

TU

Technische Universität Wien

Diplomarbeit

Entwurf für ein ISO – Prüfverfahren eines manuell
stabilisierten Treppensteigers

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

Ao.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Heinz-Bodo Schmiedmayer

E325

Institut für Mechanik und Mechatronik

eingereicht an der Technischen Universität Wien

Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften

von

Reinhard Tober

0125628 / E 700

Lehmgasse 2/1/4 in 2333 Leopoldsdorf

Inhaltsverzeichnis

1	Problemstellung	4
2	Experimentelle Voruntersuchungen.....	6
2.1	Messung mit starrer Fixierung.....	6
2.2	Messungen mit Halten durch Testpersonen.....	9
3	Analyse der Daten mittels eines einfachen Ersatzmodells.....	16
3.1	Modellierung des Treppensteigers.....	16
3.2	Modellierung der Bedienkräfte	25
3.3	Leistungen, Arbeiten und Drehimpulse	30
4	Mehrkörperdynamik Modelle	36
4.1	Modell A	37
4.2	Modell B	41
4.3	Modell C	47
4.4	Modell D	48
5	Diskussion und Ausblicke.....	51
	Quellenverzeichnis.....	53
	Danksagung.....	55
	Anhang	56
	Abbildungsverzeichnis	57
	Tabellenverzeichnis	58

Zusammenfassung

Beim Lastwechsel eines manuell stabilisierten Treppensteigers treten meist abrupte Änderungen der erforderlichen Haltekräfte auf. Diese Kräfte werden sowohl gegen eine starre Fixierung als auch beim Halten durch Personen gemessen. Diese Erfahrungen sollen dazu beitragen, dass ein Mechanismus mit den Eigenschaften einer haltenden Person entwickelt wird, welcher eine Prüfung der sicheren Bedienbarkeit beim Lastwechsel von Treppensteigern ermöglicht. Ein entsprechender Vorschlag soll bei der laufenden Erstellung einer ISO Qualitätsnorm für Treppensteiger Berücksichtigung finden.

During the load shift of a manually stabilised stair-climbing device abrupt changes in the required holding forces can be identified. These values are measured against a rigid fixture and also for the grip forces of test persons. This experience should be used for testing the safe operability of stair-climbing devices during the load shift, which fore a test fixture with the properties of a holding person should be created. A corresponding test should be considered during ongoing work on ISO quality standards for stair-climbing devices.

1 Problemstellung

Treppensteiger sind jene speziellen Rollstühle, die Personen mit Einschränkungen beim Stehen und/oder Gehen das Überwinden von Treppen ermöglichen. Sie ersteigen die Stufen mit einem mechanischen Antrieb. Es gibt sehr unterschiedliche Ausführungsformen, wobei einige Modelle von der transportierten Person selbst betrieben werden können, während andere für ihren Betrieb einer Begleitperson bedürfen. Einige der von Begleitpersonen betriebenen Geräte müssen dabei manuell stabilisiert werden. Das heißt, der Treppensteiger muss durch balancieren in seiner Arbeitslage gehalten werden. Der wesentliche Vorteil dieser Modelle besteht darin, dass sie auch auf gewundenen Treppen verwendet werden können. Ihr Nachteil ist, dass man die bei jedem Lastwechsel auftretenden Kräfte abfangen muss. Erschwerend kommt hinzu, dass dabei ein Richtungswechsel der auftretenden Haltekräfte stattfindet. Dies kann vor allem bei der Bedienung durch ältere Personen schwerwiegende Probleme mit sich bringen.

Manuell stabilisierte Treppensteiger fahren die Treppe nicht kontinuierlich entlang der Stufenkanten, wie etwa ein Raupenfahrzeug, sondern ersteigen mit ihrem Mechanismus Stufe für Stufe. Diese Fortbewegungsart bedingt, dass immer dann, wenn der Steigmechanismus seinen Unterstützungspunkt von einer auf die nächste Stufe verlagert, an den Griffen des Treppensteigers eine abrupte Änderung der erforderlichen Haltekraft eintritt. Diese Änderung nennt man den in Abbildung 1 näher erläuterten Lastwechsel.

Beim Hochfahren ruht zunächst das zusammengefasste Gewicht vom Treppensteiger und der darauf sitzenden Person auf dem unteren Rad, der Fingertrieb an der Rückseite des Stuhls ist kurz davor, die obere Stufe zu berühren (siehe Abbildung 1a). Die erforderliche Haltekraft ist gegen das Nach-Hinten-Kippen gerichtet und beträgt

$$F_1 = \frac{x_{SA}}{l_{HA}} mg \quad (1)$$

Wenn nun der Fingertrieb mit der Stufe in Eingriff kommt, wird er zum neuen Unterstützungspunkt (siehe Abbildung 1b). An der generellen Position des Treppensteigers hat sich nichts geändert, jedoch relativ zum Unterstützungspunkt liegt der Schwerpunkt nun plötzlich vor diesem und der Begleiter muss sofort reagieren, damit der Treppensteiger nicht nach Vorne kippt. Das heißt, dass die Bedienperson die nach vorne gerichtete Kraft

$$F_2 = \frac{x_{SB}}{l_{HB}} mg \quad (2)$$

abfangen muss.

In diesem Zustand muss der Begleiter den Treppensteiger zu sich heran ziehen, um den Schwerpunkt wieder über den neuen Unterstützungspunkt zu bringen. Dazu ist an den Griffen des Treppensteigers sehr rasch eine entsprechend große Kraft F_2 aufzubringen.

Die Größe der zum Abfangen des Lastwechsels erforderlichen Kraft ist in erster Linie von der horizontalen Exkursion zwischen den beiden Unterstützungspunkten abhängig. Diese ergibt sich aus

$$e = x_{SA} + x_{SB} \quad (3)$$

Sie ist vor allem vom Typ des Steigmechanismus, aber auch von der Stufenhöhe h und dem Neigungswinkel des Treppensteigers abhängig. Natürlich spielt auch die Länge der Griffhebel eine Rolle (siehe Abbildung 1, Dimensionen l_{HA} und l_{HB}).

Die Situation beim treppab fahren ist im Prinzip gleich, doch ist sie etwas weniger kritisch, da sich der Wechsel der erforderlichen Haltekraft von Zug zu Druck ergibt. In dieser Richtung ist diese Änderung der aufzubringenden Kräfte leichter zu beherrschen und auch weniger bedrohlich. Im Versagensfall hat der Treppensteiger nicht die Tendenz die Treppe hinunter zu stürzen, sondern in eine sichere Position auf die oberen Stufen zu kippen. Alle folgenden Untersuchungen beschränken sich daher auf das Hochfahren.

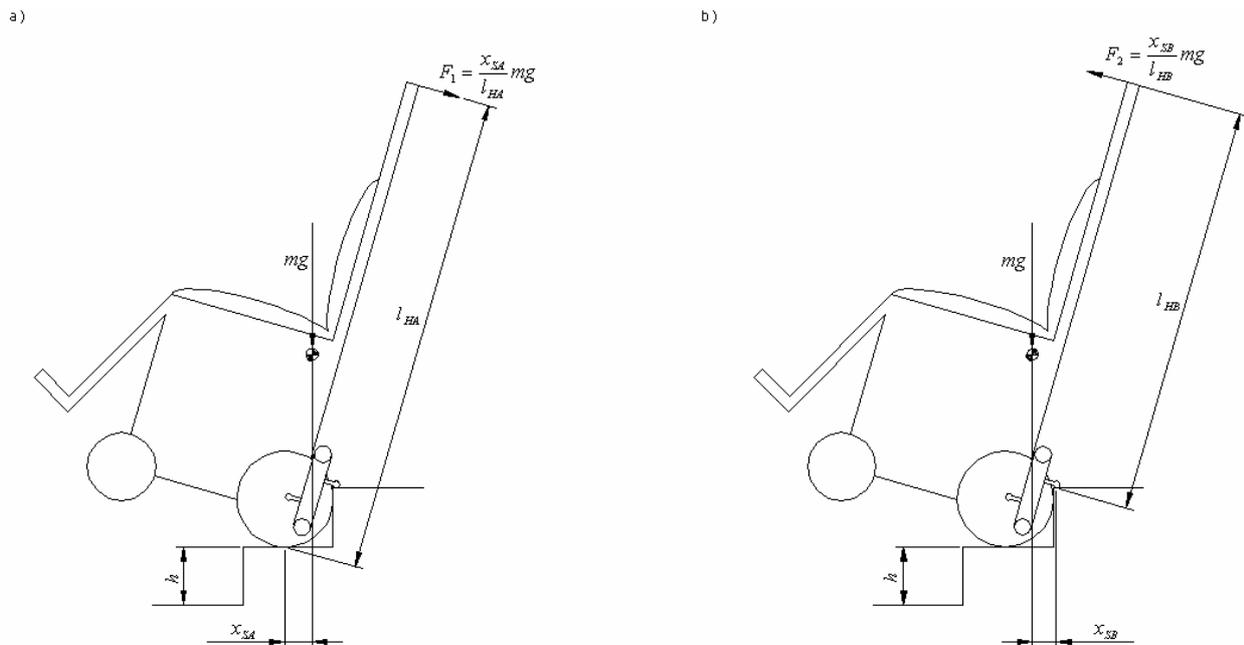


Abbildung 1 – Lastwechsel:
a) Situation unmittelbar vor b) und nach dem Eingriff des Steigmechanismus

Eine derzeit im Rahmen der ISO entstehende Prüfnorm für Treppensteiger befasst sich mit der Frage der Zulässigkeit der Größe dieser erforderlichen Bedienkräfte. Dafür ist es erforderlich, den Unterschied zwischen den Kräften bei Messung mit fester Fixierung gegenüber den tatsächlich durch eine Begleitperson aufgebracht zu untersuchen. Weiters soll aus den gemessenen Daten von Testpersonen, ein Prüfstand entwickelt werden, welcher einen solchen Hochhebevorgang nachbildet und eventuell für ein Prüfverfahren geeignet ist.

2 Experimentelle Voruntersuchungen

(nach Ziegler J. et al.; 2007)

Es wurden Messungen mit zwei verschiedenen Testaufbauten durchgeführt. Einmal wurde der Treppensteiger mit einer starren Fixierung und einmal von Testpersonen festgehalten.

Für alle Tests wurden folgende Bedingungen zu Grunde gelegt: Es wurde, vor allem wegen seiner größeren konstruktiven Steifigkeit und weil dieser Steigmechanismus besonders große Lastwechselkräfte liefert, ein Treppensteiger mit Fingertrieb verwendet. Der mit einer Prüfpuppe belastete Treppensteiger wies eine Gesamtmasse von $m = 129\text{kg}$ auf. Der Gesamtschwerpunkt lag bei aufrecht stehendem Treppensteiger ca. 40 mm vor und 580 mm über dem Bodenpunkt des hinteren Rades. Es wurde immer dieselbe Stufe mit einer Höhe von $h = 180\text{mm}$ erstiegen. Der Neigungswinkel wurde, entsprechend der intuitiven Auswahl durch einige erfahrene Begleiter, mit $\varphi = 16^\circ$ Rückneigung aus der neutralen Stehposition festgelegt. Daraus resultierte eine horizontale Exkursion zwischen den beiden Unterstützungspunkten von $e = 131\text{mm}$ und eine Lage des Schwerpunktes etwa über deren Mitte. Somit ergibt sich $x_{SA} = x_{SB} \approx 65\text{mm}$ (vgl. Gleichung 3).

Die Messrichtung sollte so erfolgen, dass sie normal zu jener Winkelhalbierenden liegt, die sich zwischen den beiden Verbindungslinien von Griff zu jeweiligem Unterstützungspunkt befindet.

Weiters wurde die Einhaltung der exakten Messrichtung dadurch sichergestellt, dass ein Biegebalken-Lastaufnehmer entlang der genannten Winkelhalbierenden angeordnet wurde. Nicht normale Komponenten von eventuell schräg eingeleiteten Kräften, etwa auf Grund eines leichten Hochsteigens des Treppensteigers, werden dadurch nicht erfasst.

Der Messaufnehmer wurde direkt zwischen dem Griff des Treppensteigers und der jeweiligen Festhaltung (starre Fixierung oder Testperson) angeordnet. Dabei wurde das HBM System MGC AB12 – MC55 S6 mit einem Z6C3/H3 Lastaufnehmer verwendet. Alle Messdaten wurden mit Hilfe des VI Loggers von National Instruments bei einer Rate von 250 Hz gesammelt und mit Hilfe eines Butterworth Filters 5. Ordnung, Grenzfrequenz 20 Hz, geglättet.

Für diese Tests wurde die Bewegung, sobald der Treppensteiger seinen Unterstützungspunkt vom Rad zum Finger des Eingriffs verlegt hatte, wieder gestoppt. Dadurch zeigen die Graphen am Ende der Bewegung jene konstante Haltekraft, welche erforderlich ist um den Treppensteiger mit seinem weiterhin vorne liegenden Schwerpunkt im Gleichgewicht zu halten.

2.1 Messung mit starrer Fixierung

Bei diesen Tests wurde der Messaufnehmer direkt zwischen dem Griff des Treppensteigers und einer starren Fixierung angeordnet (siehe Abbildung 2).

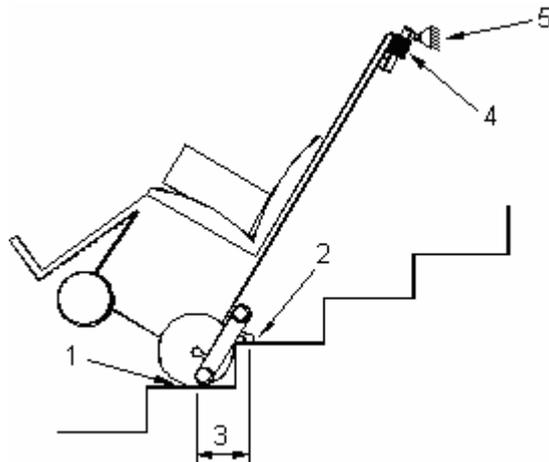


Abbildung 2 - Messaufbau mit starrer Fixierung (nach Ziegler J. et al.; 2007)

1...Kontakt vor Lastwechsel, 2... Kontakt nach Lastwechsel, 3...Exkursion, 4...Messaufnehmer, 5...starre Fixierung

Mit Hilfe dieses Verfahrens wurde z.B. das in Abbildung 3 gezeigte Diagramm aufgezeichnet.

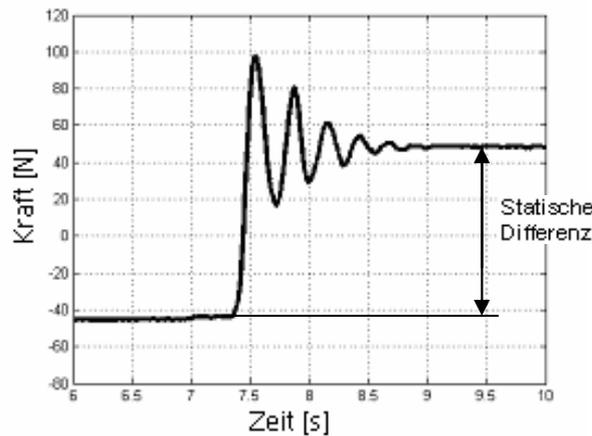


Abbildung 3 - Typischer Plot mit starrer Fixierung
Kraft [N] über der Zeit [s]

Zunächst ist an der konstanten negativen Anfangskraft zu erkennen, dass der Treppensteiger ruhig in der erwähnten Neigung gehalten wird. Der Schwerpunkt liegt hinter dem unteren Unterstützungspunkt (sowohl Kräfte als später auch Auslenkungen, die vom Treppensteiger aus wirken und nach hinten gerichtet sind, gelten als negativ). Bei Kontakt des Steigfingers mit der Stufenfläche steigt die Kraft innerhalb kurzer Zeit vom Startwert auf einen Spitzenwert, um sich nach einem gewissen Nachschwingen auf den konstanten Endwert einzupendeln.

Aus einer Vielzahl von Messungen wurden die Start- Spitzen- und Endpunkte der Graphen ermittelt.

Dazu werden folgende Abkürzungen verwendet, wobei auch schon die Bezeichnungen für die folgenden Messungen mit Testpersonen genannt werden (siehe Kapitel 2.2.5).

K...Kraft bei starrer Fixierung

F...Kraft bei Testperson

D...Auslenkung bei Testperson (Displacement)
 S...Start
 P...Spitze (Peak)
 E...Ende
 Z...Zeitpunkt
 W...Wert

Punkt KS ist der Startpunkt für den Anstieg der Kraft aufgrund des Lastwechsels und identifiziert den niedrigsten Punkt der Kurve unmittelbar vor ihrem markanten Anstieg. Bei einem konstanten Wert in diesem Bereich wurde der zeitlich späteste Punkt dieses Wertes als Referenzzeit verwendet. Dieser Zeitpunkt wird als Startpunkt KSZ mit $t = 0$ definiert, alle anderen Ereignisse (sowohl der Kraft als später auch der Auslenkung) werden auf diesen Zeitpunkt bezogen. Dadurch kann die jeweils vergangene Zeit direkt abgelesen werden.

Punkt KP ist der Spitzenwert der Kraft. Bei zwei Spitzen die nahe beieinander lagen, wurde unabhängig von der Reihenfolge der höhere verwendet.

Punkt KE ist der Endpunkt des Lastwechsels. Da es nicht einfach war, den Endpunkt zu identifizieren, wurde er als das letzte Eindringen des Graphen in einen „Tunnel“ definiert. (siehe Abbildung 4, welche einen Ausschnitt aus Abbildung 3 vergrößert darstellt) Zwei horizontale, gepunktete Linien stellen die Grenzen dieses Tunnels jeweils 5% über bzw. unter dem durchschnittlichen Endwert dar, wobei die Differenz von KEW (Endwert) minus KSW (Startwert), der statischen Kraftdifferenz (siehe Abb. 3), 100% entspricht (Vgl. F_1 und F_2 aus Gleichung (1) bzw. (2)). Der letzte Eindringpunkt ist samt Koordinaten dargestellt. Durch diese Maßnahme konnte sowohl Zeitpunkt als auch Wert von KE effektiv und eindeutig ermittelt werden.

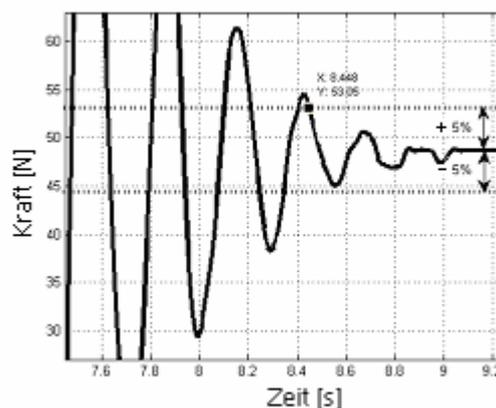


Abbildung 4 - Identifizierung eines Endpunktes

Sodann wurden die als „Ankerpunkte“ bezeichneten Durchschnittswerte samt Standardabweichung dieser Punkte ermittelt (siehe Tabelle 1). Zur besseren Beurteilung wird auch das Minimum und Maximum der jeweiligen Datenreihen gezeigt.

Kraft bei starrer Fixierung (K)						
	Start (KS)		Spitze (KP)		Ende (KE)	
	Zeit [s]	Wert [N]	Zeit [s]	Wert [N]	Zeit [s]	Wert [N]
	KSZ	KSW	KPZ	KPW	KEZ	KEW
Durchschnitt	0	-45,000	0,248	98,520	1,147	43,273
Standardabweichung	0	0,860	0,030	0,778	0,143	7,052
Minimum	0	-45,750	0,208	97,810	0,988	39,410
Maximum	0	-43,760	0,280	99,620	1,332	53,840

Tabelle 1 - Ankerpunkte der Kraft, starre Fixierung

Man erkennt, dass der Spitzenwert KP nach etwa 0.25 Sekunden erreicht wird. Es lässt sich auch errechnen, dass die Differenz von KPW minus KSW die Differenz von KEW minus KSW, also der statischen Kraftdifferenz aus Abbildung 3, um ca. 63% überschießt. Nach gut drei Schwingungen und etwa 1,1 s ist der Lastwechsel nach obigen Kriterien beendet.

2.2 Messungen mit Halten durch Testpersonen

Bei diesen Messungen wurde der Messaufnehmer nicht starr fixiert, sondern über einen Haltegriff von den stehenden Testpersonen festgehalten.

2.2.1 Testpersonen

Zusammensetzung und Eigenschaften der Testpersonen sind in den Tabellen 2 und 3 enthalten.

	männlich	weiblich	gesamt
Testpersonen	17	23	40

Tabelle 2 - Testpersonen, Geschlecht

	Min	Max	Durchschnitt	Standardabweichung
Alter (Jahre)	19	80	56	18,8
Größe (cm)	152	190	171	8,2
Gewicht (kg)	54	130	75	14,9

Tabelle 3 - Testpersonen, Eigenschaften

Von diesen 40 Personen haben 38 die Tests zufriedenstellend und ohne Probleme durchgeführt obwohl einige, besonders jene höheren Alters, über persönliche Gesundheitsprobleme wie etwa Arthritis an den Händen, Rückenschmerzen und Wirbelsäulenoperationen, berichteten. Lediglich eine Person benötigte für den Test die äußerste Kraftanstrengung. Bei keinem der gemessenen Tests trat eine gefährliche Situation ein. Es handelt sich damit um eine aussagekräftige Gruppe, da diese Treppensteiger, laut dem Forschungsinstitut für Orthopädietechnik in Wien, sehr oft von älteren Personen mit Einschränkung verwendet werden, und deren Begleitpersonen auch meist in diesem Alter sind.

2.2.2 Prüfaufbau

Der Testaufbau war prinzipiell ähnlich wie vorher (siehe Abbildung 5). Bei diesen Messungen wurde jedoch zusätzlich auch die Auslenkung D am Handgriff gemessen. Dazu wurde mittels einer

nahezu masselosen Schnur ein an einem Vishay Spectrol 601-1045 Positionssensor befestigtes Rad angetrieben. Auf diese Weise wurden relative Werte für die Auslenkung ermittelt, die später leicht auf die Startpunkte der Messung sowie auf die dazugehörigen Werte bezogen werden konnten. Rate und Glättung der Messdaten für die Auslenkung erfolgte wie bei allen anderen Daten mit 250 Hz und einem Butterworth Filters 5. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 20 Hz. Zur leichteren Einhaltung des für den Test vorgeschriebenen Neigungswinkels wurde ein Lineal mit einer Positionsmarkierung am Griff angelegt, welche der Testperson eine optische Kontrolle des Neigungswinkels ermöglichte.

