



Technische Universität Berlin



Messung, Modellierung und Simulation eines antagonistischen Muskelpaars

Studienarbeit
von
Dirk Engelhardt

Matr.Nr. 151914

Prof. Dr.-Ing. I. Rechenberg
Technische Universität Berlin
Fachgebiet für Bionik und Evolutionstechnik

Betreuer: Dipl.-Ing. Ivo Boblan
Dipl.-Math. Ivan Santibanez-Koref

20. August 2001

Inhaltsverzeichnis:

1	EINFÜHRUNG.....	6
1.1	AUFGABENSTELLUNG	6
1.2	BESCHREIBUNG DES VERSUCHSTANDES	6
1.3	DER MUSKEL.....	7
1.3.1	<i>Historie.....</i>	7
1.3.2	<i>Aufbau des Muskels.....</i>	10
1.3.2.1	McKibben.....	10
1.3.2.2	Der "Fluidic Muscle".....	11
1.3.3	<i>Funktionsweise des Muskels.....</i>	11
1.4	PRÄZISIERUNG DER AUFGABENSTELLUNG.....	13
2	EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DES MUSKELS.....	14
2.1	VARIATION DES VERSUCHSSTANDS	14
2.2	OPTIMIERUNG DES VERSUCHSSTANDS	14
2.2.1	<i>Das Verbindungsglied.....</i>	14
2.2.2	<i>Die Druckmessung</i>	15
2.3	DAS QUASI-STATISCHE EXPERIMENT	18
2.3.1	<i>Volumen-Längen-Zusammenhang.....</i>	18
2.3.2	<i>Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang</i>	19
2.3.2.1	Vorgehensweise bei den Messungen.....	19
2.3.2.2	Darstellung der Meßdaten	20
2.3.2.3	Diskussion der Ergebnisse.....	24
2.4	DAS DYNAMISCHE-EXPERIMENT	25
2.4.1	<i>Druck, Längen und Zeit Zusammenhang.....</i>	25
2.4.2	<i>Diskussion der Ergebnisse</i>	26
3	MODELLBILDUNG.....	27
3.1	MODELLIERUNG DER LUFTSTRÖMUNG IN UND AUS DEM MUSKEL.....	27
3.2	MODELLIERUNG DES DRUCK-KRAFT-KONTRAKTIONSVERHALTENS EINES MUSKELS	29
3.2.1	<i>Voraussetzungen.....</i>	29
3.2.2	<i>Mathematisches Modell.....</i>	31
3.2.3	<i>Feder-Masse-Modell</i>	33
3.2.4	<i>Sinusmodell</i>	38
3.2.4.1	Der lineare Anteil	39
3.2.4.2	Die Abweichung oder auch Nichtlinearität.....	41
3.2.4.3	Zusammenfassung	43
3.2.5	<i>Entscheidung für ein Modell</i>	45
4	MESSUNG UND MODELLIERUNG EINEN ANTAGONISTISCHEN MUSKELPAARS	46
4.1	GRUNDEINSTELLUNGEN.....	46
4.2	MODELLIERUNG DES ANTAGONISTISCHEN MUSKELPAARES	46
4.3	VERGLEICH VON SIMULATION UND MESSUNG OHNE STÖRUNG (DIE UNGEHINDERTE BEWEGUNG)	48
4.4	VERGLEICH VON SIMULATION UND MESSUNG MIT STÖRUNG (DIE GESTÖRTE BEWEGUNG).....	50
5	SCHLUBBETRACHTUNG.....	53
6	ANHANG	54

Abbildungsverzeichnis:

Abb. 1.1 Schematische Darstellung des Versuchsstands	6
Abb. 1.2 Patentschrift von 1892	7
Abb. 1.3 Die Schlauchkette.....	8
Abb. 1.4 Auszug aus der Schlauchkette	8
Abb. 1.5 Dämpfungselement für den Druckausgleich	8
Abb. 1.6 Roboterarm mit pneumatischen Muskeln	9
Abb. 1.7 Aufbau des McKibben Muskels.....	10
Abb. 1.8 McKibben Muskel.....	10
Abb. 1.9 Fluidic Muscle	11
Abb. 1.10 Kontraktion des Aktuators	11
Abb. 1.11 Gittergeflecht.....	12
Abb. 1.12 Änderung des Rel. Volumens und der Rel. Länge in Bezug auf den Gitterwinkel	13
Abb. 1.13 Maximale Kontraktion in Abhängigkeit des Ausgangswinkels	13
Abb. 2.1 Aufbau des Versuchsstands	14
Abb. 2.2 Druckanstieg.....	15
Abb. 2.3 Druckabfall.....	15
Abb. 2.4 Positionierung der Drucksensoren	16
Abb. 2.5 Druckanstieg.....	17
Abb. 2.6 Druckabfall.....	17
Abb. 2.7 Volumen-Längen-Zusammenhang	19
Abb. 2.8 Volumen-Druck-Zusammenhang	19
Abb. 2.9 Variation der Länge beim MAS10 ; 80 mm mit $F = 0 \text{ N}$	21
Abb. 2.10 Messung des MAS10 mit einer Ausgangslänge von 80 mm.....	22
Abb. 2.11 Messung des MAS10 mit einer Ausgangslänge von 175 mm.....	22
Abb. 2.12 Messung des MAS20 mit einer Ausgangslänge von 250 mm.....	23
Abb. 2.13 MAS10 80 mm.....	24
Abb. 2.14 MAS10 175 mm.....	24
Abb. 2.15 MAS20 250 mm.....	24
Abb. 2.16 Anstiegs bzw. Abfallzeit des MAS10 80 mm.....	25
Abb. 2.17 Anstiegs bzw. Abfallzeit des MAS10 175 mm.....	25
Abb. 2.18 Anstiegs bzw. Abfallzeit des MAS20 250 mm.....	25
Abb. 3.1 Darstellung der Hytherese für den MAS10 175 mm.....	29
Abb. 3.2 Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang.....	32
Abb. 3.3 Darstellung des rel. Fehlers bezogen auf die Ausgangslänge des Muskels.....	32
Abb. 3.4 Darstellung der Federkennlinie	33
Abb. 3.5 berechnete Federkonstante	35
Abb. 3.6 Darstellung der Federkennlinien für $F=100\text{N}$ bis $F=400\text{N}$ und der gemittelten Kennlinie	35
Abb. 3.7 Darstellung der vereinfachten und der angepassten Federkennlinie	36
Abb. 3.8 Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang.....	37
Abb. 3.9 Darstellung des rel. Fehlers bezogen auf die Ausgangslänge des Muskels.....	37
Abb. 3.10 Visualisierung der Gleichung 3.16.....	38
Abb. 3.11 Linearer Anteil.....	39
Abb. 3.12 Steigung des linearen Anteils	40
Abb. 3.13 Länge des Muskels bei einem Druck von 0 bar	40
Abb. 3.14 Abweichung von der Linearität	41
Abb. 3.15 Verlauf der Parameter p_1 - p_4 über der Kraft F	42
Abb. 3.16 Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang.....	44
Abb. 3.17 Darstellung des rel. Fehlers bezogen auf die Ausgangslänge des Muskels.....	44
Abb. 4.1 Darstellung des Feder-Masse-Dämpfersystems	47
Abb. 4.2 Verlauf der Drücke in beiden Muskeln.....	49
Abb. 4.3 Berechneter und gemessener Winkelverlauf	49
Abb. 4.4 Prozentualer Fehler der Berechnung	50
Abb. 4.5 Darstellung der resultierenden Kraft F_r	51
Abb. 4.6 Druckverlauf in den beiden Muskeln.....	52
Abb. 4.7 Verlauf des berechneten und gemessenen Winkels.....	52
Abb. 4.8 Prozentualer Fehler der Berechnung	53

Symbolverzeichnis:

Symbol	Bedeutung	Einheit	Erstes Vorkommen [Seite]
PI	Drucksensor	Volt	6
VI	Winkelsensor	Volt	6
V1	Ventil 1	-	6
V2	Ventil 2	-	6
V3	Ventil 3	-	6
V4	Ventil 4	-	6
V5	Ventil 5	-	6
θ	Winkel	$^{\circ}$	12
P	Druck	N/m^2	16
ρ	Dichte des Fluid	kg/m^3	16
λ	Rohrreibungszahl	m	16
d	Durchmesser	m	16
c	Geschwindigkeit	m/s	16
L	Länge	m	16
ϵ	Rohrrauhigkeit	m	16
V	Volumen	m^3	18
m	Masse	kg	18
R	Idealgaskonstante	$\text{kg m}^2/\text{s}^2\text{K}$	18
T	Temperatur	K	18
κ	cp/cv	-	26
h	spez. Enthalpie	J	27
g	Erdbeschleunigung	m/s^2	27
z	Höhe	m	27
A	Fläche	m^2	28
F	Kraft	N	31
k	Federsteifigkeit	N/m	33
n	Startwert einer Geraden		39
l	Längenänderung	m	47
m	Steigung einer Geraden		39
U	Umfang	m	46
d_1, d_2	Dämpfung	Ns/m	47
F_k	Kraft der Feder	N	47
F_d	Kraft des Dämpfers	N	47
F_m	Kraft der Masse	N	47
F_s	Kraft der Störung	N	47

Literaturverzeichnis:

- [1] Festo™ Homepage
- [2] Schade Kunz, "Strömungslehre" 2.Auflage 1989
- [3] Prof. Dr.-Ing Rudibert King, "Systemtechnische Grundlagen der Meß- und Regelungstechnik" Vorlesungsskript 1997
- [4] Robb William Colbrunn, "DESIGN AND CONTROL OF A ROBOTIC LEG WITH BRAINDED PNEUMATIC ACTUATORS" 2000
- [5] Ching-Ping Chou, "Study of Human Motion Control with Physiology Based Robotic Arm and Spinal Level Neural Controller" 1996
- [6] "Using Matlab Version 6" 2000
- [7] Dubbel, "Taschenbuch für den Maschinenbau" 1996

1 Einführung

1.1 Aufgabenstellung

Mit einem zuvor entwickelten Versuchsaufbau sollen die "Fluidic Muscle" der Firma FESTO™ untersucht werden. Zu diesem Zweck sind mit Hilfe des Programms LabVIEW™ charakteristische Messungen durchzuführen. Die gesammelten Daten sollen in das Programm Matlab™ überführt und dort zu einer Modellbildung herangezogen werden.

Die Modellbildung soll in zwei Schritten erfolgen, zunächst die Modellierung eines "Fluidic Muscle" und dann im weiteren die Modellbildung eines antagonistischen Muskelpaares.

Mit diesem Modell sind dann Simulationen durchzuführen und mit dem realen Verhalten des Muskelpaares zu vergleichen.

1.2 Beschreibung des Versuchstandes

Der Versuchstand besteht aus zwei Muskeln, die an einer Grundplatte befestigt sind. Die freien Enden der Muskeln sind über eine Umlenkrolle miteinander verbunden. An dem fixen Ende der Muskeln sind Schläuche montiert, durch die Luft ein bzw. ausströmen kann. Diese Schläuche haben einen Durchmesser von 3 mm. Zur Versorgung des Muskelsystems mit Luft kommt ein Ventilsystem zum Einsatz, es besteht aus fünf Ventilen. Je ein Ventil regelt die Luftzufuhr in den Muskel, eines regelt die Luftabfuhr und ein zusätzliches Ventil regelt die Luftströmung von einem Muskel direkt in den Anderen.

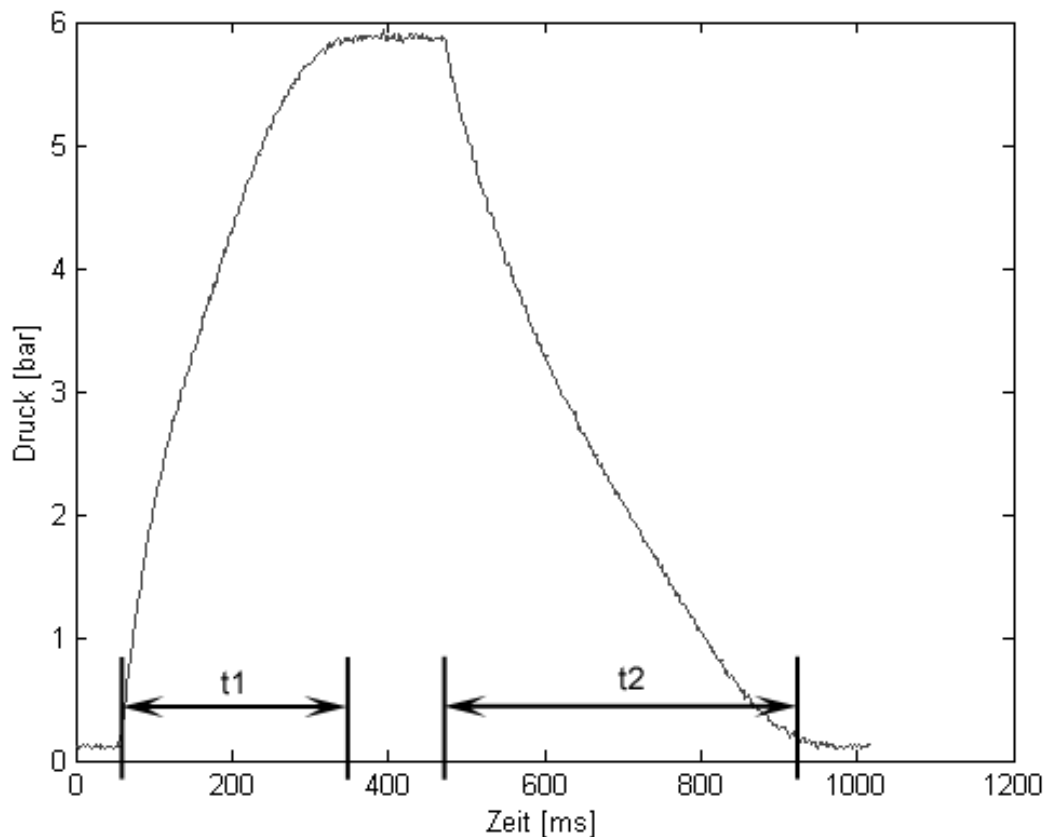


Abb. 1.1 Schematische Darstellung des Versuchstands

Zur Messung des Drucks befindet sich in den Zuleitungen je ein Drucksensor der Firma Envec™, welcher Drücke von 0-10 bar messen kann. Zur Bestimmung des Winkels kommt

ein konventionelles Leitplastikpotentiometer der Firma Megatron™ zum Einsatz. Dieses Potentiometer kann den Drehwinkel von 0° - 340° mit einer Genauigkeit von 0.01% und einer Linearitätstoleranz von $< 0.1\%$ abbilden. Die Signale werden durch eine Multifunktions- A-D, D-A Wandler-PC-Karte der Firma National Instruments™ in den Rechner gespeist. Zum Auslesen und Verarbeiten der Daten kommt die Software LabVIEW™ zum Einsatz, ebenfalls aus dem Hause National Instruments™. (siehe Anhang)

1.3 Der Muskel

1.3.1 Historie

Die Entwicklung des "Fluidic Muscle" beginnt mit der Entwicklung der Druckschläuche. Ein Druckluftschlauch besteht heute aus einem luftdichten Material meist Gummi und einem, aus hochfesten Fasern bestehenden Gitter. Dieses Gitter ist so um den Gummischlauch gewickelt, daß aus einer Formveränderung des Schlauches eine Formveränderung des Gitters resultiert.

Anfangs war man bemüht, Dehnung und Längenveränderungen des Schlauches zu unterbinden. Es wurde der "neutrale" Winkel für das Geflecht gefunden (s.u.), der die Ausdehnung oder Kontraktion verhindert.

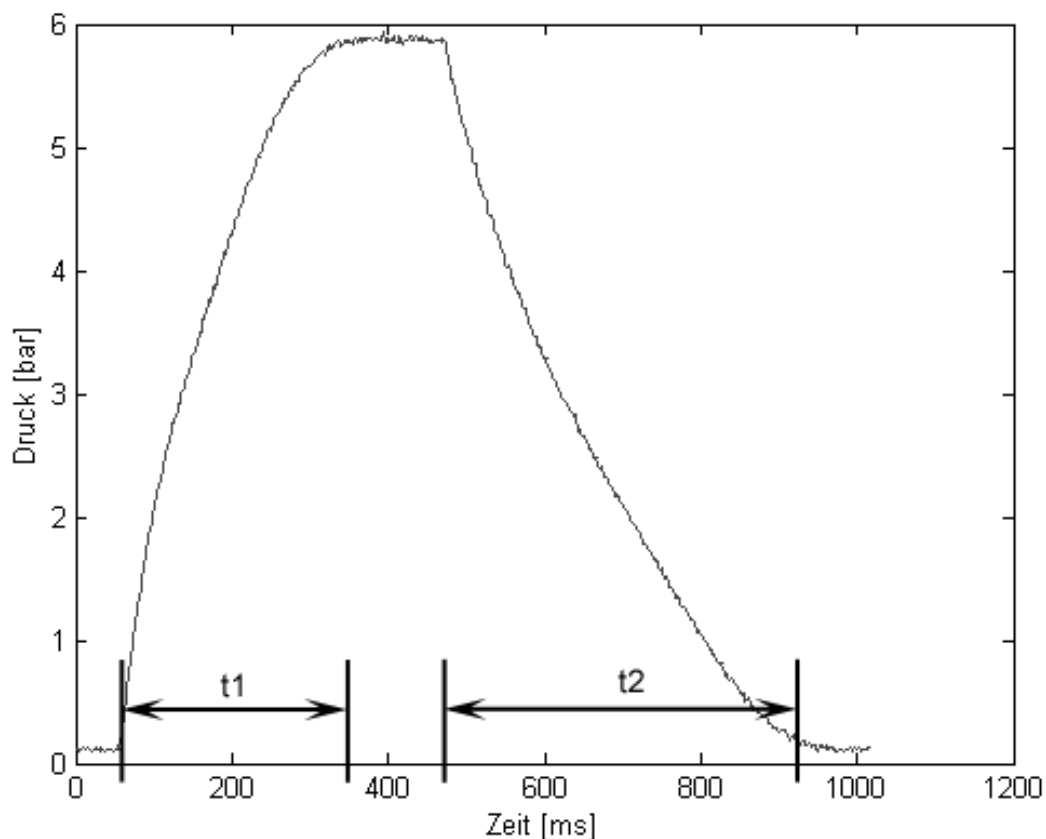


Abb. 1.2 Patentschrift von 1892

Eine Patentschrift von 1892 beschreibt die Ummantelung von Gummischläuchen (Abb.1.1). Die nachfolgende Patentschrift von 1931 definiert erstmalig den neutralen Winkel.

Netzartig umflochtene Druckschläuche sind die bekanntesten Anwendungen für verstärkte Schlauchkonstruktionen. Mit einer Abweichung vom genannten neutralen Winkel ist es möglich, Kontraktion und Ausdehnung eines Schlauches gezielt zu beeinflussen.

Neben der technischen Forschung wurden Ende des 19. Jahrhunderts kinematische Prinzipien der Biologie erforscht und die Übertragung auf Maschinen und Technik erörtert. Dazu hat 1872 Prof. Dr. Reuleaux in der Studie "Kinematik im Tierreich" das Prinzip eines Muskels mit einem Gummischlauch nachgebildet.

