

Praktikum terrestrische Lokomotion

Kinematische und kinetische Untersuchung des menschlichen Gehens

Student: Vincent E. Focke

Leitung: Prof. Dr. A. Kesel

Betreuung: Nils Owsianowski

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	2
2. Material und Methoden	4
2.1. Laufbandversuch	4
2.2. Laufstreckenversuch	4
2.3. Datenauswertung	5
3. Ergebnisse	7
3.1. Laufbandversuch	7
3.2. Laufstreckenversuch	7
3.3. Vergleich Laufband und Laufstrecke	9
4. Diskussion	11
4.1. Laufbandversuch	11
4.2. Laufstreckenversuch	11
4.3. Vergleich Laufband und Laufstrecke	13
5. Fazit	14
6. Ausblick	15
7. Literaturverzeichnis	16
8. Sonstige Quellen	16
A. Anhang	i

Der menschliche Gang ist immer noch nicht vollständig verstanden, bietet Forschungspotential für medizinische Forschung und ist interessant für Laufroboter und Exoskelette. Um das menschliche Gehen beispielhaft zu untersuchen werden Trajektorien von neun Gelenken und Bodenreaktionskräfte aufgenommen. Die Ergebnisse werden mit einem inversen Pendel und einem Gravitationspendel verglichen. Der Einfluss von Laufband und Laufstrecke auf das Gehen wird anhand der Handtrajektorie, des Körperachsen-Winkels und des Knie-Flexions-Winkels verglichen. Kräfte und Momente in Knöchel, Knie und Hüfte werden mittels inverser Kinematik berechnet. Beide Pendelmodelle ergaben die größte Übereinstimmung mit Gehen bei 2 km h^{-1} , die geringster Anstrengung wurde jedoch bei 3 km h^{-1} empfunden. Auf dem Laufband ist die Hand-Amplitude größer und der Körper weiter zurück gelehnt als auf der Laufstrecke. Der Knie-Flexions-Winkel zeigt keine merkliche Veränderung in der Standphase.

Der Gang eines Probanden wird auf dem Laufband und der Laufstrecke untersucht. EINLEITUNG

ERGEBNISSE

DISKUSSION

AUSBLICK

1. Einleitung

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 von der Ganganalyse (Alexander 1992 Perry und Burnfield 2010) über klinische Forschung (Wren u. a. 2011) bis hin zur Untersuchung von Laufmustern für Exoskelette (Barbareschi u. a. 2015).

Das sich wiederholende Muster des Gehens wird Doppelschritt genannt und grundlegend unterteilt in Standphase und Schwungphase sowie weitere Sub-Phasen, die in Abbildung 1 dargestellt sind. Per Definition beginnt ein Doppelschritt mit der Standphase, welche wiederum von der Belastungsantwort eingeleitet wird (Perry und Burnfield 2010). Diese umfasst den initialen Kontakt (IK), bei welchem das Bein in gestrecktem Zustand den Boden berührt, und die Stoßdämpfungsphase (SP), in welcher durch Abklappen des Knöchels und Flexion des Knies das Gewicht abgefangen und auf das Standbein verlagert wird. Die Einbein-Stützphase setzt sich aus mittlerer und terminaler Standphase (MSt bzw. TSt) zusammen. Während in ersterer das Knie extendiert wird, löst sich in letzterer die Ferse vom Boden. Die Schwungphase beginnt mit der Vorschwungphase (VSch), in der Knie und Knöchel stärker flektiert werden. Durch weitere Flexion des Knies in der initialen Schwungphase (ISch) hebt das Bein vom Boden ab und schwingt durch Hüftflexion nach vorne. Der Vorschwung durch Hüftflexion setzt sich in der mittleren Schwungphase (MSch) fort, während das Knie aufgrund von Gravitation extendiert. Die Terminale Schwungphase (TSch) zeichnet sich durch ein gestrecktes Knie und leichtes Absenken der Hüfte aus (Perry und Burnfield 2010).

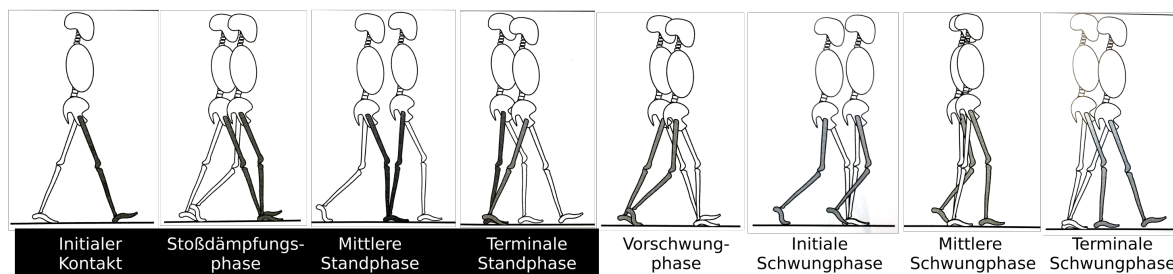


Abbildung 1: Acht Gangphasen eines Doppelschrittes. Schwarz unterlegt sind die Sub-Phasen der Standphase und grau eingefärbt ist das betrachtete Bein. Veränderte Abbildung nach (Perry und Burnfield 2010)

Um den Gangzyklus zu analysieren werden in dieser Arbeit kinematische Analysen von Videomaterial und kinetische Untersuchungen anhand von Bodenreaktionskräften (BRK) durchgeführt. Neben der Identifizierung der oben beschriebenen Gangphasen lassen sich aus den Videos die Dauer der Stand- und Schwungphase ermitteln und mit einem mathematischen Pendel vergleichen. Die Bewegung in der Standphase ähnelt dabei einem inversen Pendel, in der Schwungphase kann das Bein als Gravitationspendel betrachtet werden (Mochon und McMahon 1980). Aufgrund der eingangs genannten Besonderheit des fast vollständig gestreckten Beins bleibt der Abstand zwischen Hüftgelenk und Fuß bzw. Massenschwerpunkt in Stand- bzw. Schwungphase dabei annähernd konstant (Witte 1992). Geht man mit der Geschwindigkeit, bei der die Peri-

odendauer der Stand- oder Schwungphase dem entsprechenden Pendelmodell entspricht, ist für die Fortbewegung ein Minimum an Energie notwendig (Kuo 2007).

Es wird die Hypothese aufgestellt, dass auf der Laufstrecke zusätzlich Energie benötigt wird, um eine Ortsänderung zu erreichen. Es wird vermutet, dass diese Energie aus der Neigung der Körperachse gewonnen wird, wodurch potentielle Energie in kinetische Energie umgewandelt wird. Die kinematischen Untersuchungen auf dem Laufband werden auf der Laufstrecke wiederholt, um die Hypothese zu untersuchen. Dazu werden Hand-Trajektorie, Neigung der Körperachse und Knie-Flexions-Winkel verglichen, um neben dem Hauptkriterium des Körperachsenwinkels noch weitere Parameter einbeziehen zu können.