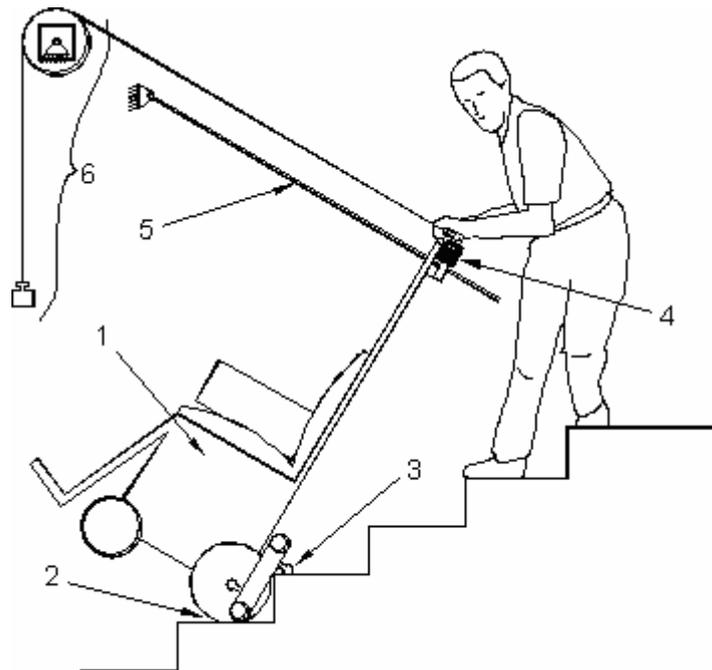


Abbildung 5 - Prüfaufbau für Messungen mit Testpersonen
 1...belasteter Treppensteiger, 2...unterer Aktuator (Rad), 3...oberer Aktuator (Finger), 4...Biegebalken-Messzelle,
 5...Lineal mit Positionsmarkierung, 6...Messeinrichtung für Auslenkung

2.2.3 Testaufgabe

Die Testpersonen wurden angewiesen, den Treppensteiger in die gewünschte Neigung zu bringen, dessen Motor für die Dauer des Lastwechsels kurz einzuschalten und dabei mit Hilfe der Positionsmarkierung auf dem Lineal nach Möglichkeit die erforderliche Neigung beizubehalten. Damit wurden sowohl gleich bleibende Messbedingungen sichergestellt wie auch Einflüsse von anderen Effekten, wie etwa einer Veränderung der Körperposition, hintan gehalten.

2.2.4 Sammlung der Messergebnisse

Jede Testperson führte den geplanten Messablauf mehrere Male durch, um mit dem Gerät und den Testbedingungen vertraut zu werden. Sobald es eine Testperson schaffte, hintereinander mehrere Versuche ohne deutliche Unterschiede in den Testergebnissen zu produzieren, wurde davon ausgegangen, dass sie mit dem Verfahren ausreichend vertraut war. Erst die darauf folgenden Messungen wurden aufgezeichnet und für die weitere Auswertung verwendet. Bei jeder Testperson wurden zumindest sechs korrekte Messdurchläufe aufgezeichnet. Als korrekt wurde

ein Messergebnis gewertet, wenn es für diese Testperson typisch war und keine Veränderungen durch weitere Lernprozesse, keine erratischen Vorkommnisse und keine unkompletten Datensätze zeigte. Somit wurden Messungen bei denen der Stuhl umkippte, das Lineal zur Kontrolle der Neigung hinunterfiel und dergleichen ausgeschlossen. Auf diese Weise wurden 235 Lastwechsel aufgenommen. Ein typischer Plot eines solchen Messergebnisses wird in Abbildung 6 dargestellt.

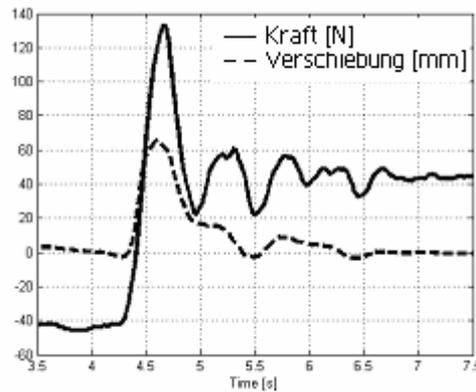


Abbildung 6 - Typischer Plot bei Stabilisierung mit Testperson
Kraft [N] bzw. Auslenkung [mm] über der Zeit [s]

2.2.5 Behandlung der Messergebnisse

Nach Sammlung aller Daten wurde zunächst für jedes einzelne Ergebnis wieder der Start- Spitzen- und Endpunkt identifiziert und anschließend wurden deren Durchschnittswerte ermittelt. Diese wurden mit den Präfixen F (Kraft bei Testperson) und D (Auslenkung) versehen und als „Ankerpunkte“ bezeichnet. Später wurden die gesammelten Daten auch noch für weitere Auswertungen (siehe Kapitel 3.1.2) verwendet.

2.2.6 Ergebnisse der Tests

Die Ergebnisse für die Kraftmessung sind in Tabelle 4 enthalten. Sie zeigen Durchschnitt, Standardabweichung, Minimum und Maximum der drei Ankerpunkte der Kraft und der dazugehörigen Zeit.

Kraft bei Haltung durch Testpersonen (F)						
	FS		FP		FE	
	Zeit [s]	Wert [N]	Zeit [s]	Wert [N]	Zeit [s]	Wert [N]
	FSZ	FSW	FPZ	FPW	FEZ	FEW
Durchschnitt	0	-46,960	0,502	123,596	2,932	41,169
Standardabweichung	0	4,828	0,165	22,208	1,077	9,590
Minimum	0	-65,800	0,272	69,860	1,020	4,160
Maximum	0	-33,320	1,740	242,400	7,412	63,350

Tabelle 4 - Ankerpunkte der Kraft, Halten durch Personen

Nach etwa 0,5 Sekunden hat die Kraft ihren Spitzenwert FPW erreicht. Dieser ist höher als bei starrer Fixierung und $(FPW - FSW)$ überschieß $(FEW - FSW)$ sogar um 93%. Der Lastwechsel ist erst nach knapp 3 Sekunden beendet.

Eine graphische Präsentation dieser Ankerpunkte der Kraft ist in Abbildung 7 gegeben. Ein Kreis symbolisiert den Durchschnittswert des jeweiligen Ankerpunktes, ein Rechteck stellt die Standardabweichungen dar und die strichlierten Linien die Lage der Grenzen von Maximum und Minimum. Die eingezeichnete Linie stellt eine Regressionskurve durch die drei Ankerpunkte der Kraft dar und dient lediglich der Veranschaulichung.

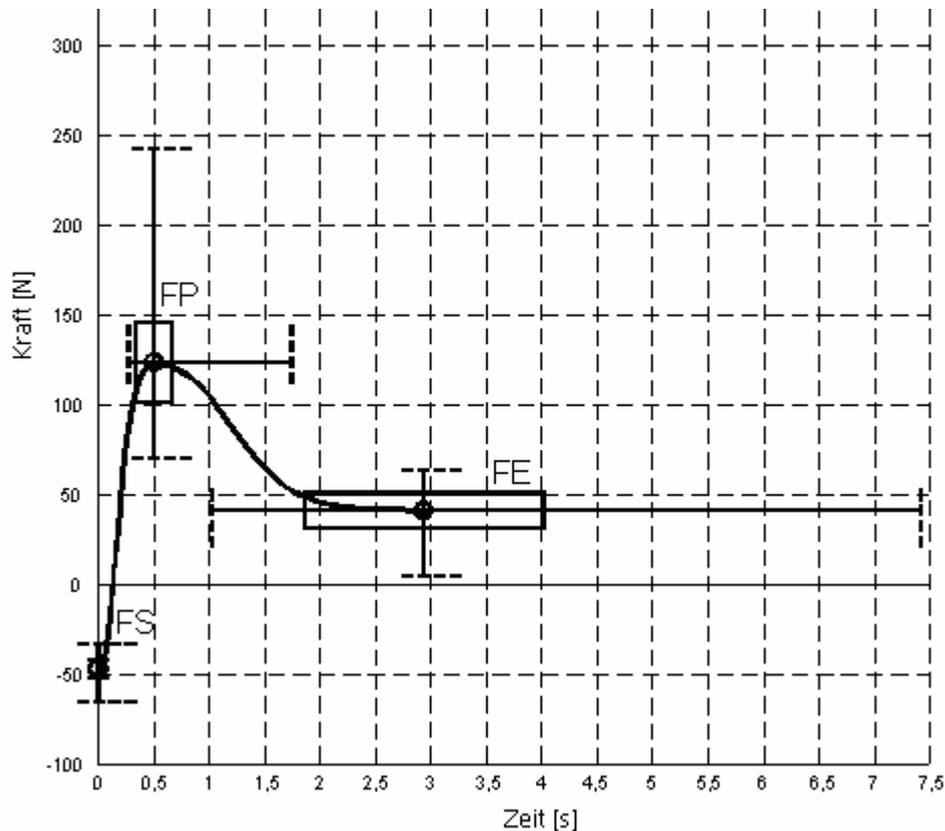


Abbildung 7 - Ankerpunkte der Kraft beim Halten durch Testpersonen

Die Auswertung der Messungen der in Abbildung 6 strichliert dargestellten Auslenkungen ergab folgendes: Ankerpunkt DS ist der Startpunkt für die Auslenkung. Er ist definiert als die Auslenkung im Ankerpunkt FS, also zum korrigierten Zeitpunkt 0 der Kraftmessung. Die Kurve der Auslenkung wurde um ihren aktuellen Wert zum Zeitpunkt 0 vertikal auf Null geschoben, um kleine Abweichungen, welche sich aus dem nicht immer ganz exakt gehaltenen Neigungswinkel des Treppensteigers am Beginn des Lastwechsels ergaben, zu eliminieren. Viele auch versierte Testpersonen konnten eine leichte Vorhaltung an den Griffen in Erwartung des Stoßes nicht unterdrücken.

Ankerpunkt DP ist, unabhängig von seinem zeitlichen Auftreten, der höchste Wert der Auslenkung. Ankerpunkt DE ist der Endpunkt der Auslenkung. Da aufgrund der etwa gleichen Größe von DSW und DEW ein Prozentsatz keinen praktikablen Wert für die Breite des Tunnels angeben hätte, wurde eine Tunnelbreite von ± 3 mm festgelegt. Diese Tunnelbreite wurde ausgewählt, um für die Auslenkung ähnliche Bedingungen und Genauigkeiten wie für den Endpunkt der Kraft zu erhalten.

Eine Zusammenstellung der Ergebnisse für die Auslenkungen ist in Tabelle 5 enthalten. Sie zeigt Durchschnitt und Standardabweichung sowie Minimum und Maximum der drei Ankerpunkte der Auslenkung und der dazugehörigen Zeit.

Auch die Auslenkung hat nach etwa 0,5 Sekunden ihren Spitzenwert von ca. 11 cm erreicht. Der Lastwechsel ist nach knapp 3 Sekunden bewältigt. Damit stimmen die Zeitpunkte von Auslenkung und Kraft gut überein.

Auslenkung						
	DS		DP		DE	
	Zeit [s]	Wert	Zeit [s]	Wert [mm]	Zeit [s]	Wert [mm]
	DSZ	DSW	DPZ	DPW	DEZ	DEW
Durchschnitt	0	0	0,522	109,476	2,997	0,451
Standardabweichung	0	0	0,163	46,059	1,189	10,089
Minimum	0	0	0,232	37,230	0,788	-22,894
Maximum	0	0	1,500	307,196	7,348	39,440

Tabelle 5 - Ankerpunkte der Auslenkung, Halten durch Personen

Auch für die Ankerpunkte der Auslenkung wird hier eine graphische Präsentation angeboten (siehe Abbildung 8). Wie schon bei den Kräften stellt die eingezeichnete Linie eine Regressionskurve durch die Ankerpunkte dar und dient wiederum nur der Veranschaulichung.

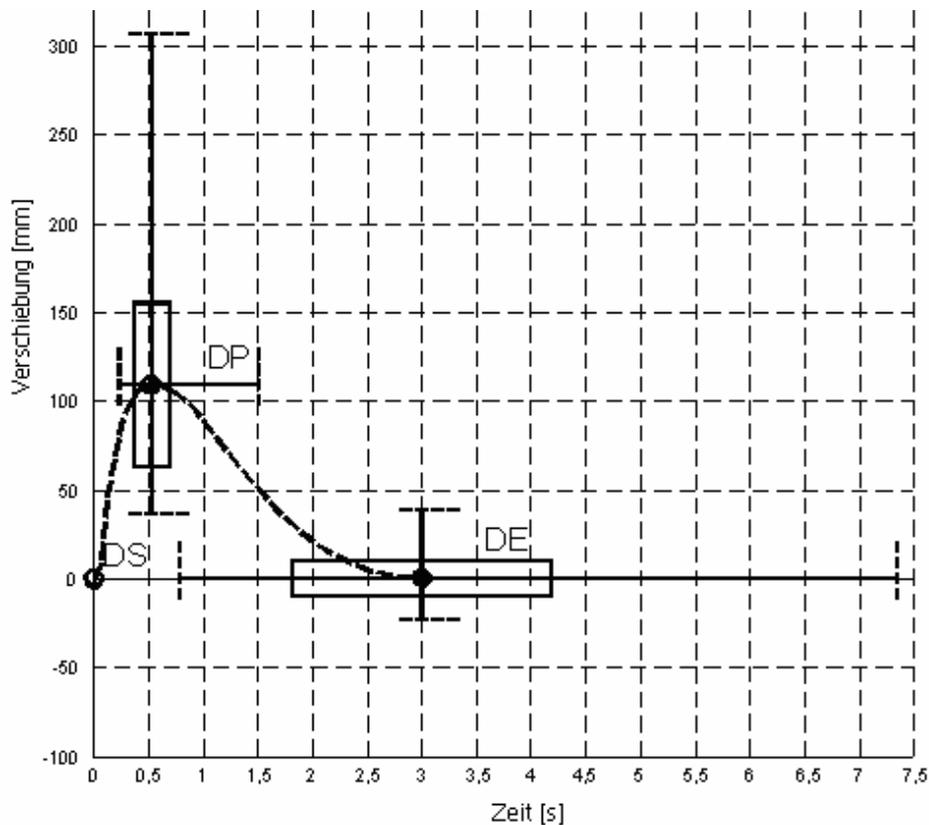


Abbildung 8 - Ankerpunkte der Auslenkung beim Halten durch Testpersonen

2.2.7 Beurteilung der Messung der Kraft- und Wegdaten

Durch das streng reglementierte Testverfahren und die engen Vorgaben für die Testpersonen wurden die Bedingungen für die Messungen so weit beeinflusst und eingegrenzt, dass das Verhalten der Testpersonen auf den Lastwechsel gänzlich isoliert beobachtet werden konnte. Dass die Begleitpersonen bei diesem strengen Testarrangement schwerer zurecht kamen als bei intuitiv gewählter Verfahrensweise kann man darauf zurückführen, dass der sonst übliche flüssige Lauf mit seinen periodisch wiederkehrenden Lastwechseln leichter zu antizipieren ist, sowie auf die Möglichkeit, individuell einen günstigen Neigungswinkel auswählen zu können.

Bei den Messungen mit Testpersonen ergaben sich folgende Unterschiede zu jenen mit steifer Fixierung. Die Start- und Endwerte sind sehr ähnlich, nahezu ident. Der Spitzenwert der Messung mit Testpersonen FPW ist jedoch um ca. 25% größer als das bei starrer Fixierung gemessene KPW. Daraus ergibt sich, dass die Differenz FPW - FSW etwa 93% über der von FEW - FSW liegt, während die entsprechenden Werte bei starrer Fixierung nur um 63% überschießen. Die nahe liegende Erwartung, dass die nachgiebigere Fixierung durch eine Testperson einen geringeren Spitzenwert ergeben würde, wurde damit widerlegt. Dies dürfte darin begründet sein, dass die auftretenden, eher großen, Auslenkungen den Treppensteiger in eine ungünstige Vorneigung geraten lassen, aus der er erst wieder, unter Aufbietung größerer Kräfte, in die erforderliche Position gebracht werden muss. Insofern scheint der eingebrachte Impuls durch den Steigmechanismus weniger wichtig zu sein als die durch die Nachgiebigkeit mögliche Schwerpunktsverlagerung nach vorne.

Die großen Auslenkungen ihrerseits dürften aber darin begründet sein, dass beim Halten durch Testpersonen nicht nur die Nachgiebigkeit ihrer Körperstruktur sondern auch deren Standfestigkeit eine wichtige Rolle spielt. Durch den beengten Platz vor den Beinen der treppauf hinter dem Treppensteiger stehenden Testperson kann ein Zug nach unten nicht durch einen Schritt nach vorne abgestützt werden, sondern muss zunächst durch Strecken der Arme bei gleichzeitigem Rückschieben des Gesäßes abgefangen werden. Dieses Szenario passt auch gut zu der etwa dreifachen Dauer bis zum Beenden des Lastwechsels.

Aus der Analyse vieler einzelner Testergebnisse zeigte sich das grundsätzliche Problem der Begleiter, nämlich rasch aber doch nicht überzogen reagieren zu müssen. Je rascher reagiert wird, umso geringer ist die erforderliche Kraft zum Abfangen des Treppensteigers. Viele Kurven zeigen deutlich das Bemühen um das Wiedererlangen eines stabilen Zustandes. Jedoch ist für eine Analyse ob der Stuhl nach vorne kippt oder nicht nur der erste Ausschlag von Interesse. Dieses Bemühen, den Stuhl nach diesem ersten Schwingen wieder in eine Ruhelage zu bringen, ist nur eine Formsache, da man es ja bereits geschafft hat, den Stuhl wieder zu sich heran zu ziehen. Alle bisherigen Überlegungen und auch entsprechenden Messungen wurden unter Berücksichtigung einer moderaten Situation gemacht. Diese ist dadurch gekennzeichnet, dass die Tests auf Stufen üblicher Höhe durchgeführt wurden (denn bei einem Treppensteiger mit Fingertrieb läge die kritische Stufenhöhe laut Hersteller meist über den gewählten 18cm als

Stufenhöhe). Außerdem wurde der Neigungswinkel so gewählt, dass sich der Schwerpunkt etwa über der Mitte zwischen den beiden Unterstützungspunkten befindet. Der eher geringe Neigungswinkel bedeutet (bei dem verwendeten Treppensteiger mit Fingertrieb) eine Reduktion der Exkursion und damit einen geringeren Unterschied zwischen den Kräften F_1 und F_2 (siehe Gleichung (1) und (2)). Die Größe des auftretenden Lastwechsels ist somit geringer. Allerdings sind nicht alle Treppensteiger so steif und spielfrei gebaut wie das für die Tests verwendete Modell und somit beim rasch erforderlichen Ausbalancieren schwieriger zu beherrschen.

3 Analyse der Daten mittels eines einfachen Ersatzmodells

Im Folgenden wurden die Messdaten aus den Versuchen mit den Testpersonen noch nach anderen Gesichtspunkten ausgewertet.

Dazu wurde ein mechanisches Ersatzmodell des Treppensteigers erstellt. Mit Hilfe dessen kann man das Problem mittels einfacher Parameter charakterisieren. Diese Parameter sind einerseits die Lage des Schwerpunktes in Relation zu den beiden Drehpunkten A und B und andererseits die Lage des Handgriffs H in Verhältnis zu A und B (siehe Abbildung 9). Außerdem charakterisieren auch noch die Masse m und das Massenträgheitsmoment I_S des Treppensteigers inklusive der darauf sitzenden Person das dynamische Verhalten.

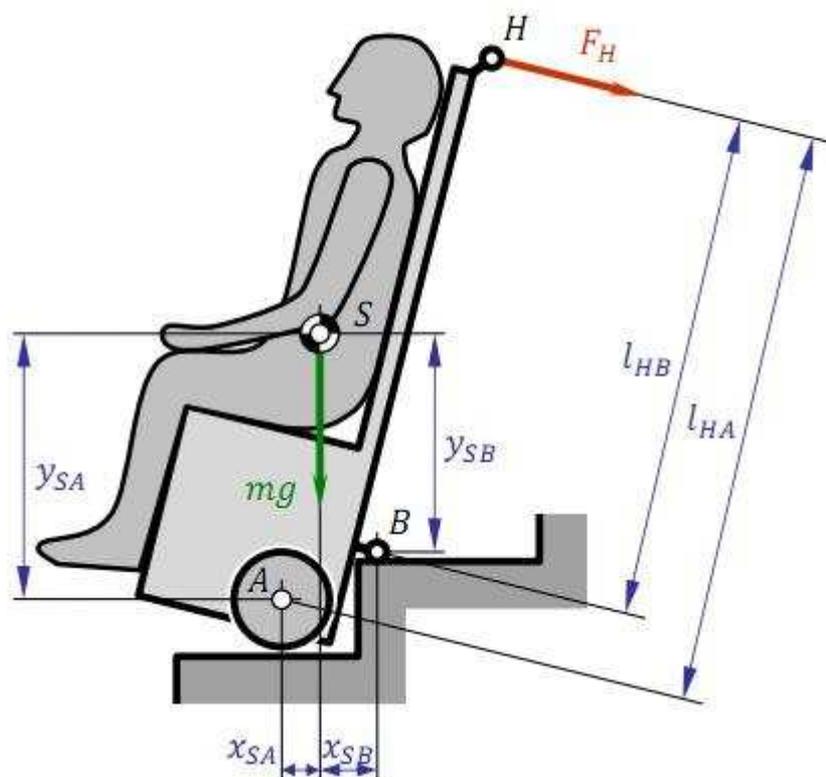


Abbildung 9 - Treppensteiger mit den relevanten Abmessungen

3.1 Modellierung des Treppensteigers

3.1.1 Modellbeschreibung für den Treppensteiger

Da es sich bei dem Verhalten nach dem Eingriff des Steigmechanismus um ein System mit nur einem Freiheitsgrad handelt, kann der Treppensteiger auch als ein Einmassenmodell beschrieben werden (siehe Abbildung 10).