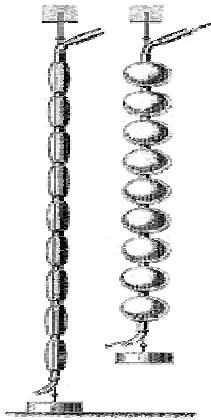


Abb. 1.3 Die Schlauchkette

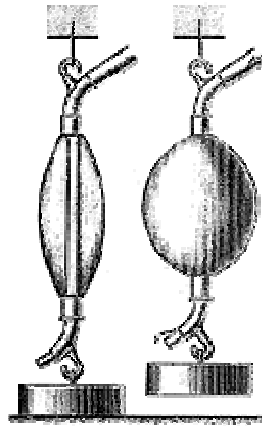


Abb. 1.4 Auszug aus der Schlauchkette

Die "Schlauchkette" (Abb. 1.3) demonstriert die Hubvergrößerung durch Hintereinanderreihen einzelner Muskelmodelle gegenüber des einzelnen Muskelmodells (Abb. 1.4).

"... bläst man aber nun oben hinein, so nimmt der Gummischlauch die Eigestalt wieder an und zieht das Gewicht entsprechend dieser Formänderung nach oben..." (Abb. 1.4)

Etwa zur selben Zeit (1931) wurde ein Dämpfungselement für Druckausgleich als Patent angemeldet. (Abb. 1.5)

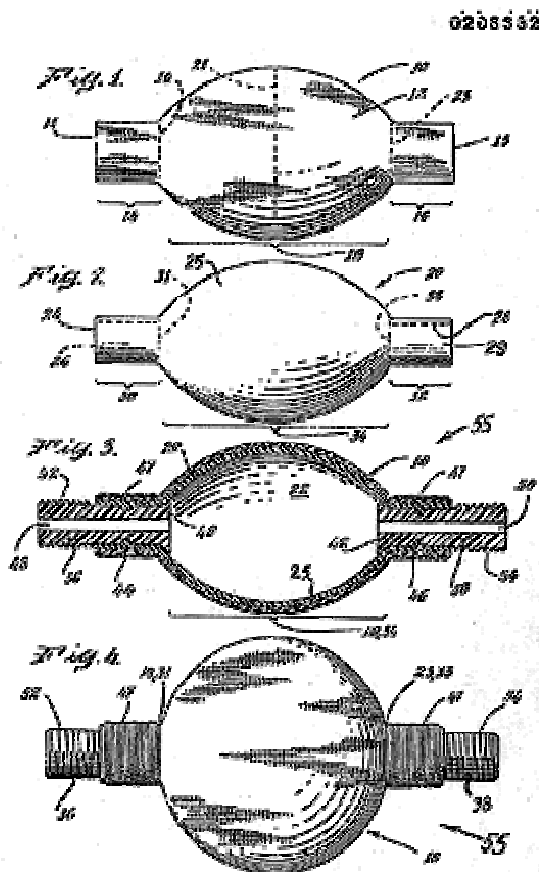


Abb. 1.5 Dämpfungselement für den Druckausgleich

Die maximale Ausdehnung war ein kugelähnlicher Ballon. Die Kontraktion wurde aber noch nicht als Aktuator (Antrieb) benutzt.

Lang blieben die technischen Möglichkeiten unerforscht. In den späten 60er Jahren begannen amerikanische Forscher mit Kontraktionsmembranen zu experimentieren.

Neben skurrilen Maschinen entstand auch das Konzept des ersten pneumatischen Muskels.

Es war der McKibben Muskel. Er wurde dann von der Bridgestone Rubber Company™ für den Einsatz in Robotern weiterentwickelt und vermarktet.

Seit Ende der 70er Jahre forschen japanische und andere Unternehmen mit pneumatischen Kontraktionsschläuchen. Es wurden einige Wissenschaftliche Arbeiten zu dem Thema „Steuerung eines Roboterarms“ verfaßt (vgl.[4],[5]).



Abb. 1.6 Roboterarm mit pneumatischen Muskeln

Die ersten Einarmroboter dieser Bauart wurden aber erst in den neunziger Jahren der Fachpresse vorgestellt (Abb. 1.6). (Entnommen aus [1]). In den letzten Jahren entstand ein neuer pneumatischer Aktuator. Durch die Neuentwicklung des Fertigungsverfahrens der Firma FESTO™, durch das die Fasern der Gitterstruktur des Muskels vollständig in die Elastomere eingebettet werden, treten nun Systemeigenschaften zutage die bislang noch nicht untersucht wurden

So gleicht die Formveränderung durch Kontraktion bei diesem neuen Aktuator nicht der des McKibben Muskels. Das verwendete Material kann höhere Spannungen aufnehmen was zur Folge hat, daß die zylindrische Ausgangsform des Aktuators bei einer Kontraktion weitgehend erhalten bleibt.

Mit anderen Worten ist die Arbeitsweise und das Funktionsprinzip der Muskeln über die Jahre gleichgeblieben, doch ist die mathematische Beschreibung eines Muskels keinesfalls leichter geworden. Im Gegenteil, durch die Einbettung der Fasern ist es nicht möglich die Gitterstruktur getrennt von dem Elastomer zu betrachten. Das Modell wird so um ein vielfaches komplexer.

1.3.2 Aufbau des Muskels

Die Entwicklung der Zugaktuatoren beginnt mit dem "McKibben" Muskel und führt über den Bridgestone™ Muskel zu dem "Fluidic Muscle" der Fa. FESTO™

1.3.2.1 McKibben

Der McKibben Muskel besteht aus einem Gummischlauch, der von einem gewebten Gitter aus Nylonfasern umgeben ist (Abb. 1.7). Es besteht keine Verbindung zwischen dem Gitter und dem Trägermaterial. Legt man auf der Innenseite des Schlauches einen Überdruck an, kommt es zu einer Kontraktion des Muskels. Bei dieser Kontraktion kommt es zu einer Formveränderung, aus dem Zylinder im Ruhezustand wird im kontrahierten Zustand ein Ellipsoid. Der Muskel entwickelt eine Zugkraft in Kontraktionsrichtung. Schubkräfte können von dem Muskel nicht aufgenommen werden. Er verfügt über keine Führung und ist in sich flexibel.



Abb. 1.7 Aufbau des McKibben Muskels

Dieses Gewebe ist an den Enden zu einer Schlaufe geformt und mit einer Schelle befestigt.



Abb. 1.8 McKibben Muskel

Er wurde Ende der 50er Jahre von J.C.McKibben entdeckt und von der Bridgestone Rubber Company™ weiterentwickelt. Heute wird er durch die Fa. Shadow Rubber Company™ unter dem Namen "Air Muscle" vertrieben. Sein charakteristischer Aufbau ist über die Jahre gleichgeblieben.

1.3.2.2 Der "Fluidic Muscle"

Der Fluidic Muscle besteht aus einem Kontraktionsschlauch und den passenden Anbindungsstücken. Der Kontraktionsschlauch besteht aus einem druckdichten Gummischlauch und einer Umspinnung mit hochfesten Fasern. Die Fasern bilden ein Rautenmuster in Form einer dreidimensionalen Gitterstruktur (Abb. 1.9).



Abb. 1.9 Fluidic Muscle



Abb. 1.10 Kontraktion des Aktuators

Durch Anlegen eines Innendruckes dehnt sich der Schlauch in Umfangsrichtung aus (Abb. 1.10). Daraus entsteht eine Zugkraft und eine Kontraktionsbewegung in Längsrichtung des Muskels. Die Zugkraft hat ihr Maximum zu Beginn der Kontraktion und fällt nahezu linear mit dem Hub auf Null ab. Mit dem Muskel können Arbeitshübe von bis zu 25 % der Nennlänge des Muskels erzielt werden.

Der Muskel ist ein reiner Zugaktuator. Er kann keine Druckkräfte übertragen und verfügt über keine Führung.

1.3.3 Funktionsweise des Muskels

Wie beschrieben, besteht der Muskel vereinfacht aus einem Gitter und einem Trägermaterial. Im Ruhezustand ist der Innendruck gleich dem Außendruck. Geht man von einer sehr dünnen Wand aus, so ist im Ruhezustand des Muskels die Kraft auf der Innenseite gleich der Kraft auf der Außenseite des Muskels. Erhöht man die Luftmenge und damit den Druck im Inneren des Muskels, ist die von dieser Luft erzeugte Kraft auf die Innenseite größer als auf der Außenseite. Dadurch dehnt sich das Material, getrieben von diesem Kraftunterschied, wie ein Luftballon aus, bestrebt diesen Druckunterschied auszugleichen. Indem der Muskel sein Volumen vergrößert, fällt der Innendruck und damit die Kraft auf der Innenseite ab. Es ist möglich, im Inneren des Muskels einen höheren Druck als in der Umgebung einzustellen, da ein Teil der Energie zur Ausdehnung des Materials beiträgt und dort als Spannung vorliegt.

Von Bedeutung ist, daß bei einer Erhöhung des Innendrucks sich das Volumen vergrößert. Betrachtet man nun den Muskel, ist dieser von einem Gittergeflecht umgeben.

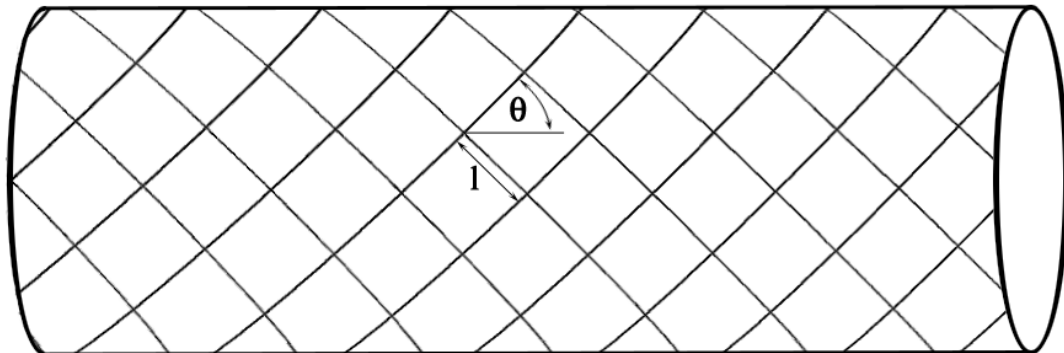


Abb. 1.11 Gittergeflecht

Dieses Geflecht ist bestimmt durch die Größe der Maschen l und den Winkel θ zueinander. Der Muskel, vereinfacht betrachtet als idealer Zylinder, läßt sich durch die Kenntnis der Anzahl der Maschen in Radial und Axialrichtung vollständig in Länge und Durchmesser beschreiben (Abb. 1.11).

Bei konstanter Maschengröße kann man einen Zusammenhang zwischen Volumen einerseits und Gitterwinkel andererseits aufstellen. Ein Gitterwinkel von $\theta = 90^\circ$ entspricht einer flachen Scheibe und ein Winkel von $\theta = 0^\circ$ einem langen Faden.

Von diesen beiden Extrema führt eine Druckerhöhung immer zu einer Verkleinerung bzw. Vergrößerung des Gitterwinkels und damit zu einer Anhebung des Volumens. Trägt man diesen Zusammenhang grafisch auf (Abb. 1.12), erkennt man, daß es zwischen diesen Extrema ein maximales Volumen gibt, d.h. daß sich das Volumen nicht mehr vergrößern kann. Diesen Gitterwinkel von $\theta = 54.7^\circ$ bezeichnet man als neutralen Winkel.

Schläuche, deren Gitterwinkel $\theta = 54.7^\circ$ betragen, verändern ihre Form nicht (Druckluftschlauch). Das Volumen kann sich nicht mehr vergrößern.

Befindet man sich links von diesem Punkt (Abb.1.12), führt eine Erhöhung des Drucks zu einer Verlängerung des Schlauchs, rechts davon führt eine Erhöhung zu einer Verkürzung. Da es sich bei den Muskeln um Kontraktionsschläuche handelt, befindet man sich rechts von diesem neutralen Winkel.

Bei einem Muskel, der sich um 25 % zusammenziehen soll, läßt man in Abbildung 1.13 wie groß der Gitterwinkel des entspannten Muskels sein muß.

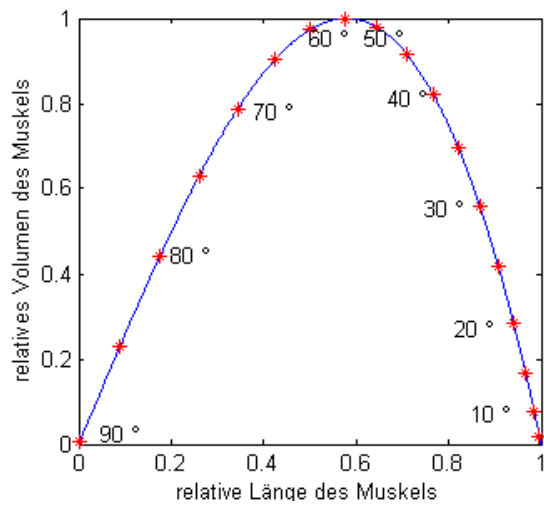


Abb. 1.12 Änderung des Rel. Volumens und der Rel. Länge in Bezug auf den Gitterwinkel

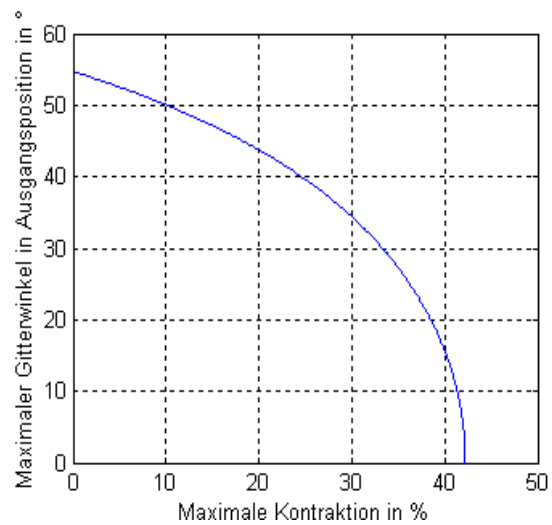


Abb. 1.13 Maximale Kontraktion in Abhängigkeit des Ausgangswinkels

Abzulesen ist, daß bei einer angesprochenen Kontraktion von 25% der Ausgangswinkel ca. 40° sein muß.

Trotz der Kenntnis dieser Tatsachen war es nicht möglich, mit bereits in vorhergehenden Arbeiten ermittelten Gleichungen, die immer ein Bezug zum Gitterwinkel haben [4,5], das Kontraktionsverhalten der untersuchten Muskeln vorherzusagen.

Das kann an der Einbettung des Gitters in den Polymer-Träger liegen, eine Verbindung die in früheren Muskeln nicht bestand. Es kann auch andere Gründe haben, doch sollen diese hier nicht weiter untersucht werden.

1.4 Präzisierung der Aufgabenstellung

Für die Modellierung eines Aktuators sollen durch Messungen folgende Zusammenhänge heraus gearbeitet werden

- wie verändert sich das Volumen bei einer Veränderung des Drucks ?
 - wie verändert sich das Volumen bei einer Veränderung der Länge ?
- und damit:

- wie verändert sich die Länge bei einer Veränderung des Drucks ?
- wie verändert sich die Länge bei einer Veränderung der Kraft ?

Durch Kenntnis dieser Zusammenhänge soll eine Modellbildung für einen Aktuator durchgeführt werden. Dieses Modell wird in die Programmierumgebung von Simulink™ übersetzt. Hier soll ein Muskel simuliert und mit denen, durch die Messungen ermittelten Daten eines Aktuators verglichen werden.

Als letztes wird ein aus zwei "Fluidic Muscle" bestehendes antagonistisches Muskelpaar modelliert, simuliert und mit den Meßdaten aus dem Versuchsstand verglichen.

2 Experimentelle Untersuchung des Muskels

Zur Untersuchung eines Muskels wird ein abgewandelter Versuchsaufbau benutzt.

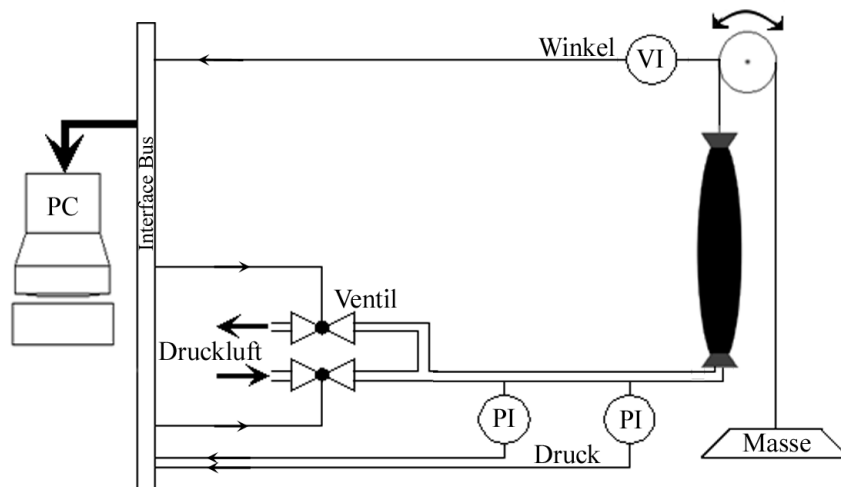


Abb. 2.1 Aufbau des Versuchsstands

2.1 Variation des Versuchsstands

Mit dem beschriebenen Versuchsaufbau (Abb. 1.1) ist man in der Lage das Zusammenspiel zweier Muskeln genau zu untersuchen.

Zunächst werden die physikalischen Eigenschaften eines Muskels untersucht.

Zu diesem Zweck wird der rechte Muskel aus dem Versuchsaufbau entfernt und durch ein langes Verbindungsglied ersetzt, an dessen Ende eine Halterung aus Aluminium befestigt ist (Abb. 2.1). Über ein einfaches Stecksystem ist es möglich, verschiedene Massen an dieses Stecksystem anzuhängen.

Es stehen mehrere Hantelscheiben der Massen 1kg, 2kg, 5kg, 10kg und 20kg zur Verfügung. Diese Scheiben können nun wahlweise kombiniert werden um mehrere Belastungszustände zu realisieren.

Vermessen werden 4 verschiedene Muskeln der Firma FESTO™, ein MAS10 mit einer Länge von 175 mm, ein MAS10 mit einer Länge von 80 mm und zwei MAS20 aus der "Pilotserie" (kein Serienmodell) mit einer Länge von 250 mm.

Dabei steht der Begriff MAS10 für einen Muskel mit einem Durchmesser im Ruhezustand von 10 mm und MAS20 für einen Muskeldurchmesser von 20 mm.

2.2 Optimierung des Versuchsstands

2.2.1 Das Verbindungsglied

Zunächst wird der Muskel über die Umlenkrolle mit der Masse durch einen Nylon-Faden verbunden. Dieser Faden ist für eine Belastung von bis zu 300 kg ausgelegt.

Es werden verschiedene Belastungszustände realisiert. Dabei stellt sich heraus, daß sich der Faden um 20 % seiner Ausgangslänge, bei entsprechender Belastung dehnt.

Folglich spiegeln die vom Winkelsensor gemessenen Drehwinkel nicht die tatsächliche Ausdehnung des Muskels wieder, sondern eine Summation der Ausdehnung des Muskels und der Ausdehnung des Fadens.

Es muß ein geeigneteres Verbindungsglied gefunden werden, das sich unter einer Belastung nur gering verformt.

Benutzt wird jetzt ein Dynema™-Faden mit einer Belastbarkeit von 95kp und einer Dehnung < 0,1 %, welcher bei geringem Durchmesser belastbarer und dehnungsärmer ist als der beschriebene Nylon-Faden.

Kontrollmessungen zeigen, daß der Winkelsensor nun die tatsächliche Formveränderung des Muskels in axialer Richtung aufnimmt. Die noch verbleibende Dehnung des Verbindungsgliedes ist vernachlässigbar gering und wird nicht weiter betrachtet.

2.2.2 Die Druckmessung

Bei ersten Messungen zeigt sich ein unvorhergesehener Druckverlauf:

Erhöht man den Druck (Abb. 2.2) auf ein bestimmtes Niveau z.B. 3.8 bar und schließt das Ventil, so fällt der gemessene Druck wieder um 0.3 bar ab.

