = \frac{\Delta \rho_{i-\frac{1}{2}}}{\Delta t} \quad \omega_{i+\frac{1}{2}} = \frac{\Delta \rho_{i+\frac{1}{2}}}{\Delta t} \quad \omega_i = \frac{\omega_{i-\frac{1}{2}} + \omega_{i+\frac{1}{2}}}{2}$$

### 2.1.2.4 Winkelbeschleunigung:

$$\alpha_i = \frac{\omega_{i+\frac{1}{2}} - \omega_{i-\frac{1}{2}}}{\Delta t}$$

$\Delta t$ : Zeitdifferenz zwischen zwei aufgenommenen Bildern

i: Bildindex

p: proximal joint

d: distal joint

### 2.1.3 Glätten der Daten

Ungenauigkeiten, die beim digitalisieren auftreten werden bei der Berechnung von Geschwindigkeiten und Beschleunigungen verstärkt. Um diese Ungenauigkeiten zu reduzieren werden die Geschwindigkeiten und Beschleunigungen rechnerisch geglättet. Eine Möglichkeit ist das Bilden eines gleitenden Mittelwerts. Hierbei wird für jeden Datenpunkt ein Mittel aus mindestens drei Punkten gebildet. Für den gleitenden Mittelwert werden Punkte vor und nach dem zu mittelnden Punkt benötigt. Hierfür mussten die entsprechenden Bilder vor und nach dem Schrittzzyklus einbezogen werden.

Gleitender Mittelwert für drei Stützstellen

x: steht repräsentativ für den jeweiligen Datensatz z.B. die Geschwindigkeiten

a, b und c: sind Gewichtungsfaktoren, die im einfachsten Fall 1 sind

i: Bildindex

$$x_i = \frac{a * x_{i-1} + b * x_i + c * x_{i+1}}{a + b + c}$$

## 2.2 Berechnung der inversen Dynamik

Bevor die Berechnung der inversen Dynamik durchgeführt werden kann, müssen zuerst die Kalibrierung der Waage und die Messdaten aufbereitet werden.

### 2.2.1 Kalibrierung der 6-Komponenten Waage

Die 6-Komponenten Waage besitzt 4 Kraftmesssensoren, die jeweils Kräfte in den 3 Raumrichtungen x, y und z messen. Die Daten werden systemintern zusammengefasst und auf 8 Kanälen ausgegeben.

**Hinweis:** Die Videodaten werden in 2D bearbeitet. Wenn die Bilder in einem x/y Koordinatensystem dargestellt sind, entspricht die y-Achse der Waage der x-Richtung und die z-Achse der Waage der y-Richtung auf den Bildern.

Ausgabe in [V] auf 8 Kanälen:

1: x1 + x2

2: x3 + x4

3: y1 + y4

4: y2 + y3

5: z1

6: z2

7: z3

8: z4

Berechnung Kräfte & Momente:

$$F_x = K1 + K2$$

$$F_y = K3 + K4$$

$$F_z = K5 + K6 + K7 + K8$$

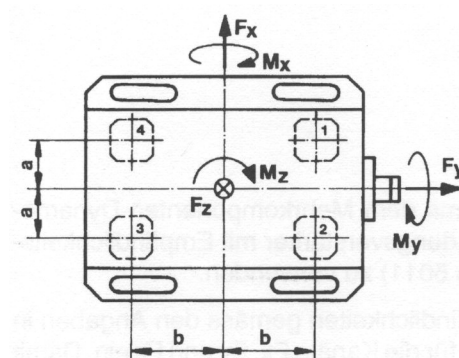
$$M_x = b(K5 + K6 - K7 - K8)$$

$$M_y = a(-K5 + K6 + K7 - K8)$$

$$M_z = b(-K1 + K2) + a(-K3 - K4)$$

$$a = 30\text{mm}$$

$$b = 57,5\text{mm}$$





Die 4 Sensoren basieren auf Piezotechnologie, diese hat die Eigenschaften über die Zeit ihren Messwert zu verändern. Im folgenden wird dieses als Waagendrift bezeichnet. Der Waagendrift muss daher zuerst bestimmt werden. Alle aufgenommenen Messdaten müssen mit diesem Waagendrift korrigiert werden.