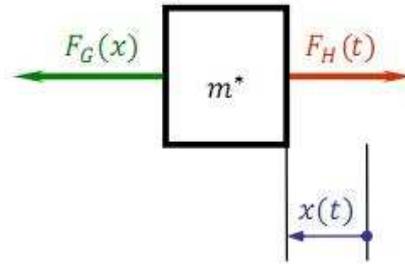


Abbildung 10 - Einmassenmodell des Treppensteigers

Die Lagekoordinate $x_H(t)$ beschreibt die Auslenkung des Griffes gegenüber einer vorgegebenen Sollposition. Weiters wirkt eine Kraft $F_G(x_H)$ als verallgemeinerte eingepreßte Kraft, die auch jene Einflüsse berücksichtigt, die sich aus der Verlagerung des Schwerpunktes ergeben. In erster Näherung kann der Zusammenhang zwischen der Änderung in der Winkellage und der Auslenkung des Griffes um die Ruhelage linearisiert angegeben werden.

$$x_H \approx l_{HB} \Delta\varphi \quad (4)$$

Unter dieser Annahme kann auch die Kraft F_G als von x_H linear abhängig angegeben werden:

$$F_G = mg \frac{x_{SB} + y_{SB} \Delta\varphi}{l_{HB}} = F_\infty + c_G x_H \quad (5)$$

$$F_\infty = mg \frac{x_{SB}}{l_{HB}}; c_G = mg \frac{y_{SB}}{l_{HB}^2} \quad (6)$$

Die Masse m^* stellt dabei die in den Griff hineinreduzierte Masse des Treppensteigers dar und umfasst auch die Anteile der Rotationsträgheit sowie geometrische Einflüsse aus der Schwerpunktlage und der Griffstange.

$$m^* = \frac{I_S + m(x_{SB}^2 + y_{SB}^2)}{l_{HB}^2} \quad (7)$$

Die Kraft $F_H(t)$ schließlich ist die von der bedienenden Person am Griff aufgebraachte Kraft. Somit ergibt sich folgende Bewegungsgleichung für den Treppensteiger:

$$m^* \ddot{x}_H - c_G x_H = F_\infty - F_H(t) \quad (8)$$

Es sei hier nochmals darauf hingewiesen, dass in den Parametern m^* , c_G und F_∞ bereits wesentliche charakteristische Merkmale des Treppensteigers erfasst sind, die dessen Verhalten nach dem Eingriff des Steigmechanismus bestimmen. Aus den vorliegenden Messdaten, in denen $F_H(t)$ und $x_H(t)$ erfasst sind, kann man m^* , c_G und F_∞ über einen least-squares Algorithmus bestimmen, in dem die folgende Funktion zu einem Minimum gemacht wird:

$$f(m^*, c_G, F_\infty) = \int_0^{t_E} (m^* \ddot{x}_H - c_G x_H - F_\infty + F_H)^2 dt \quad (9)$$

Dies führt schließlich auf folgendes lineares Gleichungssystem

$$m^* \int_0^{t_E} \ddot{x}_H^2 dt - c_G \int_0^{t_E} \ddot{x}_H x_H dt - F_\infty \int_0^{t_E} \ddot{x}_H dt = - \int_0^{t_E} \ddot{x}_H F_H dt \quad (10)$$

$$- m^* \int_0^{t_E} \ddot{x}_H x_H dt + c_G \int_0^{t_E} x_H^2 dt + F_\infty \int_0^{t_E} x_H dt = \int_0^{t_E} x_H F_H dt \quad (11)$$

$$- m^* \int_0^{t_E} \ddot{x}_H dt + c_G \int_0^{t_E} x_H dt + F_\infty \int_0^{t_E} dt = \int_0^{t_E} F_H dt \quad (12)$$

3.1.2 Modellauswertung für den Treppensteiger

Für diese Parameter müssen die Daten aus den Testläufen nicht weiter nachbearbeitet werden, da man die Ergebnisse direkt aus den Weg- und Kraftdaten ermittelt.

Es wurde hierfür eine Matlab Routine entwickelt (siehe Anhang) welche die oben vorgestellten Formeln anwendet und als Ergebnis aus den Testdaten die Parameter errechnet. Des Weiteren plottet dieses Programm auch die Kurven für den aufgezeichneten Weg, die Kraft, und die daraus durch Differentiation gewonnenen Kurven für die Geschwindigkeit und Beschleunigung über der Zeit aus (siehe Abbildung 11).

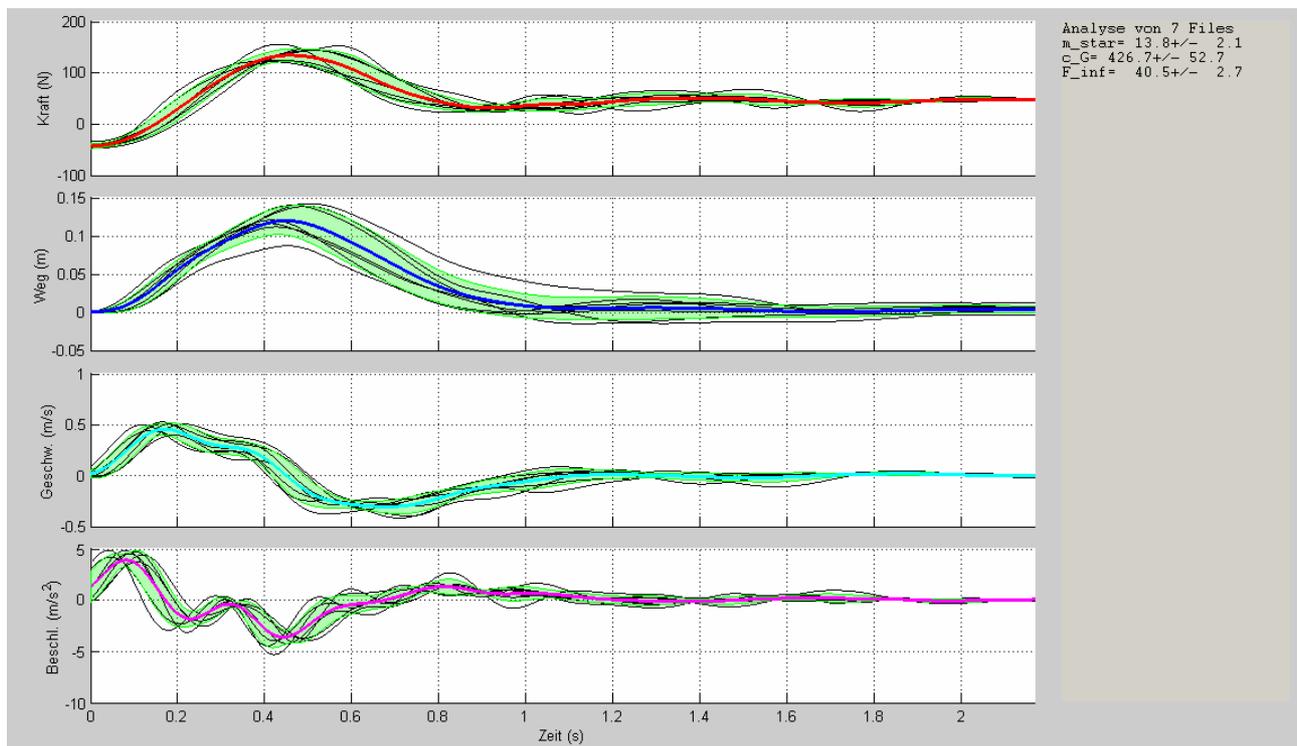


Abbildung 11 - Typischer Datenplot für eine Person

Da jede Person mehrere Testdurchläufe (zu mindest sechs) absolvierte, wird zunächst jeder einzelne Durchgang ausgewertet und danach wird ein Mittelwert und die zugehörige Standardabweichung errechnet. Dies wurde für alle 38 Personen durchgeführt, die den Test ausreichend absolvieren konnten. Ein Auszug der ersten 5 Personen ist in der folgenden Tabelle zu sehen.

	m_star	±STD	c_G	±STD	F_inf	±STD
Person 1	13,76	2,07	426,71	52,68	40,48	2,71
Person 2	11,54	1,26	480,75	65,91	37,55	4,57
Person 3	7,41	3,60	668,49	83,72	30,05	5,83
Person 4	8,39	2,09	589,13	81,94	35,16	4,74
Person 5	1,68	2,47	650,02	85,29	37,18	5,75

Tabelle 6 - charakteristischen Parameter für den Treppensteiger aus den Testdaten

3.1.3 Kontrolle der Trägheitsmomente

Um nun die von unserem Modell hervorgehenden Daten zu bestätigen, ist der einfachste Weg, zunächst das Massenträgheitsmoment zu kontrollieren. Dies ist mittels einem einfachen Pendeltest direkt am Treppensteiger möglich. Ein typischer Pendeltest ist in Abbildung 12 angegeben.

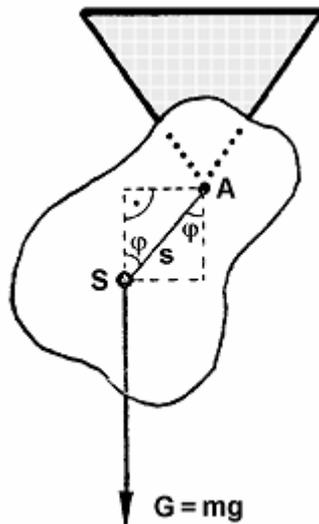


Abbildung 12 - physikalisches Pendel

Ein physikalisches Pendel, auch Trägheitspendel genannt, ist ein, im Gegensatz zum mathematischen Pendel, ausgedehnter, starrer Körper, welcher nicht in seinem Massenmittelpunkt S, sondern im Drehpunkt A aufgehängt ist und im Schwerfeld nach einer Auslenkung aus seiner Gleichgewichtslage schwingen kann.

Die Schwingungsdauer des physikalischen Pendels ergibt sich für kleine Auslenkungen als Lösung einer harmonischen Schwingung.

$$T = \frac{2\pi}{\omega} = 2\pi \sqrt{\frac{J}{mgs}} \quad (13)$$

In Gleichung 13 sind ω die Kreisfrequenz, J das Trägheitsmoment bzgl. des Aufhängepunktes, m die Masse des Körpers, g die Gravitationskonstante im Erdschwerfeld und s der Abstand vom Aufhängungspunkt zum Massenmittelpunkt.

Um Gleichung (13) auswerten zu können, wurde dementsprechend der Treppensteiger am FIOT auf einem Hubkran befestigt, aus seiner Ruhelage gebracht und die Schwingungsdauern gemessen. Die Periodendauer T wurde durch Stoppen der Zeit t_{10} für zehn volle Schwingungen ermittelt.

$$T = \frac{t_{10}}{10} \quad (14)$$

Dazu wurde eine Handstoppuhr mit einer Anzeige von 1/100 Sekunden verwendet. Die Abstände für Schwerpunkt und Pendellänge wurden mit handelsüblichen Maßbändern festgestellt. Bei den ersten Versuchen wurde als Aufhängung ein Haken, der am Hubkran befestigt war, verwendet. Da der Haken selbst manchmal mitschwang, war eine genaue Bestimmung des Drehpunkts unmöglich. Außerdem kam es durch die Reibung in der Lagerung des Hakens zu Dämpfungseffekten, die in der Gleichung keine Berücksichtigung finden. Um Ungenauigkeiten in der Schwerpunktsbestimmung zu reduzieren, wurde der Stuhl in unterschiedlichen Orientierungen ausgependelt, wobei der Stuhl meist mit zwei oder mehreren Zuggurten aufgehängt wurde (siehe Abbildung 13).

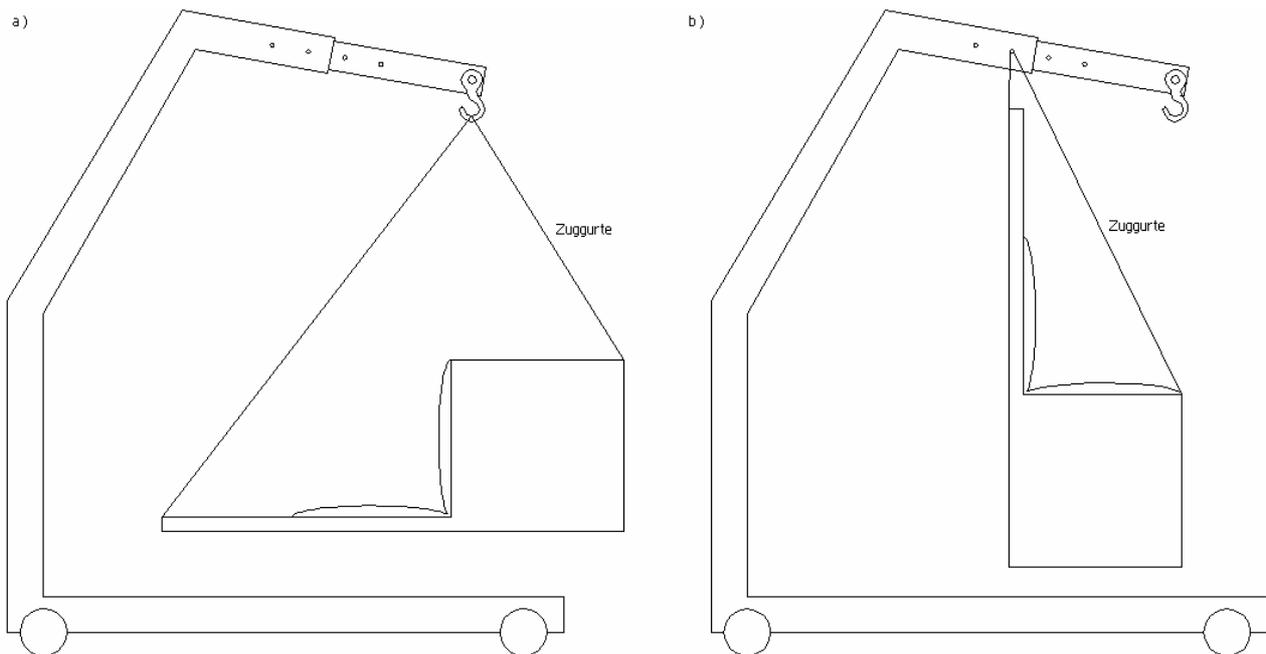


Abbildung 13 – Bestimmung des Trägheitsmoments
 a) der Haken als Aufhängepunkt und der Stuhl liegend und
 b) ein dünner Bolzen als Aufhängepunkt und der Stuhl stehend

Die Ergebnisse des Versuches mit Hakenaufhängung sind in Tabelle 7 dargestellt.

Position [-]	Trägheitsmoment [kg.m ²]	Trägheitsradius [m ²]
liegend	14,543	0,113
stehend	12,180	0,094
stehend	9,444	0,073

Tabelle 7 - Trägheitsbestimmung mit Aufhängung an einem Haken

Beim ersten Versuch mit dem Haken als Drehpunkt (siehe Abbildung 13a) hatten wir es, wie bereits erwähnt, mit relativ großen Reibungen zu tun. Dies war schon mit dem freien Auge ersichtlich, da bei manchen Versuchen die Schwingungsamplitude so stark abnahm, dass keine vollen 10 Schwingungen gemessen werden konnten. Die Annahme, des in Gleichung (13) beschriebenen, reibungsfreien, physikalischen Pendels ist daher nicht zulässig. Aufgrund der Schwierigkeiten bei der Bestimmung des tatsächlichen Drehpunkts und der vorhandenen Reibung wurde beschlossen, einen modifizierten Test durchzuführen, diesmal mit einem anderen Drehpunkt. Es wurde ein dünner Bolzen (siehe Abbildung 13b) als Drehzentrum verwendet und der Treppensteiger wurde wieder sowohl stehend als auch liegend ausgependelt (siehe Tab. 8).

Position [-]	Trägheitsmoment [kg.m ²]	Trägheitsradius [m ²]
liegend	13,008	0,101
stehend	9,693	0,075
stehend	3,800	0,029
liegend	11,760	0,091
liegend	13,218	0,102
stehend	11,252	0,087
stehend	10,759	0,083

Tabelle 8 - Trägheitsbestimmung mit neuem Drehzentrum

Jedoch streuten auch hier die Ergebnisse je nach Lage des Stuhls.

Die Tests, die liegend durchgeführt wurden, hatten höhere Trägheitsmomente, als jene, die mit einem stehenden Treppensteiger durchgeführt wurden. Jedoch ist die Streuung deutlich geringer als bei den vertikalen Tests. Dies kann man darauf zurückführen, dass bei aufrechter Lage das Gesamtsystem eher als ein Doppelpendel reagiert, da die Zurrgurte bei dieser Aufhängung nicht so steif waren wie bei den liegenden Versuchen, und somit eine Art Gelenk an der Oberseite der Lehne entsteht (vgl. Abbildung 13b). Auffallend ist Versuch 3, da dieser eklatant andere Werte lieferte als die anderen Versuche. Daher wurde dieser als Ausreißer gewertet und nicht in die Berechnung einbezogen.

Nun aber der Vergleich zu den Daten, die aus den Messungen der Versuche mit Testpersonen (siehe Tabelle 6) hervorgehen. Diese liefern nämlich bei weitem niedrigere Werte als der Pendelversuch (siehe Tabelle 9).

Person [-]	reduzierte Masse [kg]	Trägheitsmoment [kg.m ²]	Trägheitsradius [m ²]
1	13,775	4,016	0,031
2	11,544	0,063	0,001
3	7,412	-7,257	-0,056

Tabelle 9 – Trägheitsmomente aus den Testdaten mit Personen

3.1.4 Diskussion der Messergebnisse und errechneten Parameter

Hierbei wurden nur die Versuche der ersten drei Personen näher betrachtet, bei den restlichen 35 Personen ist ganz ähnliches zu sehen. Man erkennt, dass bei der ersten Person noch ein erklärbares Trägheitsmoment des Treppensteigers errechnet wird, während bei der zweiten Person bereits ein sehr kleines Trägheitsmoment für den Treppensteiger aufscheint. Besonders auffallend wird es zum Beispiel bei den Versuchen der dritten Person, denn hier errechnet unser Modell selbst negative Trägheitsmomente, welche physikalisch nicht zulässig sind. Das heißt, dass die für das Modell getroffenen Vereinfachungen nicht zutreffend sind. Ein weiterer Grund liegt in der Tatsache, dass die Ermittlung der Beschleunigung durch zweimaliges differenzieren geschieht, wodurch es zur Messfehlerverstärkung kommt. Das Modell geht außerdem von der Annahme eines reibungsfreien Systems mit einem Drehpunkt aus. Weitere Unterschiede liegen darin, wie man die Anfangszeit t_0 bestimmt. Die erste Methode war ein Vorschlag aus dem FIOT (siehe Kapitel 2.1). Man sucht zunächst das absolute Maximum des jeweiligen Wertes und dann das erste lokale Minimum links davor. Die zweite Methode ist, dass man zu Beginn und am Ende einen Bereich identifiziert, in dem die Messwerte nicht stark schwanken (nahezu konstant sind). Das sind jene Bereiche in denen der Treppensteiger noch nicht in Eingriff ist oder schon wieder in der Endstellung angekommen ist. Für die Beginnzeit will man den ersten Anstieg vor dem absoluten Maximum feststellen. In Abbildung 14 sind die verschiedenen Zeitpunkte mit blauen Kreisen markiert.

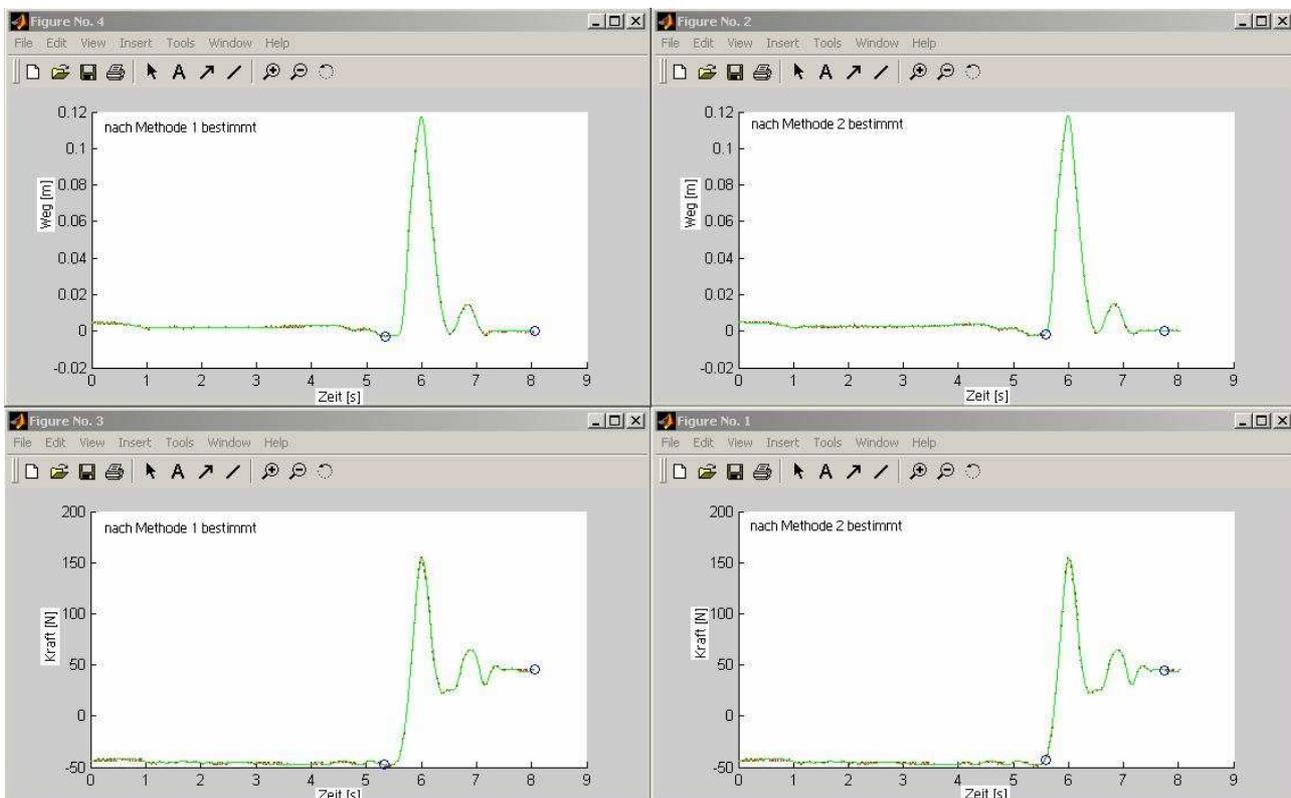


Abbildung 14 – Vergleich verschiedener Startzeiten

Unterschiedliche Startzeiten sind unter anderem mitverantwortlich dafür, dass das Trägheitsmoment teilweise unrealistische beziehungsweise falsche Werte liefert. In Tabelle 10 ist die Auswertung für die erste Person dargestellt, bei der der Unterschied aus den Versuchsdaten besonders groß ist. Es gibt natürlich auch Personen, für die die Anfangszeiten einen geringeren Schwankungsbereich aufweisen, und daher die Unterschiede zwischen den beiden Methoden nicht so groß sind. Wie man jedoch erkennt, ist unser Modell sehr sensitiv auf den Parameter der Anfangszeit.