Durch das Messen der Bodenreaktionskräfte (BRK) auf der Laufstrecke können die Lastaufnahme in vertikale und Abbremsen sowie Beschleunigen in horizontale Richtung untersucht werden. Ab einem Verhältnis von Dauer der Standphase zur Dauer des Doppelschrittes von 0.5 ist der Übergang von Gehen zu Laufen definiert. Dieses Verhältnis wird als Duty-Faktor bezeichnet und dient als Maß für die maximale Geh-Geschwindigkeit. Kombiniert man die Daten der Trajektorien von Knöchel, Knie und Hüfte mit den Bodenreaktionskräften so lassen sich mittels inverser Kinetik Kräfte und Momente in den Gelenken ermitteln, ohne Messungen an den jeweiligen Gelenken durchführen zu müssen (Winter 2009).

Ziel dieser Arbeit ist die korrekte methodische Erfassung der kinematischen und kinetischen Daten und deren Analyse. Dabei wird die inverse Pendeltheorie überprüft und das Laufen auf einem Laufband mit dem Laufen auf einem Laufsteg verglichen. Durch inverse Kinetik werden die Kräfte und Moment im Standbein eines gesunden Mannes analysiert und mit der Literatur verglichen.

Aufbauend auf den Ergebnissen werden weiterführende Untersuchungen vorgestellt. Mit den gewonnen Aussagen und den weiterführenden Untersuchungen wird ein Ausblick auf die Übertragbarkeit in die technische Anwendung für Laufroboter und Exoskelette durchgeführt.

2. Material und Methoden

2.1. Laufbandversuch

Der gesunde Proband ist 25 Jahre alt, 75 kg schwer und 1,82 m groß. Er läuft auf Socken und neun Gelenke werden mit reflektierenden Markern versehen (s. Abb. 2). Der Aufbau (s. Abb. 3 A) 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). 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.

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.

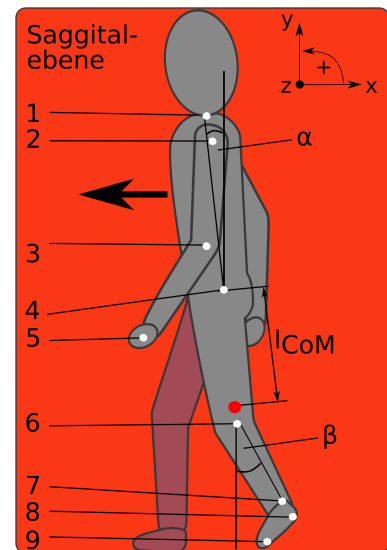


Abbildung 2: Skizze des Probanden in Sagittalebene mit 9 Markern: Nacken 1, Schulter 2, Ellenbogen 3, Hüfte 4, Handgelenk 5, Knie 6, Knöchel 7, Ferse 8 und Ballen 9. Länge des virtuellen Pendels (l_{CoM}) von Hüfte zu Massenschwerpunkt (roter Kreis), Oberkörperwinkel (α) und Kniewinkel (β). Pfeil markiert Laufrichtung

2.2. Laufstreckenversuch

Die Videokamera-Einstellungen und deren Ausrichtung sowie die Beleuchtung des Laufbandversuches 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 (s. Abb. 3 B). Ein Referenzvideo mit einem Stab von 1 m Länge wird zur 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 acht 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 Offset 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 und als langsam, normal und schnell eingeschätzt werden.

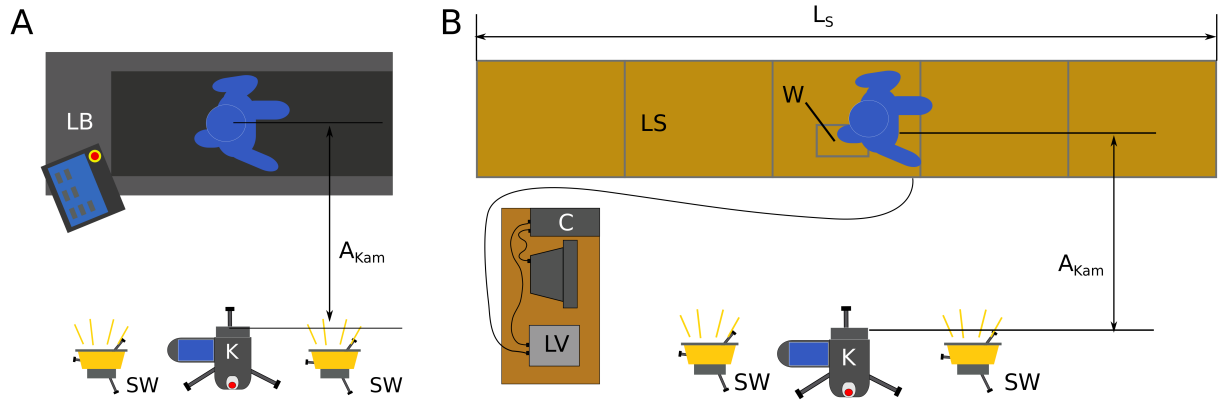


Abbildung 3: Aufbau der Experimente mit Laufband A und Laufstrecke B. In beiden Versuchen benutzt wurden Kamera K und Scheinwerfer SW. Weitere Komponenten sind Laufband LB, Laufstrecke LS, Computer C, Waage W und Ladungsverstärker. Laufstreckenlänge $L_S = 6\text{ m}$ und Kameraabstand $A_{Kam} = 5\text{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

2.3. Datenauswertung

Rohdatenaufbereitung Die Videos werden mit dem Programm ffmpeg 2.1 (LGP License, ffmpeg.org) in Einzelbilder zerlegt und ein Doppelschritt, beginnend mit dem Fersenkontakt, mit wenig bis keinen erkennbaren Störungen pro Geschwindigkeit ausgewählt. In ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, USA) werden mithilfe des Plugins MTrackJ (Meijering 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. Aufgrund der ca. 0,25 m vor dem Proband befestigten Metermaß auf dem Laufband wurde hier die Körpergröße mit 1,76 m 0,05 m zu gering dargestellt. Mit einer Skalierung von 285 px/m wurde die tatsächliche Körpergröße erreicht, weshalb dieses Verhältnis zur Auswertung genutzt wurde.

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, die halbe Periodendauer $T/2$ über die Bildanzahl die Standphase des Beines ermittelt und g gleich der Erdbeschleunigung gesetzt. 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 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 beigelegte 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 Senkrechten für Laufband- und Laufstreckenversuch gebildet. Die mittlere Geschwindigkeit \bar{u} des Nacken-Markers auf der Laufstrecke wird gleich der Laufgeschwindigkeit gesetzt und mit der nächsten Geschwindigkeit auf dem Laufband verglichen. Die Handtrajektorie des Laufstreckenversuches wird durch Subtraktion der zurückgelegten Distanz ($\bar{u} \cdot \Delta T$) in eine geschlossene Kurve umgewandelt, um die Vergleichbarkeit mit dem Laufbandversuch zu erreichen.

Auswertung des Laufstreckenversuches - inverse Kinetik Kräfte und Momente werden für die drei Segmente Fuß, Unter- und Oberschenkel berechnet. Unter Verwendung des Körpergewichts und der Ortsvektoren der angrenzenden Gelenke können deren Eigenschaften berechnet werden. Unter Berücksichtigung der anthropometrischen Tabelle von Winter (2009) (s. Anhang) kann der Massenschwerpunkt (centre of mass - CoM) des Beins oder Beinsegments 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 acht Kanäle der Waage zu X-, Y- und Z-Kräften und Momenten zusammengefasst (s. Anhang) 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).