### 2.2.2 Bestimmung des Waagendriffs

Zur Bestimmung des Waagendriffs muss ein Datensatz erhoben werden bei dem die Waage ohne Belastung für ein paar Minuten aufgezeichnet wird. Aus den Daten kann über eine Regressionsgerade die Steigung des Drifts errechnet werden.

$$f(x) = a \cdot x + b \quad a = \frac{\left(\sum x_i \cdot y_i\right) - \frac{\sum x_i \cdot \sum y_i}{n}}{\sum x_i^2 - \frac{\left(\sum x_i\right)^2}{n}} \quad b = \frac{\sum y_i - b \cdot \sum x_i}{n}$$

In Scilab kann dies mit der Funktion reglin() bestimmt werden:

$y = a \cdot x + b$       $[a, b, \text{Sig}] = \text{reglin}(x, y)$

Die Steigung  $a$  gibt den Drift der Waage über die Zeit an. Jeder aufgenommene Datensatz muss mit dieser Steigung korrigiert werden.

$y_{\text{corr}} = y - a \cdot x$

### 2.2.3 Kalibrierung der Waage

Die Ausgabe der Waage erfolgt in Volt. Um die Daten in Kräfte zu konvertieren, ist eine Kalibrierung notwendig. Hierzu wird eine Vier-Punkt-Kalibrierung genutzt. Während die Daten aufgezeichnet werden wird die Waage nach und nach mit Gewichten belastet, deren Masse bekannt ist. In vier Schritten wird so ermittelt wieviel Volt einer spezifischen Masse entspricht.

Nicht vergessen, dass auch diese Daten vom Drift der Waage befreit werden müssen.

Wurde der Drift aus den Daten herausgerechnet, ist noch die Nullpunktverschiebung zu ermitteln. Auch diese ist später für jeden gemessenen Datensatz zu bestimmen und aus den Daten zu entfernen. Hierbei wird geschaut was die Waage ohne Belastung anzeigt. Dieser Wert sollte dementsprechend Null für alle Kanäle sein. Da dieses nicht der Fall ist, wird der Wert, der ohne Belastung angezeigt wird, von allen Messdaten abgezogen. Somit wurden die Daten um den Versatz verschoben und sind nun auf Null gesetzt.

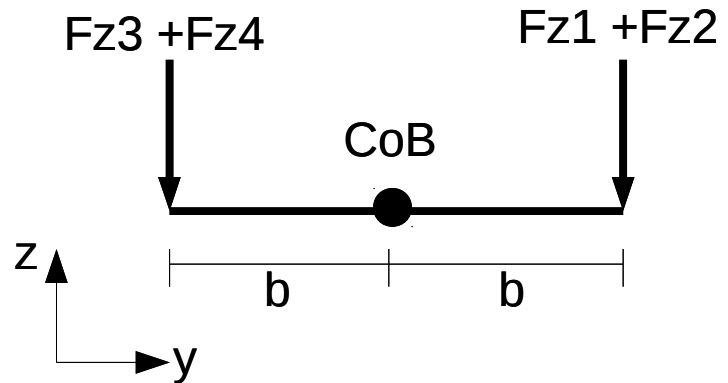
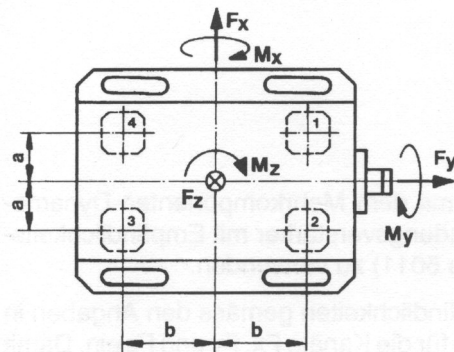
Jetzt ist zu erkennen, dass für jedes spezifische Gewicht ein bestimmter Voltwert angezeigt wird. Daraus werden vier abhängige Punkte erzeugt, die besagen:

Kraft  $F$  [N] = Masse  $M$  [kg] \*  $9.81 \text{ [m/s}^2\text{]} = \text{Spannung [Volt]}$

Aus den vier Punkten kann wieder eine Regressionsgerade erzeugt werden, die den Zusammenhang zwischen ausgegebenen Volt und entsprechender Kraft angibt. Mit dieser Regression werden alle aufgenommenen Volt-Daten in Kraft-Daten überführt.

