

Lokomotion Motherfucker

Versuche terrestrische Lokomotion

Student: Vincent E. Focke

Leitung: Prof. Dr. A. Kesel

Betreuung: LB. Nils Owsianowski

Inhaltsverzeichnis

1	Notes	1
2	Checkliste Inhalt	2
3	TODO	3
4	Einleitung	4
5	Material und Methoden	6
5.1	Laufbandversuch	6
5.1.1	Laufstreckenversuch	6
5.2	Datenauswertung	6
6	Ergebnisse	9
6.1	Laufband	9
6.2	Vergleich Laufband und Laufstrecke	9
6.3	Laufstrecke	10
7	Diskussion	13
7.1	Laufband	13
7.2	Vergleiche Band und Strecke	13
7.3	Laufstreckenversuch	13
8	Literaturverzeichnis	15
9	Literatur	15

1 Notes

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!!!

READ!!!

Alton 1998
Jordan 2007

2 Checkliste Inhalt

Bewertungskriterien

Vorgehensweise:

welche Auswertungen wurden durchgeführt
wie viel Hingabe liegt in der Erstellung
wurde alles ausgewertet?

Laufband mit Laufstrecke vergleichen

dazu Litertur suchen -> Vorwärtsbewegung ist kontrolliertes Fallen (KUO 2007)
Treibende Kraft aus Gravitationskraft und Oberkörperneigungswinkel berechnen
hier müsste eigentlich rauskommen, dass keine Kraft sich ergibt über einen Schrittzzyklus, da das eine Pendelbewegung ist

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 Berechnunge/Untersuchungen
auftretende Kräfte und Momente angucken und interpretieren
was kann man daraus ablesen
welches Kraft/moment tritt wann auf, warum ist das so?

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

3 TODO

TODO MITTWOCH:

Einleitung überarbeiten

Neue Auswertung Kraftkram (siehe Perry und Paper)

BRK so neu plotten, dass 2 kmh am Längsten ist, da Anfangs- und Endpunkt genau treffen

TODO DONNERSTAG:

Ergebnisse zu allen bildern Texte!

Abbildung Perry überarbeiten

Diskussion schreiben

4 Einleitung

GEDANKEN:

hier vllt mehr auf die Versuche konzentrieren

das eher wie einen Praktikumsbericht auslegen

kurz und knackig Einführung zu gehen, Pendeltheorie und Analyse durch inverse Kinematik beleuchten

Ziel ist die Ermittlung dieser Daten und eine Machbarkeitsstudie zu den Techniken.

Die Ergebnisse werden ausgewertet, um zu zeigen, welche Schlüsse aus Belastbaren Daten zu ziehen wären.

Der bipedale Gang des Menschen ist ein Erkennungsmerkmal seiner Fortbewegung und weist ein Alleinstellungsmerkmal gegenüber anderen 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 u. a. 2011) bis hin zur Untersuchung von Laufmustern für Roboter (TLOK-XXX und ...noch eins..). Ein Schrittzzyklus wird grundlegend unterteilt in Standphase und Schwungphase sowie weitere Sub-Phasen, die in Abbildung 1 dargestellt sind (Perry und Burnfield 1992).

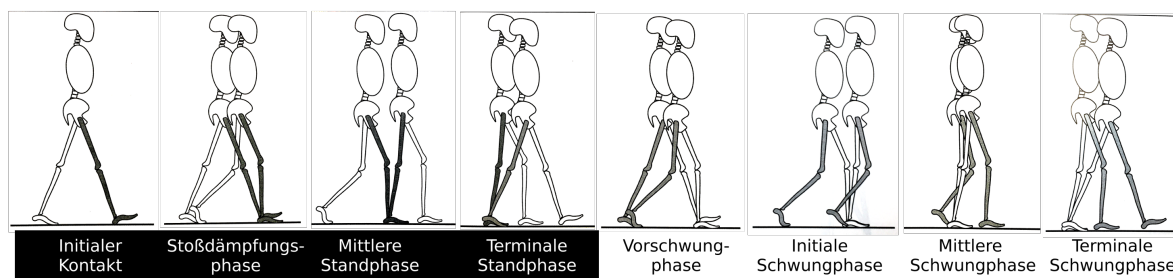


Abbildung 1: Schrittzphasen blablabla. Veränderte Abbildung nach (Perry und Burnfield 1992)