Zeit t_0 [s]	m_{star} [kg]	Std.abw. [kg]	Trägheitsmoment I_0 [kg.m ²]	Methode	Person
5,324	11,6499	2,3784	0,250723142	1	1
5,412	13,7751	2,0665	4,015644579	2	

Tabelle 10 - Vergleich verschiedener Anfangszeiten

Um die Werte für die errechnete Ersatzfederkonstante c_G und die erreichte konstante Endkraft F_{inf} zu prüfen, wurden die weiter oben erwähnten, rein geometrischen Zusammenhänge verwendet. Jedoch der Vergleich (siehe Tabelle 11) liefert wieder sehr verschiedene Werte.

Statisches Gleichgewicht (siehe Kap. 3.1.1):			
F_{inf}	96,0289	N	
c_G	274,6656	N/m	
Parameteridentifikation aus Simulation mit Versuchspersonen:			
	Durchschnitt	STD \pm	
F_{inf}	40,4889	2,7092	1. Person
c_G	426,3479	52,6692	
F_{inf}	37,5542	4,5733	2. Person
c_G	480,5904	65,9416	
F_{inf}	30,0577	5,8323	3. Person
c_G	668,2951	83,6804	
F_{inf}	35,1639	4,7453	4. Person
c_G	588,9339	82,0218	

Tabelle 11 - Vergleich statisches Gleichgewicht und Parameteridentifikation

So ergeben sich für F_{inf} aus den dynamischen Versuchen durchwegs (die ersten 4 Personen wurden dargestellt, bei den restlichen Personen sieht es qualitativ gleich aus) ein um den Faktor 2-3 kleinerer Wert als aus dem statischen Gleichgewicht, und für c_G ein um den Faktor 2-3 größerer Wert als aus dem Geometriezusammenhang. Dies lässt sich etwa damit erklären, dass für die Gewinnung dieser Parameter Integrationen / Differentiationen notwendig waren, wobei die numerische Differentiation Messfehler verstärkt. Weiters kann man vermuten, dass die

Linearisierungen die zu Beginn des Modells getroffen wurden (Gleichung 4 und 5), nicht zulässig sind, um diese Konstanten zu bestimmen.

Um die Ursachen für die Ungenauigkeit in den Modellparametern zu prüfen kann man versuchen, mit Hilfe der errechneten Parameter, durch Zeitintegration, die Wegdaten zu ermitteln. Dabei ergibt sich das in Abbildung 15 dargestellte Weg / Zeit Diagramm.

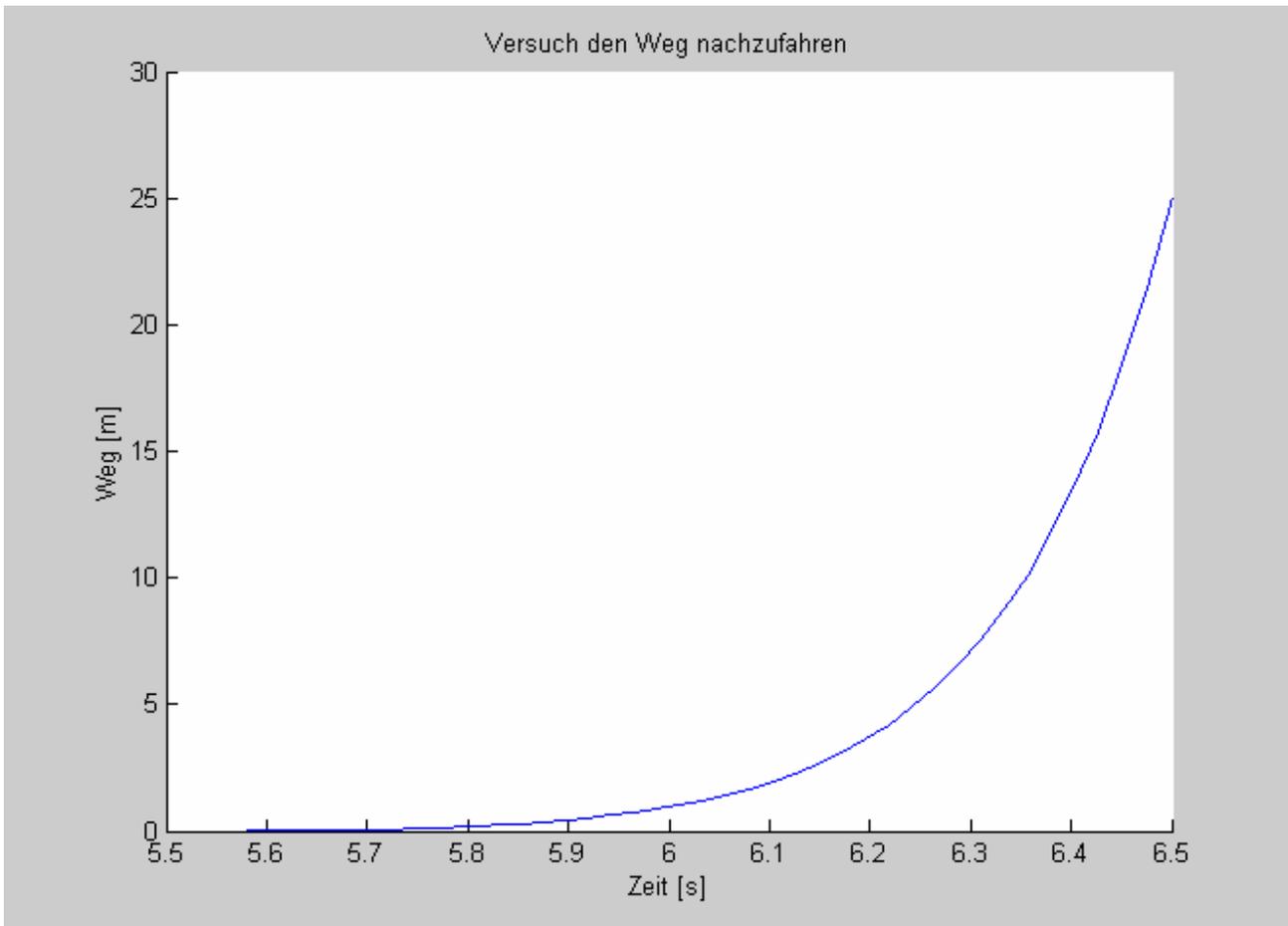


Abbildung 15 - Errechneter Weg aufgrund der Parameter

Im Vgl. zur Abbildung 11 ist zu erkennen, dass dies in keiner Weise den Verlauf der Ausgangsdaten darstellt. Für die Analyse des Lastwechselforganges muss daher ein komplexeres Modell erstellt werden.

Eine Modellanpassung, die unter anderem das Wechseln der Drehpunkte inkludiert erscheint für die Bestimmung der massengeometrischen Stuhlparameter zu kompliziert. Denn die Parameter sollten vor allem den Treppensteiger charakterisieren, sind aber für einen Prüfstand nicht von Relevanz. Die stark vereinfachten Modellannahmen sind zur Gewinnung der massengeometrischen Verhältnisse und der Kraftcharakteristika der Kippsituation ungeeignet.

3.2 Modellierung der Bedienkräfte

3.2.1 Modellbeschreibung für die Bedienkräfte

Mit dem folgenden Modell wurde versucht mittels einfacher, passiver Elemente, die Bedienkräfte nach zu stellen. Um die Bedienkräfte durch einen einfachen Feder Dämpfer Mechanismus nachbilden zu können, benötigt man ein Element, das ausgehend von der ursprünglichen Haltekraft $F_{Ht=0} = F_0$ im Gleichgewichtszustand auf die Kraft F_∞ anwächst. Dies lässt sich etwa durch zwei hintereinander geschaltete Feder Dämpfer Elemente realisieren (siehe Abbildung 16).

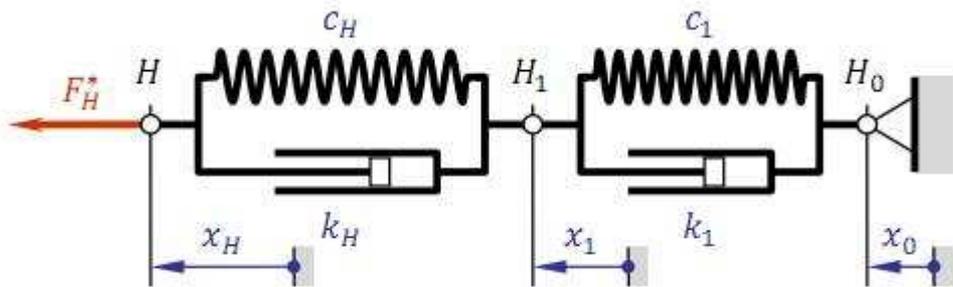


Abbildung 16 - Modell der Bedienkräfte

Für diesen Mechanismus gilt folgende Zustandsgleichung:

$$F_H^* = k_H (\dot{x}_H - \dot{x}_1) + c_H (x_H - x_1) = k_1 \dot{x}_1 + c_1 (x_1 - x_0) \quad (15)$$

Für $t \rightarrow \infty$ soll sich ein Gleichgewichtszustand $F_{Ht \rightarrow \infty}^* = F_\infty$ einstellen. Dieser ist charakterisiert durch $x_{Ht \rightarrow \infty} = 0$ und $x_{1t \rightarrow \infty} = x_{1\infty}$. Somit kann der Parameter x_0 aus der obigen Gleichung ermittelt werden.

$$F_\infty = -c_H x_{1\infty} = c_1 (x_{1\infty} - x_0) \Rightarrow x_0 = -F_\infty \frac{c_H + c_1}{c_H c_1} \quad (16)$$

Vor dem Eingriff wird der Punkt H_1 in der Position $x_{1t=0} = x_{10}$ festgehalten. Dazu ist die Haltekraft

$F_{Ht=0}^* = F_0$ erforderlich. Somit ergibt sich für die Anfangsbedingung

$$F_0 = -c_H x_{10} \Rightarrow x_{10} = -\frac{F_0}{c_H} \quad (17)$$

Die vier Parameter c_H , k_H , c_1 und k_1 können wiederum über einen least square Algorithmus aus den Kraft – Weg Daten gefunden werden, indem man folgende Funktion minimiert.

$$g(c_H, k_H, c_1, k_1) = \int_0^{t_E} (F_H^* - F_H)^2 dt \quad (18)$$

Dafür ist aber die Lösung der Zustandsgleichung erforderlich. Man muss also für ein vorgegebenes $x_H(t)$ die Lösung von $x_1(t)$ und damit $F_H^*(t)$ ermitteln. Das Differentialgleichungssystem für die

Unbekannten x_1 und F_H^* lässt sich aber in eine lineare Differentialgleichung erster Ordnung für F_H^* umschreiben

$$F_H^* + \frac{c_H + c_1}{k_H + k_1} \dot{F}_H^* = \frac{k_1 k_H}{k_H + k_1} \ddot{x}_H + \frac{k_1 c_H + c_1 k_H}{k_H + k_1} \dot{x}_H + \frac{c_1 c_H}{k_H + k_1} \dot{x}_H + \frac{c_H + c_1}{k_H + k_1} F_\infty \quad (19)$$

Für deren Lösung ermittelt man die vier neuen Parameter a_i , in dem nun die folgende Funktion minimiert wird.

$$h(a_i) = \int_0^{t_E} (\dot{F}_H + a_1(F_H - F_\infty) - a_2 \ddot{x}_H + a_3 \dot{x}_H + a_4 x_H)^2 dt \quad (20)$$

Mit $a_1 = \frac{c_H + c_1}{k_H + k_1}$; $a_2 = \frac{k_1 k_H}{k_H + k_1}$; $a_3 = \frac{k_1 c_H + c_1 k_H}{k_H + k_1}$ und $a_4 = \frac{c_H c_1}{k_H + k_1}$; . Diese lassen sich aus dem folgenden linearen Gleichungssystem ermitteln.

$$\begin{aligned} a_1 \int_0^{t_E} (F_H - F_\infty)^2 dt - a_2 \int_0^{t_E} \ddot{x}_H (F_H - F_\infty) dt + a_3 \int_0^{t_E} \dot{x}_H (F_H - F_\infty) dt + a_4 \int_0^{t_E} x_H (F_H - F_\infty) dt = \\ = - \int_0^{t_E} \dot{F}_H (F_H - F_\infty) dt \end{aligned} \quad (21)$$

$$- a_1 \int_0^{t_E} \ddot{x}_H (F_H - F_\infty) dt + a_2 \int_0^{t_E} \ddot{x}_H^2 dt - a_3 \int_0^{t_E} \ddot{x}_H \dot{x}_H dt - a_4 \int_0^{t_E} \ddot{x}_H x_H dt = \int_0^{t_E} \ddot{x}_H \dot{F}_H dt \quad (22)$$

$$a_1 \int_0^{t_E} \dot{x}_H (F_H - F_\infty) dt - a_2 \int_0^{t_E} \ddot{x}_H \dot{x}_H dt + a_3 \int_0^{t_E} \dot{x}_H^2 dt + a_4 \int_0^{t_E} \dot{x}_H x_H dt = - \int_0^{t_E} \dot{F}_H dt \quad (23)$$

$$a_1 \int_0^{t_E} x_H (F_H - F_\infty) dt - a_2 \int_0^{t_E} \ddot{x}_H x_H dt + a_3 \int_0^{t_E} \dot{x}_H x_H dt + a_4 \int_0^{t_E} x_H^2 dt = - \int_0^{t_E} x_H \dot{F}_H dt \quad (24)$$

Aus den a_i lassen sich die Federsteifigkeiten und Dämpfungskonstanten errechnen. Dazu ermittelt man zunächst die Parameter s_c und s_k sowie p_c und p_k , die wie folgt definiert sind:

$$s_c = c_H + c_1 \quad (25)$$

$$p_c = c_H c_1 \quad (26)$$

$$s_k = k_H + k_1 \quad (27)$$

$$p_k = k_H k_1 \quad (28)$$

Es gilt dann:

$$s_c = a_1 s_k \quad (29)$$

$$p_k = a_2 s_k \quad (30)$$

$$k_1 c_H + c_1 k_H = a_3 s_k \quad (31)$$

$$p_c = a_4 s_k \quad (32)$$

$$c_1^2 - s_c c_1 + p_c = 0 \Rightarrow c_1 = \frac{s_c \pm \sqrt{s_c^2 - 4p_c}}{2}; c_H = \frac{s_c \mp \sqrt{s_c^2 - 4p_c}}{2} \quad (33)$$

$$k_1^2 - s_k k_1 + p_k = 0 \Rightarrow k_1 = \frac{s_k \pm \sqrt{s_k^2 - 4p_k}}{2}; k_H = \frac{s_k \mp \sqrt{s_k^2 - 4p_k}}{2} \quad (34)$$

Nimmt man für die Ausdrücke für die c_i und k_i und die Gleichung $k_1 c_H + c_1 k_H = a_3 s_k$ ein, so ergibt sich:

$$s_c s_k \pm \sqrt{(s_c^2 - 4p_c)(s_k^2 - 4p_k)} = 2a_3 s_k \quad (35)$$

Schließlich erhält man folgende Beziehung für s_k :

$$s_k = \frac{4a_2 a_4 - a_3^2}{a_4 + a_1^2 a_2 - a_1 a_3} \quad (36)$$

$$s_c = a_1 \frac{4a_2 a_4 - a_3^2}{a_4 + a_1^2 a_2 - a_1 a_3} \quad (37)$$

$$p_k = a_2 \frac{4a_2 a_4 - a_3^2}{a_4 + a_1^2 a_2 - a_1 a_3} \quad (38)$$

$$p_c = a_4 \frac{4a_2 a_4 - a_3^2}{a_4 + a_1^2 a_2 - a_1 a_3} \quad (39)$$

Und damit folgende Lösungen:

$$c_{H,1} = \frac{a_1(4a_2 a_4 - a_3^2)}{a_4 + a_1^2 a_2 - a_1 a_3} \left(\frac{1}{2} \pm \sqrt{\frac{1}{4} - \frac{a_4(a_4 + a_1^2 a_2 - a_1 a_3)}{a_1^2(4a_2 a_4 - a_3^2)}} \right) \quad (40)$$

$$k_{H,1} = \frac{4a_2 a_4 - a_3^2}{a_4 + a_1^2 a_2 - a_1 a_3} \left(\frac{1}{2} \pm \sqrt{\frac{1}{4} - \frac{a_2(a_4 + a_1^2 a_2 - a_1 a_3)}{4a_2 a_4 - a_3^2}} \right) \quad (41)$$

3.2.2 Modellauswertung für die Bedienkräfte

Wendet man die oben genannten Zusammenhänge auf die Messdaten an, so ergeben sich folgende Werte für die Steifigkeiten und Dämpfungsraten (Tabelle 12).

	c_H [N/m]	c_1 [N/m]	k_H [Ns/m]	k_1 [Ns/m]
Person 1	-2965,8412	-1166,9235	-2113,4801	-28,7522
Person 2	-778282,3329	-1045,7185	-527047,1897	-13,6592
Person 3	9878,5355	-1131,1418	4726,2276	-36,621
Person 4	-180.1794+544.7851i	-180.1794-544.7851i	-52.4224+51.2124i	-52.4224-51.2124i
Person 5	2262,2835	-795,5899	1054,0836	-32,3779

Tabelle 12 - Parameter der Bedienkräfte

Wie man sieht, resultieren die angewendeten Zusammenhänge in recht unterschiedlichen Werten. Außerdem sind die meisten der ausgerechneten Werte negativ, ja es sind sogar imaginäre Werte zu finden, was physikalisch für dieses System keinen Sinn macht.

Um dieses Phänomen genauer zu beurteilen, wird der zweite Dämpfer des Systems weggelassen, sodass es sich nun um ein Feder – Dämpferelement handelt und dahinter ist in Serie noch eine Feder geschaltet.

Lässt man den zweiten Dämpfer weg ergeben sich folgende Daten für die ersten 5 Personen.

	c_H [N/m]	c_1 [N/m]	k_H [Ns/m]
Person 1	1829,92	1512,88	-828,08
Person 2	1949,36	1465,69	-805,47
Person 3	2012,73	2128,79	-484,91
Person 4	2147,00	1921,62	-549,90
Person 5	26662,92	1165,95	-7813,54

Tabelle 13 - Parameter der Bedienkräfte ohne zweiten Dämpfer

Man erkennt, dass zwar nun für die Feder – Elemente, zwar sehr hohe, aber physikalisch sinnvolle Werte ausgerechnet werden, jedoch haben alle Dämpfungsraten negative Vorzeichen. Dies sollte eigentlich nicht geschehen. Ein möglicher Fehler ist wiederum eine zu einfache Modellannahme, dass heißt, dass der angewendete Algorithmus und die dazugehörigen Formeln unser System nicht ausreichend beschreiben können oder, dass ein modellieren mit nur passiven Elementen diesem Vorgang nicht gerecht wird.

3.2.3 Modellprüfung

Um weiters zu überprüfen ob ein ungeeignetes Modell zu Grunde liegt, wurde an den Messdaten eine Fourier Analyse durchgeführt.

Hierzu wurde eine FFT (Fast Fourier Transformation) der Wegdaten durchgeführt.

Für die erste Person und deren ersten Versuch sehen die Fourier Koeffizienten wie in Abbildung 17 dargestellt aus (für die anderen Personen und Versuche ergibt sich ein ganz ähnliches Bild).

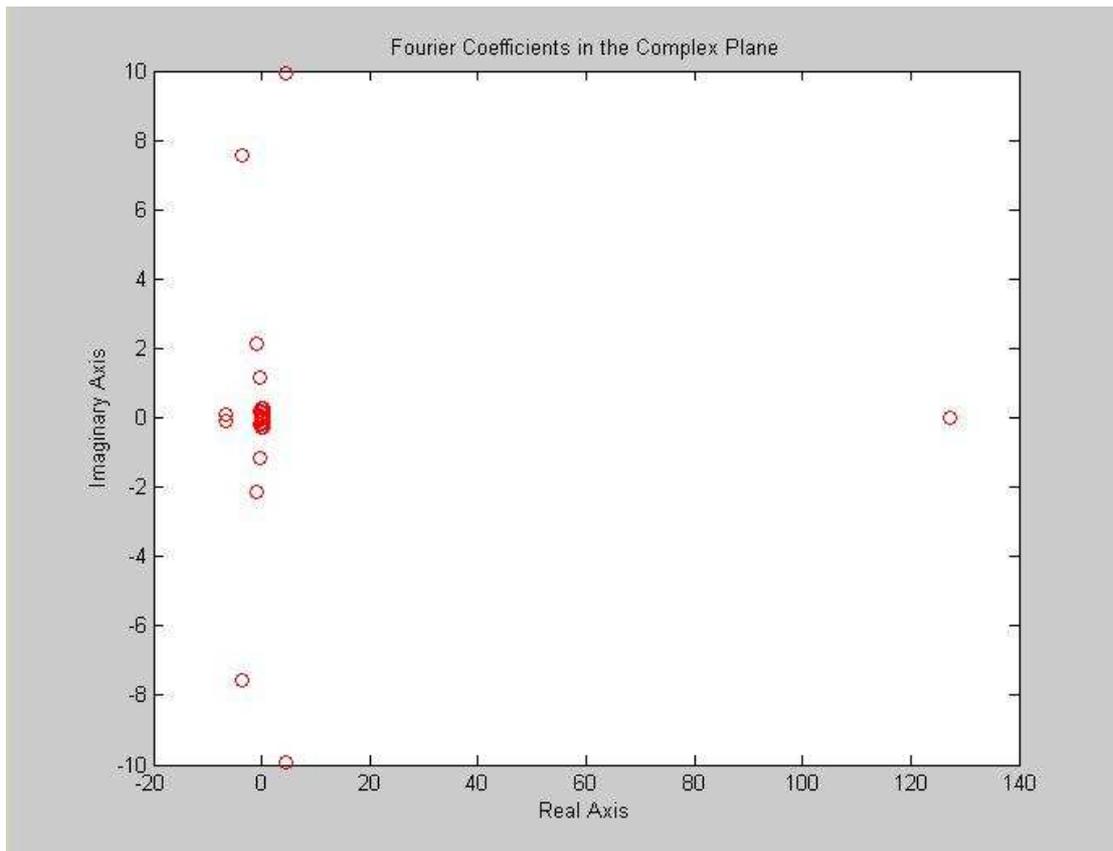


Abbildung 17 - Fourier Koeffizienten für die erste Person

Wie man erkennt, liefert das Wegsignal bei den Fourier Koeffizienten auch positive Realteile. Dies deutet auf ein Einbringen von Energie in das System hin. Dies tritt ja auch tatsächlich auf, da der Treppensteiger über den Finger zum hochheben auch tatsächlich Energie einbringt. Weiters wird noch potentielle Energie beim Vorkippen des Treppensteigers und durch den bedienenden Menschen selbst Energie in das System eingebracht.