## 2.2.4 Bestimmung des genauen Ortes der Bodenreaktionskraft

Da beim Abrollen des Fußes über den Boden die Bodenreaktionskraft ihren Ort ändert, muss diese Verschiebung, für spätere Berechnungen, bestimmt werden.



Achtung! Das Waagenzentrum muss aus den Videodaten ermittelt werden

$a = 30\text{mm}$

grf: ground reaction force

$b = 57,5\text{mm}$

CoB: center of balance

$$y(\text{grf}) = \frac{Fz1 + Fz2}{Fz1 + Fz2 + Fz3 + Fz4} * 2b - b + y(\text{CoB}) \quad z(\text{grf}) = z(\text{CoB}) - 0.02\text{m}$$

## 2.3 Berechnung der inversen Dynamik

Bei der inversen Dynamik werden die auftretenden Bodenreaktionskräfte genutzt, um sequentiell die Kräfte und Momente in jedem Gelenk des Beines zu bestimmen.

Hierfür gilt allgemein:

$$1. \sum F_x = m * a_x$$

$$2. \sum F_y = m * a_y$$

$$3. \sum M = I_o * \alpha$$

$I_o$  das Trägheitsmoment

Beispiel Fuß von Person 80kg,

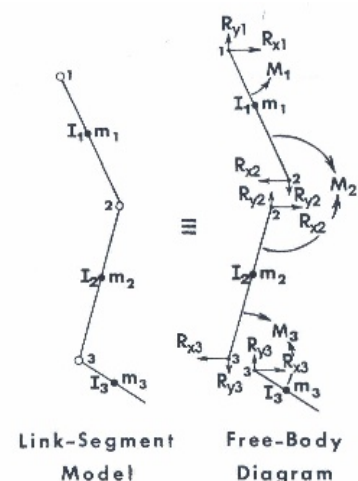
Fußlänge 0,2m

$$m_f = 0.0145 * 80\text{kg} = 1.16\text{kg} \text{ (Masse Fuß)}$$

$$\rho_0 = 0.475 * 0.2\text{m} = 0.095\text{m} \text{ (Trägheitsradius)}$$

$$I_o = m_f * \rho_0^2$$

$$I_o = 1.16\text{kg} * (0.095\text{m})^2 = 0.0105\text{kgm}^2 \text{ (Trägheitsmoment)}$$



Die Faktoren für die Masse des Fußes und den Trägheitsradius werden aus der Tabelle für die Anthropometrie entnommen.