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 wie ein 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 der Geschwindigkeit fort, bei der die Periodendauer des Schwungbeins der des Pendels entspricht, sollte das Laufen als sehr angenehm empfunden werden und ohne großen

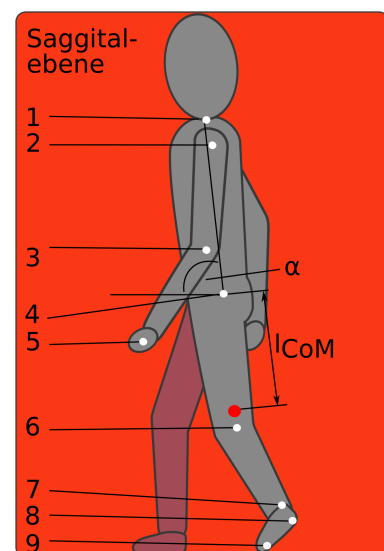


Abbildung 2: Skizze des Probanden in der Sagittalebene mit 9 Markern für: Nacken - 1, Schulter - 2, Ellenbogen - 3, Hüfte - 4, Handgelenk - 5, Knie - 6, Knöchel - 7, Ferse - 8 und Ballen - 9. Massenschwerpunkt des Beines (roter Kreis) und

Kraftaufwand möglich sein.

Weitere Aussagen über den Gang lassen sich durch das Messen der Bodenreaktionskräfte (BRK) treffen. Verbindet man diese mit der im Vorherigen beschriebenen kinematischen Analyse können Momente sowie Lastaufnahme in Y-Richtung sowie ein Abbremsen und Abstoßen in X-Richtung beobachtet werden.
HIER NOCH WAS ZU DEN ZWEI EXPERIMENTEN!

Die sich ergebenden wissenschaftlichen Untersuchungen aus der kinematischen und kinetischen Analyse des menschlichen Ganges sind, wie oben beschrieben, sehr umfassend. In dieser Arbeit wird daher eine qualitative Bewertung des menschlichen Ganges angestrebt. Zunächst soll das Modell des inversen Pendels angewandt werden und der empfundene Laufaufwand mit der Periodendauer des Schwingbeines verglichen werden. Anschließend werden Laufband- und Laufstreckenexperiment auf Unterschiede in der Neigung der Körperachse und der Handtrajektorien verglichen. Hieraus lassen sich Rückschlüsse auf Anpassungen des Ganges an tatsächliche Fortbewegung ziehen (DAS GUT FÜR DIE MEDIZINISCHE UNTERSUCHUNGEN OBEN!!, WÜRDEN NOTWENDIGKEITEN DER LAUFSTRECKE IN DER BEWEGUNGSANALYSE HERLEITEN).

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?? 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 AUF INVERSES UND SCHWERKRAFTPENDEL EINGEHEN!!

Die inverse Dynamik erlaubt die Bestimmung von Kraft und Momenten in Gelenken, ohne Messungen an den jeweiligen Gelenken durchführen zu müssen.

5 Material und Methoden

ANTHROMOPETRISCHE TABELLE IN DEN ANHANG FORMELN FÜR INV KINMEAITK IN DEN ANHANG

5.1 Laufbandversuch

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) auf einem Manfrotto 496RC2 Stativ (Manfrotto, Cassola, Italien) und zwei weißen 500W GT3E Baustrahlern (Hornbach, Bornheim, Deutschland) und ist in Abbildung 3 A dargestellt. Die Kamera steht zentriert vor dem Probanden und die Bildebene ist parallel zur Sagittalebene ausgerichtet. Zur Skalierung dienen zwei Markierungen am Laufband mit 1 m Abstand. Dem Probanden werden Marker auf neun Gelenke geklebt (s. Abb. 2). Der Proband geht in allen Versuchen auf Socken und ist gesund.

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.

5.1.1 Laufstreckenversuch

Videokamera, deren Ausrichtung und die Beleuchtung des Laufband-Versuches werden übernommen. Der Proband läuft in diesem Experiment über eine Laufstrecke von 1 m Breite und 6 m Länge (Eigenbau Hochschule Bremen, Deutschland). Das Kraft-Messsystem besteht aus einem Quarzkristall-3-Komponenten-Dynamometer Typ 9257B (Kistler Gruppe Winterthur, Schweiz), im Folgenden als Waage bezeichnet, einem Mehrkanal-Ladungsverstärker Typ 5070A (Kistler) und einem Computer (Abbildung 3 B). Ein Referenzvideo mit einem Stab von 1 m Länge wird zu Skalierung der Bilder aufgenommen. Ausgehend von der unteren linken Bildecke liegt das Waagenzentrum in den Bildern bei $x = 1,35$ m und $y = 0,25$ m.