3. Ergebnisse

3.1. Laufbandversuch

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 wird 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}) Abweichungen vom jeweiligen Pendelmodell in % und Schrittlänge in m.

Geschw. [km h ⁻¹]	Wertung [1-10]	P_{inv} [T]	Abw. [%]	F_{inv} [Hz]	Abw. [%]	P_{schw} [T]	Abw. [%]	F_{schw} [Hz]	Abw. [%]	Schritt- länge [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

3.2. Laufstreckenversuch

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 (s. Abb. 4). 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 steigt 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%.

Die Kräfte in X-Richtung zeigen in allen Gelenken in der initialen Kontaktphase kurz Werte in Laufrichtung auf, welche mit der Stoßdämpfungsphase entgegen der Laufrichtung wirken. Während der mittleren Standphase wirkt die Kraft wieder in Laufrichtung mit einem Maximum zu Beginn der terminalen Standphase. Der Verlauf der Kräfte in Y-Richtung spiegelt den Verlauf der Bodenreaktionskräfte wieder, jedoch wirkt die Kraft hier in entgegengesetzte Richtung. Der Verlauf der Momente ändert sich erheblich von Gelenk zu Gelenk. Während das Moment im Knöchel während des initialen Kontakts fast bei Null ist, wird es mit Beginn der Stoßdämpfungsphase positiv und bleibt relativ konstant bis zum Ende der terminalen Standphase. In der Vorschwungphase ist es auf Null abgesunken. Im Knie werden wesentlich kleinere Momente erreicht, welche um Null schwanken. Das Maximum trifft mit dem Beginn der Stoßdämpfungsphase zusammen, sinkt dann während der mittleren Standphase auf Null und wird leicht negativ mit der terminalen Standphase. Der Verlauf des Momentes in der Hüfte ähnelt dem im Knie, ist jedoch deutlich stärker ausgeprägt und zeigt in der Stoßdämpfungsphase starkes Rauschen.

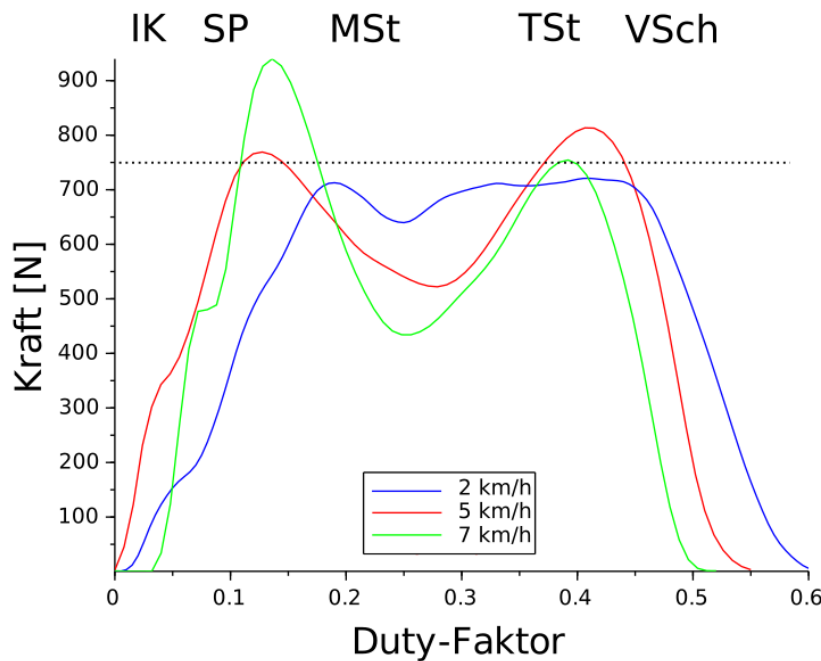


Abbildung 4: Vergleich der Bodenreaktionskräfte auf der Laufstrecke bei 2, 5 und 7 km h⁻¹, aufgetragen über den Duty-Faktor. Gestrichelte Linie stellt das Körpergewicht dar. Standphasen: Initialer Kontakt IK, Stoßdämpfungsphase SP, mittlere und terminale Standphase MSt bzw. TSt sowie Vorschwungphase VSch.

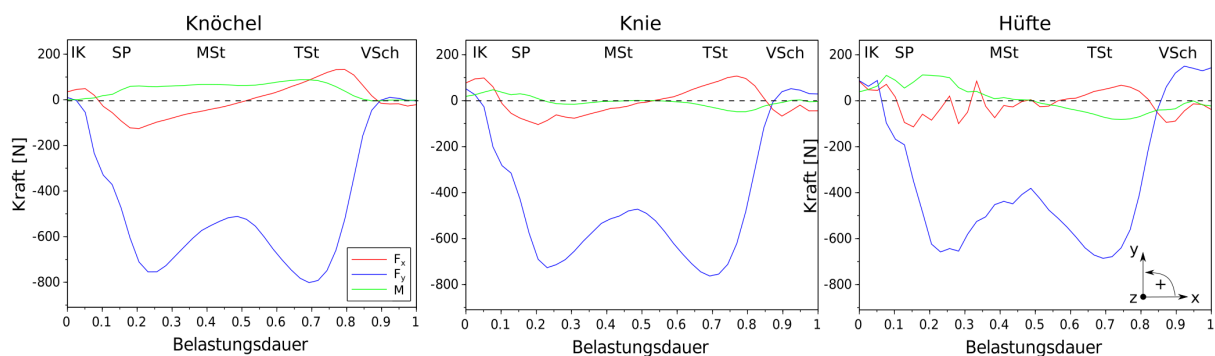


Abbildung 5: Kräfte und Momente bei 5 km h⁻¹ in Knöchel-, Knie- und Hüftgelenk. Standphasen: Initialer Kontakt IK, Stoßdämpfungsphase SP, mittlere und terminale Standphase MSt bzw. TSt sowie Vorschwungphase VSch. Belastungsdauer entdimensioniert mit Standphase.

Im Folgenden sei hier das Knie im Detail mit Fokus auf das Moment dargestellt. Während das Moment im Knie bei 2 km h⁻¹ nahezu Null ist, ausgenommen zweier kleiner Maxima bei Beginn und Ende des Plateaus der Y-Kraft, zeigt das Moment bei 5 km h⁻¹ deutliche Ausschläge. Während der initialen Kontaktphase und Stoßdämpfungsphase ist das Moment positiv, während es über die mittlere Standphase nahezu Null ist und in der terminalen Standphase einen deutlich negativen Ausschlag hat. Bei 7 km h⁻¹ steigt der positive Ausschlag in der Stoßdämpfungsphase stark an. Das Moment bleibt hier bis kurz vor der terminalen Standphase positiv und hat nur ein sehr geringes negatives Moment in der terminalen Standphase.