TABLE 4.1 Anthropometric Data

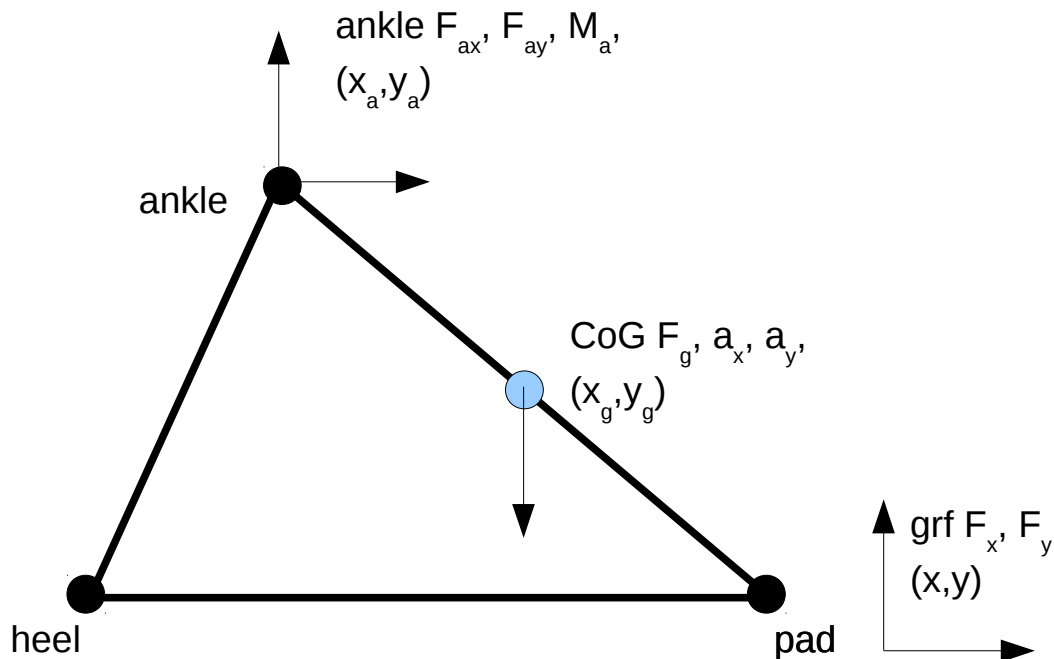
| Segment                     | Definition                               | Segment<br>Weight/Total<br>Body Weight | Center of Mass/<br>Segment Length |          | Radius of Gyration/<br>Segment Length |          |          | Density |
|-----------------------------|--|--|-----------------------------------|----------|---------------------------------------|----------|----------|---------|
|                             |  |  | Proximal                          | Distal   | C of G                                | Proximal | Distal   |         |
| Hand                        | Wrist axis/knuckle II middle finger      | 0.006 M                                | 0.506                             | 0.494 P  | 0.297                                 | 0.587    | 0.577 M  | 1.16    |
| Forearm                     | Elbow axis/ulnar styloid                 | 0.016 M                                | 0.430                             | 0.570 P  | 0.303                                 | 0.526    | 0.647 M  | 1.13    |
| Upper arm                   | Glenohumeral axis/elbow axis             | 0.028 M                                | 0.436                             | 0.564 P  | 0.322                                 | 0.542    | 0.645 M  | 1.07    |
| Forearm and hand            | Elbow axis/ulnar styloid                 | 0.022 M                                | 0.682                             | 0.318 P  | 0.468                                 | 0.827    | 0.565 P  | 1.14    |
| Total arm                   | Glenohumeral joint/ulnar styloid         | 0.050 M                                | 0.530                             | 0.470 P  | 0.368                                 | 0.645    | 0.596 P  | 1.11    |
| Foot                        | Lateral malleolus/head metatarsal II     | 0.0145 M                               | 0.50                              | 0.50 P   | 0.475                                 | 0.690    | 0.690 P  | 1.10    |
| Leg                         | Femoral condyles/medial malleolus        | 0.0465 M                               | 0.433                             | 0.567 P  | 0.302                                 | 0.528    | 0.643 M  | 1.09    |
| Thigh                       | Greater trochanter/femoral condyles      | 0.100 M                                | 0.433                             | 0.567 P  | 0.323                                 | 0.540    | 0.653 M  | 1.05    |
| Foot and leg                | Femoral condyles/medial malleolus        | 0.061 M                                | 0.606                             | 0.394 P  | 0.416                                 | 0.735    | 0.572 P  | 1.09    |
| Total leg                   | Greater trochanter/medial malleolus      | 0.161 M                                | 0.447                             | 0.553 P  | 0.326                                 | 0.560    | 0.650 P  | 1.06    |
| Head and neck               | C7–T1 and 1st rib/ear canal              | 0.081 M                                | 1.000                             | — PC     | 0.495                                 | 0.116    | — PC     | 1.11    |
| Shoulder mass               | Sternoclavicular joint/glenohumeral axis | —                                      | 0.712                             | 0.288    | —                                     | —        | —        | 1.04    |
| Thorax                      | C7–T1/T12–L1 and diaphragm*              | 0.216 PC                               | 0.82                              | 0.18     | —                                     | —        | —        | 0.92    |
| Abdomen                     | T12–L1/L4–L5*                            | 0.139 LC                               | 0.44                              | 0.56     | —                                     | —        | —        | —       |
| Pelvis                      | L4–L5/greater trochanter*                | 0.142 LC                               | 0.105                             | 0.895    | —                                     | —        | —        | —       |
| Thorax and abdomen          | C7–T1/L4–L5*                             | 0.355 LC                               | 0.63                              | 0.37     | —                                     | —        | —        | —       |
| Abdomen and pelvis          | T12–L1/greater trochanter*               | 0.281 PC                               | 0.27                              | 0.73     | —                                     | —        | —        | 1.01    |
| Trunk                       | Greater trochanter/glenohumeral joint*   | 0.497 M                                | 0.50                              | 0.50     | —                                     | —        | —        | 1.03    |
| Trunk head neck             | Greater trochanter/glenohumeral joint*   | 0.578 MC                               | 0.66                              | 0.34 P   | 0.503                                 | 0.830    | 0.607 M  | —       |
| Head, arms, and trunk (HAT) | Greater trochanter/glenohumeral joint*   | 0.678 MC                               | 0.626                             | 0.374 PC | 0.496                                 | 0.798    | 0.621 PC | —       |
| HAT                         | Greater trochanter/mid rib               | 0.678                                  | 1.142                             | —        | 0.903                                 | 1.456    | —        | —       |