Senkt man den Druck, und schließt das Ventil, steigt er an (Abb. 2.3).

Wie läßt sich dieses Verhalten erklären?

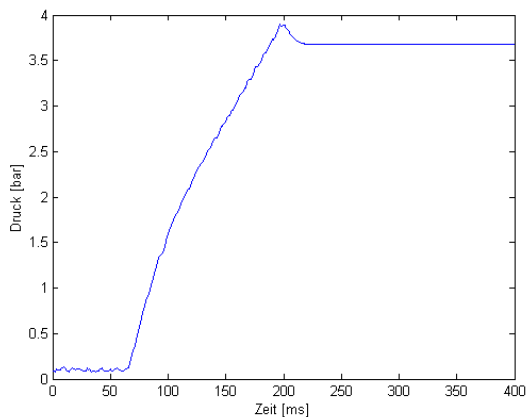


Abb. 2.2 Druckanstieg

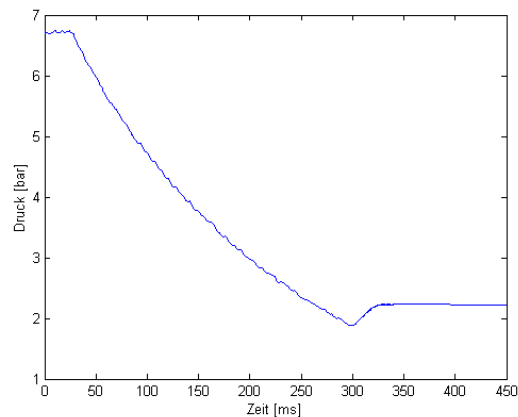


Abb. 2.3 Druckabfall

Die unterschiedlichen Beobachtungen resultieren aus dem Druckverlust in der Leitung aufgrund von Reibung.

Man stelle sich einen großen Tank und eine Zuleitung vor. Strömt ein Fluid durch diese Leitung in den Tank, ist die Strömung reibungsbehaftet und es kommt zum Druckverlust in der Leitung. Am Anfang der Leitung herrscht folglich ein größerer Druck als beim Eintritt in den Tank.

Schaltet man das Ventil am Anfang der Leitung ab (stoppt man die Fluidströmung), kommt es innerhalb des Systems zu einem Druckausgleich.

Mißt man während der gesamten Zeit den Druck in dem Schlauch, kann man den beobachten wie der Druck nach Abschaltung der Fluidströmung an der Meßstelle Abfällt.

Die gleiche Erklärung greift auch in der entgegengesetzten Richtung.

Durch den Druckverlust in der Leitung herrscht an der Meßstelle ein geringerer Druck als im Tank. Beim Abschalten der Strömung gleicht sich der Druck überall im System aus und es kommt zu einem Druckanstieg an der Meßstelle.

Der Druckverlust in der Leitung läßt sich auch quantitativ erfassen.

Er ist proportional zum Quadrat der Strömungsgeschwindigkeit c^2 in der Leitung, der Rohrlänge L und der Rohrreibungszahl λ und antiproportional zum Rohrdurchmesser D .

$$\frac{\Delta p}{\rho} = \lambda \frac{L c^2}{d 2} \quad (2.1)$$

Die Rohrreibungszahl λ ist bei einer voll ausgebildeten turbulenten Strömung ($Re > 5000$) allein abhängig von der Rohrrauigkeit ε .

Auf Grund der hohen Strömungsgeschwindigkeit in der Zuleitung ($c > 200$ m/s) ist die Strömung turbulent. Damit errechnet sich λ aus der Gleichung (2.2)

$$\lambda = \frac{\varepsilon}{d} \quad (2.2)$$

Unter der Annahme, daß die Zuleitung technisch glatt ist und damit ε zwischen $0-1.5\mu\text{m}$ liegt [2], berechnet sich der Druckverlust in der Rohrleitung je nach Höhe des Drucks in dem Muskel nachträglich zu $0 - 0.5$ bar.

Diese beobachteten Druckverluste liegen in genau diesem Bereich.

Da es nicht möglich ist, die Strömungsgeschwindigkeit zu jedem Zeitpunkt zu berechnen oder zu messen, muß eine andere Lösung entwickelt werden.

Es gibt mehrere Arten, das zu tun. Eine Möglichkeit ist die Luftzufuhr derart zu drosseln, daß es aufgrund der schleichenden Strömung kein Druckverlust mehr gibt. Eine bessere Methode ist, den Druck direkt im Muskel zu messen. Das geht mit diesem Versuchsaufbau aber nicht.

Eine dritte Methode, die auch im folgenden benutzt wird, ist den Druckverlust quantitativ zu erfassen und dann herauszurechnen. Zu diesem Zweck werden zwei Drucksensoren verwendet, die in gleichem Abstand a in der Zuleitung zum Muskel platziert werden (Abb. 2.4).

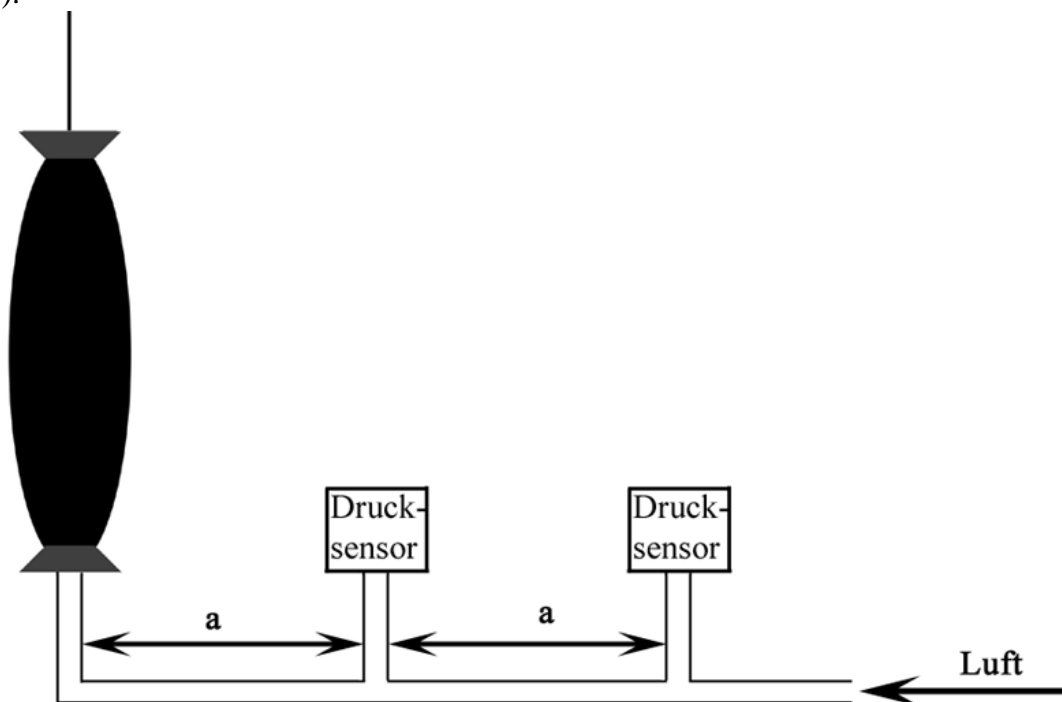


Abb. 2.4 Positionierung der Drucksensoren

Mißt man den Druck an beiden Stellen, kann man so eine Aussage über die Höhe des Druckverlustes ΔP in diesem Leitungsabschnitt a machen, ohne die Strömungsgeschwindigkeit zu messen. Da der Druckverlust proportional zur Leitungslänge, ist kennt man auch den tatsächlichen Druck in dem Muskel. Dieser Druck errechnet sich aus

$$P_{real} = P_2 - (P_1 - P_2) = P_2 - \Delta P \quad (2.3)$$

Betrachtet man den Druckverlauf vor und nach dem Einbau des zweiten Sensors, zeigt sich, daß er geglättet ist. Der Druckabfall (Abb. 2.5) bzw. -anstieg (Abb. 2.6) bei der Abschaltung der Luftzufuhr ist nicht mehr meßbar.

Damit ist das Problem auch ohne Messung der Strömungsgeschwindigkeit behoben.

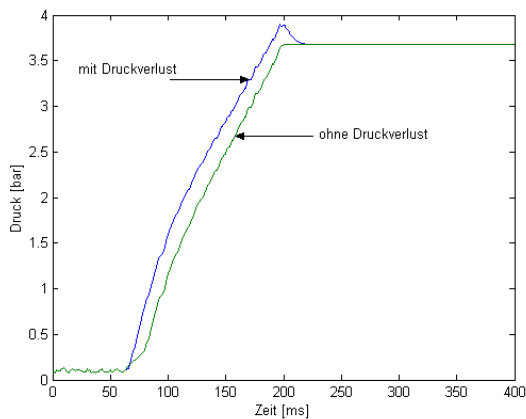


Abb. 2.5 Druckanstieg

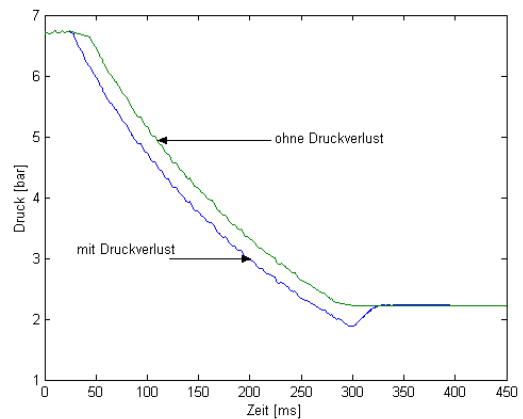


Abb. 2.6 Druckabfall

2.3 Das Quasi-Statische Experiment

Es werden im folgenden Messungen mit allen beschriebenen Muskeln durchgeführt. Dargestellt werden im wesentlichen die Daten, die sich nach einer Vielzahl von Messungen als verifizierbar erweisen.

2.3.1 Volumen-Längen-Zusammenhang

Jeder Muskel wird in druckdiskreten Schritten mit Luft gefüllt. Gemessen werden Druck, Durchmesser, Länge und Gewicht des Muskels.

Länge und Durchmesser dienen zur Bestimmung des Volumens bei verschiedenen Drücken. Die Messung des Gewichts dient hierbei zur Kontrolle der ermittelten Daten. Die Kontrolle erfolgt unter der Annahme, daß die Temperatur der Luft konstant ist und sich die Luft wie ein ideales Gas verhält.

Die Berechnung des Volumens kann auf zwei Arten erfolgen:

$$V = L \cdot \pi \cdot d \quad (2.3)$$

$$V = \frac{m \cdot R \cdot T}{p} \quad (2.4)$$

Man kann in Abbildung 2.7 sehen, wie sich das relative Volumen mit der relativen Länge ändert. Die Relation bezieht sich in beiden Fällen auf den Ausgangszustand des Muskels. Es spielt keine Rolle, ob der Druck im Muskel gesteigert oder gesenkt wird. Der Zusammenhang zwischen Länge und Volumen ist der gleiche.

Was ebenfalls zu sehen ist, ist, daß bei Drucksteigerung man zu jedem Druck ein anderes Volumen erhält als bei Drucksenkung (Abb. 2.8). Dieses Verhalten nennt man Hysteresese. Es hängt mit den Materialeigenschaften des Muskels zusammen. Das Bemerkenswerte an den Ergebnissen ist, daß obwohl diese Diskrepanz zwischen Druckerhöhung und Drucksenkung vorhanden ist, das Volumen-Längen-Verhältnis davon nicht betroffen ist. Man kann also jeder Länge genau ein Volumen zuweisen, nicht aber jedem Druck genau ein Volumen.

Belastet man den Muskel mit einer Gegenkraft, ändert sich an den beschriebenen Zusammenhängen qualitativ nichts. Es ändert sich zwar der Zusammenhang zwischen Druck und Volumen, doch der Zusammenhang zwischen Länge und Durchmesser und damit Volumen bleibt konstant. Dies liegt an der bereits beschriebenen Gitterstruktur, die den Gummischlauch umspannt.

Eine eindeutige Zuordnung von Gitterwinkel zu Länge und Durchmesser und damit Volumen ist möglich. Der Druck wird hierbei nicht berücksichtigt.

Um den Zusammenhang der Größen, Druck, Kraft und Länge differenziert darstellen zu können, müssen noch weitere Untersuchungen gemacht werden.

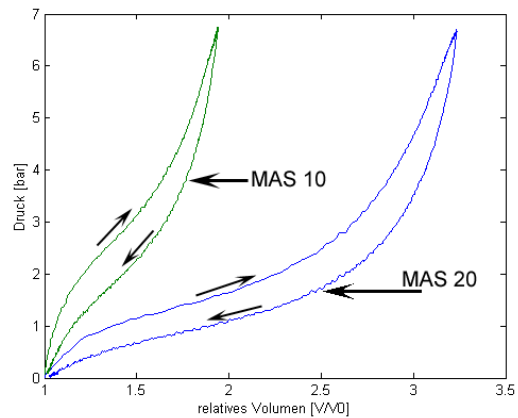
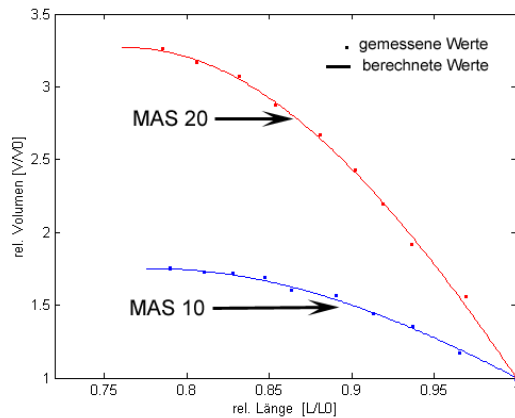


Abb. 2.7 Volumen-Längen-Zusammenhang **Abb. 2.8 Volumen-Druck-Zusammenhang**

2.3.2 Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang

Der Zusammenhang zwischen Druck, Kraft und Länge soll anhand weiterer Messungen genauer dargestellt werden. Die Kraft bleibt während einer Messung konstant und der Druck wird kontinuierlich erhöht und wieder gesenkt.

2.3.2.1 Vorgehensweise bei den Messungen

Der zu vermessene Muskel wird in den Versuchsstand eingebaut. Dazu wird das offene Ende des Muskels, an dem die Druckluftleitung angebracht ist, an der Grundplatte befestigt. Das andere Ende wird mit dem Faden verbunden.

Der Winkelsensor wird in eine Grundstellung gedreht. Die Grundstellung ist abhängig von dem zu messenden Bereich, da der Winkelsensor einen Bereich von $0-340^\circ$ abbilden kann. Bei einem Umlenkrollenumfang U von ca. 150 mm entspricht das einer zu messenden Länge von 141 mm. Voruntersuchungen zeigten, daß sich der Muskel maximal 25 % seiner Ausgangslänge zusammenzieht und sich maximal 5 % seiner Ausgangslänge dehnt. Demzufolge sollte man für die Grundstellung des Winkelsensors eine Position wählen, die diesen Bereich abdeckt. Eine Position von 280° hat sich für alle Messungen als gute Grundeinstellung erwiesen.

Es gibt zwei Möglichkeiten, die vielen Variationen von Druck und Kraft zu messen.

Eine Möglichkeit ist es, den Druck auf ein bestimmtes Niveau einzustellen, z.B. 1bar, und dann alle Belastungszustände zu realisieren, indem man die Massescheiben nacheinander an das System hängt. Es folgt die Einstellung auf das nächste Druckniveau mit sämtlichen Belastungszuständen, bis der maximale Druck erreicht ist.

Das erfordert viel Zeit, wobei das Hauptproblem dieser Methode nicht in der Zeit, sondern in der Einstellung des Druckniveaus liegt. Es ist zu beachten, daß sich der Muskel bei Zunahme der Gegenkraft ausdehnt und damit (s.o.) sein Volumen verkleinert. Die Verkleinerung des Volumens hat zu Folge, daß sich der Druck in dem Muskel erhöht. Man muß demnach einen Teil der Luft wieder aus dem Muskel lassen, um das Druckniveau zu halten. Das erfordert eine kontinuierliche Druckregelung.

Die zweite Möglichkeit besteht darin, die Gegenkraft konstant zu halten und den Druck über den Bereich zu variieren. Der Vorteil dieser Methode liegt darin, daß man keine Druckniveauregelung benötigt. Auch muß man die Massescheiben nicht so oft wechseln wie bei der ersten Methode, dadurch spart man Zeit und kann viel kleinere Druckvariationen realisieren.

Auf Grund dieser Vorteile findet die zweite Methode Verwendung.

Da man auf Grund der Rechengeschwindigkeit nicht in der Lage ist, mit dem gegebenen Versuchsstand mehr als 10 Meßdaten pro sec. aufzuzeichnen, wird die Luftzufuhr so gedrosselt, daß man von einer schleichenden Strömung (vgl.[2]) spricht. Das heißt, die Formveränderung des Muskels als Wirkung auf die Luftströmung ist so langsam, daß man jedes Datenpaar (Druck, Länge) als stationären Wert für den Muskel annehmen kann.

Für eine Messung wird nun der Druck im Bereich von 0 – Max bar variiert. Dazu wird durch Knopfdruck das Zulaufventil geöffnet. Nach Erreichen des maximalen Drucks wird das Ventil wieder durch Knopfdruck geschlossen.

Es folgt eine Messung in entgegengesetzter Richtung von Max – 0 bar. Dazu wird das Auslaßventil wieder durch Knopfdruck geöffnet und die Luft strömt aus dem Muskel in die Umgebung.

Der maximal zu erreichende Druck hängt dabei stark von der hausinternen Druckluftleitung ab, der zwischen 5.3 und 7 bar liegt.

Es werden für jede Einstellung (Gegenkraft) 10 Messungen durchgeführt, um die erhaltenen Daten auf etwaige Abweichungen prüfen zu können und stochastisch signifikante Werte zu erhalten. Jede Messung dauert in etwa 100 Sekunden. Das bedeutet für jeden realisierten Belastungszustand eine Meßdauer von $100\text{ s} \cdot 10\text{ Messungen} = 1000\text{ s}$.

Dazu muß man pro Messung etwa 20 Sekunden rechnen um die erhaltenen Daten zu speichern. Das ergibt eine Meßdauer von 20 Minuten pro Belastungszustand.

Bei dem MAS10 Muskel wird die Gegenkraft in 10 Messungen von 0 N – 100 N in 10 N-Schritten gesteigert, ab da in 50 N - Schritten bis 400 N.

Beim MAS20 Muskel wird die Gegenkraft immer um 100 N von 0 N - 700 N gesteigert.

Bei jeder Messung fallen etwa 1000 Meßpunkte an, die aufbereitet und weiterverarbeitet werden müssen.

2.3.2.2 Darstellung der Meßdaten

Exemplarisch für alle Messungen soll an einer Messung des MAS10 mit einer Ausgangslänge von 80 mm und einer eingestellten Gegenkraft von 0 N erklärt werden, wie die folgenden Abbildungen gelesen und interpretiert werden müssen (Abb. 2.9).