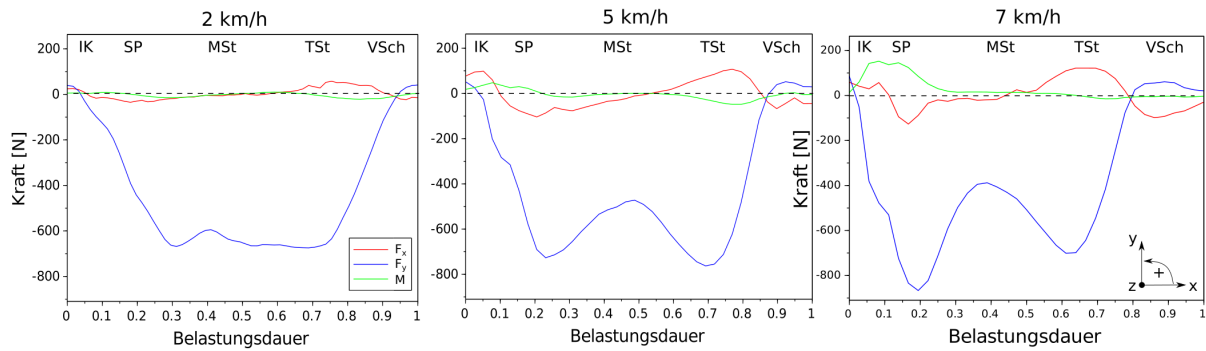


Abbildung 6: Kräfte und Momente im Knie-Gelenk bei 2, 5 und 7 km h⁻¹. Standphasen: Initialer Kontakt IK, Stoßdämpfungsphase SP, mittlere und terminale Standphase MSt bzw. TSt sowie Vorschwungphase VSch. Belastungsdauer entdimensioniert mit Standphase.

3.3. Vergleich Laufband und Laufstrecke

Die auf der Laufstrecke erreichten Geschwindigkeiten entsprechen 2,1 km h⁻¹ (langsam), 4,9 km h⁻¹ (angenehm) und 6,7 km h⁻¹ (schnell) und werden auf ganzzahlige Geschwindigkeiten gerundet, um die Handtrajektorien, den Winkel der Körperachse und den Kniewinkel auf Laufband und -strecke zu vergleichen.

Bei 2 km h⁻¹ ist kein klares Vor- und Zurückschwingen erkennbar 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 die Laufband-Trajektorie vorne abgeflacht ist, beschreibt die Laufstrecken-Trajektorie eine acht. Bei 7 km h⁻¹ steigt die X-Amplitude für beide Versuche weiter an. Beide Trajektorien sind nun flach und weisen in entgegengesetzte Richtungen weisende Krümmungen auf. Der Armschwung findet für Laufband und -strecke vor und hinter der Körperachse statt.

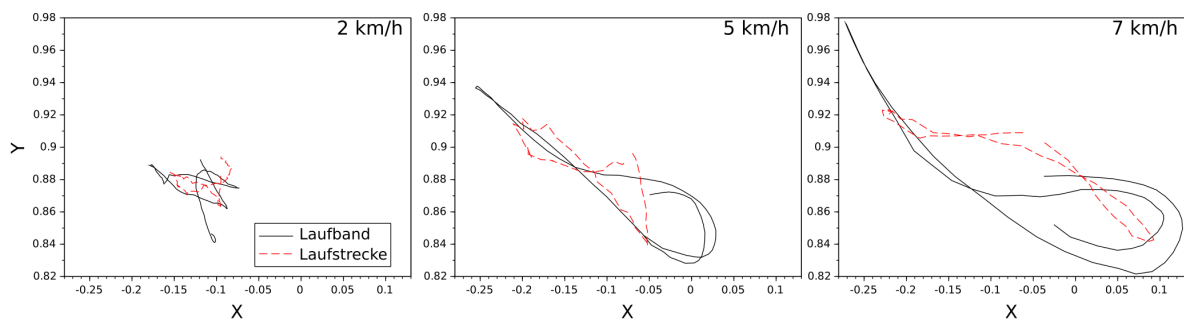


Abbildung 7: Verlauf der Handtrajektorien auf Laufband und -strecke bei 2, 5 und 7 km h⁻¹. Y-Achse: Höhe über Boden. X-Achse: Auslenkung der Hand. Die Körperachse liegt bei $x = 0$.

Bei allen drei Geschwindigkeiten ist die Körperachse auf dem Laufband mehr nach vorne geneigt als auf der Laufstrecke, bis auf ein Minimum bei 2 km h⁻¹. Während bei 2 km h⁻¹ kein deutliches Schwanken des Winkels der Körperachse um einen Wert zu erkennen ist, kann diese bei 5 und 7 km h⁻¹ deutlich beobachtet werden. Mit dem Wechsel von 5 zu 7 km h⁻¹ verlagert sich dieser Wert auf dem Laufband von 0° zu 2°, während der Wert für die Laufstrecke von -2° auf 0° erhöht. Der Körper ist daher auf der Laufstrecke generell weiter nach hinten geneigt als auf dem Laufband.

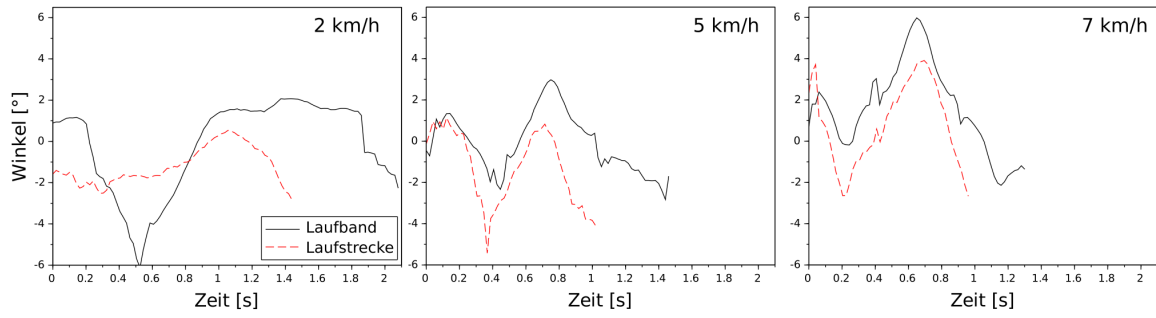


Abbildung 8: Winkelverlauf der Körperachse gegenüber der Horizontalen für Laufband und -strecke bei 2, 5 und 7 km h⁻¹. Aufrechte Körperachse entspricht 0°, negative Winkel entsprechen zurückgelehnter und positive Winkel vorgebeugter Körperachse

Der Kniewinkelverlauf ist für den Laufbandversuch über den Doppelschritt dargestellt. Für die Laufstrecke liegt der Fokus aufgrund der inversen Kinetik auf die Standphase. Für alle drei Geschwindigkeiten ist der Verlauf des Winkels auf Laufband und Laufstrecke ähnlich. Je schneller der Proband geht, desto stärker ist das Knie extendiert. Dies ist unabhängig vom Versuch erkennbar durch die kleineren Winkel beim initialen Kontakt (s. Abb. 9). In der Stoßdämpfungsphase wird das Knie mit steigender Geschwindigkeit deutlich stärker flektiert. Die Flexion steigt von 10° beträgt bei 2 km h⁻¹ über 20° bei 5 km h⁻¹ auf 26° bei 7 km h⁻¹. Bei allen Geschwindigkeiten ist in der mittleren Standphase eine Extension von 16° auf dem Laufband und 14° auf der Laufstrecke zu beobachten. Der maximale Flexionswinkel wird in der Initialen Schwungphase erreicht und steigt von 63° bei 2 km h⁻¹ auf ca. 71° bei 5 und 7 km h⁻¹.