Die Waagensignale werden mit 100 Hz und 200 N/V aufgezeichnet. Mit DASyLab (Measurement Computing, Norton, USA) werden die Eingangssignale verarbeitet und alle 8 Kanäle im ASCII-Format gespeichert. Für eine 4-Punkt-Kalibrierung wird die Waage in alle drei Raumrichtungen mit 0 kg, 1 kg, 3,6 kg und 7,75 kg für je 30 s belastet. Eine Nullmessung wird in den ersten 10 s jeder Kraftmessung durchgeführt, um den genauen Drift abzuziehen. Um unnatürliche Laufmuster zu verhindern, wird die Distanz zur Waage so gewählt, dass diese im ungestörten Gang getroffen wird. Diese Anpassung wird für drei Geschwindigkeiten durchgeführt, welche subjektiv gewählt werden und als langsam, normal und schnell eingeschätzt werden. Der Proband wird für diesen Versuch gewogen (75 kg) und vermessen (1,81 m).

5.2 Datenauswertung

Rohdatenaufbereitung Die Videos werden mit dem Programm ffmpeg 2.1 (LGP License, ffmpeg.org) in Einzelbilder zerlegt und ein Doppelschritt mit wenig bis keinen erkennbaren Störun-

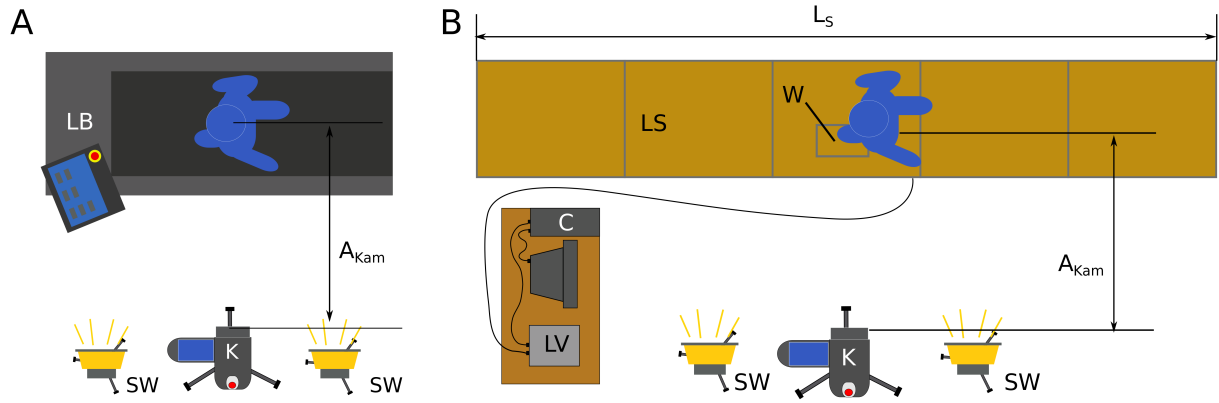


Abbildung 3: Aufbau der Experimente mit Laufband A und Laufstrecke B. In beiden Versuchen benutzt wurden Kamera K und Scheinwerfer SW. Weitere Komponenten sind Laufband LB, Laufstrecke LS, Computer C, Waage W und Ladungsverstärker LV. Die Länge der Laufstrecke beträgt $L_S = 6 \text{ m}$ und der Abstand zur Kamera $A_{Kam} = 5 \text{ m}$

gen pro Geschwindigkeit ausgewählt. In ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, USA) werden mithilfe des Plugins MTrackJ (Meijering, Dzyubachyk, Smal u. a. 2012) die X- und Y-Koordinaten aller Gelenke digitalisiert und im .mdf-Format gespeichert. Die Vermessung der Skalierungsbilder ergab eine Länge von 295 px/m und 297 px/m für Laufband- und Laufstreckenversuch.