Das bedeutet wiederum, dass die errechneten Parameter und Gleichungen nicht unbedingt auf unser System zutreffen. Denn zur Simulation dieses Systems ist es eigentlich notwendig, auch aktive Elemente, wie etwa Motoren mit einzubeziehen. Das heißt, es sollte eigentlich ein regelungstechnisches System angewandt werden, bei dem ein Aktuator in Kombination mit einem Feder Dämpfersystem das System Treppensteiger inklusive Haltekraft simuliert.

Solch ein kompliziertes System erscheint als nicht geeignet für ein Prüfverfahren, da dieses ja ohne größeren Aufwand jederzeit leicht rekonstruiert werden können sollte.

Deshalb wird unser System später in Simpack, einem Mehrkörpersystem Programm, nachgebildet, um dort zu einem möglichen Versuchsaufbau mit nur Feder – Dämpferelementen zu gelangen und die einzubringende Energie über vorgespannte Federn darzustellen.

3.3 Leistungen, Arbeiten und Drehimpulse

Um Schätzwerte für die Darstellung der Bedienkräfte durch Feder – Dämpferelemente für einen Testaufbau zu bekommen, wurden zuerst aus den Weg und Kraftdaten Leistungen und Arbeiten errechnet.

3.3.1 Leistungen

Die Leistung errechnet sich relativ einfach über folgenden Zusammenhang:

$$P = F \frac{ds}{dt} = F \cdot v \quad (42)$$

worin F für das Kraftsignal steht, und v für die Geschwindigkeit, die über eine Differentiation der Wegdaten ermittelt wurde. Es handelt sich bei den folgenden Diagrammen um die Leistung von der Person an den Treppensteiger.

Für die erste Person sieht ein kompletter Datensatz nun wie folgt aus.

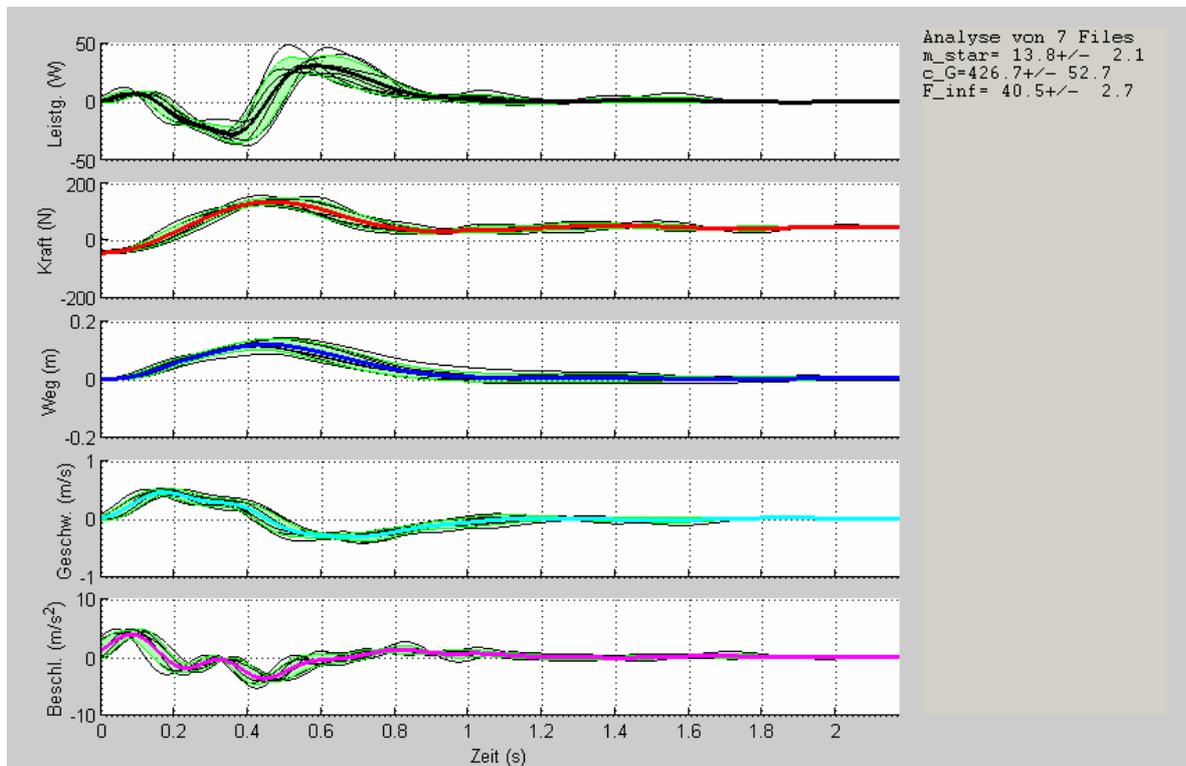


Abbildung 18 – Versuchsdaten und abgeleitete Größen für erste Person

Um die Leistungskurve genauer zu betrachten wird die mittlere Leistungskurve einzeln herausgezeichnet. Die Fläche die von der Kurve mit Zeitachse eingeschlossen wird, kann man als Arbeit interpretieren.

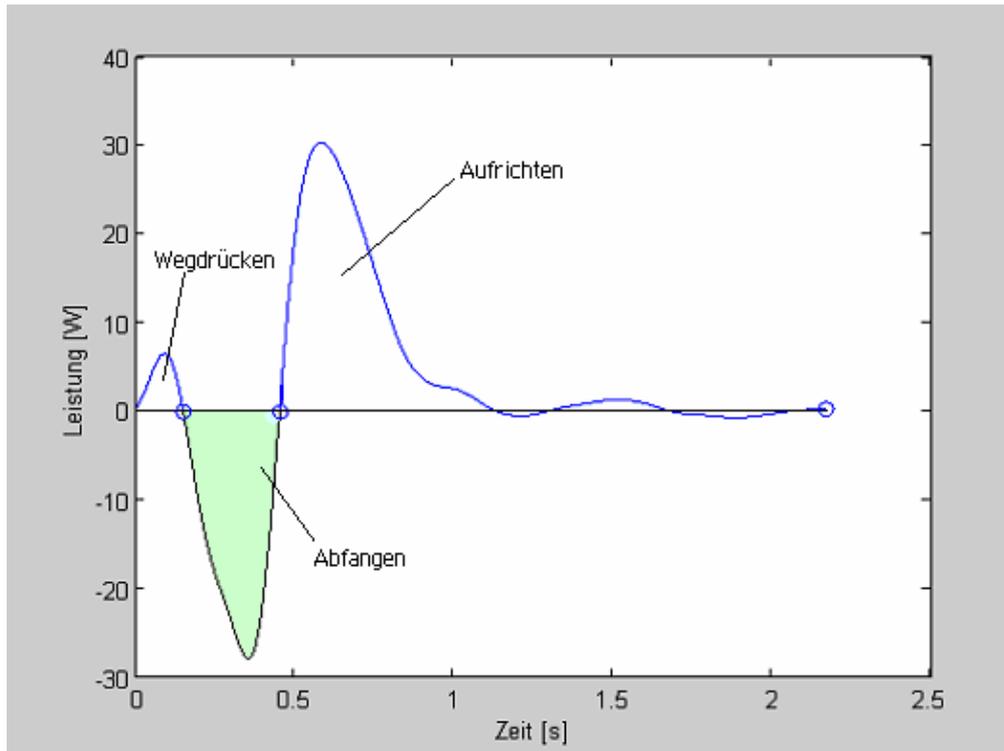


Abbildung 19 - gemittelte Leistungskurve (Leistung an Treppensteiger) einer Person

3.3.2 Arbeiten

In der folgenden Tabelle 14 findet sich der Wert W_{Ver} , welcher für die verrichtete Arbeit steht.

Mathematisch findet sich der Wert aus:

$$W_{Ver} = \int_{t_1}^{t_2} P dt \quad (43)$$

Die verrichtete Arbeit (in Abbildung 19 grün unterlegt), ist jene Arbeit, die von der bedienenden Person dissipiert werden muss, damit ein Nach-Vorne-Überkippen des Treppensteigers verhindert wird (Abfangarbeit). Das heißt, jene Arbeit, die benötigt wird, um die plötzlich eingebrachte Energie des Steigmechanismus des Treppensteigers und den Verlust der potentiellen Energie durch das Vorwärtkippen aufzufangen. Man erhält sie durch Integration der Leistungskurve. Die Zeiten, zwischen denen diese Arbeit geleistet wird (in Abbildung 19 mit den blauen Kreisen markiert) ergibt sich dort, wo die Leistung ihr Vorzeichen ändert.

Außerdem findet sich in der folgenden Tabelle 14 auch noch der Wert W_{TS} . Dieser Wert gibt Auskunft über die vom Treppensteiger eingebrachte Arbeit. Darunter ist zu verstehen, dass man die Leistungskurve über die gesamte Zeit integriert. Mathematisch formuliert heißt das:

$$W_{TS} = \int_{t_0}^{tend} P dt \quad (44)$$

Von Interesse ist auch noch die mittlere Leistung die beim Abfangen auftritt. Diese errechnet sich aus:

$$P_m = \frac{W_{Ver}}{t_2 - t_1} \quad (45)$$

Wertet man dies aus, so ergeben sich folgende, gemittelte Werte.

	P_m	W_{Ver}	W_{TS}
Person 1	17,038	-5,251	4,175
Person 2	19,491	-6,004	4,683
Person 3	12,097	-3,245	5,067
Person 4	13,013	-3,492	6,384
Person 5	7,856	-2,168	6,223

Tabelle 14 - mittlere Leistung, verrichtete Arbeit und eingebrachte Arbeit vom Treppensteiger am Handgriff

Obwohl nur die ersten fünf Personen hier dargestellt sind, sieht man, dass selbst diese Werte eine beachtliche Streuung aufzeigen. Sowohl bei den mittleren Leistungen, bei den verrichteten Arbeiten als auch bei den Arbeiten die vom Treppensteiger eingebracht wurden. Wobei letztere noch am ehesten zueinander passen, abgesehen von einem Ausreißer bei Person 26 (nicht dargestellt), wo die Arbeit die vom Treppensteiger eingebracht wird einen Wert von 15.896 J aufweist.

Probiert man nun die oben berechneten Daten zu ordnen kann man verschieden vorgehen. Versucht wurde eine Ordnung zu finden aufgrund von:

Personenspezifischen Daten wie etwa Alter, Geschlecht und Größe

Mittleren Leistungen

Maximalen Leistungsspitzen

Den verrichteten Arbeiten

Den Arbeiten vom Treppensteiger

Den Zeiten, ab wann Arbeit verrichtet werden musste

Der Zeitspanne in der Arbeit verrichtet wurde

Der Arbeit die zum Beginn zum wegdrücken des Treppensteigers geleistet wurde

Jedoch konnte man an keiner der oben genannten Gliederungen jegliche Korrelation zwischen den einzelnen Faktoren erkennen.

Wie man sieht ist auch im Verlauf der Leistungskurven durchaus ein Unterschied zu erkennen.

Nachstehend sind in Abbildung 20 die mittleren Leistungskurven der ersten vier Personen dargestellt.

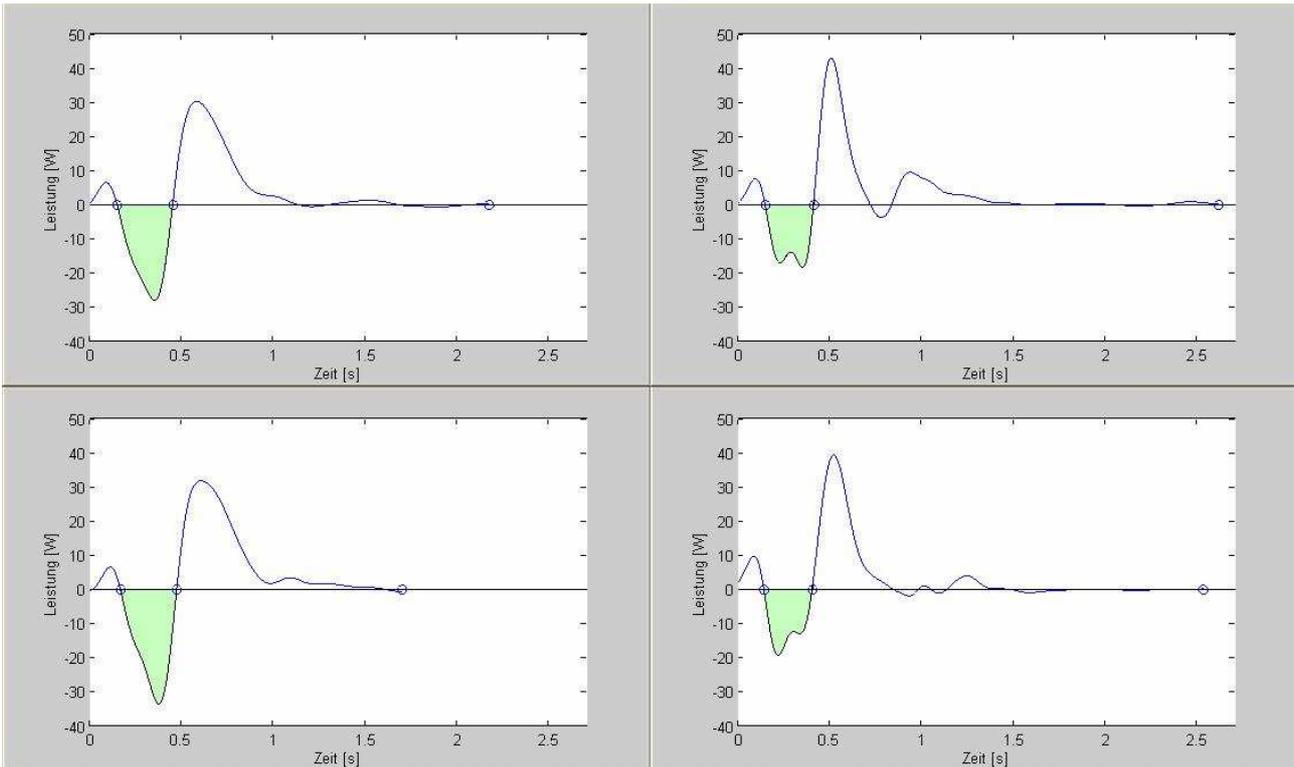


Abbildung 20 - Leistungskurven der ersten vier Personen

Viel gravierendere Unterschiede fallen jedoch zum Beispiel im Vergleich mit der fünften Person (Abbildung 21) auf.

Solche Kurven entstehen vor allem durch die verschiedene, und damit auch verschieden sichere, Handhabung des Geräts.

Dies lässt die Vermutung zu, dass der gesamte Vorgang individuell sehr unterschiedlich ist.

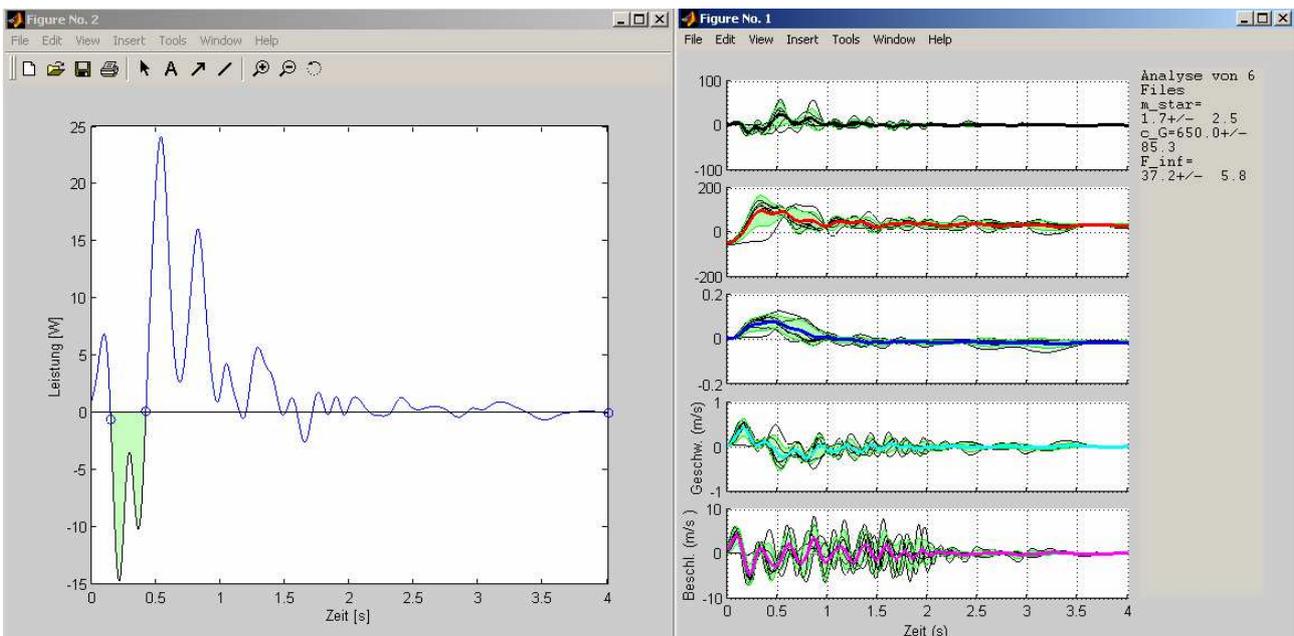


Abbildung 21 - Leistungskurve der fünften Person

3.3.3 Drehimpulsbilanz

Weiters wurde auch eine Drehimpulsbilanz mit Hilfe der aus den Pendelversuchen (siehe Kap. 3.1.3) stammenden Geometriedaten des Treppensteigers und der gesammelten Kraft- und Wegdaten ermittelt.

Diese kann man errechnen, wenn man zuerst die am Treppensteiger angreifenden Momente feststellt, und diese dann integriert. Der Zusammenhang lautet:

$$\frac{dL}{dt} = M \quad (46)$$

worin M für die angreifenden Momente steht, t wiederum für die Zeit und mit L wird der Drehimpuls bezeichnet. Als Momentenbezugspunkt wurde der inertialfeste Angriffspunkt des Steigfingers gewählt (Punkt B in Abbildung 9).

In der nachstehenden Tabelle ist L_{\min} , L_{\max} und L_{med} zu finden. Dies ist damit zu erklären, dass jede Person mehrere Testdurchläufe hatte, und der Drehimpuls über die gesamte Dauer für jeden einzelnen Durchlauf berechnet wurde. Daher gibt es ein Maximum, ein Minimum und einen Mittelwert.

Die Drehimpulsbilanz um den Punkt B (Abb. 9) liefert:

	L_{\min}	L_{\max}	L_{med}
Person 1	-0,7691	0,1338	-0,2026
Person 2	-0,7747	0,1689	-0,2271
Person 3	-0,8604	0,2172	-0,2247
Person 4	-0,7439	0,1547	-0,1880
Person 5	-0,7470	0,1769	-0,2162

Tabelle 15 - Drehimpulsbilanz der ersten 5 Personen

Bei dieser ersten Untersuchung wurde jedoch noch nicht berücksichtigt, dass der Stuhl sich nach oben bewegt und auch nach vorne / hinten kippt. Berücksichtigt man also die Aufhebungsgeschwindigkeit und auch das gemessene Wegsignal im Momentengleichgewicht und somit in der Drehimpulsbilanz ergeben sich folgende Werte (Tabelle 16).

	L_{\min}	L_{\max}	L_{med}
Person 1	-0,7691	0,1701	-0,1815
Person 2	-0,7749	0,2135	-0,2046
Person 3	-0,8606	0,2702	-0,2023
Person 4	-0,7443	0,1761	-0,1675
Person 5	-0,7470	0,2155	-0,1943

Tabelle 16 - Korrigierte Drehimpulsbilanz der ersten 5 Personen

Wenn man nun die Werte von L_{med} betrachtet, so sieht man wieder eine gewisse Streuung.

Deshalb kann keine eindeutige Aussage gemacht werden, welchen Drehimpuls der Stuhl in das System einbringt.

Daraus kann man schließen, dass ein eindimensionaler Kraftaufnehmer den Anforderungen hierfür eventuell nicht genügt. Man sollte auch noch die Kraft in y – Richtung, also die Komponenten die nach oben oder unten gerichtet ist, inkludieren. Dies wurde jedoch bei den Versuchsreihen am FIOT nicht gemacht.

Auch hier kann man keine Korrelation zwischen den einzelnen Faktoren, wie etwa Personenspezifische Daten und dergleichen mit den entstehenden Resultaten feststellen. Dies weist darauf hin, wie bereits bei den Leistungen festgestellt wurde, dass dieser Hebevorgang sehr individuell gestaltet wird.

4 Mehrkörperdynamik Modelle

Mit Hilfe der Mehrkörpersimulationssoftware SIMPACK wurden nun Modelle erstellt, welche einerseits den Stuhl in seiner Bewegung detaillierter als ein Einmassenmodell beschreiben, aber vor allem auch die Bedienkräfte mittels einfacher Feder- Dämpferkombinationen nachbilden sollen. SIMPACK wurde gegen Ende der 80er Jahre am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt entwickelt, da zu dieser Zeit keine nichtlineare Mehrkörpersimulationssoftware, die auch flexible Körper berechnen konnte, auf dem Markt war. Heute führt man mit dieser vielseitigen Software in der Industrie wichtige Simulationen wie etwa im Bereich der Luft- und Raumfahrt, der Verkehrstechnik, dem allgemeinen Maschinenwesen und vielem mehr durch. Die Mehrkörpersimulationssoftware (multi-body simulation software - MBS) SIMPACK besteht aus einem Pre-Processor in dem das Modell im CAD Stil deklariert wird, einem Post-Processor in dem die Ergebnisse nachbehandelt und dargestellt werden können und dem wichtigsten Teil, der sehr leistungsstarken und schnellen Lösungsalgorithmen (solver), welche sowohl statische als auch dynamische Probleme lösen können.