Um die kinematischen Daten aus den Videoaufnahmen mit den Kraftmessdaten der Waage zeitlich zu synchronisieren, muss ein indentischer Zeitpunkt in beiden Systemen ermittelt werden. Hierzu kann z.B. der Punkt genommen werden, an dem der Fuß bzw. die Hacke die Waage zum ersten Mal belastet. Diese Gegebenheit ist sowohl in der Videoaufnahme als auch in den Kräften sichtbar. Auf diesen Zeitpunkt wird dann die Zeitlinie für beide Datensätze gleich gesetzt

Ein weiterer Schritt ist die Reduktion der Kraftmessdaten. Da für jedes Bild ein Kraftmessdatensatz benötigt wird, müssen diese zuvor aus den Messdaten extrahiert werden. In diesem Fall beträgt die Bildrate 50Hz, also 50 Bilder pro Sekunde. Sind die Kraftmessdaten mit einer höheren Frequenz aufgenommen worden, so muss, je nach Aufnahme Rate, nur jeder x-te Datensatz entnommen werden.

Bsp.: Wurden die Messdaten mit 1kHz also 1000 pro Sekunde und das Video mit 50 Bilder pro Sekunde aufgenommen, wird nach der zeitlichen Synchronisation nur jeder zwanzigste Datensatz benötigt.

### 2.3.2 Berechnung Fußsegment



$$1. \sum F_x = m * a_x$$

$$F_x + F_{ax} = m_{foot} * a_{x_{foot}}$$

$$2. \sum F_y = m * a_y$$

$$F_y + F_{ay} + F_g = m_{foot} * a_{y_{foot}}$$

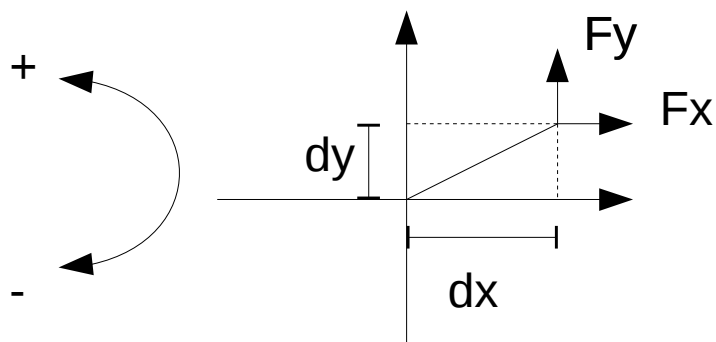
$$3. \sum M = I_o * \alpha$$

$$M_a + F_{ay} * (x_a - x_g) + F_{ax} * (y_g - y_a) + F_x * (y_g - y) + F_y * (x - x_g) = I_o * \alpha$$