Auswertung des Laufbandversuches - mathematisches Pendel Die Periodendauer für das mathematische Pendel berechnet sich wie folgt:

$$T = 2 \cdot \pi \sqrt{\frac{l}{g}} \quad (1)$$

Für die Berechnung des inversen Pendels wird die Länge l von Ferse bis Hüfte gemessen und zum Vergleich $T/2$ über die Bildanzahl die Standphase des Beines ermittelt. Für das Schwerkraftpendel ist l gleich der Distanz von Hüfte zum Massenschwerpunkt des Beines und $T/2$ gleich der Bildanzahl der Schwungphase des Beines. Der Duty-Faktor DF eines Doppelschrittes errechnet sich aus $DF = T_{Stand}/T_{Doppelschritt}$.

Auswertung in Scilab

Alle weiteren Auswertungen der Trajektorien und Waagenmessungen werden in Scilab (Scilab Enterprises S.A.S., Orsay Cedex, France) durchgeführt. Für die exakte Implementierung sei auf die beigefügte CD mit dem Quellcode verwiesen.

Numerische Verfahren Die grundlegenden Verfahren seien hier für alle Versuche erläutert. Zur Berechnung der Geschwindigkeit eines Punktes wird dessen Ort zeitlich abgeleitet. Die Geschwindigkeit v zum Zeitpunkt t wird mit diskreten Ortswerten $x(t - \Delta t)$ und $x(t + \Delta t)$ durch Verwendung der Zentralkdifferenz berechnet:

$$\vec{v}(t) = \frac{\vec{x}(t + \Delta t) - \vec{x}(t - \Delta t)}{2\Delta t} \quad (2)$$

Eine Glättung abgeleiteter Größen wie Geschwindigkeit, Beschleunigung und Winkel, sowie die Kraftwerte werden mit einem gleitenden Mittelwert durchgeführt:

$$\vec{\phi}(t) = \frac{a \phi(t - \Delta t) + b \phi(t) + c \phi(t + \Delta t)}{a + b + c} \quad (3)$$

bei welchem a, b und c auf 1 gesetzt sind. Ein Ändern der Gewichtungsfaktoren erzeugt einen gewichteten Mittelwert.

Der Winkel zwischen zwei Gelenken wird durch triviale Trigonometrie berechnet und ist in den Ergebnissen, falls keine weitere Erläuterung vorhanden ist, jeweils im mathematischen Sinne und in Grad angegeben.

Vergleich Laufband- und Laufstreckenversuch Zum Vergleich der beiden Versuche werden der Winkel des Oberkörpers (Linie zwischen Nacken- und Hüft-Marker) zur Waagerechten für Laufband- und Laufstreckenversuch gebildet. Die Handtrajektorie des Laufstreckenversuches wird durch Subtraktion der zurückgelegten Distanz ($v \cdot \Delta T$) in eine geschlossene Kurve umgewandelt, um die Vergleichbarkeit mit dem Laufbandversuch zu erreichen.

Auswertung des Laufstreckenversuches - inverse Kinematik Die kinematischen und kinetischen Daten der Laufstrecke werden zur Berechnung der inversen Dynamik genutzt. Das Bein ist dazu in die drei Segmente Fuß, Unter- und Oberschenkel unterteilt. Mittels dem Körpergewicht und den Ortsvektoren der angrenzenden Gelenke können deren Eigenschaften berechnet werden. Unter Berücksichtigung der anthropometrischen Tabelle von XXX (SIEHE ANHANG) kann der Massenschwerpunkt (centre of mass - CoM) des Beines berechnet werden:

$$\vec{x}_{CoM} = (\vec{x}_d - \vec{x}_p) \cdot c_{seg} + \vec{x}_p \quad \vec{y}_{CoM} = (\vec{y}_d - \vec{y}_p) \cdot c_{seg} + \vec{y}_p \quad (4)$$

wobei c_{seg} für einen Faktor aus der anthropometrischen Tabelle, d für das distale und p für das proximale Gelenk steht.

Für die kinetische Analyse werden die 8 Kanäle zu X-, Y- und Z-Kanälen (s. Anhang XXX) zusammengefasst und zur Synchronisation mit den kinematischen Daten nur jeder zweite Messwert ausgewählt. Durch lineare Regression wird der Drift der Waage aus einer Nullmessung bestimmt. Nach Abziehen des Drifts von der 4-Punkt-Kalibrierung können die Gewichte Spannungssignalen zugeordnet und über 3000 Werte gemittelt werden. Eine erneute Lineare Regression ermöglicht die Extrapolation des Gewichtes. Zur Berechnung der Kräfte und Moment in Knöchel-, Knie- und Hüftgelenk werden die Segmente zwischen zwei Gelenken als Balkenelemente abstrahiert und die Gelenke als einfache Lager. Ausgehend von denen auf die Waage wirkenden Kräften können die Kräfte und Moment durch Aufstellen von Kraft- und Momentengleichgewichten berechnet werden (s. Anhang XXXX).