Allen nachfolgenden Modellen liegt der gleiche Treppensteiger zu Grunde. Variiert wurde anschließend nur jener Teil des Modells, welcher die Bedienkräfte nachstellt, also die Feder- und Dämpferelemente die in der folgenden Abbildung an die Schulter gekoppelt sind. Die folgenden Bezeichnungen beziehen sich auf Abbildung 22. Alle dargestellten Federn in diesem Bild beinhalten gleichzeitig Dämpfereinheiten. Der Treppensteiger liegt zunächst am Boden bei Punkt B auf. Im Handgelenk (HG), im Ellenbogen (EB) und in der Schulter (S) befinden sich einfache Scharniergelenke. Zunächst wurde nur im Ellenbogen ein Feder- Dämpferelement installiert, welches die passiven Gelenksteifigkeiten darstellen soll. Um ein Durchschlagen des Ellenbogens zu verhindern, was ja auch beim Menschen nicht eintritt, wird die Steifigkeit als nichtlineare Funktion angegeben, die dann ab einem gewissen Wert derart ansteigt, dass dieses Überstrecken des Ellenbogens nicht mehr möglich ist. Das Schultergelenk kann über ein Constraint nur eine Bewegung in x und eine Drehung um z durchführen. Startet man den Vorgang, so bewegt sich der Steigfinger F an der Rückseite des Treppensteigers nach unten, greift an der Stufe an, und hebt somit den Treppensteiger nach oben.

Ansonsten arbeitet das Modell selbstverständlich mit den richtigen Werten für die Massengeometrie des Treppensteigers, für Ober- und Unterarm wurden die Werte (Teilmassen und Trägheitsmomente) des Hanavan Modells [Hanavan E.P.; 1964] herangezogen und für die Federsteifigkeiten im Ellenbogen wurde laut dem Artikel von Martin Fritz [Fritz M.; 2000] eingesetzt. Im Allgemeinen ist noch zu sagen, dass es schwierig ist, verlässliche Werte für passive Gelenksteifigkeiten für die oberen Extremitäten und auch die Hüfte zu bekommen.

In allen nachfolgenden Untersuchungen, wird die x-Komponente des Handgriffs während des Vorgangs simuliert und mit den realen Versuchen verglichen. Sowohl an Hand der Maximalwerte

als auch der Zeitdauer wird die Güte der Übereinstimmung beurteilt. Außerdem wurden auch noch die Kraftdaten dargestellt.

4.1 Modell A

4.1.1 Modellbeschreibung A

Bei diesem Modell (siehe Abbildung 22) ist die Schulter an ein Feder Dämpfer Element gekoppelt, welches die Dämpfungsrate k_1 und die Steifigkeit c_1 besitzt, und an der inertialfesten Halterung (H) befestigt ist. Zunächst wurde versucht mit den folgenden Parametern zu arbeiten:

Parametersatz A_1 :

Masse Oberarm	m_{OA}	2.056 kg
Masse Unterarm	m_{UA}	1.245 kg
Steifigkeit Feder	c_1	300 N/m
Dämpfungsrate	k_1	20 Ns/m
entspannte Länge	l_{10}	0.285 m
Einbaulänge	l_{11}	0.8 m

Um die Trägheit der bedienenden Person zu berücksichtigen wurde danach noch eine Simulation durchgeführt, welche zum Unterschied zur ersten, den Oberarm mit einer größeren Masse (35% des Körpergewichts) versieht, was ein Verschieben auf der Zeitachse mit sich bringen sollte.

Natürlich mussten dementsprechend die Steifigkeiten angepasst werden.

Parametersatz A_2 :

Masse Oberarm	m_{OA}	25 kg
Masse Unterarm	m_{UA}	1.245 kg
Steifigkeit Feder	c_1	500 N/m
Dämpfungsrate	k_1	20 Ns/m
entspannte Länge	l_{10}	0.285 m
Einbaulänge	l_{11}	0.58 m

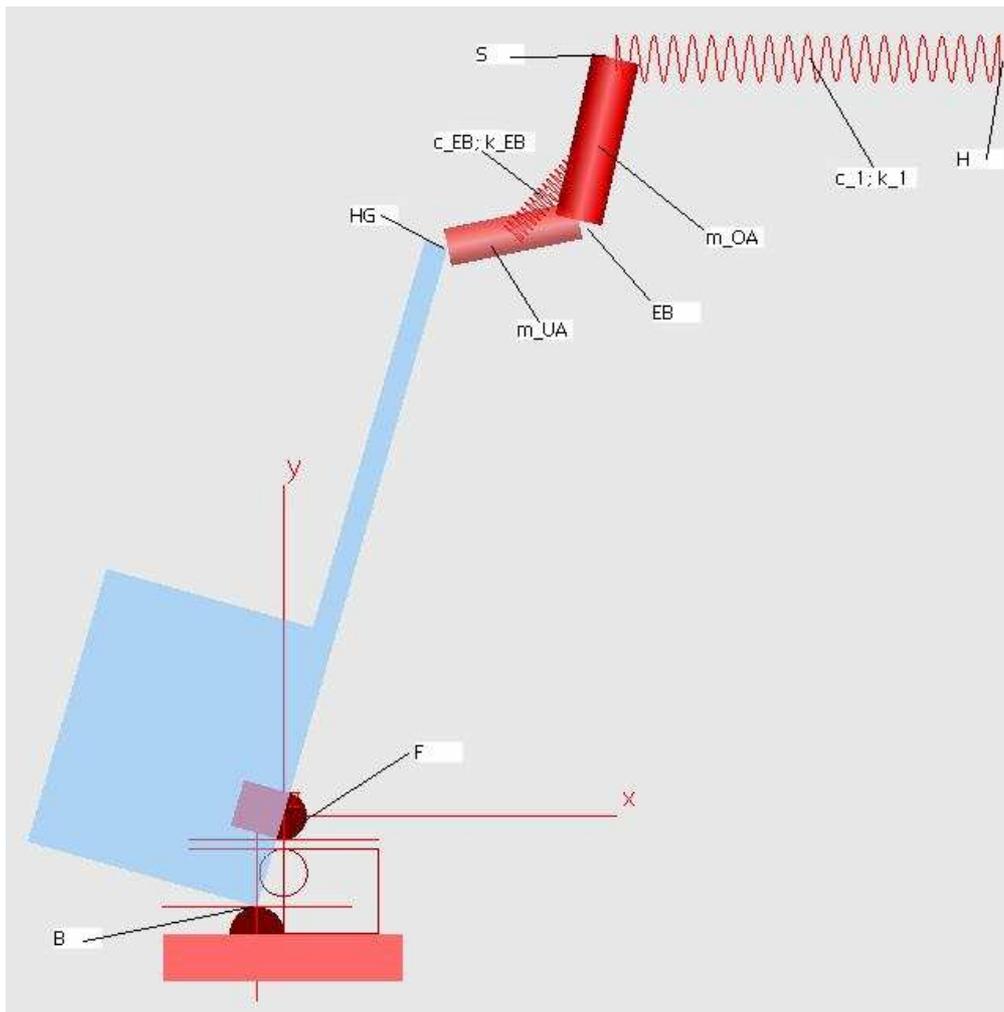


Abbildung 22 – Simpack Modell A

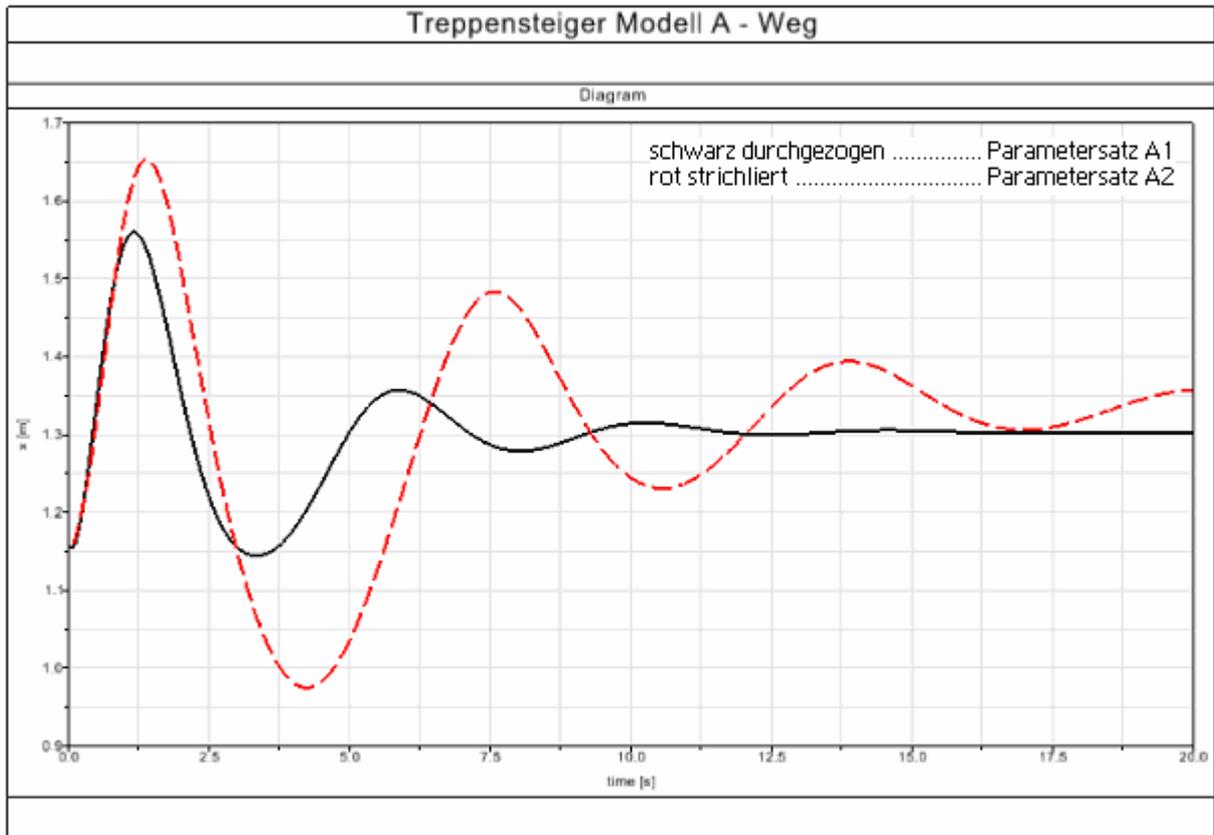


Abbildung 23 - Simpack Modell A, Plot der x Komponente vom Handgriff

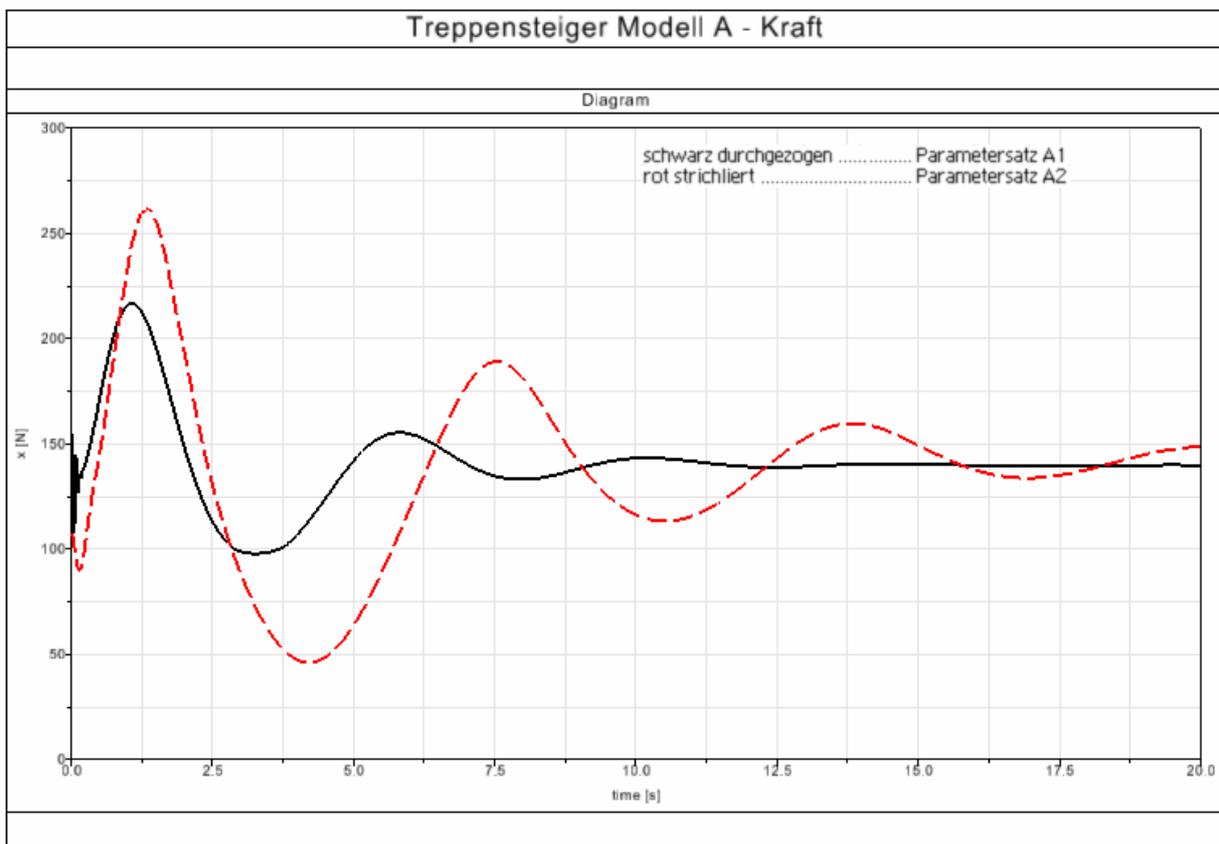


Abbildung 24 – Simpack Modell A, Plot der x Komponente der Kraft

4.1.2 Diskussion des Modells und der Ergebnisse

Um zu der Federsteifigkeit bei der Aufhängung zu gelangen, musste man sich durch Parametervariation an den korrekten Wert herantasten. Als korrekter Wert wurde jener gewertet, bei dem der Stuhl zu Ende der Simulation in einer Gleichgewichtslage gehalten werden konnte. Mit dieser Parameterwahl für die Feder- und Dämpfungseigenschaften gelingt es so, den Versuch in etwa nachzustellen.

Wie man in den Abbildungen 23 und 24 erkennt, kippt der Treppensteiger, wie bei den Tests, auch hier nach vorne, und wird im Anschluss wieder zurückgeholt. Dies wird erreicht, indem man die Feder ausreichend vorspannt und eine genügend hohe Dämpfungsrate und Federkonstante wählt. Im Vergleich zur Realität schwingt das modellierte System mehr, was unter anderem durch das Weglassen von aktiven Elementen zu erklären ist, wodurch man die gemessenen Kurven nicht einwandfrei nachbilden kann. Weiters ist zu sehen, dass das Modell in seiner Endlage nicht wie in den Versuchen wieder auf die Ausgangsposition zurückkommt. Dies hat damit zu tun, dass es, da wir es nur mit passiven Elementen simulieren, nur einen relativ kleinen Bereich gibt, in dem sich eine stabile Endlage abzeichnet. Sobald der Stuhl in seiner Endlage etwas weiter nach hinten kippen würde, fällt er nach hinten um (weniger kritischer Fall) oder falls er ein wenig nach vorne kippt in der Endlage, dann ganz nach unten kippt, was fatal wäre. Jedoch ist das Ausbalancieren in der Endlage nicht das Ziel dieser Simulation, viel wichtiger ist es, ob die bedienende Person es überhaupt schafft, den Treppensteiger abzufangen, dass heißt den Treppensteiger in seiner Kippbewegung zu stoppen und anschließend zurück zu holen. Dieses Modell soll demnach nur diesen ersten Peak in den Plots gut beschreiben, da anhand dessen beurteilt werden soll, ob dieses Zurückholen des Treppensteigers möglich ist. Für die Schwingungen danach ist das Modell nicht mehr zutreffend.

Im Vergleich zu den Versuchsdaten fällt auch auf, dass die Zeitspanne, bis das System wieder in einer stabilen Endlage ist, viel größer ist, als die gemessenen Daten zeigen. Etwa um den Faktor fünf. Außerdem ist die Amplitude des ersten Ausschlags beim Weg auch wesentlich größer als es bei den Testpersonen der Fall war. Beim Graphen für die Kraft lässt sich in etwa das tatsächliche Verhalten erkennen, da am Ende eine konstante Kraft erreicht wird. Die Amplitude beim ersten Ausschlag ist jedoch etwas kleiner als die in den Messdaten aufgezeichnete. Dieses Fehlverhalten bei sowohl des Weges als auch der Kraft kann man damit begründen, dass keine aktiven Elemente zur Ausregelung der Lage verwendet wurden und solch ein einfaches Modell den realen Bedingungen nicht genügt.

Versieht man den Oberarm mit einer größeren Masse um so die Trägheit der bedienenden Person darzustellen, so sieht man an den Plots (Abbildung 23 und 24 rot strichliert), dass dieses System mit noch größeren Amplituden schwingt und bewirkt somit, dass das System erst nach noch längerer Zeit in eine stabile Endlage kommt. Dieses Modell bewegt sich somit noch weiter vom gewollten Vorgang weg, als es das Modell mit dem leichteren Oberarm tat. Beim initialen Wegkippen des Stuhls fällt auf, dass sehr ähnliches Verhalten vorliegt, nur dass er nun weiter

überschwingt, als beim ersten Modell. Bei der Kraft erkennt man, dass nun auch ein deutlicheres Schwingen zu erkennen ist, allerdings wird eine Amplitude erreicht, die annähernd jener von den ursprünglichen Daten entspricht. Jedoch ist diese auch wieder zeitlich gedehnt. In den Messkurven ist dieses erhöhte Schwingen nicht zu sehen, da der Mensch als aktives Element dies unterbindet. Anzumerken ist allerdings, dass das Schwingen nach dem ersten Ausschlag sowohl bei den Weg- als auch bei den Kraftplots nicht wichtig ist und hier bewusst ignoriert wird, da es keinen Einfluss auf die Sicherheit des Treppensteigers hat.

4.2 Modell B

4.2.1 Modellbeschreibung

Dieses Modell arbeitet mit einer Zwischenmasse ($m_{ZM} = 50 \text{ kg}$), welche die Trägheit der bedienenden Person darstellen soll (ähnlich der zweiten Variante bei Modell A). Dazu wurde an der Schulter S ein Feder – Dämpferelement mit einer Zwischenmasse verbunden, welche wiederum über ein Feder – Dämpferelement mit dem inertialfesten Haltepunkt H verbunden ist. Es handelt sich also um einen Mehrmassenschwinger. Des Weiteren wurde an der Zwischenmasse noch eine konstante Kraft ($F_{ZM} = 490.5 \text{ N}$) in die positive x-Richtung aufgebracht (siehe Abbildung 25).

Variiert man die Parameter nun, so kann man ein Modell erzeugen, dass sich zu einer Ruhelage hinbewegt, aber dann, ohne Anschlag nach hinten oder vorne umfallen würde. Wobei natürlich eher das nach hinten kippen erwünscht ist, welches in einem etwaigen Versuchsaufbau durch einen Anschlag zu verhindern wäre. Zunächst wird versucht nur eine der beiden Federn und deren Dämpfungsrate zu verändern, danach verändert man beide, was den ersten Ausschlag beeinflusst. Somit kann man das Verhalten durch einfache Parametervariation dem realen Verlauf annähern. Bei einem Versuch wurde die Steifigkeit c_2 nicht mehr als lineare Feder ausgeführt, sondern als nichtlineare Feder. (Abbildung 26) Dies soll bewirken, dass der Stuhl somit schnell nach vorne kippt, dann gegen einen Anschlag läuft (Steifigkeit sehr hoch) und dadurch wieder zurückgeholt wird. Weiters ist natürlich auch noch Spielraum bei den Dämpfungskonstanten der beiden Dämpferelemente. Auch bei diesen beiden Parametern wurden die Einstellungen variiert. Somit kann man ein Modell erreichen, welches nun der tatsächlichen Bewegung des bedienenden Menschen (dargestellt durch die Zwischenmasse) und auch des Treppensteigers nahe kommen soll.