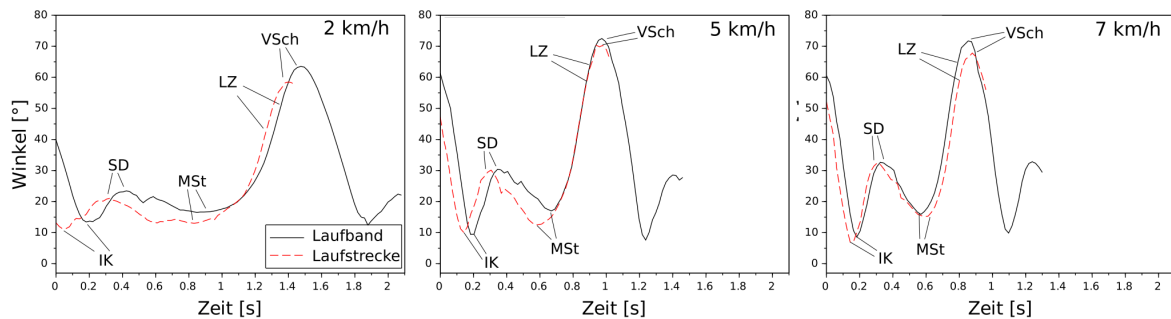


Abbildung 9: Verlauf des Kniewinkels über Doppelschritt auf dem Laufband und über Standphase auf der Laufstrecke für 2, 5 und 7 km h⁻¹. Gekennzeichnet sind initialer Kontakt (IK) und Lösen der Zehen (LZ)

4. Diskussion

4.1. Laufbandversuch

Am angenehmsten wurde das Gehen bei 3 km h^{-1} wahrgenommen. Interessanterweise erreichen das Modell des inversen Pendels sowie das des Schwerpendels die höchste Übereinstimmung bei 2 km h^{-1} . Die Übereinstimmung der beiden Modelle ergibt insofern Sinn, als dass unterschiedliche optimale Geschwindigkeiten für Stand- und Schwungbein nicht zum geringsten Energieverbrauch führen würden. Fehler bei der Ermittlung der Periodendauer können ausgeschlossen werden, da die eingestellte Geschwindigkeit mittels Multiplikation der Doppelschrittdauer und doppelten Schrittlänge (s. Tab. 1) bestätigt werden konnte. Ungenauigkeiten durch Verwendung der anthropometrischen Tabelle sind unwahrscheinlich aufgrund der Überlappung der Ergebnisse der beiden Pendelmodelle, wodurch eine genauere Vermessung der Massenverteilung des Beines die Ergebnisse nicht deutlich verändern sollte.

Zusätzlich zu der bestehenden Diskrepanz zwischen Messung und Theorie sei hier der Interpretation des Laufstreckenversuches vorweg gegriffen, bei welchem die angenehme Gehgeschwindigkeit bei 5 km h^{-1} lag und die als langsam und unangenehm empfundene Geschwindigkeit bei 2 km h^{-1} . Die beiden verwendeten Pendelmodelle scheinen hier an ihre Grenzen zu stoßen und die Komplexität des Gehens nicht vollständig zu erfassen. Dies schränkt die Gültigkeit der Annahme eines konstanten Abstandes von Massenschwerpunkt zu Hüfte von Witte (1992) ein. McMahon (1984) konnte zeigen, dass der Kreisbogen des inversen Pendels durch Rotation und seitliches Abkippen des Beckens sowie durch Knieflexion abgeflacht wird. Das Abkippen der Hüfte kann in der Sagittalebene nicht beobachtet werden und bedürfte eine Untersuchung des Gehens in der Frontalebene. Das Gravitationspendel betrachtet das Bein als ein Pendel mit einem Element, wobei sich das Schwungbein als ein Pendel mit drei Elementen exakter beschreiben lässt. Berücksichtigt man diese Aspekte, gewinnt die Modellierung schnell an Komplexität.

Es lässt sich zusammenfassen, dass die Modelle des inversen und des Gravitationspendels gute erste Aussagen über das Laufen erlauben, jedoch durch ihre Vereinfachungen auch Fehler eintragen. Es kann mit ihnen die Aussage von Witte (1992) bestätigt werden, dass das Bein als resonanzschwingungsfähiges System angesehen werden kann. Dass der geringste Arbeitsaufwand für Gehen zwischen 4 km h^{-1} (Cavagna, Thys u. a. 1976) und $4,5 \text{ km h}^{-1}$ (Cavagna, Willems u. a. 2000) liegt, weicht stark von der als angenehm wahrgenommenen Geschwindigkeit auf dem Laufband ab, deckt sich jedoch gut mit der als angenehm wahrgenommenen Geschwindigkeit auf der Laufstrecke (5 km h^{-1}). Die starke Abweichung der als angenehm wahrgenommenen Geschwindigkeit kann mit der sehr geringen Zeit zum Einlaufen auf dem Laufband zusammenhängen. Eine längerer Eingewöhnungsphase bei jeder Geschwindigkeit könnte die Wahrnehmung beeinflussen.

4.2. Laufstreckenversuch

Zur Überprüfung der Ergebnisse werden die Bodenreaktionskräfte zunächst untersucht. Bei der angenehmen Geschwindigkeit von 5 km h^{-1} liegen die Maxima bei 103% und 109% und das Minimum bei 70%. Für 5 km h^{-1} stimmen die Werte gut mit den von Perry und Burnfield (2010) ermittelten Durchschnittswerten von je 110% für die Maxima und 80% für das Minimum

annähernd überein. Es ist jedoch zu erkennen, dass alle prozentualen Werte unter denen von Perry und Burnfield (2010) liegen. Dies deckt sich mit der Tatsache, dass das Körpergewicht zu keinem Moment bei 2 km h^{-1} vollständig vom Standbein getragen wird, wie es eigentlich der Fall sein sollte. Mögliche Ursachen für die zu niedrigen Gewichtswerte scheinen in der Datenaufnahme oder in der Kalibrierung zu liegen, da sich der Gewichtsunterschied auch bei anderen Kommilitonen, welche an anderen Tagen gemessen haben, ausbildete. Eine mögliche Ursache ist in der Kalibrierung zu finden, welche mit 0 kg, 1,5 kg, 3,5 kg und 7,75 kg durchgeführt wurde. Die Toleranz der verwendeten Personenwaage könnte sich bei Gewichten in einer Größenordnung darüber deutlich auswirken. So könnten die 5 kg Abweichung schon durch 0.5 kg Waagentoleranz entstehen. Auch ist zu berücksichtigen, dass während der Kalibrierung der vertikalen Waage nachse die Fußplatte nicht montiert war, welche in Abbildung 3 B dargestellt ist. Diese könnte ebenfalls Einfluss auf die statischen Kräfte durch Gewichtskraft sowie dynamischen Kräfte durch Trägheitskraft genommen haben.

Bei allen drei Geschwindigkeiten ist der Übergang zwischen initialem Kontakt und Stoßdämpfungsphase deutlich zu erkennen, gekennzeichnet durch das kurzzeitige Einbrechen des Belastungsanstieges. Diese Stufe ist am Deutlichsten bei 7 km h^{-1} zu erkennen, wo es zu einem klar abgegrenzten Plateau kommt. Dieses Plateau kommt durch die Flexion des Knies zustande (s. Abb. 9) und dient dem Abfangen der Belastung bei Bodenkontakt (Perry und Burnfield 2010). Da mit steigender Geschwindigkeit der dynamische Anteil der Belastung immer höher wird, steigen auch die Maximalbelastungen in der Stoßdämpfungsphase. Diese Maxima wiederum korrelieren deutlich mit der maximalen Knieflexion, was sich mit den Ergebnissen von Kirtley u. a. (1985) deckt. Der Duty-Faktor von 0.55 bei 7 km h^{-1} zeigt hier, dass der Proband sich kurz vor dem Übergang zwischen Gehen und Laufen befindet.