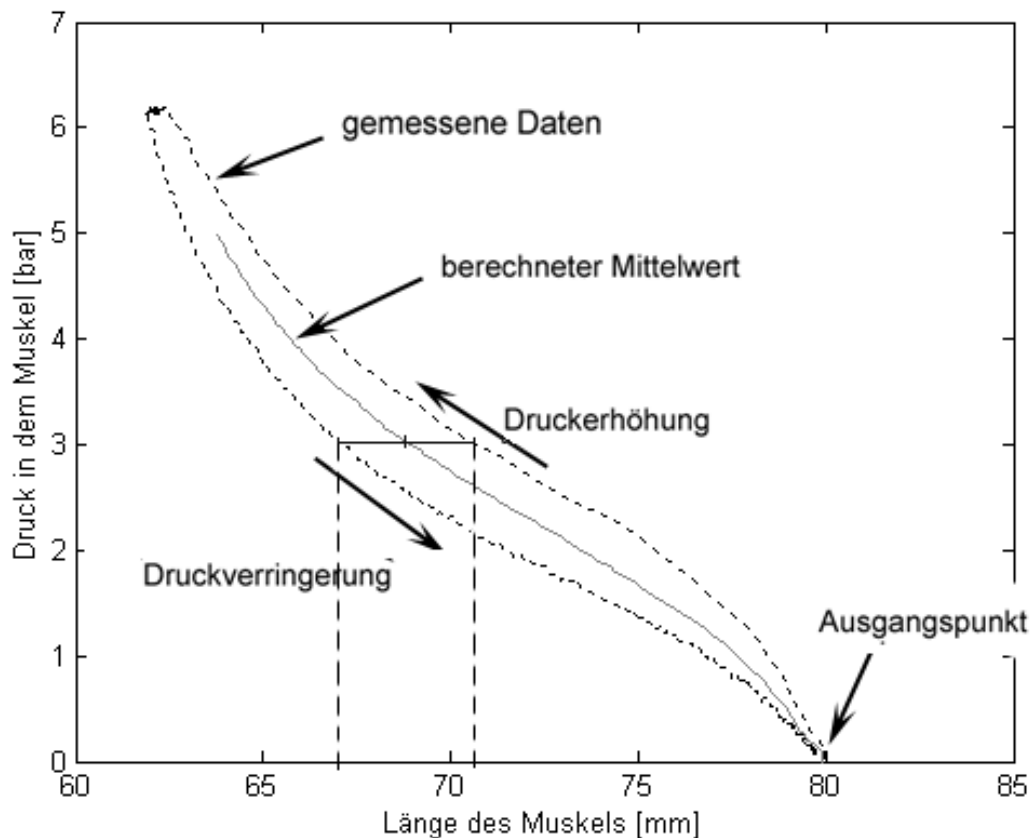


Abb. 2.9 Variation der Länge beim MAS10 ; 80 mm mit $F=0\text{ N}$

Start der Messung ist am Ausgangspunkt.

Bei einer Druckveränderung im Muskel verändert sich seine Länge, erhöht man den Druck, folgt man der oberen gestrichelten Linie, bei Druckverringering der Unteren. Die Diskrepanz zwischen den Linien ist die angesprochene Hystherese.

Bei Veränderung des Innendrucks von 0 bar auf 3 bar kontrahiert der Muskel um 9 mm auf einen Wert von 71 mm. Senkt man den Druck aber von 6 bar auf 3 bar, hat der Muskel eine Länge von 67 mm. Zwischen diesen Linien liegt der berechnete Mittelwert (durchgezogene Linie). In den folgenden Darstellungen sind zudem die Meßkurven für die verschiedenen Gegenkräfte zu sehen. Dabei ist zu beachten, daß die Kraftsteigerung von links nach rechts erfolgt. Die Meßkurve bei einer Gegenkraft von 0 N ist links und die Kurve mit der maximalen Gegenkraft rechts. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind nicht alle Messungen dargestellt.

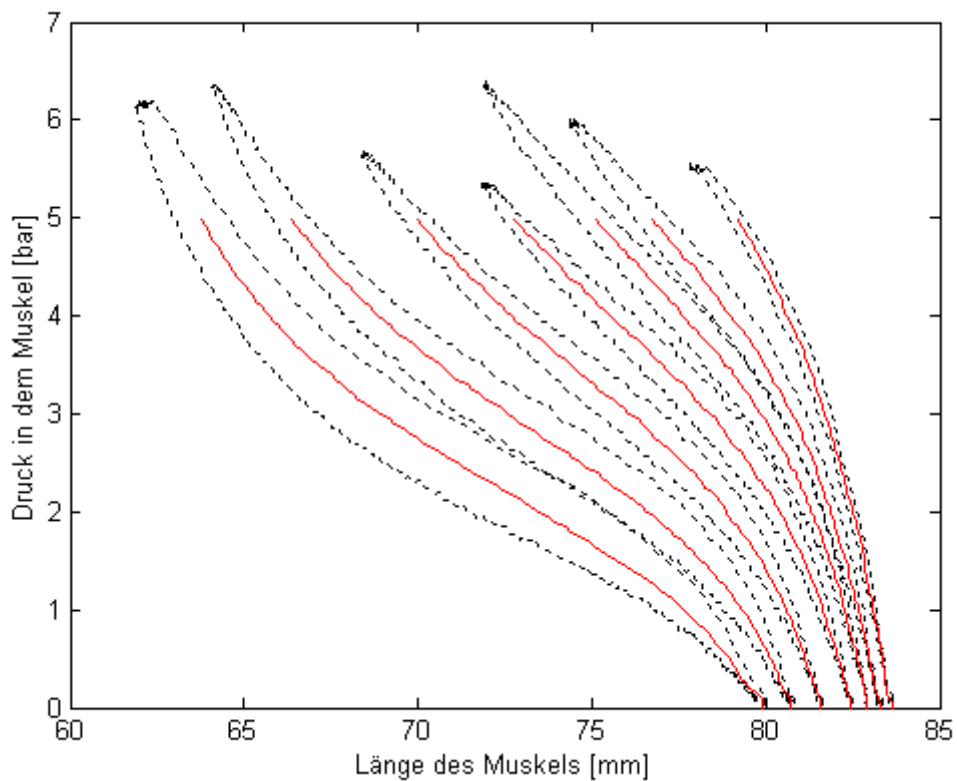


Abb. 2.10 Messung des MAS10 mit einer Ausgangslänge von 80 mm. Kraftsteigerung von 0 N – 300 N in Abständen von 50 N. (0 N, 50 N, 100 N, ..., 300 N)

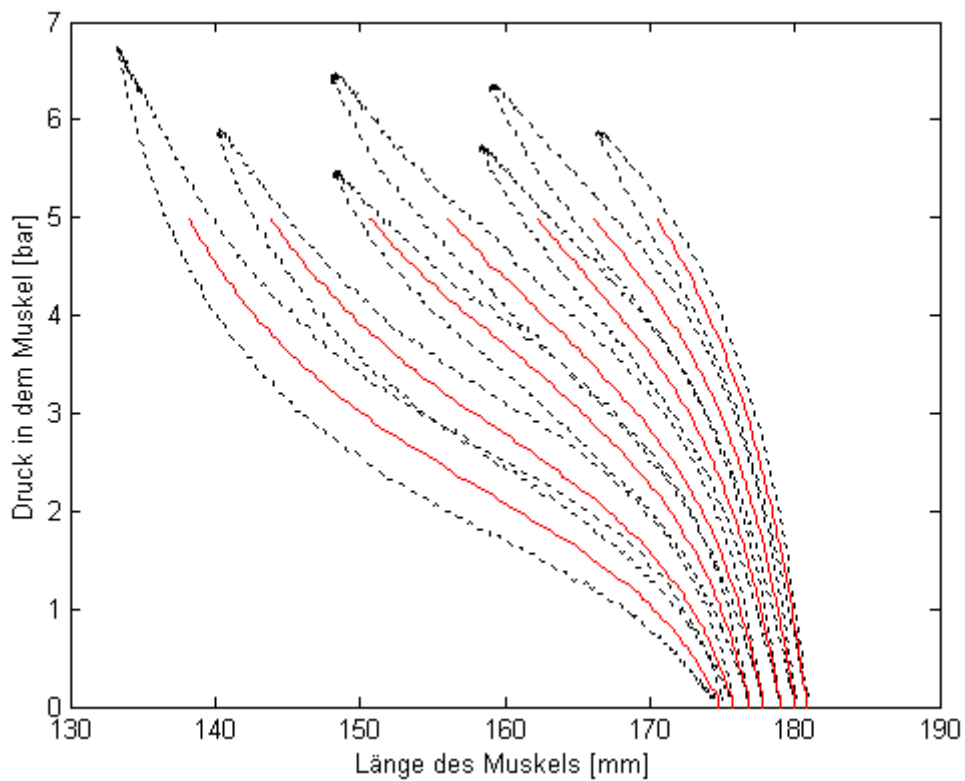


Abb. 2.11 Messung des MAS10 mit einer Ausgangslänge von 175 mm. Kraftsteigerung von 0 N – 300 N in Abständen von 50 N. (0 N, 50 N, 100 N, ..., 300 N)

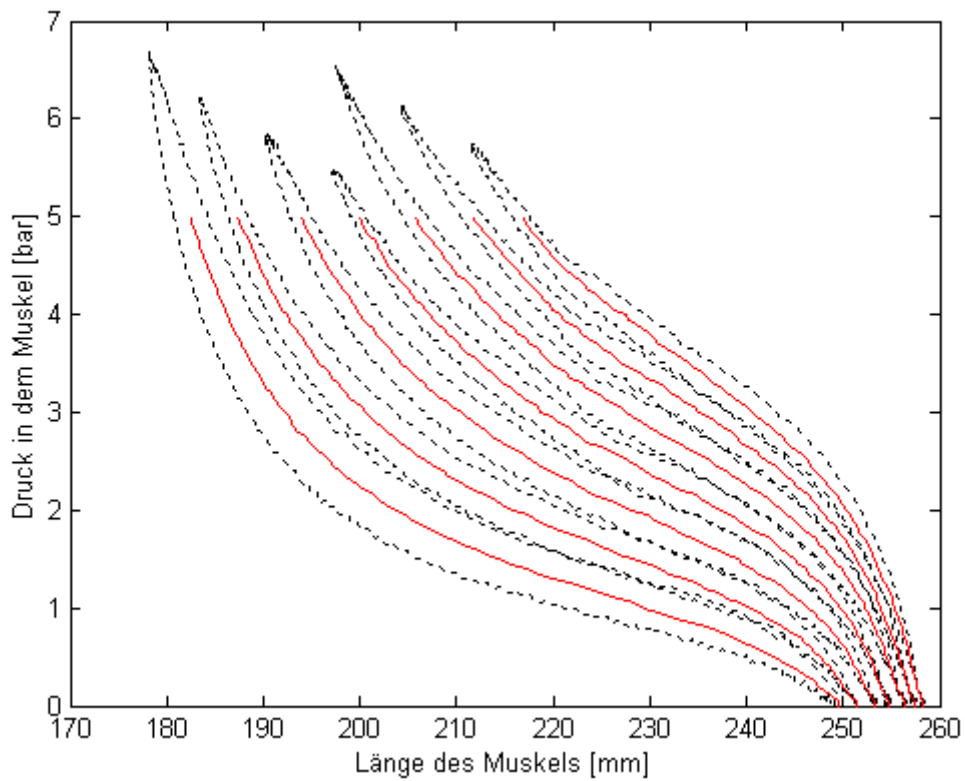


Abb. 2.12 Messung des MAS20 mit einer Ausgangslänge von 250 mm. Kraftsteigerung von 0 N – 600 N in Abständen von 100 N. (0 N, 100 N, 200 N, ..., 600 N)

Betrachtet man die Mittelwerte einer jeden Messung, kann man den Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang auch 3-dimensional darstellen. Diese Darstellung fördert die Übersichtlichkeit bei der späteren Diskussion.

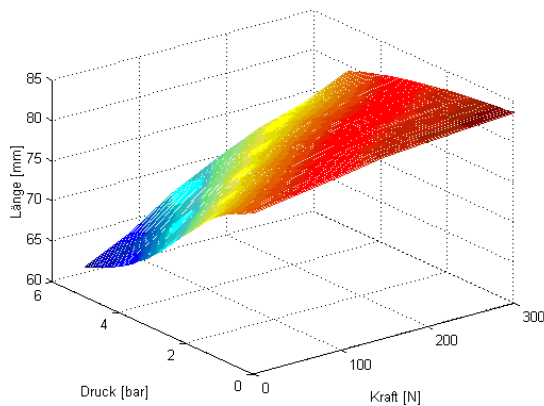


Abb. 2.13 MAS10 80 mm

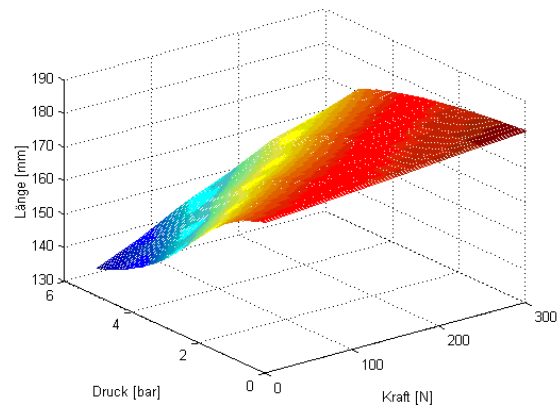


Abb. 2.14 MAS10 175 mm

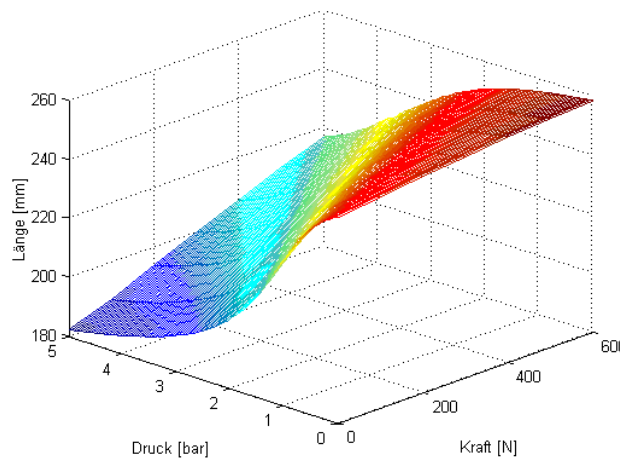


Abb. 2.15 MAS20 250 mm

2.3.2.3 Diskussion der Ergebnisse

Allen untersuchten Muskeln ist gemein, daß sich die Länge mit dem Druck ändert. Zu sehen ist, daß diese Änderung (Kontraktion) nicht linear mit dem Druck erfolgt und sich diese nichtlineare Druckabhängigkeit mit zunehmender Kraft ändert. So nimmt bei Erhöhung der Kraft die Nichtlinearität merklich ab. Auch ist die Längenänderung abhängig von der Richtung (Druckerhöhung oder Druckverminderung). Die beobachtete Hystherese verändert sich ebenfalls bei unterschiedlichen Kräften. Auch sie nimmt mit zunehmender Kraft ab. Diese Beobachtungen lassen sich auf die Materialeigenschaften zurückführen. Der Schlauch ist bei starker Gegenkraft sehr gedehnt und kann somit nicht soviel Spannung speichern.

Die Abbildungen 2.13 und 2.14 unterscheiden sich bis auf die Skalierung der Länge kaum, was darauf zurückzuführen ist, daß es sich beidemale um einen MAS10 handelt. Sie weisen nur unterschiedliche Längen auf, das Verhalten ist nahezu identisch.

Anders beim MAS20 in der Abbildung 2.15. Hier sind deutliche Unterschiede zum MAS10 zu erkennen. Das liegt zum einen daran, daß es sich um eine Pilotserie handelt, die ein anderes Verhalten ausweisen kann, zum anderen liegt es daran, daß der MAS10 mit einem maximalen Innendruck von 8 bar gefüllt werden kann, der MAS20 hingegen nur mit einem Druck von 6 bar. Da beide Muskeln mit 5 bar maximalem Druck gefüllt wurden, ist es verständlich, daß die Abbildung des MAS10, gleiches Verhalten der Muskeln vorausgesetzt, nur ein Ausschnitt aus der Abbildung des MAS20 ist.

2.4 Das Dynamische-Experiment

Diese Untersuchung soll Aufschluß über das Dynamische Verhalten des Muskels geben. Anders als bei den vorhergehenden Untersuchungen erfolgt nun die Luftzufuhr nicht mehr langsam (schleichend), sondern unter realen Bedingungen, d.h. die Luft strömt nun ungedrosselt in den Muskel. Es geht darum, zu sehen, wie schnell der Muskel kontrahiert und sich entspannt.

2.4.1 Druck, Längen und Zeit Zusammenhang

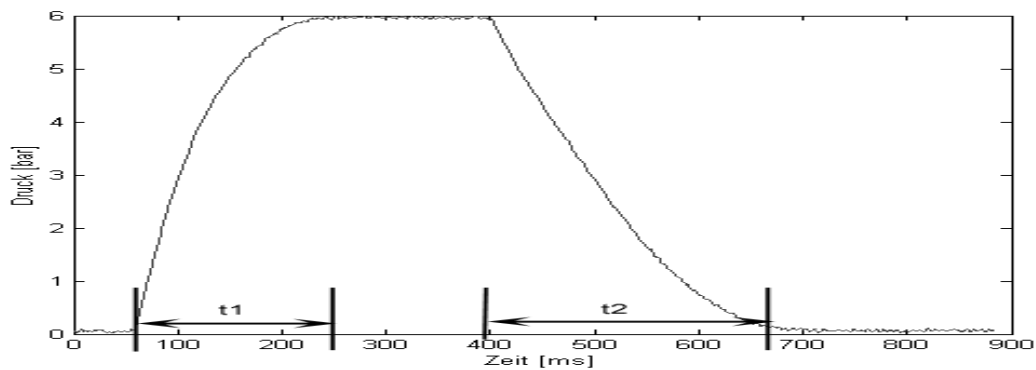


Abb. 2.16 Anstiegs bzw. Abfallzeit des MAS10 80 mm

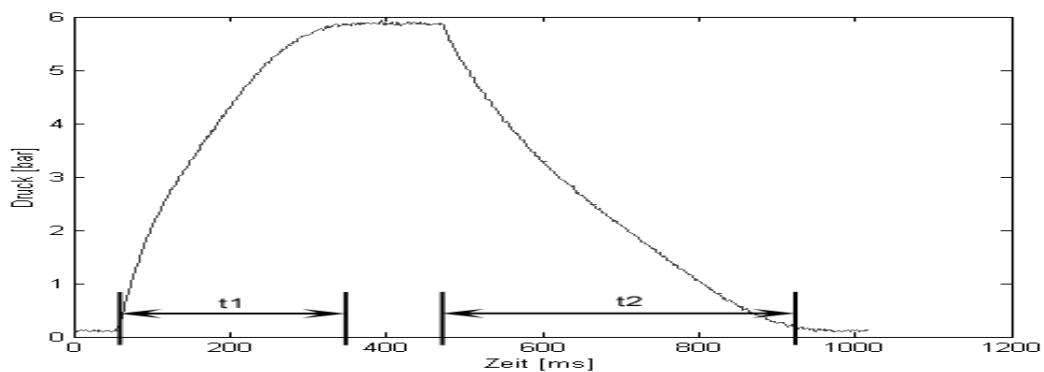


Abb. 2.17 Anstiegs bzw. Abfallzeit des MAS10 175 mm

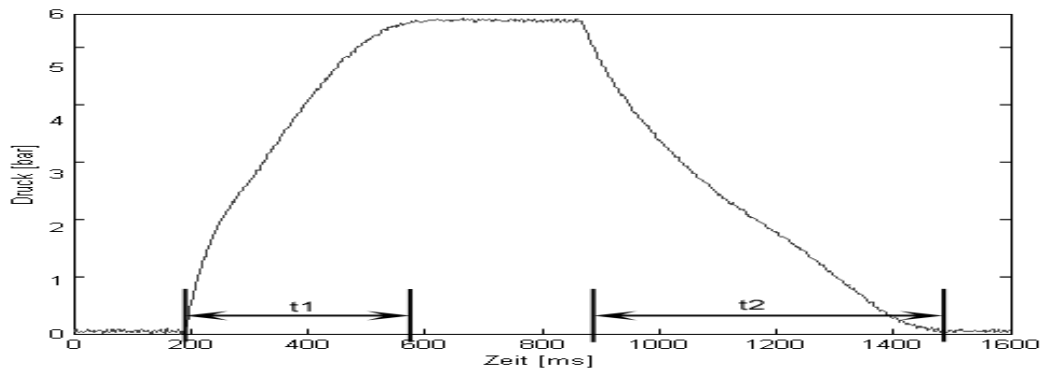


Abb. 2.18 Anstiegs bzw. Abfallzeit des MAS20 250 mm

2.4.2 Diskussion der Ergebnisse

Betrachtet man die Abbildungen 2.16 - 2.18 fällt auf, daß die Anstiegszeit $t1$ stets kleiner ist als die Abfallzeit $t2$. Das kann mit der Formel zur Berechnung der Ausströmgeschwindigkeit [2] (S.166) erklären werden.

$$c = \sqrt{\frac{2\kappa}{\kappa-1} \cdot \frac{p_0}{\rho_0} \cdot \left[1 - \left(\frac{p_1}{p_0} \right)^{\frac{\kappa-1}{\kappa}} \right]} \quad (2.5)$$

Danach hängt die Ausströmgeschwindigkeit von dem Verhältnis zwischen Innendruck P_0 zu Außendruck P_1 ab. Zusätzlich ist dies proportional zur Wurzel des Innendrucks. Dadurch ergibt sich, daß beim Einströmen der Luft in den Muskel eine höhere Geschwindigkeit herrscht als beim Ausströmen, bei $P_0=1$ bar (Umgebung) bzw. $P_0=6$ bar (Druckluftleitung).