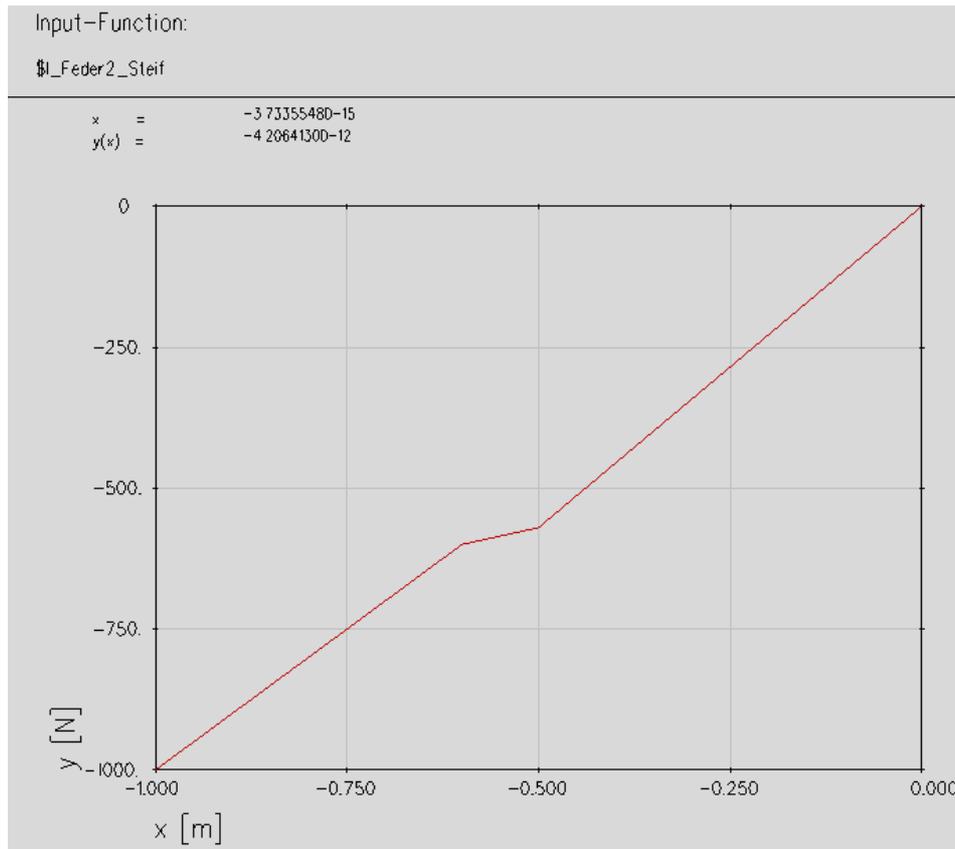


Abbildung 26 – Funktion der nicht linearen Feder zu Parametersatz B_6

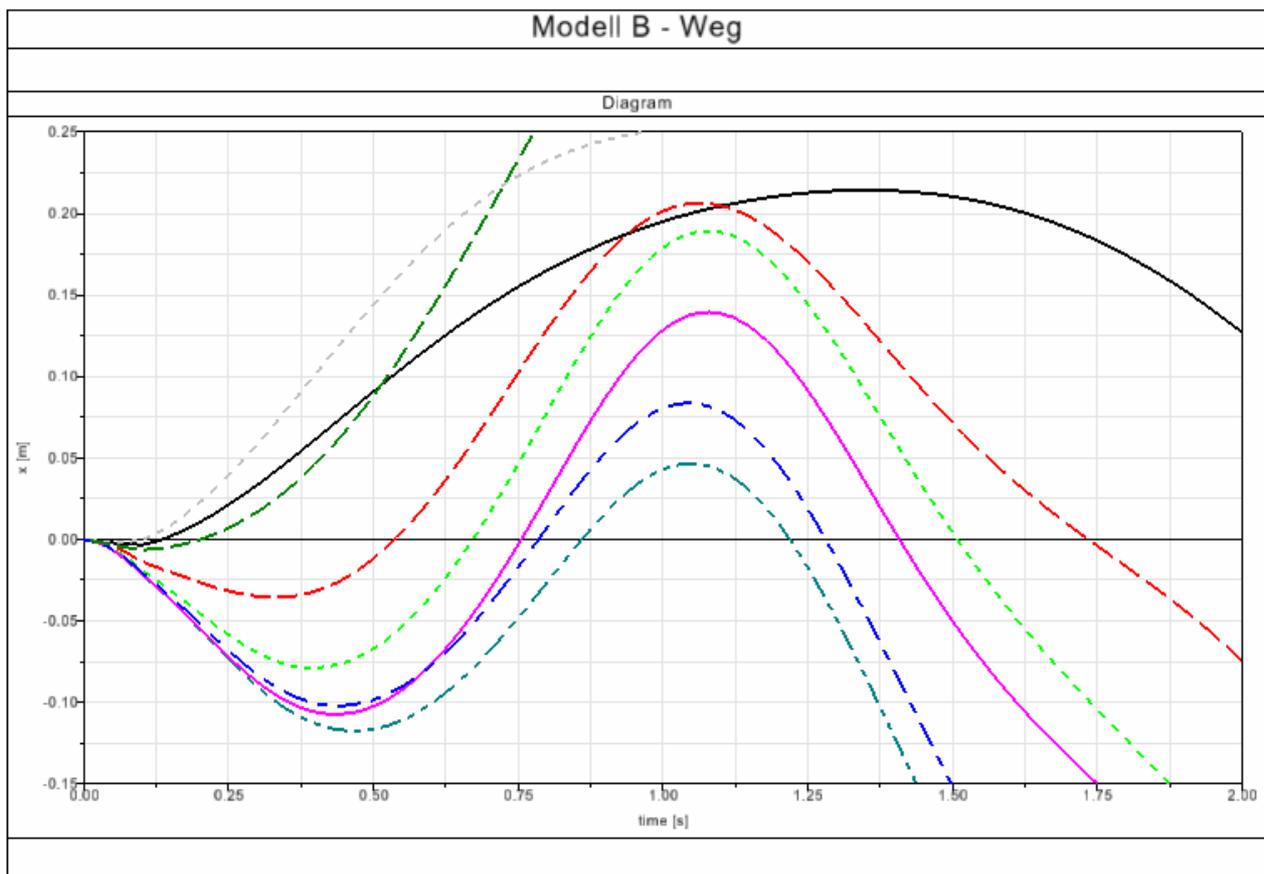


Abbildung 27 - Simpack Modell B
 Plot der x Komponente vom Handgriff

Legende: schwarz – B_1 ; rot – B_2 ; hellgrün – B_3 ; blau – B_4 ; dunkles cyan – B_5 ; magenta – B_6 ; dunkelgrün – B_7 ; grau – B_8 ;

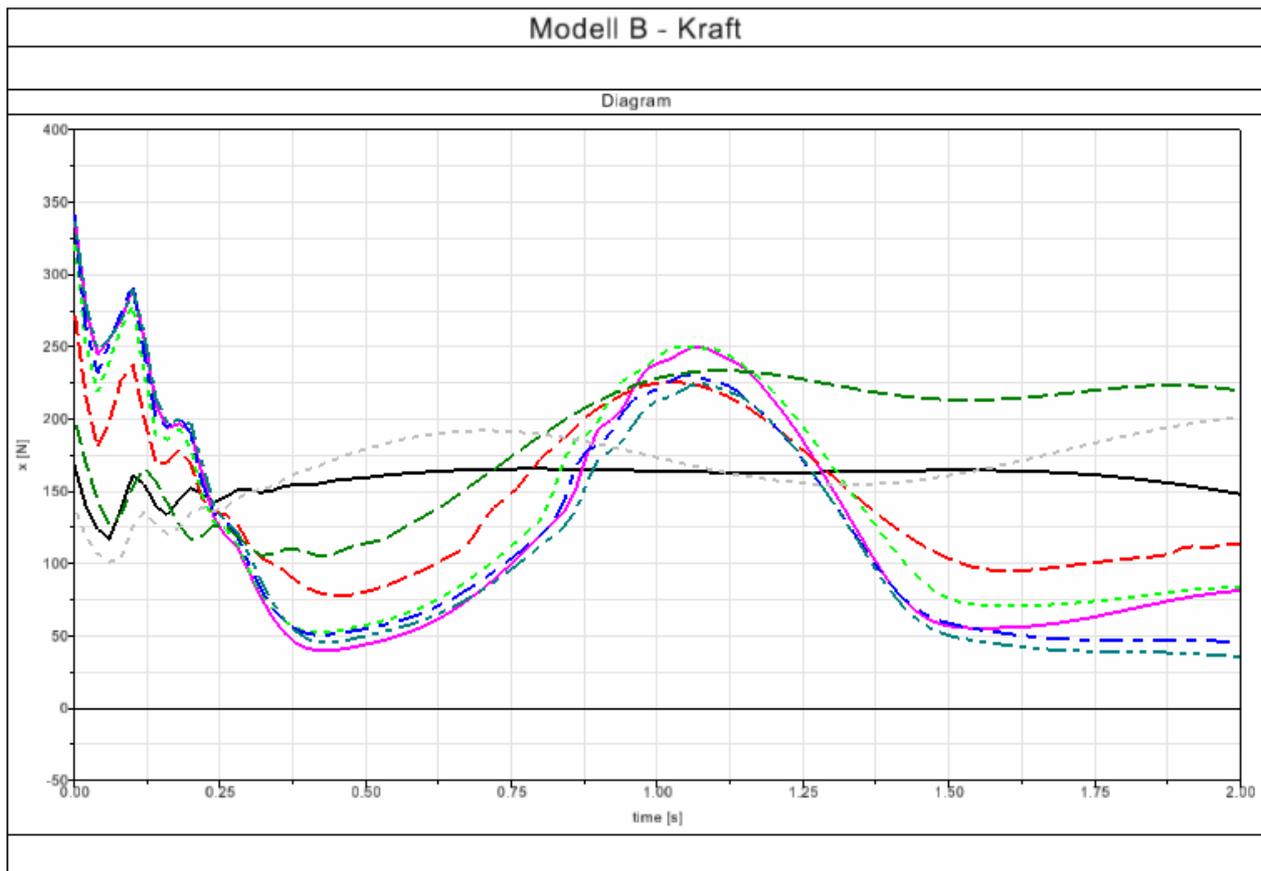


Abbildung 28 - Simpack Modell B
Plot der x Komponente der Kraft

Legende: schwarz – B₁; rot – B₂; hellgrün – B₃; blau – B₄; dunkles cyan – B₅; magenta – B₆; dunkelgrün – B₇; grau – B₈;

4.2.2 Diskussion des Modells und der Ergebnisse

Sowohl im Plot der Kräfte (Abb. 28) als auch im Plot der Wegdaten (Abb. 27) sind nur die ersten zwei Sekunden dargestellt, da dies den signifikanten Bereich abbildet, welcher die kritische Situation beschreibt, ob der Treppensteiger von der Bedienperson zurück geholt werden kann oder nicht. Die Schwingungen nach diesem ersten Ausschlag sind nicht mehr von Interesse für diese Simulation und auch mit diesem Modell nicht korrekt simulierbar.

Betrachtet man zunächst die Wegkurven (Abbildung 27), so sieht man, dass drei Kurven relativ rasch ansteigen, sodass sie innerhalb der ersten zwei Sekunden nicht wieder auf den Ausgangswert zurückfallen. Diese sind somit nicht weiter interessant, da sie nicht dem gemessenen Zeitfenster für diesen Vorgang entsprechen.

Bei allen anderen Kurven fällt auf, dass diese zunächst abfallen bis zu einem Minimum und dann wiederum den gewollten Ausschlag produzieren. Das heißt, dass die Anfangsbedingungen, also die Vorspannungen der Federn, nicht richtig gewählt wurden. Die Kurven zeigen zu Beginn auch deutlich, dass aufgrund der falschen Anfangsbedingungen, zunächst Schwingungen im System entstehen, welche aber dann ab etwa 0,25 Sekunden abgeklungen sind. Betrachtet man die Kurven erst ab dem oben erwähnten Minimum (nach den Schwingungen mit kleinerer Frequenz zu Beginn), bemerkt man, dass diese Simulationen mit Ihrer Amplitude und der verstrichenen Zeit bis

sie wieder in der Ausgangslage sind, den Daten aus den Versuchen bereits sehr nahe sind. Interessant ist es jedoch, dass die Simulation mit der nichtlinearen Feder nicht den gewünschten Effekt zeigt. Sowohl in Abbildung 27 als auch in Abbildung 28 sieht man, dass diese Simulation zu große Amplituden erzeugt (Parametersatz B₆; magenta in den Abbildungen). Bei den anderen Graphen stimmte dies besser mit den Versuchsdaten überein, jedoch zeigt die Simulation, dass die Bewegung der Zwischenmasse nicht der des Menschen entspricht. Denn all diese Simulationen zeigen, dass die Zwischenmasse zunächst nach vorne (negative x - Richtung in Abbildung 25) wandert, was auf einen Menschen umgelegt bedeutet, dass er sich auch nach vorne lehnen würde. Vielmehr ist es aber so, dass der Mensch intuitiv sein Becken und den Schwerpunkt eher nach hinten bewegt, da er eine gewisse Erwartungshaltung gegenüber dieser Situation hat. In der folgenden Simulation wurde dies berücksichtigt, sodass die Zwischenmasse nun die Bewegung des Menschen nachahmen sollte. Dafür wurden die Längen der Federn zu jenem Zeitpunkt in den vorangegangenen Simulationen bestimmt, an dem das oben genannte Minimum eintrat. Dies ist auch der Zeitpunkt, wo die Geschwindigkeit der Zwischenmasse annähernd Null beträgt. Der neue Parametersatz sieht wie folgt aus:

Parametersatz B₉:

Masse Oberarm	m_OA	2.056	kg
Masse Unterarm	m_UA	1.245	kg
Steifigkeit Feder	c_1	500	N/m
Dämpfungsrate	k_1	14	Ns/m
entspannte Länge	l_10	0.12	m
Einbaulänge	l_11	0.227	m
Steifigkeit Feder	c_2	1000	N/m
Dämpfungsrate	k_2	20	Ns/m
entspannte Länge	l_20	1.6	m
Einbaulänge	l_21	1.724	m

Das Ergebnis dieser Simulation ist in den Abbildungen 29 und 30 zu sehen.

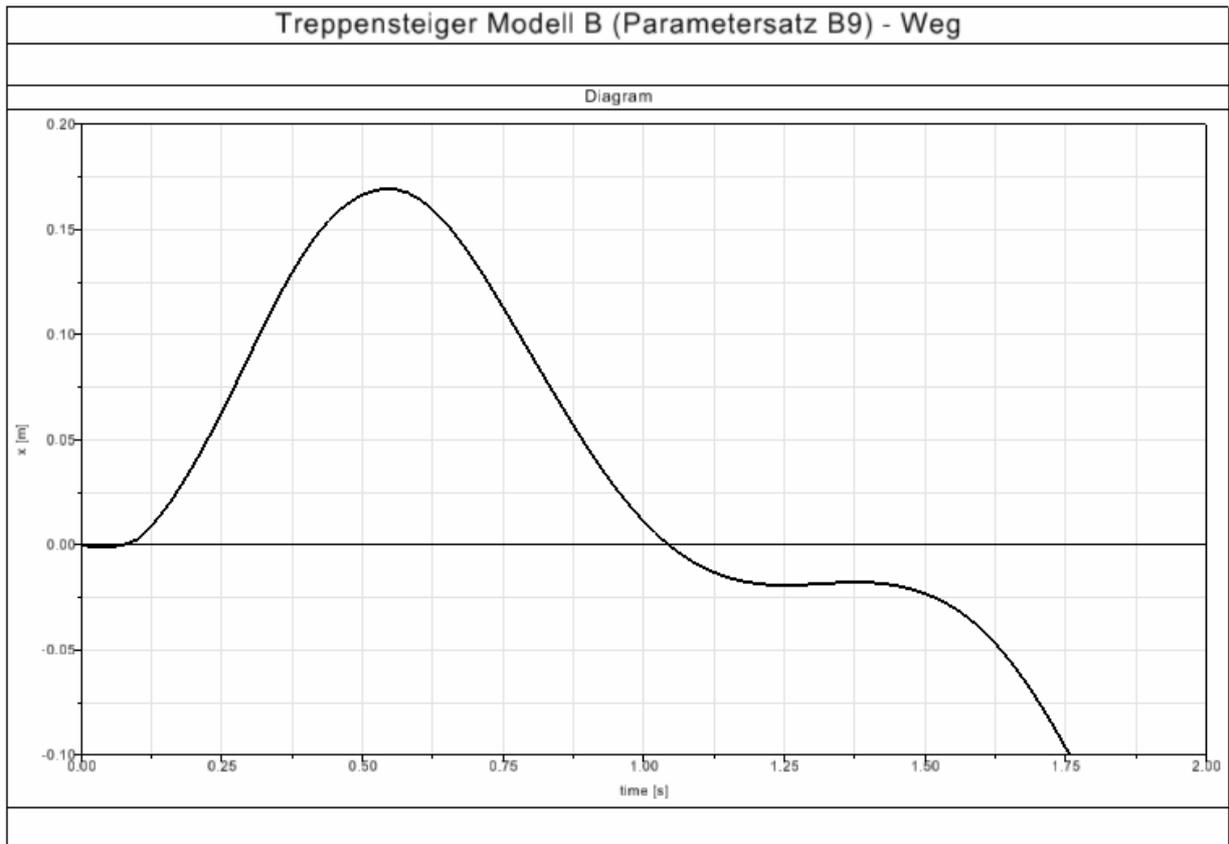


Abbildung 29 – Modell B (B_9), Plot der x Komponente vom Handgriff

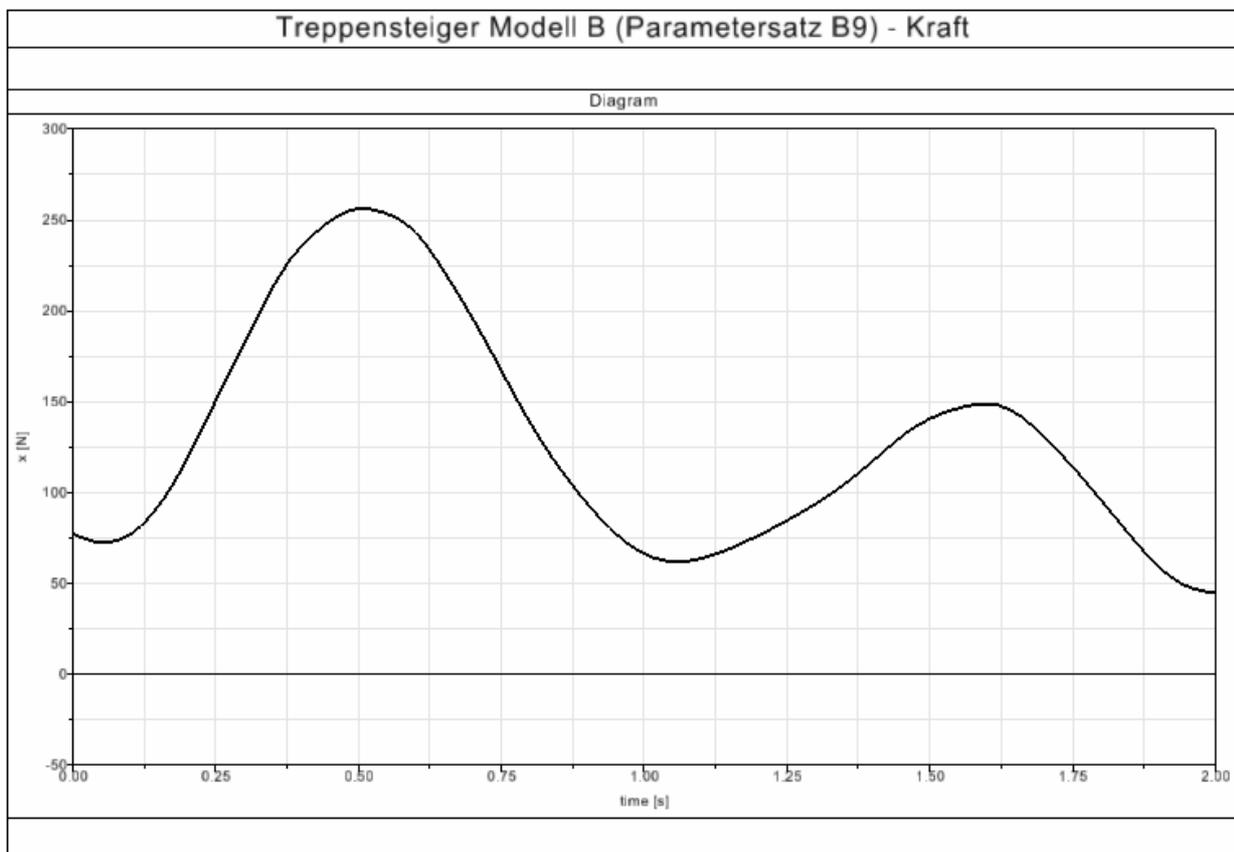


Abbildung 30 – Modell B (B_9), Plot der x Komponente der Kraft

Somit stimmen sowohl die Amplitude als auch die verstrichene Zeit bis die Ausgangslage wieder erreicht wird gut mit den gemessenen Daten aus den Tests mit Personen (Abbildung 11) überein. Nach etwa 1.125 Sekunden beginnt der Stuhl nach Hinten zu kippen, was aber für diese Simulation nicht weiter von Interesse ist, da nur der erste Ausschlag relevant ist.

Dementsprechend sind auch die Kraftdaten aus dieser Simulation nach etwa 1.125 Sekunden zu verwerfen. Dieses Umkippen des Stuhls ist in einem Versuchsaufbau mittels eines Anschlags zu verhindern.

Bei den Kraftdaten ist weiters noch zu bemerken, dass sich kein konstanter Wert, wie die Versuche mit Testpersonen zeigten, zu Ende hin abzeichnet. Dies ist aber nicht weiters interessant, da auch hierfür wieder nur der erste Ausschlag zu betrachten ist, welcher sowohl in der Amplitude als auch in der Zeit gut mit der Realität übereinstimmt.

4.3 Modell C

4.3.1 Modellbeschreibung

Modelliert wurde das in Abbildung 31 gezeigte Bild. Da aber ein Seil in Simpack nicht ohne weiteres darzustellen ist, muss man dieses umgehen. Die Lösung kann man zum Beispiel so ansetzen, dass man die Bewegungsgleichung der Masse feststellt, und diese dann als Bedingung am Modell A (vgl. Abb. 22) beim Haltepunkt H des Feder – Dämpferelements verknüpft. Das heißt beim Modell A, dass man für den Haltepunkt der Feder lokal die Erdbeschleunigung in positives x wirken lässt und das in Verbindung mit einer daran angehängten Masse.

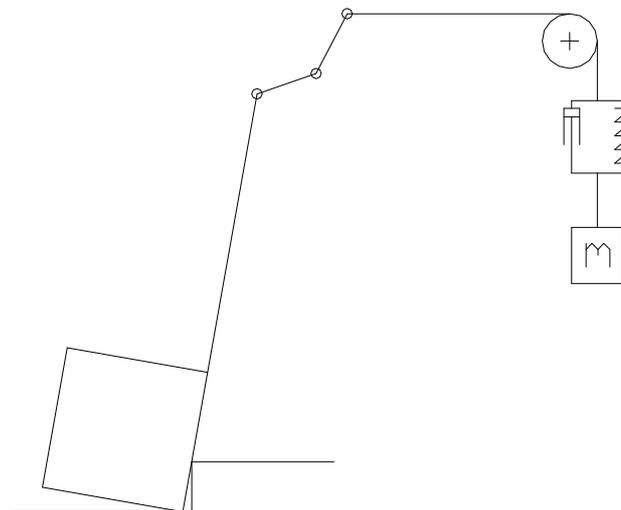


Abbildung 31 - Simpack Modell H

4.3.2 Diskussion des Modells und der Ergebnisse

Dieses Modell wäre in einem Testaufbau natürlich am leichtesten zu verwirklichen und sollte deshalb auch untersucht werden. Jedoch hat das Simpack Modell gezeigt, dass diese Konfiguration sehr heikel in Bezug auf die Startbedingungen ist. Man findet keine Bedingungen,

sodass der Treppensteiger die gewünschte Aktion durchführt. Im Programm scheitert die Integration beim Berechnen des Systems. Es ist wahrscheinlich so, dass zwar Anfangsbedingungen gefunden werden können mit welchen der Integrator rechnen kann, aber sobald sich der Treppensteiger nur minimal bewegt, ändern sich die Berechnungsparameter derart, sodass eine Berechnung wieder scheitert. Dies bedeutet, dass es sich um ein instabiles System handelt, indem der Treppensteiger entweder nach vorne oder nach hinten umfällt, aber in keine Gleichgewichtslage dazwischen eingependelt werden kann. Dementsprechend wird solch ein einfacher Versuchsaufbau nicht möglich sein.

4.4 Modell D

4.4.1 Modellbeschreibung

Weiters wurden folgende Modellvarianten (Abbildung 32 und 33) untersucht, welche einen Menschen nachstellen sollen, der die vorgegebene Tätigkeit verrichtet. Aufgrund dieses Modells soll untersucht werden, ob die Bedienperson selbst zum Kippen neigt, oder ob sie den Treppensteiger halten kann. Das größte Problem lag darin, die Steifigkeiten der Gelenke zu bestimmen. Vor allem auch passive Gelenksteifigkeiten für die Hüfte sind nicht einfach zu ermitteln beziehungsweise aus der Literatur zu erforschen.