6 Ergebnisse

6.1 Laufband

Die beste Übereinstimmung für Periodendauer und Frequenz werden für inverses Pendel und Schwerkraftpendel bei 2 km h^{-1} erreicht. Dabei wird die Periodendauer durch das inverse Pendel unterschätzt (-2,9 %) und durch das Schwerkraftpendel überschätzt (5,1 %). Die Abweichungen der Frequenz liegen bei 3,0 % für inverses Pendel und -4,8 % für das Schwerkraftpendel. Die geringste Anstrengung wurde bei einer Geschwindigkeit von 3 km h^{-1} wahrgenommen.

Tabelle 1: Periodendauer P und Frequenz F für einen Doppelschritt bei sieben Geschwindigkeiten, inverses Pendel (P_{inv} , F_{inv}) und Schwerkraftpendel (P_{schw} , F_{schw}) sowie Abweichung in %.

Geschw. [km h ⁻¹]	Wertung [1-10]	P_{inv} [T]	Abw. [%]	F_{inv} [Hz]	Abw. [%]	P_{schw} [T]	Abw. [%]	F_{schw} [Hz]	Abw. [%]	Schrittlänge [m]
Pendel	—	1,36	—	0,74	—	1,90	—	0,52	—	—
1	8	1.68	23,6	0,60	-19,1	4,16	118,6	0,24	-54,3	0,51
2	5	1.32	-2,9	0,76	3,0	2,00	5,1	0,5	-4,8	0,54
3	1	1.16	-14,7	0,86	17,2	1,44	-24,3	0,69	32,2	0,65
4	3	1,00	-26,4	1,00	35,9	1,28	-32,7	0,78	48,7	0,73
5	3	0.92	-32,3	1,09	47,7	1,12	-41,2	0,89	69,9	0,79
6	5	0.88	-35,3	1,14	54,5	1,04	-45,4	0,96	83,0	0,86
7	10	0.84	-38,2	1,19	61,8	0,92	-51,7	1,09	106,7	0,9

6.2 Vergleich Laufband und Laufstrecke

Die auf der Laufstrecke erreichten Geschwindigkeiten entsprechen $2,1 \text{ km h}^{-1}$ (langsam), $4,9 \text{ km h}^{-1}$ (angenehm) und $6,7 \text{ km h}^{-1}$ (schnell) und werden auf ganzzahlige Geschwindigkeiten gerundet. Für alle drei untersuchten Geschwindigkeiten bewegt die Hand sich näher am Boden, wenn auf dem Laufband gegangen wird (Abbildung 4). Vergleicht man die Trajektorie des Handgelenkes beider Versuche bei 2 km h^{-1} ist kein klares Vor- und Zurückschwingen der Hand zu erkennen und die Hand wird deutlich vor der Körperachse ($x = 0$) geführt.

Eine deutlichere Schwungbewegung wird bei 5 km h^{-1} sichtbar. Die X-Amplitude ist auf dem Laufband größer als auf der Laufstrecke. Während beide Trajektorien im hinteren Teil einen Bogen beschreiben, ist die Laufband-Trajektorie vorne abgeflacht. Die Laufstreckentrajektorie beschreibt eine acht.

Bei 7 km h^{-1} steigt die X-Amplitude weiter an. Während die Laufband-Trajektorie die Grundform von 5 km h^{-1} mit einer zusätzlichen Krümmung aufweist, ist die Laufstrecken-Trajektorie deutlich abgeflacht. Sie zeigt keine Rundung im hinteren Bereich und die Acht-Form ist nicht mehr zu erkennen. Auch hier liegt eine Krümmung vor, jedoch entgegengesetzt zu laufband-Trajektorie. Der Armschwung findet für Laufband und -strecke vor und hinter der Körperachse statt.

WELCHE AUSSAGE FINDET SICH HIERZU IN LITERATUR?!?!?

VLLT SCHWUNGBEWEGUNG VOR UND ZURÜCK??? DANN NUR DARAUF EINGEHEND ERLÄUTER UND DAS MIT DER KRÜMMUNG RAUS!!!

Bei allen drei Geschwindigkeiten ist die Körperachse auf dem Laufband mehr nach hinten geneigt

als auf der Laufstrecke.

negative und positive peaks in welcher Phase des Schrittes??