Auch fällt auf, daß die Zeiten $t1$ und $t2$ von dem MAS10 80 mm zum MAS20 250 mm kontinuierlich zunehmen. Das hängt mit der Zunahme des Volumens zusammen. Der MAS20 hat mit einer Ausgangslänge von 250 mm der 12-fache an Volumen wie der MAS10 mit einer Ausgangslänge von 80 mm.

Allgemein gilt, daß bei Zeiten zwischen 200 ms und 400 ms Kontraktionsfrequenzen zwischen

$$f_{MAS10} = \frac{1}{200ms} \approx 5 \frac{1}{s} \quad \text{und} \quad f_{MAS20} = \frac{1}{400ms} \approx 2.5 \frac{1}{s}$$

erreicht werden können. Durch diese hohen Frequenzen ist der MAS10 bzw. MAS20 für den Einsatz als Zugaktuator im Bereich der Robotik geeignet.

3 Modellbildung

Für eine Simulation im Rechner benötigt man eine möglichst genaue Beschreibung der Wirklichkeit. In unserem Fall ist dieses eine Beschreibung der Muskeln. Die Beschreibung soll dem Zweck dienen, mit einem geeigneten Simulationsprogramm Vorhersagen über das Verhalten der Muskeln zu treffen, ohne es explizit auszuprobieren. Auf diese Weise spart man viel Zeit bei der Erprobung geeigneter Regler zur Einstellung z.B. des Winkels eines Roboterarms.

Hat man diese Regler im Rechner entwickelt, kann man die erhaltenen Ergebnisse einfach auf den wirklichen Arm übertragen und erhält je nach Güte des Modells ein funktionierendes System. Aus diesem Grund ist die Modellbildung und deren Darstellung ein gewichtiger Punkt in dieser Untersuchung.

3.1 Modellierung der Luftströmung in und aus dem Muskel

Grundlage für die Modellierung der Luftströmung ist wie bereits beschrieben das Modell des idealen Gases. Die folgenden Gleichungen sind [2] entnommen.

Danach lautet die Zustandsgleichungen, die Druck, Temperatur und Volumen in ein Verhältnis setzen in verschiedenen Formulierungen:

$$p \cdot V = m \cdot R \cdot T \quad \frac{p}{\rho} = R \cdot T \quad (3.1)$$

und die Bernoullische Gleichung der Gasdynamik:

$$h_2 - h_1 + \frac{c_2^2 - c_1^2}{2} + g(z_2 - z_1) = 0 \quad (3.2)$$

Aus diesen Gleichungen läßt sich unter Vernachlässigung der potentiellen Energie des Fluides die Bernoullische Gleichung für ein ideales Gas bestimmen(vgl.[2] (S.161ff)).

$$\frac{\kappa}{\kappa - 1} \frac{p_1}{\rho_1} + \frac{c_1^2}{2} = \frac{\kappa}{\kappa - 1} \frac{p_2}{\rho_2} + \frac{c_2^2}{2} = H = const \quad (3.3)$$

mit

$$\rho_1 = \frac{\rho_0 \cdot P_1^{\frac{1}{\kappa}}}{P_0^{\frac{1}{\kappa}}} \quad (3.4)$$

folgt durch $cI=0$, Elimination von ρ_1 und elementarer Zwischenrechnung:

$$c = c_2 = \sqrt{\frac{2\kappa}{\kappa-1} \cdot \frac{p_0}{\rho_0} \cdot \left[1 - \left(\frac{p_1}{p_0} \right)^{\frac{\kappa-1}{\kappa}} \right]} \quad (3.5)$$

Beschreibt man den Massenstrom mit:

$$\dot{m} = \rho_1 \cdot c \cdot A_1 \quad (3.6)$$

ergibt sich für einen Luftmassenstrom aus einem Druckkessel in die Umgebung:

$$\dot{m} = A_1 \cdot \sqrt{\frac{2\kappa}{\kappa-1} \cdot p_0 \rho_0 \cdot \left[\left(\frac{p_1}{p_0} \right)^{\frac{2}{\kappa}} - \left(\frac{p_1}{p_0} \right)^{\frac{\kappa+1}{\kappa}} \right]} \quad (3.7)$$

Hierbei strömt das Gas (die Luft) isentrop und stationär aus einem Druckkessel ins Freie. Die Temperatur des strömenden Mediums ändert sich nicht, bzw. das Verhältnis zur Änderung der anderen Parameter ist vernachlässigbar. Vereinfacht betrachtet man die Luftströmung aus einem Druckkessel, welche in [2] beschrieben wird.

Strömt Luft in den Muskel, ist der beschriebene Druckkessel die angeschlossene Druckluftleitung, die aufgrund ihrer Größe als Kessel angesehen werden kann.

Die Formel für den Massenstrom (Gl. 3.6) beschreibt, wieviel Luftmasse pro Zeiteinheit in den Muskel strömt. Mit der aus den Messungen her rührenden Kenntnis über das Volumen des Muskels kann man nun den herrschenden Druck im Muskel berechnen. Wichtig ist, daß der Druckverlust in der Leitung nicht modelliert wurde, da sich die gemessenen Daten auf den Druck in dem Muskel beziehen und so der Druckverlust in die Daten mit einfließt.

$$p = \frac{R \cdot T \cdot \int \dot{m} dt}{V} \quad (3.8)$$

Vergleicht man die berechneten Ergebnisse mit den gemessenen Daten, fällt auf, daß die Modellierung im Rechner die gemessene Wirklichkeit ausreichend gut beschreibt.

3.2 Modellierung des Druck-Kraft-Kontraktionsverhaltens eines Muskels

Die Modellierung der Zusammenhänge zwischen Druck, Kraft und Länge des Muskels ist komplex. So kann man durch die starke Nichtlinearität der Muskeln bei der Kontraktion nicht davon ausgehen, daß ein einfaches bzw. anschauliches Modell zu finden ist, das die Vorgänge innerhalb des Muskels beschreibt und dabei sehr genau ist.

Noch einmal zur Verdeutlichung :

Es wird ein Modell gesucht, eine Formel, die das gemessene Verhältnis zwischen Druck, Kraft und Länge des Muskels wiedergibt und noch dazu anschaulich ist.

Erste Versuche, diese Zusammenhänge mit physikalischen und thermodynamischen Gleichungen, wie in früheren Arbeiten beschrieben, zu formulieren, führten nicht zum Ziel. Zu komplex stellt sich die Verbindung von Elastomer und Gitter dar. Es ist bisher nicht möglich, mit Formeln aus der Literatur auch nur die Art der Bewegung der Muskeln nachzuahmen, geschweige denn die ermittelten Meßdaten zu verifizieren.

Im Laufe dieser Arbeit wird immer wieder versucht gemessenen Kurvenverläufe durch geeignete Gleichungen abzubilden. Dabei ist die benutzte Grundgleichung nicht willkürlich gewählt, sondern entstammt einem Prozeß, bei dem zunächst viele Gleichungen auf ihre Tauglichkeit hin überprüft wurden. Die Gleichung, die sich am Besten zur Abbildung des gemessenen Kurvenverlaufs eignet wird dann zur Beschreibung genutzt.

3.2.1 Voraussetzungen

Vorab ist zuzusagen, daß bei der Modellierung zunächst auf die Eigenschaft der Hysterese verzichtet wird, da sie gegenüber der Längenänderung klein ist.

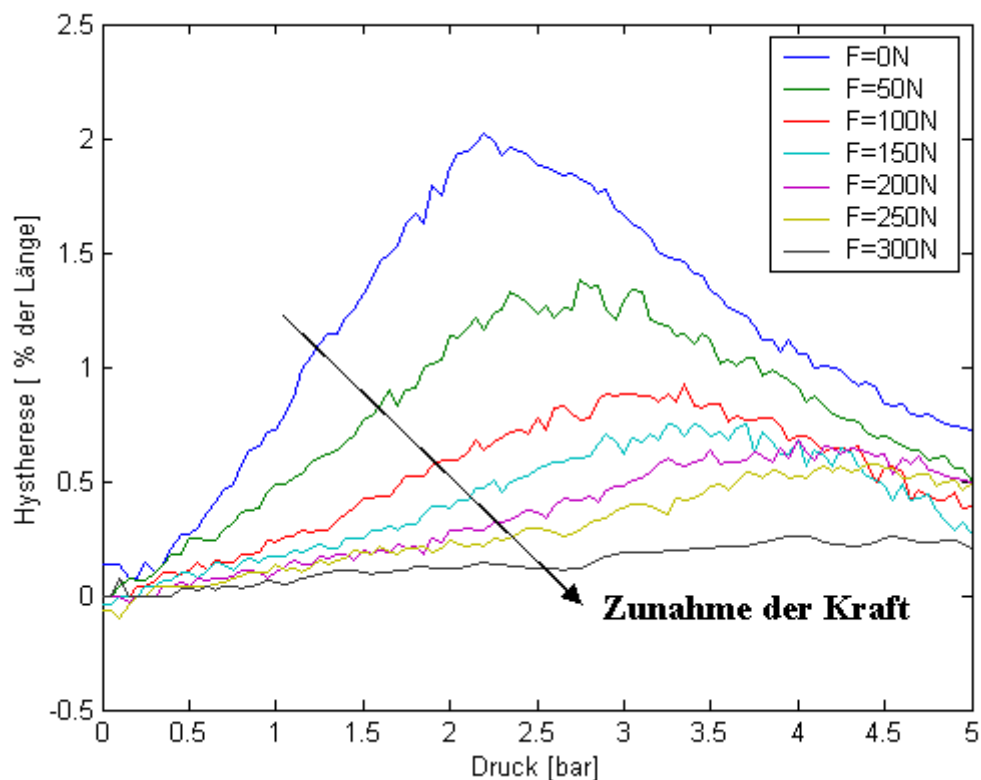


Abb. 3.1 Darstellung der Hysterese für den MAS10 175 mm

Aus der Abbildung 3.1 ist zu erkennen, daß die Abweichung der realen Daten von den berechneten Mittelwerten (die Hysterese) nicht größer als 2 % ist. Ausgehend von der

Behauptung, daß die Hystherese aus der Trägheit des Materials entsteht und im statischen Fall nicht vorhanden ist, stützt sich die Beschreibung des Druck-Kraft-Längen-Zusammenhangs aus diesem Grund auf die gemittelten Daten der Messungen. Die Hystherese ist in diesem Fall nur eine in beiden Richtungen gleiche Abweichung von diesen Mittelwerten und fließt zunächst nicht in die Modellbildung mit ein.

Betrachtet wird der gemessene Muskel MAS10 mit einer Länge von 175 mm. Andere Muskeln diesen Typs zeigen gleiches Verhalten, so daß der MAS10 als Referenz angesehen werden kann. Der MAS20 ist hingegen kein Serienmodell und aus diesem Grund nicht geeignet, da man davon ausgehen muß, daß seine Charakteristik in der weiteren Entwicklung zum Serienmodell noch Änderungen unterworfen ist.

Zur Modellbildung werden nur die gemessenen Daten des Druckbereichs von 0 – 5 bar verwendet, da auf Grund der starken Druckschwankungen in der Leitung nur in diesem Bereich verlässliche Meßdaten zu erhalten waren. Um die Berechnung vergleichbar, schneller und dennoch genau zu machen erfolgt die Druckvariation in 0.05 bar Schritten, d.h. 100 Schritte von 0 bis 5 bar.

Gemessen wurde ein kontinuierlichen Druckverlauf, aber aufgrund des leicht verrauschten Meßsignals, bei der Druckmessung, ist es ratsam die Variation des Drucks in Schritten erfolgen zu lassen. Die Schrittweite muß so gewählt werden, daß sie groß gegenüber dem Meßrauschen ist. In diesem Fall liegt das Meßrauschen etwa in einem Bereich von ± 0.005 bar um den gemessenen Wert. Die Schrittweite ist folglich 10 mal größer als das Meßrauschen.

Untersucht werden drei verschiedene Ansätze der Modellierung:

- Mathematisches Modell mit Hilfe einer Potenzreihenentwicklung
- Feder-Masse-Modell
- Sinusmodell

3.2.2 Mathematisches Modell

Die Bildung eines mathematischen Modells ist in diesem Fall der Versuch die gemessenen Daten mit einer Potenzreihe zu beschreiben. Zu diesem Zweck werden in Matlab™ alle Daten eines Muskels in eine Matrix überführt, in der die Länge über dem Druck und der Kraft aufgetragen wird.

Kraft \ Druck	0 N	10 N	20 N	
0.00 bar	17.5276	17.5348	17.5196	...
0.05 bar	17.5276	17.5348	17.5196	...
0.10 bar	17.5276	17.5193	17.5266	...
0.15 bar
...

Tabelle 3.1 Darstellung der drei-dimensionalen Daten Druck-Kraft-Länge in einer Matrix

$$L(P, F) = P^n F^m x_{n,m} + P^{n-1} F^m x_{n-1,m} + \dots + F x_{n-n,m-(m-1)} + x_{n-n,m-m} \quad (3.9)$$

Für die Polynomgleichung (3.9) werden die entsprechenden Parameter ermittelt, bei denen die Abweichung zu den gemessenen Daten am geringsten ist. Die Ermittlung der Daten erfolgt durch die in Matlab™ implementierte Funktion "polyfit2d", die mit Hilfe des Quadratischen Fehlerkriteriums durch Simplex-Optimierung die Parameter $x_{n,m} - x_{1,1}$ ermittelt, für die die Abweichung der Potenzreihe zur Originalkurve am geringsten ist (vgl.[6]). Dies erfolgt für verschieden maximale Potenzen in P und F.

Grad in P \ Grad in F	1	2	3	4	5	6	7	8
1	104.55	29.33	29.11	26.79	6.57e+4	1.85e+5	2.34e+5	2.62e+5
2	96.83	17.64	14.84	12.24	8.09e+4	1.85e+5	2.34e+5	2.62e+5
3	87.42	7.06	4.25	1.63e+4	8.94e+4	1.85e+5	2.34e+5	2.74e+5
4	87.39	6.90	3.84	2.25e+4	9.48e+4	2.19e+5	2.56e+5	2.79e+5
5	87.18	6.64	3.57	2.69e+4	1.31e+5	2.26e+5	2.61e+5	2.83e+5
6	87.17	6.63	3.62	7.27e+4	1.65e+5	2.32e+5	2.65e+5	2.86e+5
7	87.17	6.62	1.90e+4	8.28e+4	1.73e+5	2.36e+5	2.68e+5	2.88e+5
8	87.17	6.62	2.41e+4	9.93e+4	1.79e+5	2.39e+5	2.86e+5	3.12e+5

Tabelle 3.2 Darstellung der berechneten Abweichung der Potenzreihen von der Originalkurve (Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang) für verschieden maximale Potenzgrade in P und F.

Aus den Fehlerdaten (summierte Abweichung zu den gemessenen Daten) sieht man, daß der Fehler mit höherem Polynomalgrad in P bis zum 3.Grad abnimmt und danach stark ansteigt. Dazu kommt der ansteigende Rechenaufwand bei höherem Potenzgrad.

Die Entscheidung fällt auf einen 5. Potenzgrad beim Druck P und einem 3. Grad bei der Kraft F , da der Fehler an dieser Stelle am kleinsten ist und der Rechenaufwand auf Grund des Grades noch nicht zu hoch ist.

Benutzt man dieses Polynom zur Berechnung der Länge des Muskels in Abhängigkeit von der Kraft und dem Druck, erhält man folgendes Ergebnis:

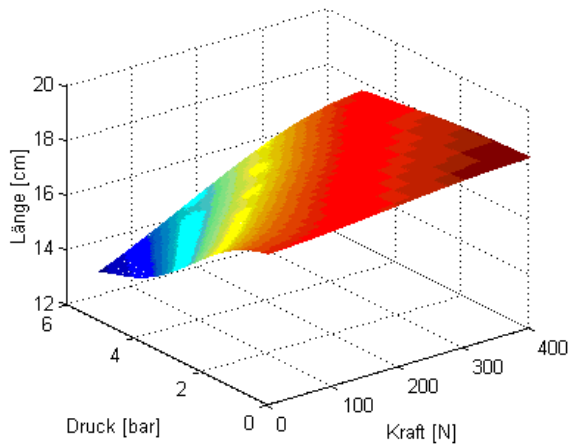


Abb. 3.2 Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang

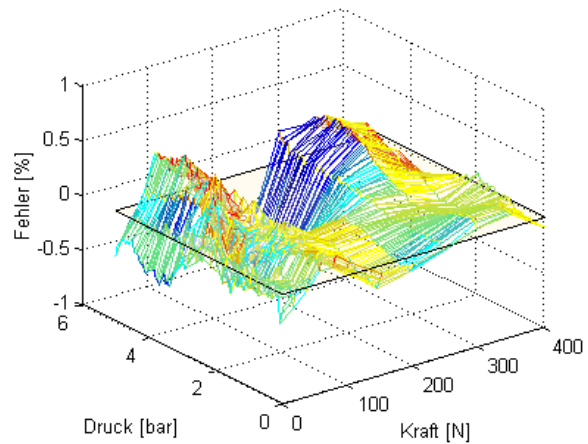


Abb. 3.3 Darstellung des rel. Fehlers bezogen auf die Ausgangslänge des Muskels

Man erkennt, daß das qualitative Verhalten des Muskels gut beschrieben ist. Betrachtet man den prozentualen Fehler (bezogen auf die Länge des Muskels), spiegelt sich dieses wieder.

Dargestellt ist der Fehler der Berechnung und die 0 % -Fehler-Ebene. Der Fehler ist maximal 0.5 %, was einer Länge von 0.9 mm entspricht.

Der Fehler der Berechnung verändert sich mit dem Druck kaum, wohl aber mit der Kraft. Der Vorteil dieses Verfahrens zur Berechnung des Druck-Kraft-Längen-Zusammenhangs des Muskels ist die hohe Genauigkeit der Berechnung. Ein Nachteil ist die schlechte Skalierbarkeit, d.h. die Gleichung liefert nur gute Ergebnisse in dem Arbeitsbereich von 0-5 bar und einer Kraft von 0-400 N. Außerhalb dieses Bereiches ist der Fehler größer, da er in der Bildung der Gleichung nicht berücksichtigt wurde.