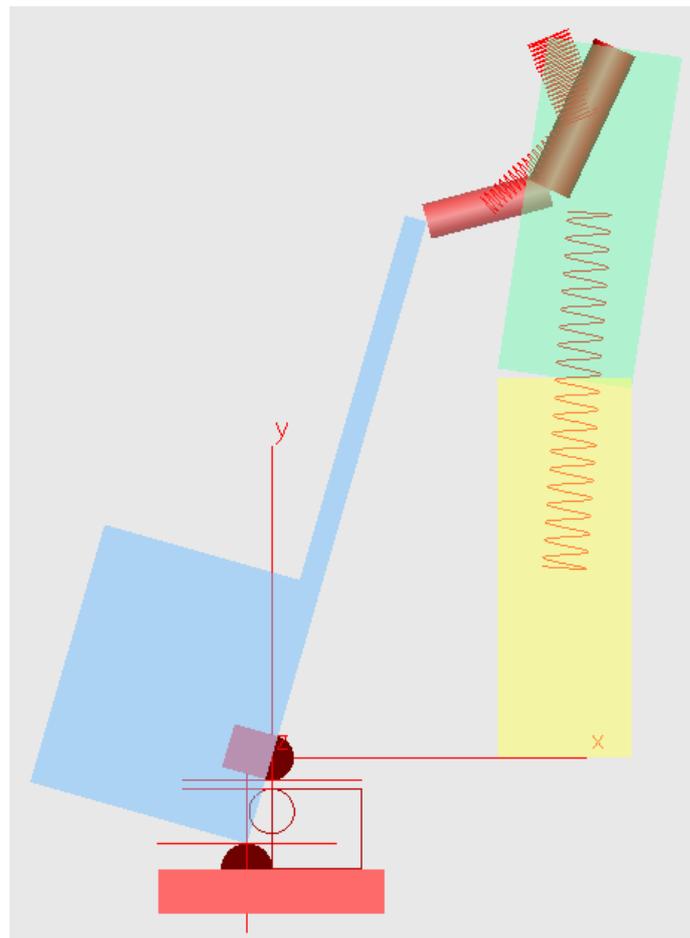


Abbildung 32 - Simpack Modell D - Zugfedern

Beziehungsweise, wenn man das Modell anstatt mit Zug- / Druckfedern mit Drehfedern ausstattet

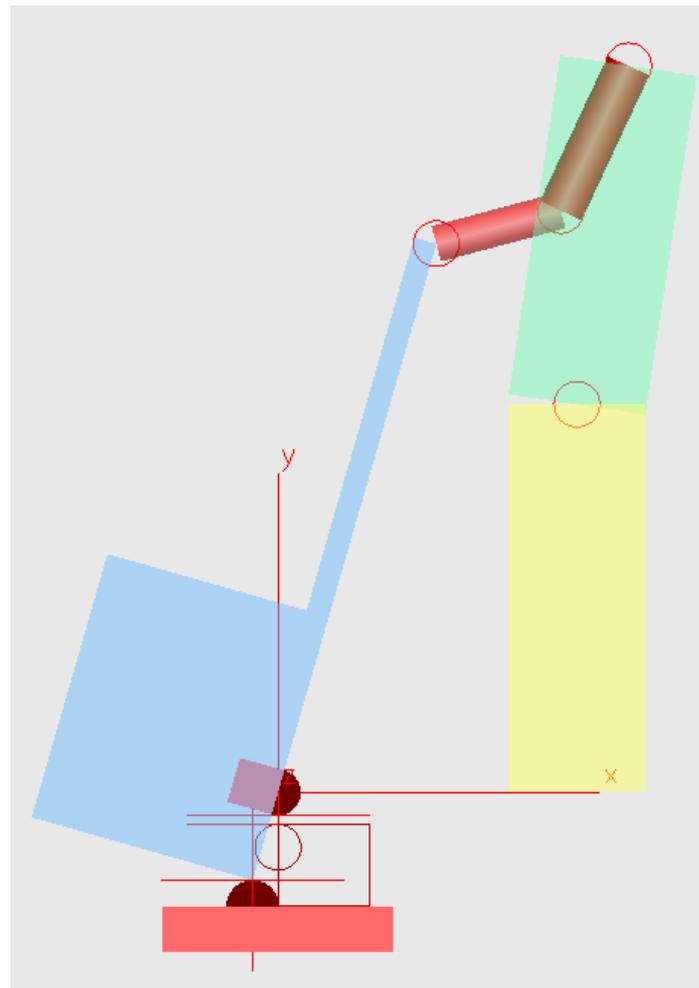


Abbildung 33 - Simpack Modell D - Drehfedern

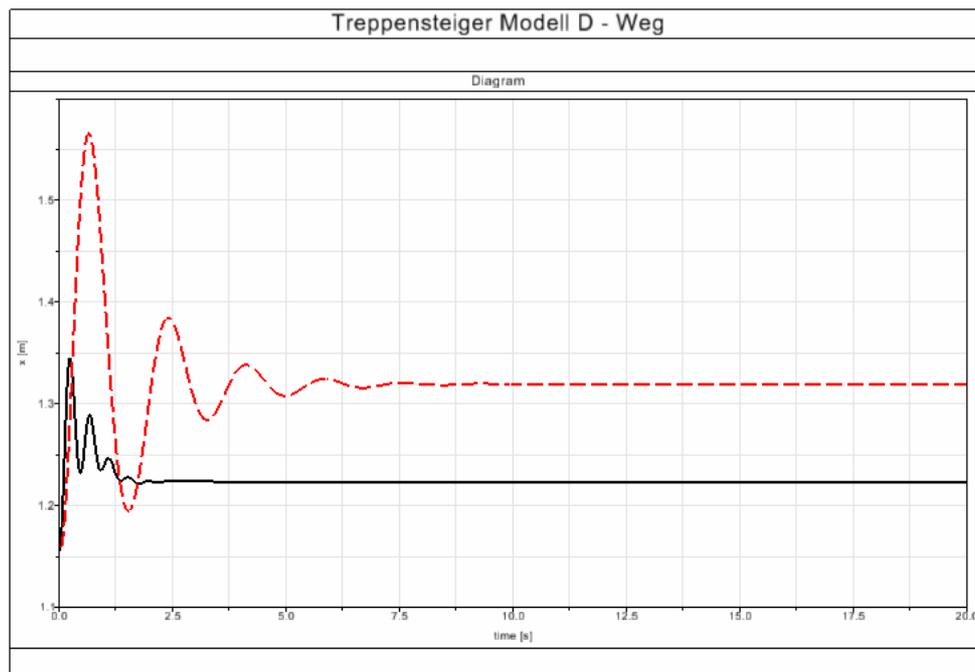


Abbildung 34 - Simpack Modell D (Zugfeder durchgezogen und Drehfeder strichliert)
Plot der x Komponente vom Handgriff

4.4.2 Diskussion der Modelle und der Ergebnisse

Aufgrund der relativ großen Steifigkeiten und Dämpfungen die diesen Modellen zu Grunde liegen, sieht man in Abbildung 34 zwar, dass sie beide relativ schnell eine Ruhelage finden, dass diese jedoch nicht der Ausgangslage entspricht, und dass das gesamte Verhalten nicht den in den Versuchen gemessenen Daten entspricht. Zum einen, da die Bedienpersonen nicht mit beiden Beinen parallel am Boden standen (es war sogar so, dass die Personen gerne mit den Beinen auf jeweils unterschiedlicher Stufe stehen), zum anderen dass eine passive Hüftsteifigkeit und Dämpfung in der Literatur nicht zu finden war, weiters gehen reale Personen anders vor bei der Bewältigung des Problems. Sie schieben Ihr Becken etwas nach hinten, was dieser Prüfdummy nicht kann.

Dies bedeutet, dass diese beiden Modelle keine gute Bemessungsgrundlage sind, um zu beurteilen ob man kippt oder nicht. Solch ein einfaches Modell des Unterleibs genügt der Realität nicht. Zum Nachbau, oder gar einen eventuellen Prüfstand ist dieses Modell auch entschieden zu komplex.

5 Diskussion und Ausblicke

Wie aus den Diskussionen zu den einzelnen Punkten bereits hervorgeht, ist es nicht sehr einfach, ein allgemein gültiges Kriterium zu finden, das beschreiben kann, ob ein Treppensteiger sicher ist oder nicht.

Aus den gemessenen Daten kann man Leistungen, Arbeiten und vieles mehr auswerten und einer Klassifizierung unterziehen. Jedoch konnte aus den vorliegenden Testdaten keine Korrelationen zwischen den einzelnen Faktoren ermittelt werden. Das eine allgemein gültige Bewertung nicht einfach ist hat damit zu tun, dass die Bedienweise sehr individuell ist und auch die körperliche Grundverfassung eine sehr wichtige Rolle spielen dürfte. Es zeigte sich jedoch auch, dass der Stoß, der durch das Aufsetzen des Hebefingers eingebracht wird, zur Entscheidung ob ein Treppensteiger sicher ist oder nicht, nicht genügt.

Damit die Daten besser korrelieren, wäre es für nachfolgende Messungen vielleicht sinnvoll um nicht nur Wegmessungen durchzuführen, sondern auch Beschleunigungsdaten zu sammeln.

Damit könnte man die Fehlerquelle des Beschleunigungssignals (wir berechnen die Beschleunigung durch zweimaliges Differenzieren der Wegdaten und diese numerische Differentiation verstärkt die Messfehler) zumindest reduzieren. Weiters sollte für die Kraftmessungen nicht bloß ein eindimensionaler Messaufnehmer verwendet werden. Denn dadurch, dass die vertikale Komponente der Kraft fehlt, kann die Drehimpulsbilanz experimentell nicht geprüft werden, und man kann keine präzise Aussage darüber treffen, welchen Drehimpuls der Treppensteiger über den Hebemechanismus in das System einbringt.

In Folgeuntersuchungen sollte auch noch betrachtet werden welchen Einfluss die Erwartungshaltung des Menschen auf die Leistungskurven (vgl. Kapitel 3.3) hat. Denn dieses kurze Wegdrücken (Abbildung 19) zu Beginn jedes Versuchs, hat mit der Antizipation des kommenden Verhaltens des Treppensteigers zu tun. Ein Zusammenhang mit dem gesamten Vorgang sollte ermittelt werden.

Weiters ist es wichtig, bessere Daten für die passiven Gelenksteifigkeiten der oberen Extremität zu ermitteln. Hierfür werden nun auf dem FIOT Versuche angestellt, die in dieser Arbeit noch nicht berücksichtigt werden können. Auch für die Hüfte wären genauere Angaben der passiven Gelenkeigenschaften wünschenswert. Durch genauere Daten, könnte man die Simulationen genauer gestalten.

Für die geplante Testvorschrift ist es nur wichtig, dass die Simulationen den ersten Teil der Weg- und Kraftplots mit ausreichender Genauigkeit nachstellen können, da sich dort entscheidet, ob eine Person es schafft den Stuhl wieder nach hinten zu ziehen, oder nicht. Jedoch selbst den ersten Teil relativ genau nachzubilden erweist sich als schwierig.

Betrachtet man die letzte Konfiguration bei Modell B von den SIMPACK Simulationen, so sieht man bereits ein sehr realistisches Verhalten, das die gemessenen Daten zufriedenstellend nachbildet. Nicht nur stimmen hier bereits die Amplituden und die Zeiten dieses ersten

Vorschwingens sehr gut mit den gemessenen Daten überein, darüber hinaus zeigt diese Simulation, dass sich die Zwischenmasse nun ähnlich dem Menschen verhält. Denn aus Videoanalysen zeigte sich, dass der Mensch sein Becken etwa 30cm nach hinten schiebt. Selbiges tut auch die Zwischenmasse in der Simulation. Nach dem Start bewegt sich die Zwischenmasse in die positive x Richtung, was dem nach Hinten bringen des Beckens beim Menschen entspricht. Dies tut der Mensch, da er ein nach vorne Kippen erwartet und dies auffangen möchte.

Das Modell benötigt relativ große Federsteifigkeiten, welche aber notwendig sind, sodass der Treppensteiger nicht nach vorne umkippt, und um die Bewegung der Zwischenmasse aufzufangen. Dies bedeutet auf den Menschen und dessen Muskulatur umgelegt, dass die Bedienperson eine entsprechende Grundverfassung zur sicheren Bedienung aufweisen muss. Diese Simulation ist jene, welche nun in einem Versuchsaufbau verwirklicht werden sollte. Nicht nur weil man damit die tatsächliche Situation bei dem ersten Vorschwingen gut beschreiben kann, sondern auch, weil der Versuchsaufbau relativ einfach gestaltet werden kann. Es wurden in dieser Konfiguration auch nur lineare Feder -Dämpferelemente verwendet.

Anhand des ersten Ausschlags sollte dann eine Bewertung möglich sein, ob der Treppensteiger mit vertretbarem Aufwand zurück zu bringen ist oder nicht. Das Nach-Hinten-Kippen des Stuhls ist in einem Prüfaufbau mittels eines Anschlags zu verhindern.

Das Verhalten nach dem ersten Ausschlag ist nicht weiter von Interesse. Dies hat keinen Einfluss mehr, ob der Stuhl nach vorne umfällt oder nicht. Möchte man dies jedoch auch nachstellen, so wird dies in der Simulation nicht ohne aktive Elemente möglich sein, denn im realen Fall ist der Mensch selbst ein solches aktives Element.

Weiters wurden in dieser Arbeit nur Messdaten von Personen behandelt, die allesamt den Versuch erfolgreich absolvierten. Es wäre darüber hinaus wichtig, in Folgeuntersuchungen auch Daten von Versuchen zu erheben, die nicht erfolgreich waren. Dies ist wichtig um die Gründe für den Misserfolg zu erfassen. Dieser Gedanke sollte bei weiteren Betrachtungen unbedingt beachtet werden.

Quellenverzeichnis

Bücher:

Böge A.; Technische Mechanik; 23. Auflage; Vieweg Verlag Braunschweig; 1995

Fritz M.; Simulating the response of a standing operator to vibration stress by means of a biomechanical model; Journal of Biomechanics 33: 795 – 802; 2000

Gruber P.; Mathematik 1; Vorlesungsskriptum; TU-Wien; 2001

Gruber P.; Mathematik 2; Vorlesungsskriptum; TU-Wien; 2001

Hanavan E. P.; A mathematical model of the human body; AMRL Technical Report 64-102; Wright Patterson Air Force Base; Ohio; 1964

Kaspers W.; Steuern-Regeln-Automatisieren; 6. Auflage; Vieweg Verlag Braunschweig; 1996

Kuchler M.; Entwicklung eines biomechanischen Ersatzmodells zur Simulation der menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer; Dissertation; 2003

Leger A. B.; Passive and active wrist joint stiffness following excentric exercise; European Journal of Applied Physiology 82: 472 – 479; 2000

Lucas D. B.; Biomechanics of the shoulder joint, Archives of Surgery; Vol. 107: 425 - 432; 1973

Lugner P.; Mechanik 1; Vorlesungsskriptum; TU-Wien; 2001

Lugner P.; Mechanik 2; Vorlesungsskriptum; TU-Wien; 2001

Lugner P.; Grundlagen der Mehrkörpersystemdynamik; Vorlesungsskriptum; TU-Wien; 2003

Lugner P. et al.; Biomechanik des menschl. Bewegungsapparates; Vorlesungsskriptum; TU-Wien; 2004

Parkus H.; Mechanik fester Körper; zweite Auflage; Springer Verlag Wien; 1966

Venture G. et al.; A Painless and Constraint-free Method to Estimate Viscoelastic Passive Dynamics of Limbs' Joints to Support Diagnosis of Neuromuscular Diseases; Engineering in Medicine and Biology Society; EMBS 2007; 29th Annual International Conference of the IEEE; 22-26 Aug. 2007 Page(s):5362 – 5365; 2007

Ziegler J. et al.; Vergleich der Stoßkräfte beim Lastwechsel von manuell stabilisierten Treppensteigern bei Halten durch Personen gegenüber starrer Fixierung; Orthopädie – Technik 10/07; 2007

Internetquellen:

[http://de.wikipedia.org/wiki/Arbeit_\(Physik\)](http://de.wikipedia.org/wiki/Arbeit_(Physik)); am 13.06.2008 um 16.15 Uhr

http://de.wikipedia.org/wiki/Diskrete_Fourier-Transformation; am 26.06.2008 um 06.00 Uhr

<http://de.wikipedia.org/wiki/Drehimpuls>; am 13.06.2008 um 18.00 Uhr

<http://de.wikipedia.org/wiki/Fourier-Analyse>; am 26.06.2008 um 06.15 Uhr

[http://de.wikipedia.org/wiki/Leistung_\(Physik\)](http://de.wikipedia.org/wiki/Leistung_(Physik)) ; am 13.06.2008 um 17.00 Uhr

http://de.wikipedia.org/wiki/Physikalisches_Pendel; am 11.03.2008 um 07.00 Uhr

http://de.wikipedia.org/wiki/Schnelle_Fourier-Transformation; am 26.06.2008 um 06.30 Uhr

<http://users.physik.tu-muenchen.de/cucke/medprakt/Traegheit.PDF>; am 11.03.2008 um 07.15 Uhr

<http://www.fysik.uu.se/kurser/fy660/compendium/Signal/FFTmatlab.htm>; am 26.06.2008
um 07.00 Uhr

<http://www.gnoerich.de/formelsammlung/k12.html>; am 13.06.2008 um 16.15 Uhr

<http://www.matheboard.de>; am 07.02.2008 um 06.45 Uhr

<http://www.mathworks.com>; am 20.06.2008 um 08.45 Uhr

<http://www.simpack.com>; am 15. Dezember 2008 um 07.00 Uhr

Danksagung

Mein Dank gilt all jenen, die mich so tatkräftig bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben. Allem voran natürlich meinem Betreuer, Herrn Professor Schmiedmayer, der sich immer wieder Zeit nahm um mir zu helfen. Des weiteren Herrn Ziegler und Herrn Kastner vom FIOT, deren Tür immer für mich offen war, und die mich vor allem bei den praktischen Tests sehr unterstützten, bzw. wichtige Vorarbeit lieferten. Außerdem möchte ich auch noch Herrn Edelmann danken, der ohne Vorankündigung für mich Zeit hatte, um Simpack Probleme zu besprechen und zu eliminieren. Und selbstverständlich gilt ein großer Dank meinen Eltern, ohne die mein gesamtes Studium in der Weise nicht möglich gewesen wäre.

Anhang

Alle relevanten Datenfiles, Matlab Routinen, vollständigen Ergebnisse und Simpack Simulationen sind auf der beiliegenden CD gespeichert. Es erscheint an dieser Stelle als nicht zielführend, all diese Daten auszudrucken und der Diplomarbeit beizulegen.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 – Lastwechsel:	5
Abbildung 2 - Messaufbau mit starrer Fixierung (nach Ziegler; 2007).....	7
Abbildung 3 - Typischer Plot mit starrer Fixierung	7
Abbildung 4 - Identifizierung eines Endpunktes.....	8
Abbildung 5 - Prüfaufbau für Messungen mit Testpersonen.....	10
Abbildung 6 - Typischer Plot bei Stabilisierung mit Testperson	11
Abbildung 7 - Ankerpunkte der Kraft beim Halten durch Testpersonen	12
Abbildung 8 - Ankerpunkte der Auslenkung beim Halten durch Testpersonen	13
Abbildung 9 - Treppensteiger mit den relevanten Abmessungen	16
Abbildung 10 - Einmassenmodell des Treppensteigers.....	17
Abbildung 11 - Typischer Datenplot für eine Person	18
Abbildung 12 - physikalisches Pendel.....	19
Abbildung 13 - Bestimmung des Trägheitsmoments	20
Abbildung 14 - Vergleich verschiedener Startzeiten	22
Abbildung 15 - Errechneter Weg aufgrund der Parameter.....	24
Abbildung 16 - Modell der Bedienkräfte	25
Abbildung 17 - Fourier Koeffizienten für die erste Person	29
Abbildung 18 - Versuchsdaten und abgeleitete Größen für erste Person	30
Abbildung 19 - gemittelte Leistungskurve (Leistung an Treppensteiger) einer Person	31
Abbildung 20 - Leistungskurven der ersten vier Personen	33
Abbildung 21 - Leistungskurve der fünften Person.....	33
Abbildung 22 - Simpack Modell A	38
Abbildung 23 - Simpack Modell A - Plot der x Komponente vom Handgriff	39
Abbildung 24 - Simpack Modell A - Plot der x Komponente der Kraft.....	39
Abbildung 25 - Simpack Modell B	42
Abbildung 26 - Funktion der nicht linearen Feder zu Parametersatz B_6	43
Abbildung 27 - Simpack Modell B - Plot der x Komponente vom Handgriff	43
Abbildung 28 - Simpack Modell B - Plot der x Komponente der Kraft.....	44
Abbildung 29 - Einzelplot Modell B - Plot der x Komponente vom Handgriff.....	46
Abbildung 30 - Einzelplot Modell B - Plot der x Komponente der Kraft	46
Abbildung 31 - Simpack Modell H	47
Abbildung 32 - Simpack Modell D - Zugfedern	48
Abbildung 33 - Simpack Modell D - Drehfedern	49
Abbildung 34 - Simpack Modell D - Plot der x Komponente vom Handgriff	49

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 - Ankerpunkte der Kraft, starre Fixierung	9
Tabelle 2 - Testpersonen, Geschlecht.....	9
Tabelle 3 - Testpersonen, Eigenschaften.....	9
Tabelle 4 - Ankerpunkte der Kraft, Halten durch Personen	11
Tabelle 5 - Ankerpunkte der Auslenkung, Halten durch Personen	13
Tabelle 6 - charakteristischen Parameter für den Treppensteiger aus den Testdaten.....	19
Tabelle 7 - Trägheitsbestimmung mit Aufhängung an einem Haken	20
Tabelle 8 - Trägheitsbestimmung mit neuem Drehzentrum	21
Tabelle 9 - Trägheitsmomente aus den Testdaten mit Personen	21
Tabelle 10 - Vergleich verschiedener Anfangszeiten.....	23
Tabelle 11 - Vergleich statisches Gleichgewicht und Parameteridentifikation.....	23
Tabelle 12 - Parameter der Bedienkräfte	27
Tabelle 13 - Parameter der Bedienkräfte ohne zweiten Dämpfer	28
Tabelle 14 - mittlere Leistung, verrichtete Arbeit und eingebrachte Arbeit.....	32
Tabelle 15 - Drehimpulsbilanz der ersten 5 Personen.....	34
Tabelle 16 - Korrigierte Drehimpulsbilanz der ersten 5 Personen.....	34
Tabelle 17 - Parametersätze Modell B	42