Die Momente im Knie unterstützen diese Ergebnisse. Der positive Momentverlauf während der Stoßdämpfungsphase und das negative Maximum in der terminalen Standphase decken sich mit den Daten von Perry und Burnfield (2010). Während der Stoßdämpfungsphase kommt es zu einem positiven Moment im Knie, welches zu einer Flexion führt, wie im Verlauf des Kniewinkels deutlich zu erkennen. Zum Ende der Standphase tritt ein negatives Moment auf, was eine Extension bewirken würde. Trotz des negativen Moments kommt es zu einer noch stärkeren Flexion als in der Stoßdämpfungsphase. Dies zeigt, dass die inverse Kinetik nicht die von den Muskeln aufbrachten Kräfte berücksichtigt und daher die Bewegung nicht ausschließlich erklären kann. Perry und Burnfield (2010) beschreiben zusätzlich ein weiteres positives Moment, welches die Extension des Knies in der Schwungphase einleitet. Dieses konnte nicht beobachtet werden, da mit dem Lösen des Fußes vom Boden keine Bodenreaktionskräfte mehr aufgenommen wurden. Interessant ist hierbei die Entwicklung des Moments im Knie über die drei Geschwindigkeiten unter Berücksichtigung der Knieflexion (s. Abb. 6). Betrachtet man das Gehen bei 2 km h^{-1} , so ist nur eine geringe Flexion von 22° des Knies zu erkennen. Dieses Ergebnis passt zu dem sehr geringen Moment. Die maximale Flexion in der Stoßdämpfungsphase hängt deutlich mit der Geschwindigkeit zusammen. Interessant ist hier, dass sich der Flexionswinkel von 2 auf 5 km h^{-1} viel stärker verändert als von 5 auf 7 km h^{-1} , das Moment im Knie jedoch zwischen den ersten beiden Geschwindigkeiten nur gering ansteigt und zwischen 5 und 7 km h^{-1} deutlich größer wird. Es wird vermutet, dass dem positiven Moment bei 5 und 7 km h^{-1} eine muskuläre Kraft

entgegengesetzt wird, welche eine übermäßige Flexion des Knies in der Stoßdämpfungsphase verhindert. Das negative Moment am Ende der terminalen Standphase steigt von 2 zu 5 km h⁻¹ ebenfalls an, ist jedoch bei 7 km h⁻¹ kaum zu erkennen. Obwohl die Knieflexion bei 7 km h⁻¹ mit 72° am Stärksten ausgeprägt ist, scheint hierfür am wenigsten Kraft notwendig zu sein. Eine so starke Veränderung des Verlaufs des Moments kann in der Literatur nicht beobachtet werden, was auf die nur einmalige Durchführung des Versuches zurückgeführt wird.

Nicht mit der Literatur übereinstimmend ist das Moment im Knöchel, welches durchgängig positiv ist (Eng und Winter 1995; Lay u. a. 2006; Perry und Burnfield 2010). Die drei Arbeiten beschreiben im Knöchel ein leicht negatives Moment während der Belastungsantwort aufgrund der Plantarflexion während des Aufsetzens des Fußes. Während der mittleren und terminalen Standphase steigt das Moment dann an und ähnelt den hier gemessenen Werten. Das Maximum des Moments in der terminalen Standphase mit einem Abfallen in der Vorschwungphase kann auch in den Ergebnissen dieser Arbeit beobachtet werden. Aufgrund der einmaligen Durchführung der Versuche wird auf eine Interpretation dieser Abweichung verzichtet, da nicht gesagt werden kann, ob es zum Gangmuster des Probanden gehört.

Für das Moment im Hüftgelenk unterscheiden sich die Ergebnisse in der Literatur, jedoch ist bei allen zu Beginn der Standphase ein positives Moment zu beobachten, gefolgt von einem negativen Moment in der terminalen Standphase. Dieses Ergebnis deckt sich mit den hier erhobenen Daten. Auffällig bei den Ergebnissen der X- und Y-Kräfte in der Hüfte sind die starken Ausschläge am Anfang der Standphase. Diese Schwankungen werden dadurch erklärt, dass zu diesem Zeitraum der Hüftmarker von der Hand verdeckt war und dessen Position abgeschätzt wurde. Hier würde eine größere Anzahl an ausgewerteten Doppelschritten sich sehr stark bemerkbar machen, da solche Artefakte durch die Mittlung stark abgeschwächt würden.

4.3. Vergleich Laufband und Laufstrecke

Ein Vergleich der Handtrajektorien bei 2 km h⁻¹ erlaubt keine schlüssige Aussage. Dies kann zum einen an der fehlenden Mittlung über mehrere Doppelschritte liegen, zum anderen daran, dass bei so geringen Geschwindigkeiten die Arme noch keine Ausgleichsbewegungen gegen die Beinbewegung durchführen müssen und die Stabilität des Gehens noch keine dynamische ist, sondern eher ein Balancieren auf der Stelle und damit mehr einer statischen Stabilität gleicht (Barbareschi u. a. 2015).

Bei 5 und 7 km h⁻¹ ist ein deutlicher Unterschied in den Handtrajektorien zwischen den Versuchen zu erkennen. Die stärkere Auslenkung in X- und Y-Richtung bei 5 und 7 km h⁻¹ auf dem Laufband ist interessant unter der Annahme der Arme als passive Masse-Dämpfer nach Pontzer u. a. (2009). Demnach dienen die Arme der Reduktion der Rotation des Oberkörpers um die Längsachse. Die stärkere Auslenkung auf dem Laufband würde demnach bedeuten, dass hier der Oberkörper stärker zur Rotation neigt, was jedoch durch die stärkere Armbewegung ausgeglichen wird und daher der Energieverbrauch nicht beeinträchtigt sein sollte (Pontzer u. a. 2009). Während andere Arbeitsgruppen deutliche Unterschiede zwischen Laufband und Laufstrecke für Hüftbewegung in der Frontalebene gefunden haben (Alton u. a. 1998), konnten keine derartigen Unterschiede für die Armbewegung gefunden werden. Jedoch werden die Ergebnisse dieser Untersuchung wie bei Alton u. a. (1998) auf das ungewohnte Gehen auf dem Laufband

zurückgeführt. Das stärkere Schwingen der Arme könnte eine Ausgleichsbewegung für instabiles Gehen auf dem Laufband sein.