Ein weiterer Nachteil ist, daß es nicht möglich ist, die Gleichung nach der Kraft umzustellen. Hier muß ein Gleichungslöser benutzt werden, der in einer Simulation viel Zeit braucht und damit die Simulation verlangsamt. Ein anderes Problem ist, daß das Modell nicht anschaulich ist, d.h. man kann sich nichts unter einem Polynom 3. und 5. Grades vorstellen. Es ist eine mathematische Beschreibung der Meßergebnisse (Meßpunkte) des Muskels.

3.2.3 Feder-Masse-Modell

Ausgangspunkt für den Versuch, den Muskel mit einem Feder-Masse Modell zu beschreiben, ist die Beobachtung, daß bei einer Zunahme der Gegenkraft der Muskel länger wird und bei einer Abnahme derselben er wieder kürzer wird, ganz wie bei einer Feder. Auch hat der Muskel die Eigenschaft der Schwingungsfähigkeit. Was liegt also näher, als es mit dem Feder Modell zu versuchen.

Eine lineare Feder wird durch ihre Federkonstante oder Federsteifigkeit beschrieben. Kennt man diese Federkonstante und die Ausgangslänge, ist man in der Lage, die Länge der Feder für jede Gegenkraft zu berechnen (vgl.[7]).

$$L(F) = \frac{F}{k} + L_A \quad (3.10)$$

Um den Muskel als Feder beschreiben zu können, muß zunächst seine Federkonstante ermittelt werden.

Berechnet man die Federkonstante nach der Gleichung 3.10 und setzt für L_A die Ausgangslänge des Muskels (175 mm) ein, erhält man eine unstetige Abbildung der Federkennlinie.

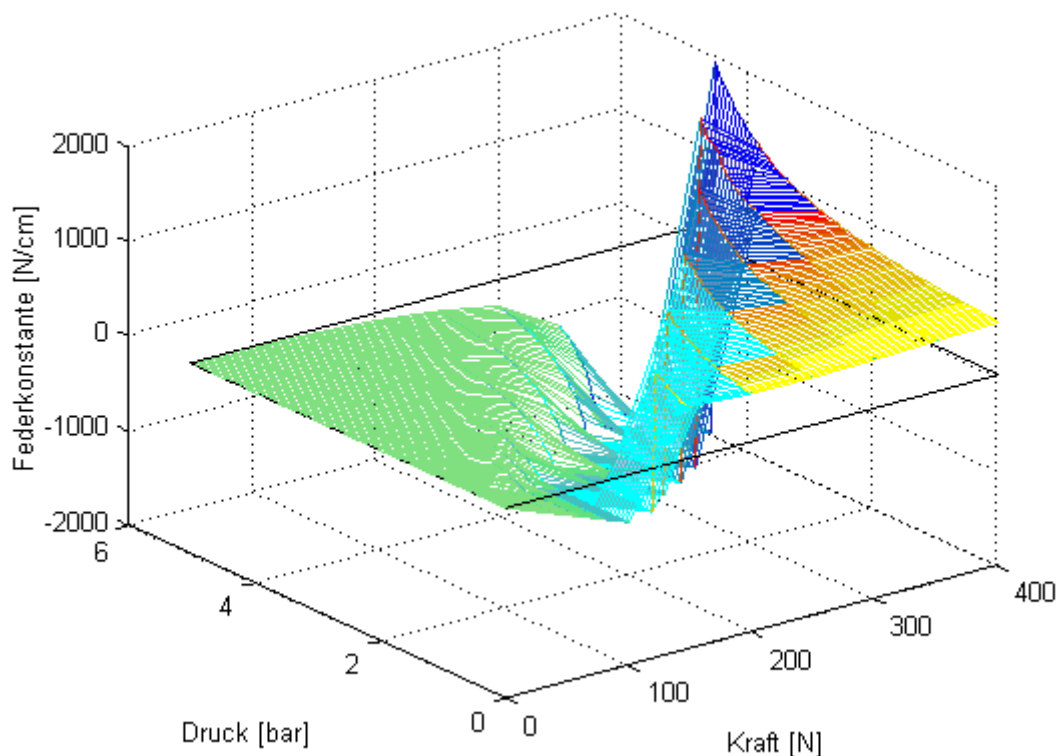


Abb. 3.4 Darstellung der Federkennlinie

Dargestellt ist aus Gründen der Übersichtlichkeit ein bereits geglätteter Verlauf der Federkennlinie. Man sieht, daß die berechnete Federsteifigkeit sowohl positiv als auch negativ ist. Das liegt daran, daß sich der Muskel bei hoher Belastung über die Ausgangslänge von 175 mm dehnt. Die berechneten Werte zeigen, daß bei Annäherung der gemessenen Länge des Muskels von beiden Seiten an die Ausgangslänge von 175 mm der absolute Wert für die Federsteifigkeit über alle Maßen wächst. Das ist auch aus der Gleichung 3.10 ersichtlich. Wenn $L(f) \rightarrow L_A$ geht und

$F \neq 0$ [N] ist, muß die Federkonstante $k \rightarrow \infty$ gehen.

Diese Tatsache läßt sich umgehen, indem man zur Berechnung der Steifigkeit der Feder nicht die Ausgangslänge von 175 mm für L_A wählt sondern eine theoretische minimale Länge des Muskels, die kleiner sein muß als die gemessene minimale Länge.

$$L(F) = \frac{F}{k} + L_{\min} \quad (3.11)$$

Unter dieser Annahme hat die Abweichung der tatsächlichen Länge von der Länge L_{\min} immer das gleiche Vorzeichen, wodurch die Unstetigkeit verschwindet. Daraus ergibt sich nach neuerlicher Berechnung, daß bei Zunahme des Druck die Federsteifigkeit ebenfalls zunimmt.

Tatsache ist, daß bei einem niedrigen Druck die Längenänderung über die Kraft kleiner ist als bei einem hohen Druck, woraus man schlußfolgern kann, daß bei Zunahme des Drucks die Steifigkeit des Muskels abnimmt.

Setzt man statt der minimalen Länge des Muskels die theoretisch maximale Länge L_{\max} ein, ändert sich die berechnete Federsteifigkeit des Muskels bei Zunahme des Druck wie vorgesehen, sie nimmt ab.

$$L(F) = L_{\max} - \frac{F}{k} \quad (3.12)$$

Das führt zu einer Diskrepanz gegenüber der Feder. Wenn mit steigendem Druck die Steifigkeit kleiner wird, müßte nach der oben beschriebenen Formel die Länge des Muskels zunehmen. Dem ist nicht so. Es geht darum, daß sich der Muskel mit steigendem Druck zusammenzieht. Um dieses Problem zu lösen geht man folgendermaßen vor:

Man betrachtet als Ausgangspunkt für die Berechnung einen theoretisch maximal gedehnten Muskel, d.h. der Druck im Muskel ist gleich 0 bar (Umgebungsdruck, da nur der Druckunterschied zur Umgebung von Bedeutung ist.) und die Kraft ist ebenfalls maximal, beim MAS10 heißt das $F_{\max} = 460$ N.

In diesem Zustand ist der 175 mm lange Muskel 183 mm lang.

Ausgehend von diesem Zustand berechnet man die Federkonstanten des Muskels, wobei eine Kraft von z.B. $F=100$ N als Differenz der Kraft zur Ausgangskraft von $F_{\max}=460$ N in die Berechnung eingeht, d.h. 360 N. Dadurch ist gewährleistet, daß der Muskel trotz der bei höherem Druck geringeren Federkonstante kürzer wird. Das Ergebnis dieser Berechnung beschreibt die Abbildung 3.5.

Man sieht, wie die Federkonstante mit steigendem Druck abnimmt und mit zunehmender Kraft nahezu konstant bleibt; mit Ausnahme der 0-bar Linie, für deren Abweichen sind Meßfehler im Grundzustand des Muskels verantwortlich. Es ist möglich, das Verhalten des Muskels mit dem Modell einer Feder zu beschreiben.

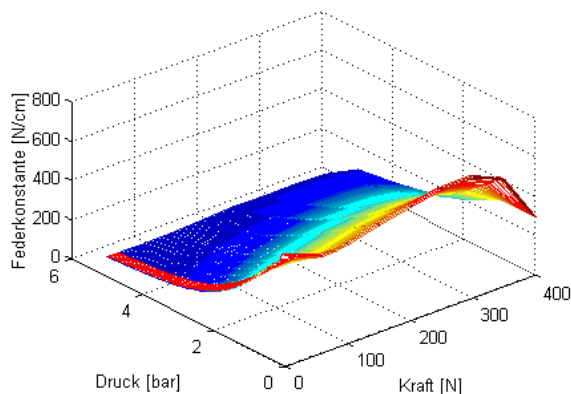


Abb. 3.5 berechnete Federkonstante

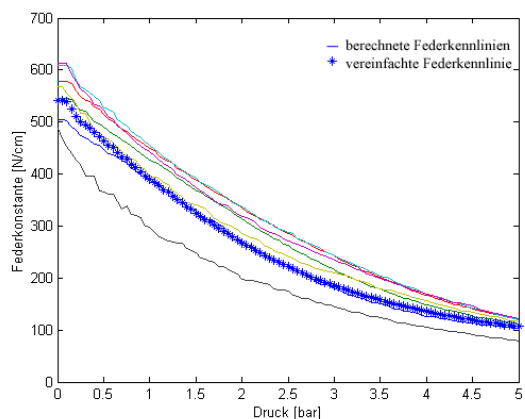


Abb. 3.6 Darstellung der Federkennlinien für $F=100\text{N}$ bis $F=400\text{N}$ und der gemittelten Kennlinie

Um kein gekoppeltes Gleichungssystem zu erhalten, ist es notwendig, die in Abhängigkeit vom Druck und der Kraft berechnete Federkennlinie so zu vereinfachen, daß sie nur noch vom Druck, nicht aber von der Kraft abhängt.

Je nach Arbeitspunkt des Muskels kann man sich für eine bestimmte Belastungslinie ($F=\text{konstant}$) entscheiden. Soll der Muskel z.B. zum Heben von Lasten eingesetzt werden, die im Mittel 10 kg Masse besitzen, entscheidet man sich für die Federkennlinie $F = 100\text{ N}$.

Für den Fall des antagonistischen Muskelpaares kann man davon ausgehen, daß der Arbeitspunkt nicht bei einer Kraft liegt, sondern in einem Bereich von $100\text{ N} < F < 400\text{ N}$ liegen wird. Aus diesem Grund wird über die Federkennlinien von $F = 100\text{ N}$ bis $F = 400\text{ N}$ gemittelt. Daraus folgt, daß die vereinfachte Federkennlinie keiner berechneten Kennlinie entspricht, aber über den Bereich von 100 N bis 400 N im Mittel die geringste Abweichung hat (Abb.3.6). Diese vereinfachte Kennlinie wird mit der in Matlab™ implementierten Funktion "mean" gebildet (vgl.[6]).

Im zweiten Schritt versucht man, diese dann über die Kraft konstante und über den Druck variable Federkennlinie mathematisch zu beschreiben.

Der Verlauf der Kennlinie ist für einen geringen Druck (0-0.2 bar) nahezu konstant, fällt bei Erhöhung des Drucks stark ab und nähert sich bei hohem Druck asymptotisch einem festen Wert an. Eine aus der Regelungstechnik bekannte Funktion zeigt diesen Verlauf, ein Verzögerungsglied zweiter Ordnung :

$$k(P) = x_1 - x_2 \left(x_3 e^{-\frac{P}{x_3}} - x_4 e^{-\frac{P}{x_4}} \right) \quad (3.13)$$

Die Parameter der Funktion x_1-x_4 werden mit Hilfe der in Matlab™ implementierten Optimierungsfunktion "fminsearch" [6] berechnet. Dabei handelt es sich um eine Simplex-Optimierung.

In diesem Fall wird die Qualität der Funktion durch die Summe der Fehlerquadrate, der Differenz der Federkennlinie zur Funktion: $f = k(P)$ beschrieben.

Mit anderen Worten je mehr der angepaßte Verlauf der Federkonstanten dem gemessenen gleicht, desto geringer wird der Fehler und desto höher wird die Qualität.

Die Funktion ermittelt folgende Parameterwerte: $x_1 = 36.7817$
 $x_2 = 223.5000$
 $x_3 = 0.1511$
 $x_4 = 2.3864$

Eingesetzt in die Funktion $f = k(P)$ erkennt man den berechneten Verlauf von $k(P)$:

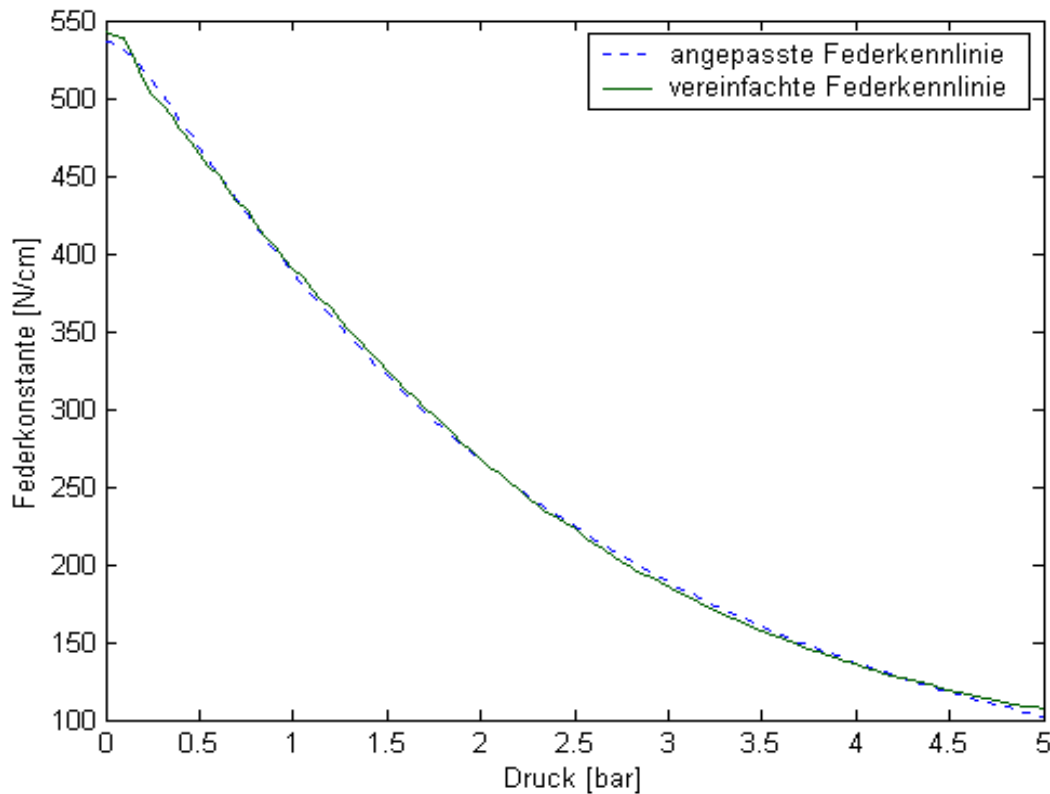


Abb. 3.7 Darstellung der vereinfachten und der angepassten Federkennlinie

Man erkennt kaum Abstände zwischen den Punkten der Federkennlinie und der berechneten Funktion. Vermutlich kann man durch den Einsatz einer anderen Ausgangsfunktion oder durch Kombination mehrerer Funktionen diese Situation noch verbessern, doch steht die Einfachheit und Übersichtlichkeit der verwendeten Funktion im Vordergrund.

Mit den Daten über Federsteifigkeit und Ausgangslänge läßt sich nun eine Formel zur Berechnung der Länge des Muskels abhängig von Druck und Kraft aufstellen:

$$L_{Muskel} = L_{\max} - \frac{F_{\max} - F}{k(P)} \quad (3.14)$$

mit :

$$k(P) = 36.7817 - 223.5 \left(0.1511 e^{-\frac{P}{0.1511}} - 2.3864 e^{-\frac{P}{2.3864}} \right) \quad (3.15)$$

Berechnet man die Länge des Muskels in Abhängigkeit von dem Druck und der Kraft mit der entwickelten Gleichung 3.15 und vergleicht diese Werte mit den gemessenen Daten erhält man die folgenden Abbildungen.

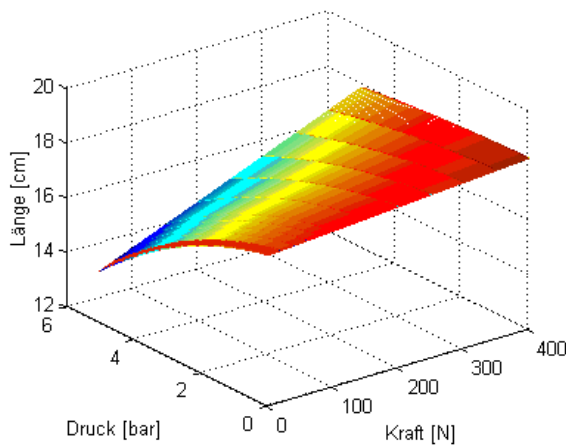


Abb. 3.8 Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang

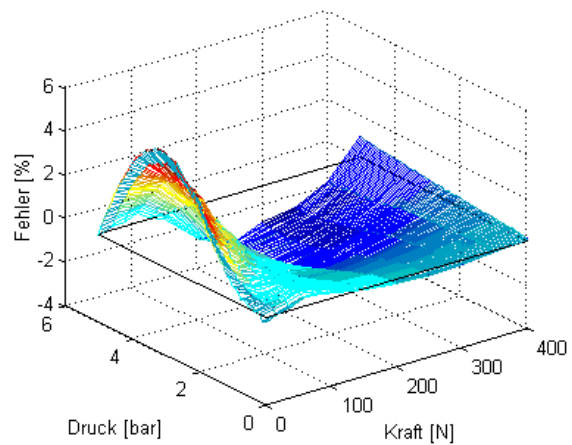


Abb. 3.9 Darstellung des rel. Fehlers bezogen auf die Ausgangslänge des Muskels

In der Abbildung 3.8 erkennt man den typischen Verlauf der Länge des Muskels über dem Druck und der Kraft. Folgt man einer Isobaren ($P=\text{konstant}$) von $F=0\text{N}$ bis $F=400\text{N}$, erkennt man, daß diese Linie eine Gerade ist. Das folgt aus der Konstanz der Federkennlinie bezogen auf die Kraft.

Nicht abgebildet werden kann die Nichtlinearität dieser Isobaren, da das Modell dahingehend vereinfacht wurde.

Man sieht in der Abbildung 3.9, wie sich der Fehler zwischen der berechneten Länge und der gemessenen Länge in % der Ausgangslänge des Muskels über den Druck und die Kraft verhält. Er hat sein Maximum bei einer Kraft von 0 N. Das ist nicht überraschend, da die Federkennlinie dahingehend vereinfacht wurde, daß sie den Bereich von 100N - 400N im Mittel beschreiben soll und nicht die 0 N Linie.

Untersuchungen zeigten, würde man sich bei der Vereinfachung der Federkennlinie auf eine bestimmte Kraft z.B. $F=100\text{N}$ beziehen, wäre der prozentuale Fehler der Berechnung an dieser Kraftlinie 0 %. In dem Bereich von 100N - 400N ist der Modellierungsfehler maximal 2% der Ausgangslänge des Muskels, was einer realen Länge von 3.5 mm entspricht.

Der Vorteil dieses Verfahrens liegt in der Einfachheit der Berechnungsgleichungen, sowie in der Vorstellbarkeit des Modells. Anders als bei dem mathematischen Modell hat man eine Feder mit einer angehängten Masse leicht vor Augen.

Ein weiterer Vorteil ist die Skalierbarkeit (s.o.). So ist es möglich, trotz des nicht Einfließens in die Modellbildung einen Druck außerhalb des Bereiches von 0-5 bar anzunehmen, ohne das der Fehler der Berechnung über alle Maßen wächst, ein Vorteil, der sich aus der niedrigen Dimensionierung der Modellgleichung (3.14) ergibt.