(Abbildung 5)

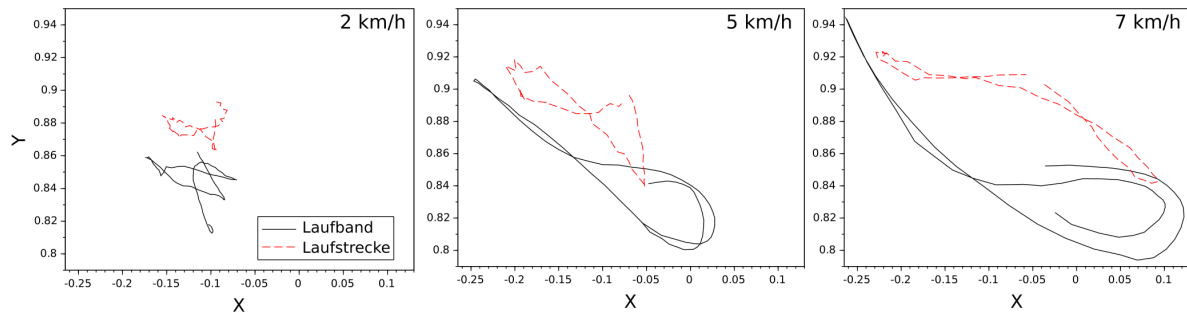


Abbildung 4: Verlauf der Handtrajektorien auf Laufband und -strecke bei 2, 5 und 7 km h⁻¹. Y-Achse: Höhe über Boden. X-Achse: Auslenkung der Hand. Die Körperachse liegt bei x = 0.

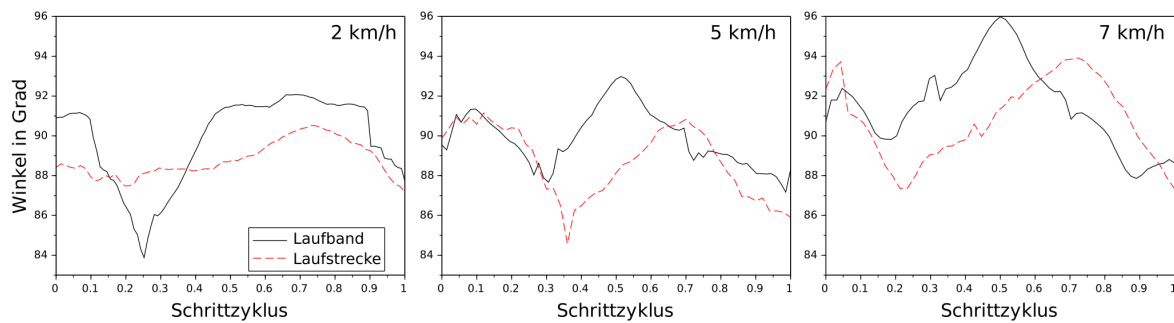


Abbildung 5: Winkelverlauf der Körperachse gegenüber der Horizontalen für Laufband und -strecke bei 2, 5 und 7 km h⁻¹. Aufrechter Stand (90°), vorgebeugter Stand (<90°) und zurückgelehnter Stand (>90°) sind zu erkennen.

6.3 Laufstrecke

Der Vergleich der Bodenreaktionskräfte bei 2, 5 und 7 km h⁻¹ zeigt mit steigender Geschwindigkeit ein Ansteigen der Kraftmaxima und Sinken der -minima bei kürzeren Standphasen Abbildung 6. Alle drei Kurven zeigen einen kurzen Einbruch des Anstiegs vor dem ersten Maximum. Für 2 km h⁻¹ liegt dieses Maximum bei 93% des Körpergewichts. Bis auf ein Minimum kurz nach dem Maximum bleibt die Belastung nahezu konstant bis zum Abfallen der Kurve. Für 5 km h⁻¹ liegt das erste Maximum bei 103% des Körpergewichts, sinkt auf 70% ab und stieg erneut auf 109% an. Für 7 km h⁻¹ liegt das erste Maximum bei 125%, das Minimum bei 59% und das zweite Maximum bei 101%.