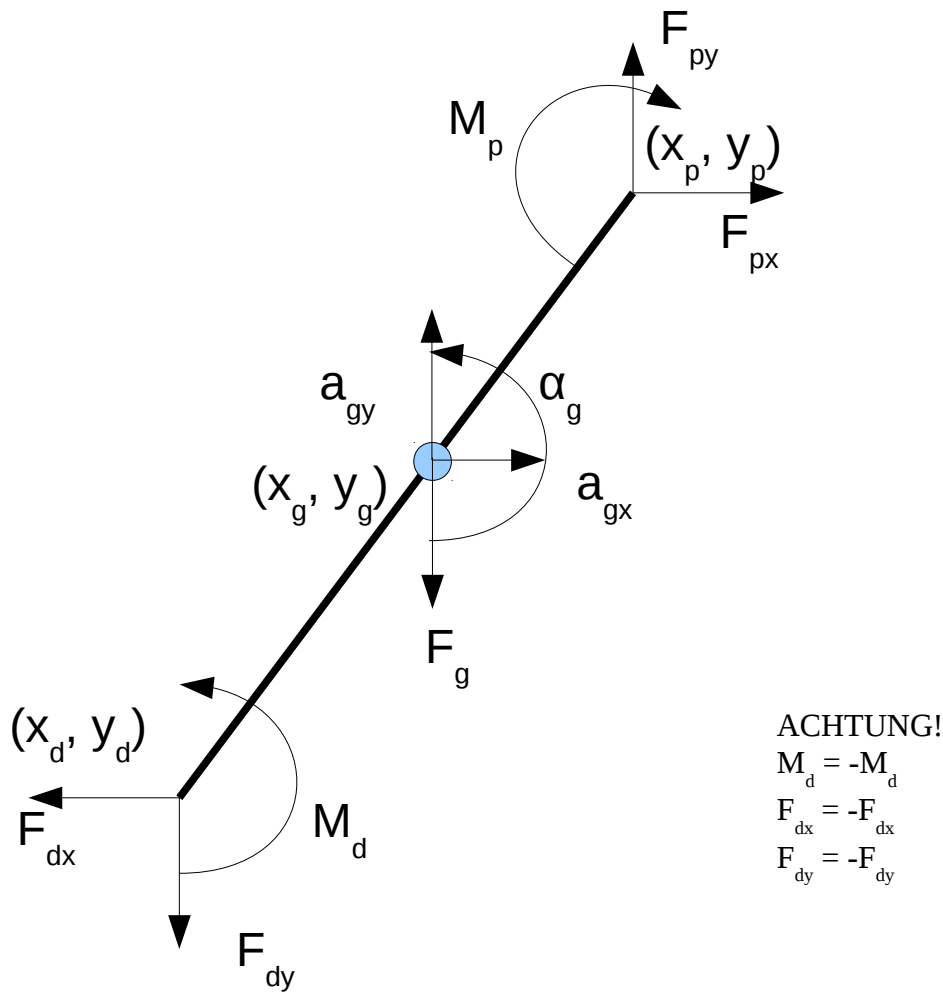
Berechnung der Momente

$$M_x = F_y * (x_p - x_d)$$

$$M_y = F_x * (y_p - y_d)$$



### 2.3.3 Berechnung Beinsegment



$$1. \sum F_x = m \cdot a_x$$

$$F_{px} + F_{dx} = m \cdot a_{gx}$$

$$2. \sum F_y = m \cdot a_y$$

$$F_{py} + F_{dy} + F_g = m \cdot a_y$$

$$3. \sum M = I_o \cdot \alpha$$

$$M_d + M_p + F_{py} \cdot (x_p - x_g) + F_{px} \cdot (y_g - y_p) + F_{dx} \cdot (y_g - y_d) + F_{dy} \cdot (x_d - x_g) = I_o \cdot \alpha_g$$

## 3. Der Bericht

### 3.1 Struktur

Der Bericht wird im wissenschaftlichen Stil verfasst und ist nach folgender Struktur gegliedert:

- Titelblatt
- Inhaltsverzeichnis
- Zusammenfassung
- Einleitung
- Material & Methode
- Ergebnisse
- Diskussion
- Literatur

#### 3.1.1 Die Einleitung

In der Einleitung wird auf den Kern der Arbeit, unter Verwendung weiterführender Literatur, hingeführt. Es wird eine These aufgestellt, die innerhalb der Arbeit erörtert und diskutiert wird.