Ein großer Vorteil des Verfahrens ist die Verwendbarkeit der Gleichung. Es ist möglich sie nach der Kraft umzustellen, ohne einen Gleichungslöser benutzen zu müssen. Das bringt einen Geschwindigkeitsvorteil in der nachfolgenden Simulation des Muskels. Ein Nachteil ist die erhöhte Fehlertoleranz in dem betrachteten Arbeitsbereich gegenüber den anderen Verfahren.

3.2.4 Sinusmodell

Versucht wird, den Kurvenverlauf des Druck-Kraft-Längen-Diagramms, und damit das Verhalten des Muskels durch folgenden Ansatz zu beschreiben:

Die Länge soll aus einem linear von Druck und Kraft abhängenden Anteil und einem zusätzlichen Term, der die Abweichung des Kurvenverlaufs zu diesem linearen Anteil beschreibt ermittelt werden. Die Idee zu der Modellbildung entstammt der Betrachtung des Druck-Kraft-Längen-Diagramms. Verbindet man den Anfangspunkt einer jeden Kurve und deren Endpunkt durch eine Gerade (linearer Anteil) fällt auf, daß der tatsächliche Verlauf der Kurve aus diesem linearen Anteil und einer Abweichung die erst positiv und dann negativ ist zusammengesetzt ist.

$$\text{Lin}(P, F) + \text{Abweichung}(P, F) = L(P, F) \quad (3.16)$$

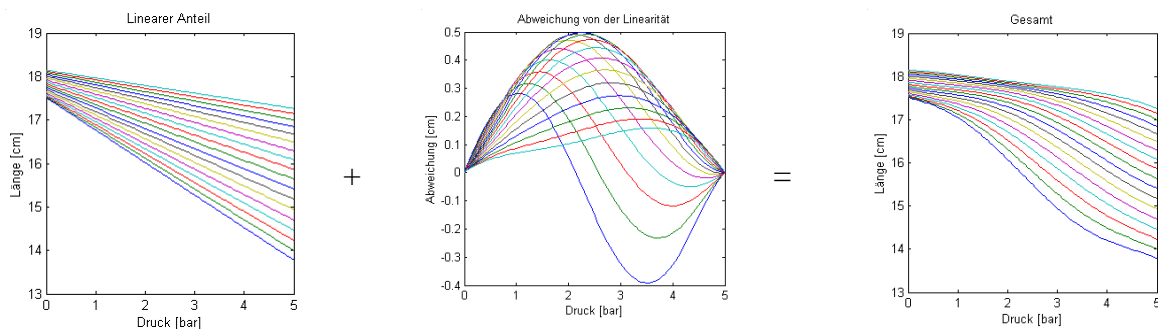


Abb. 3.10 Visualisierung der Gleichung 3.16

In folgenden werden die beiden Teile des Kurvenverlaufs (linearer Anteil, Abweichung) getrennt betrachtet, einzeln modelliert und zu letzt in einem Gleichungssystem zusammengeführt.

3.2.4.1 Der lineare Anteil

Bei der Betrachtung des linearen Anteils fällt auf, daß sich die Geraden mit zunehmender Kraft nach oben verschieben und die Steigung der Geraden abnimmt.

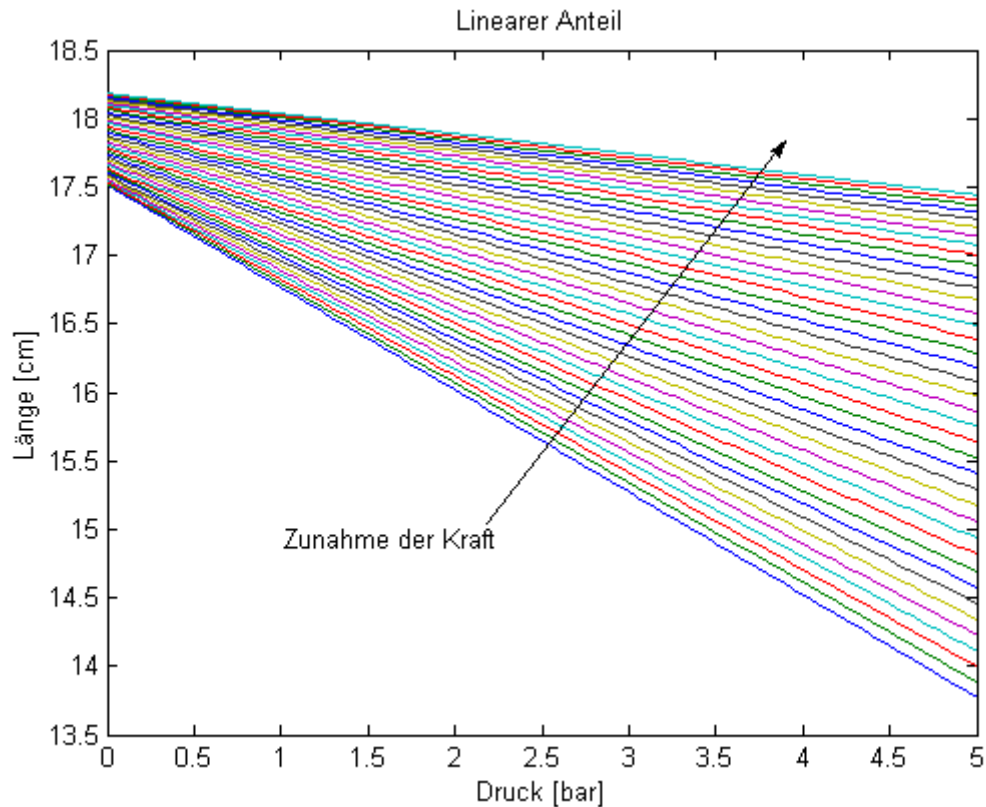


Abb. 3.11 Linearer Anteil

Mit dieser Kenntnis kann man für jede dieser Geraden eine Geradengleichung in der Form:

$$Länge = m \cdot Druck + n \quad \text{aufstellen.} \quad (3.17)$$

Dabei entspricht m der Steigung der Geraden, n steht für den Startwert oder auch der Länge des Muskels bei einem Druck von 0 bar. Berechnet man die Parameter m und n für jede Gerade, kann man diese Parameter in Abhängigkeit von der Kraft, die sich in den verschiedenen Geraden widerspiegelt, darstellen (Abb. 3.12 ; 3.13).

Das Ergebnis der Berechnung der Parameter:

m

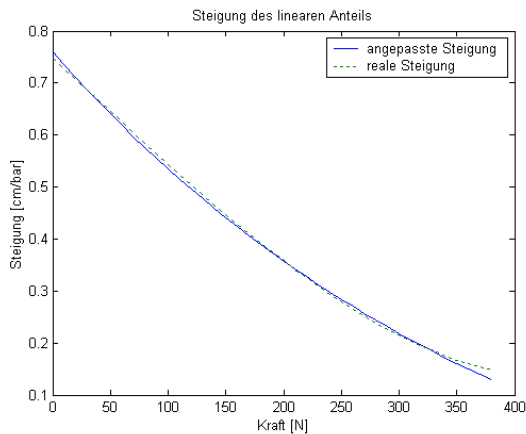


Abb. 3.12 Steigung des linearen Anteils

n

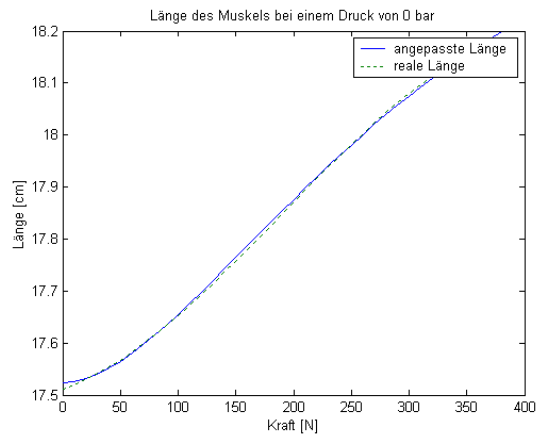


Abb. 3.13 Länge des Muskels bei einem Druck von 0 bar

Nach der Berechnung der Parameter m und n kann man für deren Verlauf eine geeignete Formel zur Beschreibung der Abhängigkeit von der Kraft finden. $m = f(F)$; $n = f(F)$. Für die Steigung der Geraden wird als Ausgangspunkt die Gleichung eines PT1-Systems :

$$m = x_{m1} \cdot e^{-\frac{F}{x_{m2}} + x_{m3}} \quad (3.18)$$

verwendet. Für die Berechnung der Ausgangslänge bei einem Druck von 0 bar wird die Gleichung:

$$n = x_{n1} - x_{n2} \left(x_{n3} \cdot e^{-\frac{F}{x_{n3}}} - x_{n4} \cdot e^{-\frac{F}{x_{n4}}} \right) \quad (3.19)$$

verwendet, eine aus der Regelungstechnik bekannte Gleichung zur Beschreibung eines Verzögerungsgliedes zweiter Ordnung (PT₂).

Zur Anpassung der Parameter x_{m1} - x_{m3} bzw. x_{n1} - x_{n4} benutzt man, wie bei dem Modell der Feder, die Funktion "fminsearch" [6] mit dem quadratischen Fehlerkriterium. Das Ergebnis dieser Berechnung ist in den Abbildungen 3.12 und 3.13 dargestellt. Zu sehen ist der tatsächliche Verlauf der Parameter m, n über die Kraft F und der mit den Gleichungen 3.18 und 3.19 angepaßte Verlauf. Nur kleine bis gar keine Abweichungen sind zu erkennen.

Für die Parameter ergeben sich folgende Werte:

	m	n
x ₁	1.0548	18.5498
x ₂	0.0024	-0.0083
x ₃	-0.2949	109.4249
x ₄	-	232.9918

Tabelle 3.3 Parameter x₁-x₄ für m und n

Aus den vorliegenden Daten ergibt sich folgende Gesamtgleichung für den linearen Anteil des Systems:

$$\Gamma(E, B) = 1.0248 \cdot \epsilon - \frac{0.0054}{E} \cdot \epsilon^2 + 18.22 + 0.0083 \left(100.45 \cdot \frac{\epsilon}{E} - 535.00 \cdot \frac{\epsilon^2}{E} \right) \quad (3.20)$$

3.2.4.2 Die Abweichung oder auch Nichtlinearität

Tragen wir zunächst die Abweichung einmal grafisch auf und betrachten die Abbildung.

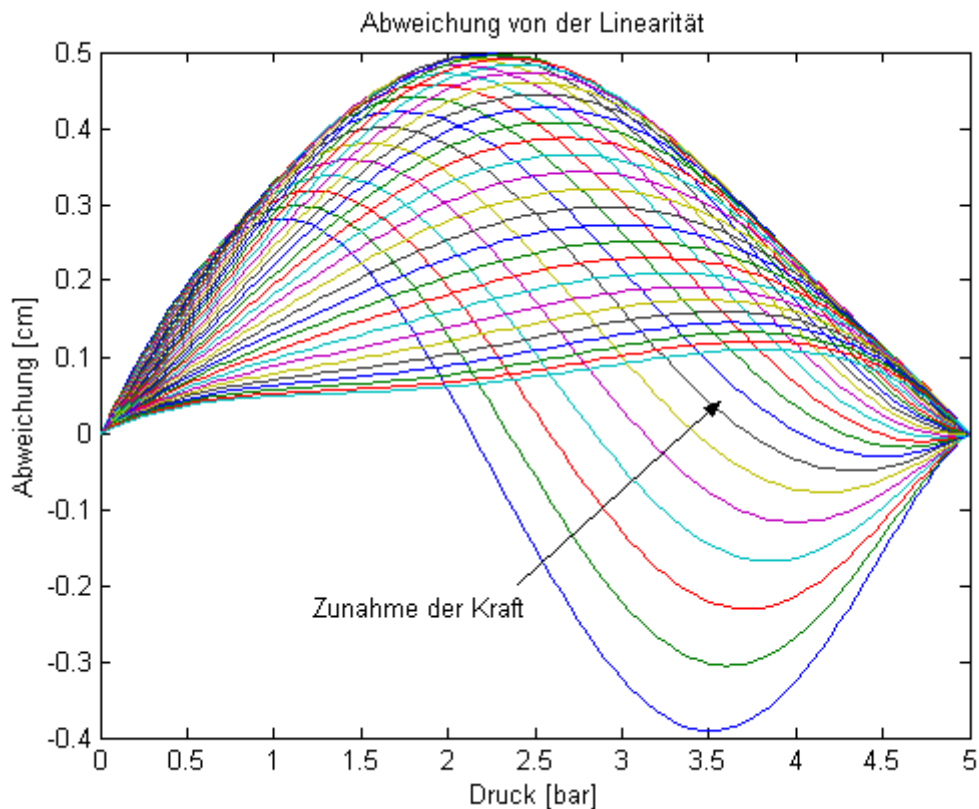


Abb. 3.14 Abweichung von der Linearität

Die Abweichung sieht aus wie eine Sinus Kurve bei Erhöhung der Gegenkraft verändern sich die Parameter der Sinuskurve, die Amplitude nimmt erst zu dann ab und die Kreisfrequenz nimmt ab.

Eine Möglichkeit eine allgemeine Sinuskurve zu beschreiben ist die Form:

$$y = p_1 \cdot (\sin(p_2 \cdot x + p_3) + p_4) \quad (3.21)$$

In dieser Formel ist sowohl die Frequenz und die Amplitude wie auch eine Verschiebung der Kurve in Abszissen und Ordinaten-Richtung enthalten.

Dabei entsprechen die Parameter p_1 - p_4 :

p_1 = Amplitude

p_2 = Frequenz

p_3 = Verschiebung in Abszissen-Richtung

p_4 = Verschiebung in Ordinaten-Richtung

Durch das in Matlab™ enthaltene Optimierungsverfahren "fminsearch" kann man die Parameter p_1 - p_4 für jede Kurve berechnen. Auch hier kommt wieder das quadratische Fehlerkriterium zum Einsatz.

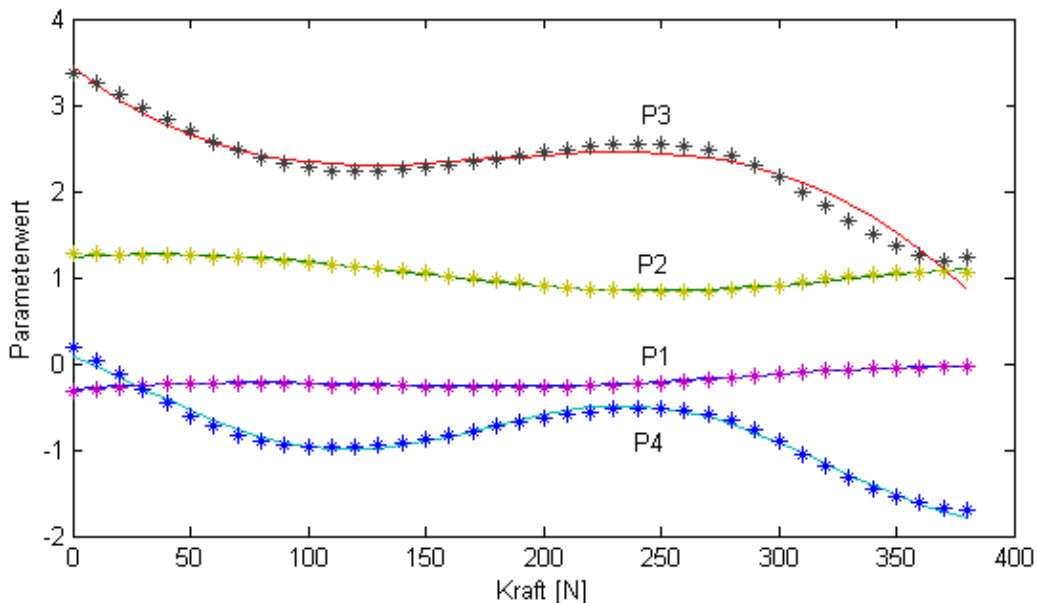


Abb. 3.15 Verlauf der Parameter p_1 - p_4 über der Kraft F

Die Abbildung 3.15 zeigt den Verlauf der Parameter p_1 - p_4 über der Kraft. Zu erkennen ist, daß der Verlauf wieder ein trigonometrischer ist. Da man die Parameter nicht als Tabelle zur Berechnung des Kurvenverlaufs heranziehen will, werden diese Werte wieder über eine Sinusgleichung angepaßt.

Da die anzupassenden Kurven nicht exakt horizontal verlaufen sondern um eine virtuelle Z-Achse gedreht sind muß die Gleichung 3.21 noch um einen Neigungsterm erweitert werden.

$$p_1 \cdot p_4 \Rightarrow p_{i,a} \cdot F - p_{i,b}$$

$$p_i = p_{i,a} \cdot F - p_{i,b} + p_{i,c} \cdot (\sin(p_{i,d} \cdot F + p_{i,e})) \quad (3.22)$$

Die Anpassung der Parameter $p_{i,a}$ - $p_{i,e}$ erfolgt wieder mit der Funktion "fminsearch", wobei die Qualität der Funktion mit dem quadratischen Fehlerkriterium aus der Abweichung des angepaßten Verlaufs zum tatsächlichen Verlauf bestimmt wird.

Als Ergebnis erhält man die folgenden Parameter:

	p1	p2	p3	p4
$p_{i,a}$	0.0006	-0.0003	-0.0351	-0.0030
$p_{i,b}$	0.3260	-1.1074	-9.0541	0.1836
$p_{i,c}$	0.0616	0.1764	5.6978	0.4521
$p_{i,d}$	0.0203	-0.0160	-0.0065	0.0216
$p_{i,e}$	0.2931	2.4324	4.3867	2.2517

Tabelle 3.4 Parameterwerte $p_{i,a}$ - $p_{i,e}$ für die Parameter p_1 - p_4

Diese eingesetzt in die Gleichung 3.22 liefern den in Abbildung 3.15 abzulesenden Angepaßten Verlauf der Kurven.