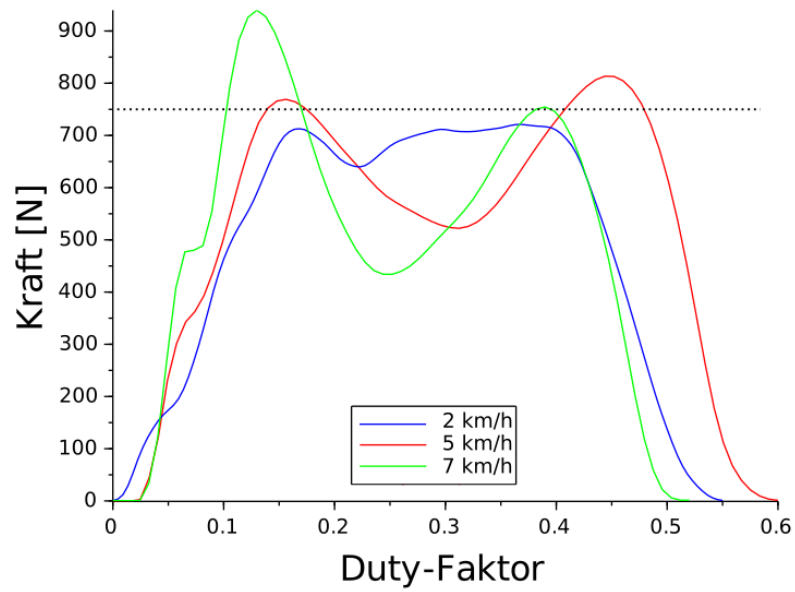


Abbildung 6: Vergleich der Bodenreaktionskräfte auf der Laufstrecke bei 2, 5 und 7 km h⁻¹. Gestrichelte Linie stellt das Körpergewicht dar.

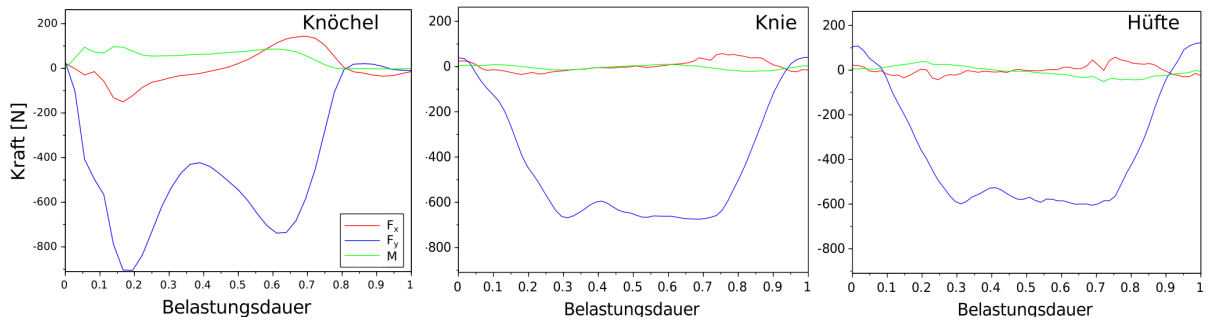


Abbildung 7: Vergleich der Bodenreaktionskräfte auf der laufstrecke bei 2, 5 und 7 km/h

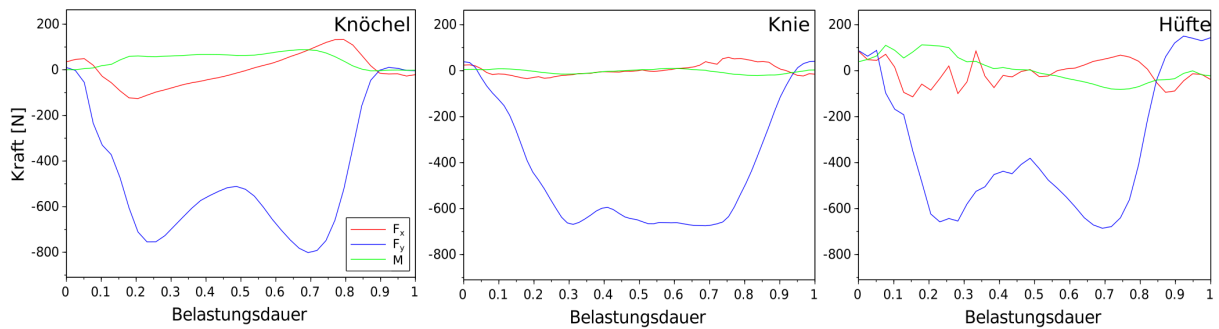


Abbildung 8: Vergleich der Bodenreaktionskräfte auf der laufstrecke bei 2, 5 und 7 km/h