#### 3.1.2 Material & Methode

In dem Teil der Material & Methode wird ausschließlich die Vorgehensweise während der Datenerhebung und Auswertung beschrieben. Dazu gehören alle mathematischen Formeln, die genutzt wurden, um die Ergebnisse zu berechnen. Es werden sämtliche Werkzeuge beschrieben und Versuchsaufbauten rekonstruierbar dargestellt.

#### 3.1.3 Ergebnisse

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

#### 3.1.4 Diskussion

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

#### 3.1.5 Literaturverzeichnis

Das Literaturverzeichnis ist nach folgendem Schema zu gestalten:

##### 3.1.5.1 Buch:

**WINTER D. A. (2009):** biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th printing, John Wiley & Sons Inc., New Jersey, ISBN: 978-0-470-39818-0.

### 3.1.5.2 Publikation:

SUNADA, S.; TAKASHIMA, H.; HATTORI, T.; YASUDA, K. & KAWACHI, K. (2002): Fluid-dynamic Characteristics of a Bristled Wing, J. Exp. Biol., 205: 2737-2744.

## 3.2 Inhalt des Berichts

Die Laufbandversuche sollen in erster Linie mit dem Fadenpendel verglichen werden. Die subjektiven Einschätzungen, über das Ausmaß der aufzubringenden Energie, für die unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten, welche sich in Form von Anstrengung bemerkbar machen, ist mit dem, ausschließlich durch Gravitation getriebenes Pendel zu vergleichen.

Es sollen jedoch auch Bewegungsformen des Gehens auf dem Laufband mit denen der Laufstrecke verglichen werden. Kern dieser Untersuchung, ist zu ermitteln welche Unterschiede zu einer tatsächlichen Ortsänderung führen. Auf der Laufstrecke ist die Aufbringung zusätzlicher kinetischer Energie notwendig, um den Standort zu ändern. Auf dem Laufband wird keine Änderung des Standortes vollzogen, die aufzubringende Energie wird vom Laufband selbst bereit gestellt.

Die Laufstreckenversuche werden mittels der inversen Dynamik nach Winter (2009) ausgewertet. Die Resultate der Kräfte und Momente, die in den beteiligten Gelenken auftreten, sollen analysiert und interpretiert werden. Welche Bedeutung können die Daten hinsichtlich bionischer oder medizintechnischer Anwendung haben? Was kann alles aus diesen Ergebnissen an Information gezogen werden und für welche weiterführenden Berechnungen oder Untersuchungen können die Daten als Grundlage dienen? Könnte diese Methode auch auf andere Fortbewegungssysteme angewendet werden und wo könnte so etwas Anwendung finden?

Innerhalb dieses Praktikums wird auf eine statistische Aufbereitung und Auswertung der Daten verzichtet. Für eine fundierte wissenschaftliche Arbeit ist dieses jedoch unumgänglich. Teil des Berichtes ist zumindest aufzuzeigen wie eine solche Statistik aussehen könnte und welche Daten hierzu erhoben werden müssten.

Weiterführende Literatur zu Grundlagen und Prinzipien der terrestrischen Lokomotion ist ebenfalls in den Bericht aufzunehmen und sowohl in der Einleitung als auch in der Diskussion zu verwenden.

Der Bericht muss in einer gebundenen Form abgegeben werden, sodass nachträglich keine Seiten ausgetauscht werden können. Zusätzlich soll eine CD oder DVD mit allen verwendeten Unterlagen beigelegt werden. Hierzu gehören folgende Dokumente:

- Der Bericht als pdf-Datei
- Verwendete Literatur
- Alle Scilab, Excel, ImageJ und Textdateien, die für die Auswertung notwendig waren.
- Bilder und Videos
- Alle aufgenommenen Mess- und Kalibrierungsdaten