Die Ergebnisse zu der Körperachse zeigen interessanterweise, dass auf dem Laufband der Körper stärker nach vorne geneigt ist als auf der Laufstrecke. Dies widerspricht den erwarteten Ergebnissen. Aufgrund der tatsächlichen Positionsänderung auf der Laufstrecke wurde erwartet, dass hier die kinetische Energie zur Vorwärtsbewegung aus dem vorgebeugten Oberkörper gewonnen wird. Besonders die Ergebnisse bei 5 und 7 km h⁻¹ zeigen das genaue Gegenteil. Es sei darauf hingewiesen, dass aufgrund der fehlenden Mittlung über mehrere Durchläufe es sich hier auch um Ausreißer handeln könnte. So wurde im Nachhinein festgestellt, dass bei 2 km h⁻¹ auf dem Laufband der Blick nach unten gerichtet war, was großen Einfluss auf den Winkel der Körperachse hat. Dieses Ergebnis wird daher kritisch betrachtet und der stärker nach vorne gebeugte Oberkörper auf dem Laufband auch hier auf die ungewohnte Laufsituation zurückgeführt. Eine mögliche Erklärung ist die beobachtete Wahrnehmung, dass auf dem Laufband die Gefahr bestand, hinten über zu kippen. Dieses Gefühl würde eine unbewusste Haltungsänderung in eine vorgebeugte Lage erklären, welche als sicherer wahrgenommen wird. Für das Gehen auf der Laufstrecke sei noch erwähnt, dass aufgrund der geringen Abmessungen des Raumes nach Passieren des Messbereiches sehr schnell abgebremst werden musste. Dieses Abbremsen könnte ebenfalls mit einem zurückgelehnten Oberkörper in Zusammenhang stehen.

5. Fazit

Beide untersuchten Pendel-Modelle erreichten eine relativ gute Übereinstimmung mit der als angenehm wahrgenommenen Geschwindigkeit. Jedoch scheinen die starken Vereinfachungen, wie z.B. das masselose Bein im inversen Pendel-Modell und die fehlende Drei-Segment-Betrachtung des Beines bei dem Gravitationspendel Fehler einzutragen, die die Abweichungen erklären könnten. Die Betrachtung des Beines mit komplexeren Modellen könnte hier eine bessere Abbildung des Systems Bein ermöglichen.

Der Vergleich der Armbewegung scheint auf stärkere Momente um die Längsachse auf dem Laufband als auf der Laufstrecke hinzuweisen. Die Hypothese, dass auf der Laufstrecke die tatsächliche Ortsänderung durch ein Vorbeugen des Körpers erreicht wird, konnte nicht bestätigt werden. Interessanterweise ist gerade auf der Laufstrecke der Körper weiter zurückgelehnt. Ungewohntes Gehen auf dem Laufband und ein verfrühtes Abbremsen auf der Laufstrecke wurden hier als einflussreiche Faktoren gesehen. Es wird vermutet, dass eine erneute Durchführung der Versuche mit mehr Eingewöhnung und einer längeren Laufstrecke großen Einfluss auf die Ergebnisse hat und dadurch zu anderen Ergebnissen führen könnte.

Die kinetische Untersuchung zeigt große Übereinstimmung mit der Literatur und scheint am Wenigsten von der einmaligen Durchführung der Versuche beeinflusst zu sein. Die inverse Kinetik dagegen zeigt starke Abweichungen in einigen Gelenken für den Momenten-Verlauf. Leider ist eine Interpretation dieser Unterschiede nicht möglich, da nicht sichergestellt werden kann, dass es keine unnatürlichen Ereignisse sind, die zu diesen Ergebnissen führen.

Um solche Ausnahmen auszuschließen sollte bei einer Vertiefung der Studien dringend eine statistische Auswertung mehrerer Versuche durchgeführt werden. Diese ermöglicht das Reduzieren von störenden Einflüssen und die Aussagen werden belastbarer. Auch kann das Gangmuster des

Probanden dadurch sicherer bestimmt werden und Abweichungen von der Literatur können intensiv analysiert werden. Hier sei die Feststellung von De Groote u. a. (2008) angeführt, welche feststellten, dass Hautartefakte zu einer nicht korrekten Darstellung der Marker-Trajektorien führen können. Wenn solche Ereignisse keine Regelmäßigkeit aufweisen, ist das Mitteln über mehrere Durchläufe bestens geeignet, um diese Effekte zu reduzieren.

6. Ausblick

Die qualitative Untersuchung des menschlichen Ganges eines Probanden erlaubt trotz der einmaligen Durchführung der Versuche interessante Schlüsse. So zeigen die Daten zu den Trajektorien Potential für die Übertragung auf bipedale Robotersysteme. In Kombination mit Lernalgorithmen könnte so das maschinelle Lernen eines Gangmusters enorm beschleunigt werden. Der zeitliche Verlauf der Kräfte und Momente ist essentiell für die Steuerung und Regelung eines solchen Systems. Dies erlaubt eine angepasste Auslegung der Motoren. Hier würden sich weitere Untersuchungen zur muskulären Aktivierung in den verschiedenen Gangphasen anbieten. Diese würden zusammen mit Kräften und Momenten ein Planen der Reaktionen der Steuerung auf verschiedene Lastfälle erlauben. Anstatt ein reagierendes System zu bauen könnte so ein agierendes System geschaffen werden, was nur noch auf Sonderfälle reagiert.

Ebenfalls interessant ist das Verständnis des menschlichen Ganges für die Verbesserung von Exoskeletten. Barbareschi u. a. (2015) beschreiben anschaulich die Verwendung in der Rehabilitation. Hier kann zum Einen durch statische Stabilität die Sicherheit des Patienten zu jedem Zeitpunkt gesichert werden und gleichzeitig durch ein möglichst natürliches Gangmuster des Exoskeletts der Eindruck eines uneingeschränkten Gehens entstehen. Dies ist besonders für das erneute Erlernen des Gehens, wie zum Beispiel nach einem Schlaganfall, von großer Bedeutung (Yin u. a. 2012). Durch Wiederholung von Bewegungsabläufen kann die neuronale Ansteuerung der Muskulatur wesentlich schneller wieder erlernt werden. Wenn ein Exoskelett diese ermöglichen kann, so besteht die Chance, die Heilungsaussichten zu verbessern sowie die Therapiekosten deutlich senken.