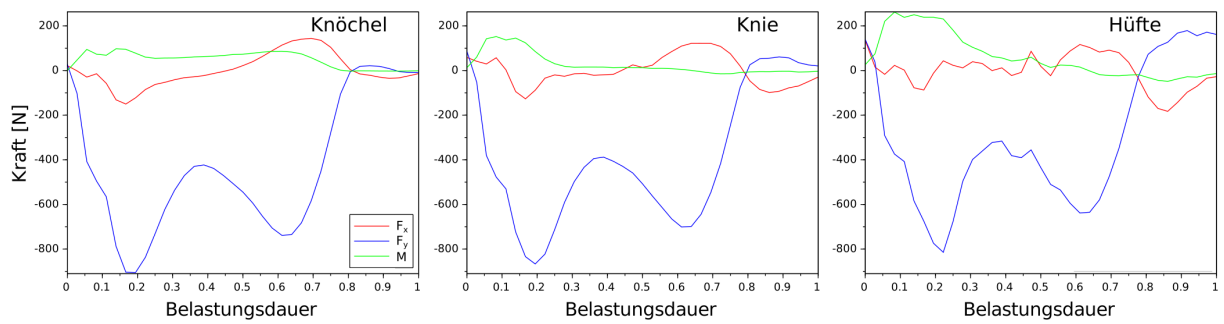


Abbildung 9: Vergleich der Bodenreaktionskräfte auf der laufstrecke bei 2, 5 und 7 km/h

7 Diskussion

UNTERSCHIEDLICHE KÖRPERHÖHEN AUF LAUFBAND UND LAUFSTRECKE!!!

laufband 1,75 (hier Marker gute 20 cm VOR der Ebene des BEines!!!) laufstrecke 1,81 (hier Meterstab GENAU auf der richtigen Höhe) Mögliche Fehlerquellen:

- Markerklebung
- Hüftmarker auf Laufband besonders bei langsamen Geschwindigkeiten stark verdeckt
- keine Statistik (n=1)
- kleiner Raum für Laufstrecke, kein uneingeschränktes Gehen!!
- Marker an verschiedenen Tagen geklebt, daher vllt Abweichungen

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

Kraftmessungen

5 kg fehlen, mögliche Fehlerquellen:

geringe Reibung beim Einbauen der Waage, Auftrittsplatte wurde nicht bei Kalibration benutzt
Entfernung von Kalibrationsgewichtsraum (0 bis 7,75 kg) ist weit entfernt von 75kg!

7.1 Laufband

geringste Abweichung bei 2 km/h

aber angenehmstes Laufen bei 3 km/h

diese Abweichung gering und evtl noch kleiner, da Einstellung auf dem Laufband nicht sehr genau in km/h, keine Abstufung vorgenommen.

HIER QUELLEN!!

7.2 Vergleiche Band und Strecke

hier darauf eingehen, dass besseres Synchronisieren der Trajektorien eine genauere Auswertung erlauben würde!

Die Kräfte in Z-Richtung erlauben Aussagen über die Balance beim Gehen, welche besonders interessant sind für die monopodalen Stützphasen (ehhh, QUELLE?).

7.3 Laufstreckenversuch

hier keine Glättung der Hüftmarker um zu zeigen, wie stark Verdecken beim Tracking die Werte beeinflusst.

Das würde sich durch eine Mittelung über mehrere Doppelschritte auch reduzieren!!

Fazit

Ausblick

8 Literaturverzeichnis

Literatur

- Alexander, R. McNeill (1992). "Simple models of Walking and Jumping". In: *Human Movement Science* 11.1, S. 3–9.
- Meijering, Erik, Oleh Dzyubachyk, Ihor Smal u. a. (2012). "Methods for cell and particle tracking". In: *Methods Enzymol* 504.9, S. 183–200.
- Perry, Jacquelin und Judith M. Burnfield (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Slack Thorofare, NJ.
- Wren, Tishya AL u. a. (2011). "Efficacy of clinical gait analysis: a systematic review". In: *Gait & posture* 34.2, S. 149–153.

9 Literatur

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

Anhang

HIER ANATOMIE TABELLE!!

BERECHNUNGEN FORMELN INVERSE KINEMATIK FÜR FUß UND EIN GELENK!!

ZUSAMMENFASSUNG DER WAAGENKANÄLE