7. Literaturverzeichnis

- Alexander, R. McNeill (1992). "Simple Models of Walking and Jumping". *Human Movement Science* 11.1, S. 3–9.
- Alton, F., L. Baldey, S. Caplan und M.C. Morrissey (1998). "A Kinematic Comparison of Over-ground and Treadmill Walking". *Clinical Biomechanics* 13.6, S. 434–440.
- Barbareschi, G., R. Richards, M. Thornton, T. Carlson und C. Holloway (2015). "Statically vs. Dynamically Balanced Gait: Analysis of a Robotic Exoskeleton Compared with a Human". *Engineering in Medicine and Biology Society*, S. 6728–6731.
- Cavagna, G. A., H. Thys und A. Zamboni (1976). "The Sources of External Work in Level Walking and Running." *The Journal of Physiology* 262.3, S. 639.
- Cavagna, G. A., P. A. Willems und N. C. Heglund (2000). "The Role of Gravity in Human Walking: Pendular Energy Exchange, external Work and Optimal Speed". *The Journal of Physiology* 528.3, S. 657–668.
- De Groote, F., T. De Laet, I. Jonkers und J. De Schutter (2008). "Kalman Smoothing Improves the Estimation of Joint Kinematics and Kinetics in Marker-Based Human Gait Analysis". *Journal of Biomechanics* 41.16, S. 3390–3398.
- Eng, J. J. und D. A. Winter (1995). "Kinetic Analysis of the Lower Limbs During Walking: What Information can be Gained from a Three-Dimensional Model?" *Journal of Biomechanics* 28.6, S. 753–758.
- Kirtley, C., M. W. Whittle und R. J. Jefferson (1985). "Influence of Walking Speed on Gait Parameters". *Journal of Biomedical Engineering* 7.4, S. 282–288.
- Kuo, A. D. (2007). "The Six Determinants of Gait and the Inverted Pendulum Analogy: A Dynamic Walking Perspective". *Human Movement Science* 26.4, S. 617–656.
- Lay, A. N., C. J. Hass und R. J. Gregor (2006). "The Effects of Sloped Surfaces on Locomotion: A Kinematic and Kinetic Analysis". *Journal of Biomechanics* 39.9, S. 1621–1628.
- McMahon, T. A. (1984). *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press.
- Meijering, E., O. Dzyubachyk und I. Smal (2012). "Methods for Cell and Particle Tracking". *Methods Enzymol* 504.9, S. 183–200.
- Mochon, S. und T. A. McMahon (1980). "Ballistic Walking". *Journal of Biomechanics* 13.1, S. 49–57.
- Perry, J. und J. M. Burnfield (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Slack Thorofare, USA.
- Pontzer, H., J. H. Holloway, D. A. Raichlen und D. E. Lieberman (2009). "Control and Function of Arm Swing in Human Walking and Running". *Journal of Experimental Biology* 212.4, S. 523–534.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- Witte, H. (1992). "Über mechanische Einflüsse auf die Gestalt des menschlichen Körpers". Diss.
- Wren, T. A. L., G. E. Gorton, S. Ounpuu und C. A. Tucker (2011). "Efficacy of Clinical Gait Analysis: a Systematic Review". *Gait and Posture* 34.2, S. 149–153.
- Yin, Y. H., Y. J. Fan und L. D. Xu (2012). "EMG and EPP-Integrated Human–Machine Interface Between the Paralyzed and Rehabilitation Exoskeleton". *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 16.4, S. 542–549.

8. Sonstige Quellen

Owsianowski, N. (2016): Skript zur Datenauswertung der kinematischen und kinetischen Experimente der terrestrischen Lokomotion. HS Bremen.

A. Anhang

TABLE 4.1 Anthropometric Data

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/Segment Length		Radius of Gyration/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	— —

*NOTE: These segments are presented relative to the length between the greater trochanter and the glenohumeral joint.

Source Codes: M, Dempster via Miller and Nelson; *Biomechanics of Sport*, Lea and Febiger, Philadelphia, 1973. P, Dempster via Plagenhoef; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, NJ, 1971. L, Dempster via Plagenhoef from living subjects; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1971. C, Calculated.

Abbildung 10: Anthropometrische Tabelle aus Winter (2009)

Inverse Kinetik

Berechnung Fußsegment

Kräfte in X-Richtung

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

$$F_x + F_{ax} = m_{foot} \cdot a_{xfoot}$$

$$F_x = m_{foot} \cdot a_{xfoot} - F_{ax}$$

Kräfte in Y-Richtung

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

$$F_y + F_{ay} + F_g = m_{foot} \cdot a_{yfoot}$$

$$F_y = m_{foot} \cdot a_{yfoot} - F_{ay} - F_g$$

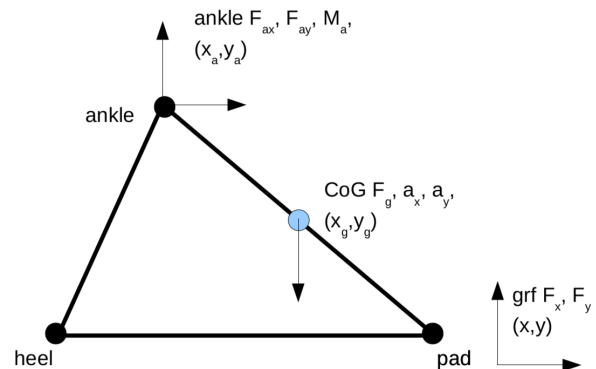


Abbildung 11: Berechnung des Fußsegmentes. Abbildung aus Skript zur Datenauswertung (Owsianowsky 2016)

Momente um Z-Achse

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

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

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

Berechnung Beinsegment

Kräfte in X-Richtung

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

$$F_{px} + F_{dx} = m_{foot} \cdot a_{xfoot}$$

$$F_{dx} = m_{foot} \cdot a_{xfoot} - F_{px}$$

Kräfte in Y-Richtung

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

$$F_{py} + F_{dy} + F_g = m_{foot} \cdot a_{yfoot}$$

$$F_{py} = m_{foot} \cdot a_{yfoot} - F_{dy} - F_g$$

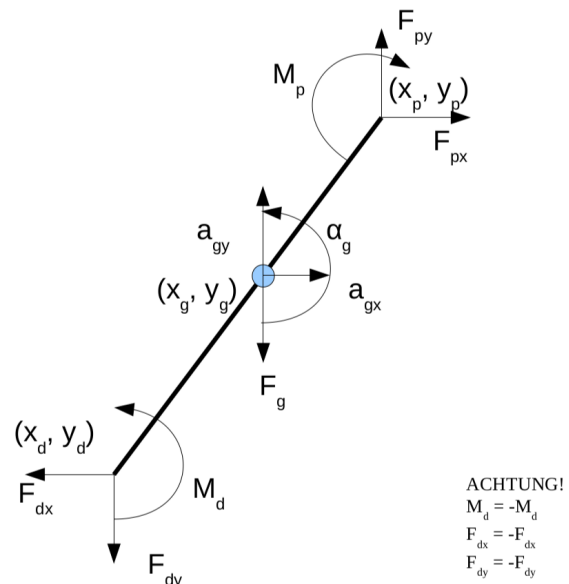


Abbildung 12: Berechnung des Beinsegmentes. Abbildung aus Skript zur Datenauswertung (Owsianowsky 2016)

Momente um Z-Achse

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

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

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

Zusammenfassung der Waagenkanäle

Tabelle 2: Waagenkanäle und von den 4 Kraftsonden eingehende Signale

Kanal	Kraftwerte der 4 Kraftsonden
K1	x1, x2
K2	x3, x4
K3	y1, y4
K4	y2, y3
K5	z1
K6	z2
K7	z3
K8	z4

Tabelle 3: Zusammenfassung der Kanäle in Krafrichtungen

Kraft	Kanal
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)

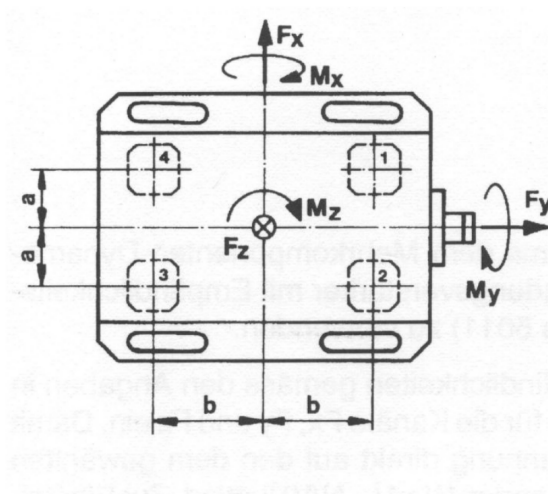


Abbildung 13: Berechnung des Beinsegmentes.
Abbildung aus Skript zur Datenauswertung
(Owsianowsky 2016)