3.2.4.3 Zusammenfassung

Zusammenfügung der entwickelten Gleichungen:

$$L(P, F) = Lin(P, F) + Abweichung(P, F)$$

$$Lin(P, F) = 1.0548 \cdot e^{-\frac{F}{0.0024} - 0.2949} \cdot P + 18.5498 + 0.0083 \left(109.4249 \cdot e^{-\frac{F}{109.4249}} - 232.9918 \cdot e^{-\frac{F}{232.9918}} \right)$$

$$Abweichung(P, F) = p_1 \cdot (\sin(p_2 \cdot x + p_3) + p_4)$$

$$p_i = p_{i,a} \cdot F - p_{i,b} + p_{i,c} \cdot (\sin(p_{i,d} \cdot F + p_{i,e}))$$

mit:

	p1	p2	p3	p4
$p_{i,a}$	0.0006	-0.0003	-0.0351	-0.0030
$p_{i,b}$	0.3260	-1.1074	-9.0541	0.1836
$p_{i,c}$	0.0616	0.1764	5.6978	0.4521
$p_{i,d}$	0.0203	-0.0160	-0.0065	0.0216
$p_{i,e}$	0.2931	2.4324	4.3867	2.2517

Tabelle 3.4 Parameterwerte $p_{i,a}$ - $p_{i,e}$ für die Parameter p_1 - p_4

Mit den Gleichungen wird das Verhalten des Muskels unter verschiedenen Belastungszuständen wie in den vorhergegangenen Lektionen berechnet. Als Ergebnis der Berechnung erhält man das Druck-Kraft-Längen-Diagramm:

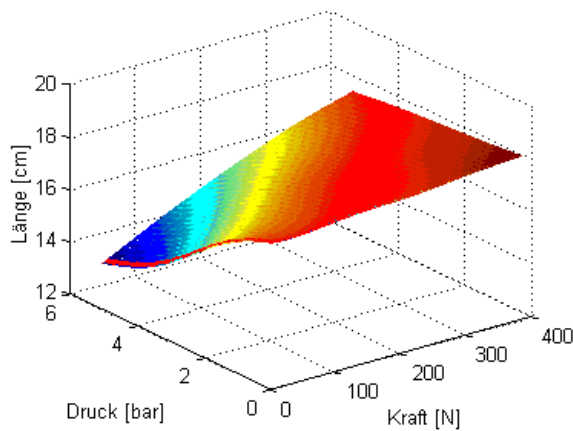


Abb. 3.16 Druck-Kraft-Längen-Zusammenhang

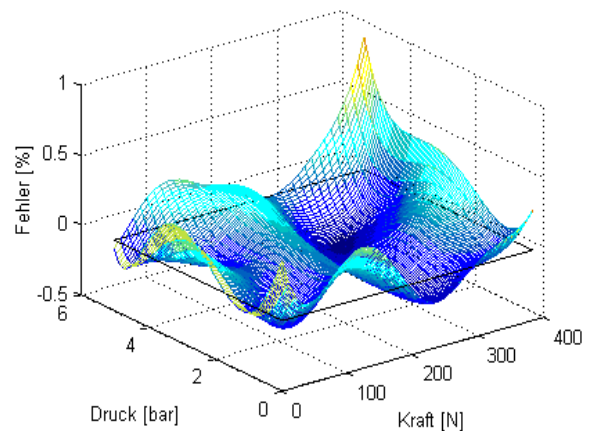


Abb. 3.17 Darstellung des rel. Fehlers bezogen auf die Ausgangslänge des Muskels

Man kann den typischen Verlauf der Länge des Muskels über den Druck und die Kraft erkennen. Der Verlauf der Länge über die Kraft wirkt leicht linearisiert, verglichen mit dem gemessenen Verlauf. Wirft man einen Blick auf den in Abbildung 3.17 dargestellten prozentualen Fehler der Berechnung, bezogen auf die Ausgangslänge des Muskels, bestätigt sich diese Vermutung. Die Variation des Fehlers über die Kraft ist deutlich größer als über den Druck. Der maximale Fehler ist mit 0.9 % der gesamt Länge klein (ca. 1.7 mm). Ein Nachteil dieses Verfahrens ist, wie bei der Modellbildung mit einem Polynom, die Skalierbarkeit (vgl.3.2.2).

Das gute Ergebnis hinsichtlich des prozentualen Berechnungsfehlers (Abb. 3.17) gilt nur in dem Arbeitsbereich von 0 - 5 bar und einer Kraft von 0 - 400 N. Außerhalb dieses Bereiches weicht die Berechnung stärker von der Realität ab, da sich die modellierte Sinusschwingung fortsetzt, der Muskel in der Realität aber bei höherem Druck kaum noch Veränderungen der Länge zeigt.

Ein weiterer Nachteil ist, daß aufgrund der Kombination von exponential- und trigonometrischen Funktionen eine Umstellung der Gleichung nach der Kraft nicht möglich ist. Es muß immer ein Gleichungslöser eingesetzt werden um für eine gegebene Konstellation von Druck und Länge die Kraft zu berechnen.

3.2.5 Entscheidung für ein Modell

	Polymodell	Federmodell	Sinusmodell
Anschaulichkeit der Modellgleichung	--	++	0
Genauigkeit der Berechnung	++	0	+
Skalierbarkeit: Anwendbarkeit der Modellgleichung außerhalb des Bereiches von 0-5 bar und 0-400 N	--	+	--

Tabelle 3.5 Darstellung der Vor bzw. Nachteile jedes Modells

Die Entscheidung fällt auf das Feder-Masse-Modell.

Ausschlaggebend hier ist vor allem der Vorteil der einfachen und gut greifbaren Modellgleichung, welche sich nach der Kraft umstellen läßt. Dieses und die gute Skalierbarkeit des Modells machen es zu dem Modell, das im Folgenden verwendet wird um ein antagonistisches Muskelpaar, bestehend aus zwei MAS10 mit einer Länge von 175 mm, zu modellieren und zu simulieren.

4 Messung und Modellierung eines antagonistischen Muskelpaars

Nach der physikalischen Modellbildung eines Muskels schließt sich nun die Modellbildung des antagonistischen Muskelpaares an. Zu diesem Zweck wird zunächst der, zur Messung eines Muskels entfernte, zweite Muskel MAS10 175 mm wieder in den Versuchsaufbau eingebaut. Beide Muskeln werden über die Umlenkrolle miteinander verbunden.

4.1 Grundeinstellungen

Aus der ermittelten Gleichung 3.14 berechnet sich eine maximale Dehnung l des Muskels MAS10 175 mm bei einer Kraft F von 400 N von $l = 8.3$ mm.

Der Durchmesser d der Umlenkrolle, an der das Potentiometer befestigt ist, beträgt 48 mm.

Daraus resultiert ein Umfang U der Umlenkrolle von 150.8 mm.

Werden beide Muskeln in ihrer Ausgangslänge von 175 mm verbunden und wird einer der beiden mit einem Luftdruck von 5 bar befüllt, der Gegenmuskel hingegen nicht befüllt, so kann sich die Umlenkrolle nur um einen Winkel θ von:

$$\theta = \frac{\pm 8.3 \text{ mm} \cdot 360^\circ}{150.8 \text{ mm}} = \pm 19.9^\circ \quad \text{drehen.} \quad (4.1)$$

Mit dem beschriebenen Versuchsaufbau soll ein Drehwinkel von $\pm 45^\circ$ realisiert werden (Vorgabe). Das entspricht einer Bogenlänge von 18.8 mm. Das Verbindungsglied zwischen den Muskeln und der Umlenkrolle muß demnach auf beiden Seiten um 10.5 mm länger sein, um diese Vorgabe zu erfüllen. Aus diesem Grund werden die unbelasteten Muskeln mit einem bestimmten Druck gefüllt und erst in diesem Zustand über die Umlenkrolle mit einander verbunden. Der Druck muß genau so hoch sein, daß der Muskel um 10.5 mm kontrahiert. Entspannt man die Muskeln, weist der Verbindungsfaden dann ein Spiel von 10.5 mm auf.

Aus den Meßdaten und Berechnungen des MAS10 mit einer Länge von 175 mm ergibt sich bei einem Druck von 1.9 bar eine Kontraktion des Muskels um 10.5 mm und damit eine gesamte Dehnungslänge von 18.8 mm oder auch ein Drehwinkel von $\pm 45^\circ$.

Werden beide Muskeln entspannt so entsteht in dem Verbindungsfaden ein Spiel von 10 mm. Dieses Spiel kann im entspannten Zustand der Muskeln zu einer unkontrollierten Stellung des an der Umlenkrolle befestigten Zeigers führen. Aus diesem Grund ist es Wichtig den Verbindungsfaden zu jeder Zeit gespannt zu halten so man eine genaue Einstellung des Winkels wünscht.

4.2 Modellierung des antagonistischen Muskelpaares

Es soll versucht werden, den kompletten Versuchsaufbau mit zwei Muskeln und Umlenkrolle (Winkelgeber) zu modellieren und dann zu simulieren.

Im vorhergehenden Abschnitt wurde der Muskel MAS10 durch ein Feder-Masse-Modell modelliert. Dieses Modell soll nun zur Modellierung des antagonistischen Muskelpaares herangezogen werden.

Zunächst wird in der Abbildung 4.1 des Versuchsaufbaus das antagonistische Muskelpaar durch zwei Federsysteme mit einer Masse, der an der Umlenkrolle befestigte Zeiger, ersetzt.

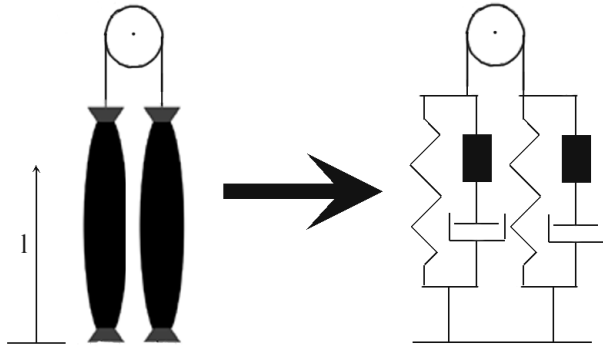


Abb. 4.1 Darstellung des Feder-Masse-Dämpfersystems

Ein solches System bestehend aus zwei Federn k einer Masse m und zwei Dämpfern d läßt sich wie folgt beschreiben:

Ausgehend von dem Impulserhaltungssatz ist:

$$\sum F_i = 0, \text{ für alle Kräfte innerhalb des Bilanzraums.}$$

Setzt man die einzelnen Kräfte ein folgt:

$$F_{d1} + F_{k1} + F_m + F_{k2} + F_{d2} + F_s = 0 \quad (4.2)$$

mit:

$$F_{d1} = d_1 \cdot \dot{l} \quad (4.3)$$

$$F_{d2} = d_2 \cdot \dot{l} \quad (4.4)$$

$$F_{k1} = F_{\max} - \left[(L_{\text{Ausgang}} - L_{\max} - l) \cdot \left(36.7817 - 223.5 \left(0.1511 e^{\frac{P}{0.1511}} - 2.3864 e^{\frac{P}{2.3864}} \right) \right) \right] \quad (4.5)$$

$$F_{k2} = F_{\max} - \left[(L_{\text{Ausgang}} - L_{\max} + l) \cdot \left(36.7817 - 223.5 \left(0.1511 e^{\frac{P}{0.1511}} - 2.3864 e^{\frac{P}{2.3864}} \right) \right) \right] \quad (4.6)$$

$$F_m = m \cdot \ddot{l} \quad (4.7)$$

$$F_s = \text{Störung} \quad (4.8)$$

$$\ddot{l} = \frac{F_{k1} - F_{k2} - (d_1 + d_2) \cdot \dot{l} + F_s}{m} \quad (4.9)$$

Die Umrechnung der Strecke x in den Winkel θ erfolgt durch:

$$\theta = \frac{l \cdot 360^\circ}{U} \quad (4.10)$$

In die Berechnung fließt neben dem Druck in beiden Muskeln auch der Winkel θ ein. Die Modellierung des Drucks in den Muskeln erfolgt nach Kapitel 3.1.

Zunächst wird die entwickelte Modellgleichung (4.9) in die Programmierumgebung von Simulink™ implementiert.

Im entwickelten Modell in Simulink™ hat man die Möglichkeit, die Ventilstellungen (auf oder zu) der fünf Ventile als Eingangsgrößen für das Modell zu definieren. Man hat aber auch die Möglichkeit, direkt den Druckverlauf in den Muskeln als Eingangsgröße zu benutzen.

Im Folgenden werden für die einzelnen zu untersuchenden Fälle die Ventile in dem Versuchsaufbau willkürlich an bzw. ab geschaltet. Daraus ergeben sich vollkommen stochastische Druckverläufe für beide Muskeln. Diese Druckverläufe sowie die daraus resultierende Winkeländerung der Umlenkrolle werden wie bei den Messungen im 2.Kapitel zu einem PC übertragen und gespeichert.

Die gespeicherten Druckverläufe werden als Eingangsgröße für das entwickelte Simulink™ Modell verwendet. Aus den Eingangsgrößen (Druckverlauf) wird im Modell die Kontraktion der Muskeln und daraus die Stellung der Umlenkrolle berechnet. Die berechneten Daten werden dann mit den am Versuchsstand gemessenen Daten auf etwaige Abweichungen hin verglichen.

Auf Grund der Tatsache, daß die Modellierung eines Muskels einen bestimmten Fehler aufwies, veranlaßt zu der Annahme, daß auch die Modellierung und Simulation des antagonistischen Muskelpaars einen Fehler aufweisen wird.

Untersucht werden im Folgenden zwei verschiedene Fälle:

- Die ungehinderte Bewegung des Muskelpaars
- Die, durch Aufschaltung einer äußeren Kraft gestörte Bewegung

In beiden untersuchten Fällen wird die Dämpfung d_1 bzw. d_2 der Muskeln, die von dem Material bestimmt ist, auf einen festen Wert gesetzt. Da es nicht Teil dieser Untersuchung ist, diese Dämpfung genauer zu bestimmen. Hier ist ein Ansatzpunkt für nachfolgende Untersuchungen. Vermutlich ist es möglich nach Ermittlung der Dämpfung das erhaltene Modell dahingehend zu verbessern.

In der Regelungstechnik spricht man von einer gedämpften Schwingung, wenn $0 < d < 1$ gilt. Aus diesem Grund wählt man, nach erster Näherung, für den Muskel einen Wert von $d=0.5$. Die bewegte Masse hat einen Wert von $m = 0.1$ kg

4.3 Vergleich von Simulation und Messung ohne Störung (die ungehinderte Bewegung)

Im ungestörten Fall ist $F_S = 0$ N

Die beiden Muskeln können ungestört interagieren. In das System fließen außer der Druckluft keine zusätzlichen Kräfte ein. Der an der Umlenkrolle befestigte Zeiger wird in seiner Bewegung nicht behindert.

Die differentielle Modellgleichung (4.9) vereinfacht sich zu:

$$\ddot{l} = \frac{F_{k1} - F_{k2} - (d_1 + d_2) \cdot \dot{l}}{m} \quad (4.11)$$

Der stochastische Druckverlauf für diesen Fall ist in Abbildung 4.2 dargestellt.

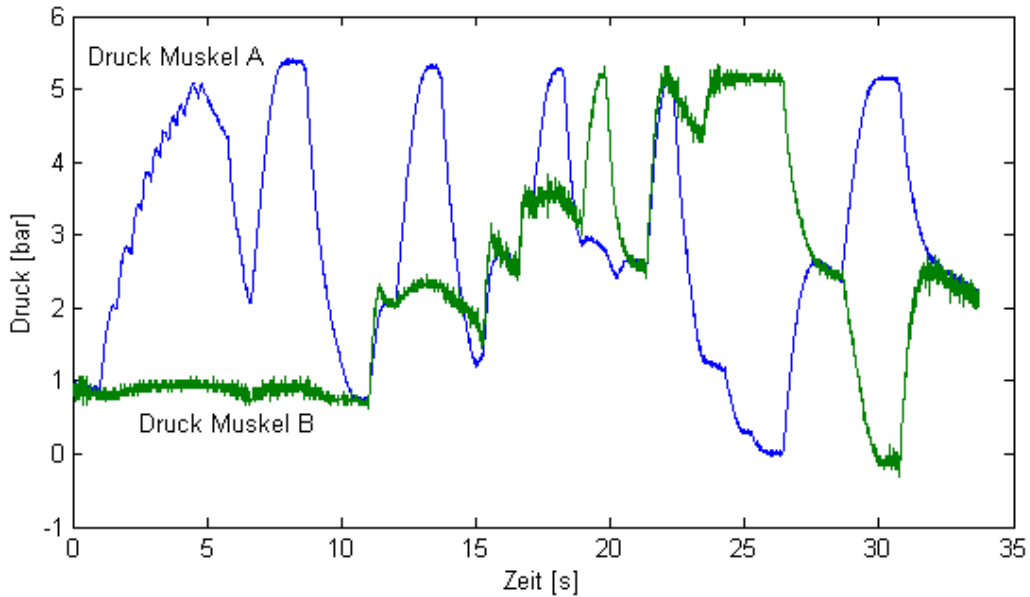


Abb. 4.2 Verlauf der Drücke in beiden Muskeln

Nun wird das entwickelte Modell des Muskelpaars benutzt, um aus diesem Druckverlauf die Position des Zeigers zu berechnen.

Abbildung 4.3 zeigt den berechneten und den gemessenen Verlauf des Winkels des Zeiger über die Zeit. Abbildung 4.4 zeigt den Fehler der Berechnung. Um die Ergebnisse mit den im 3.Kapitel ermittelten Daten vergleichbar zu machen geht man bei der Berechnung des Fehlers folgendermaßen vor: Man ermittelt die Differenz zwischen dem gemessenen und berechneten Winkel, rechnet diesen Drehwinkel wieder auf eine Länge in mm um und setzt sie in Beziehung zur Ausgangslänge des Muskels.

$$Fehler_i = \frac{(\theta_{berechnet,i} - \theta_{gemessen,i}) \cdot U}{360^\circ \cdot L_{AUSGANG} (175 \text{ mm})} \cdot 100 \quad \text{für } i = (0...t) \quad (4.12)$$

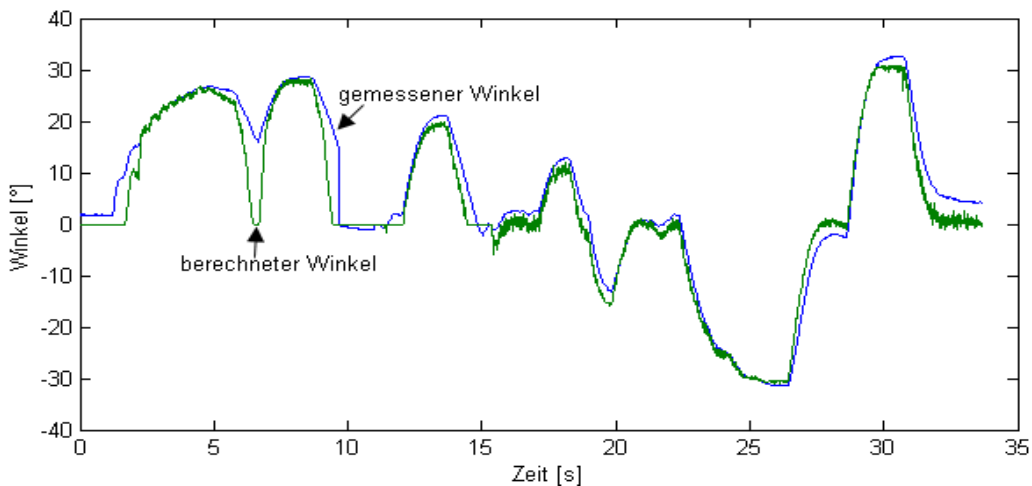


Abb. 4.3 Berechneter und gemessener Winkelverlauf

Man erkennt wie der gemessene Verlauf des Drehwinkels von dem entwickelten Modell nachgeahmt wird. Große Diskrepanzen ergeben sich an den Stellen, an denen der Verbindungsfaden zwischen den Muskeln nicht mehr vollständig gespannt ist (an der Stelle A und B). Hier ergibt die Berechnung einen Winkel von 0° , die Messung einen von 0° verschiedenen Winkel. Das liegt an der Tatsache, daß der Zeiger des Versuchsstandes nach oben gerichtet ist und bei nachlassen der Fadenspannung nicht in die Grundstellung zurück fällt, sondern in der Stellung verbleibt, in der er gerade ist. Das verdeutlicht die Wichtigkeit der erwähnten Vorspannung des Verbindungsfadens. Ist dieser gespannt so liegt der Berechnungsfehler für alle realisierten Druckvariationen von $\pm 2\%$ der Ausgangslänge des Muskels. Er ist damit kleiner als der Berechnungsfehler des einzelnen Muskels. Das läßt sich durch die Fehlerkonstanz einer Kraft gegenüber verschiedenen Drücken erklären. Betrachtet man den Verlauf des prozentualen Fehlers in Abbildung 3.9

so kann man erkennen, daß sich der Fehler bei konstanter Kraft kaum mit dem Druck ändert. Bei Abwesenheit von Störungen wirkt auf beide Muskeln die gleiche Kraft, was zur Folge hat, daß bei der Berechnung des Winkels der prozentuale Fehler nahezu gleich ist, und aus diesem Grund keinen Einfluß auf die Berechnung hat.

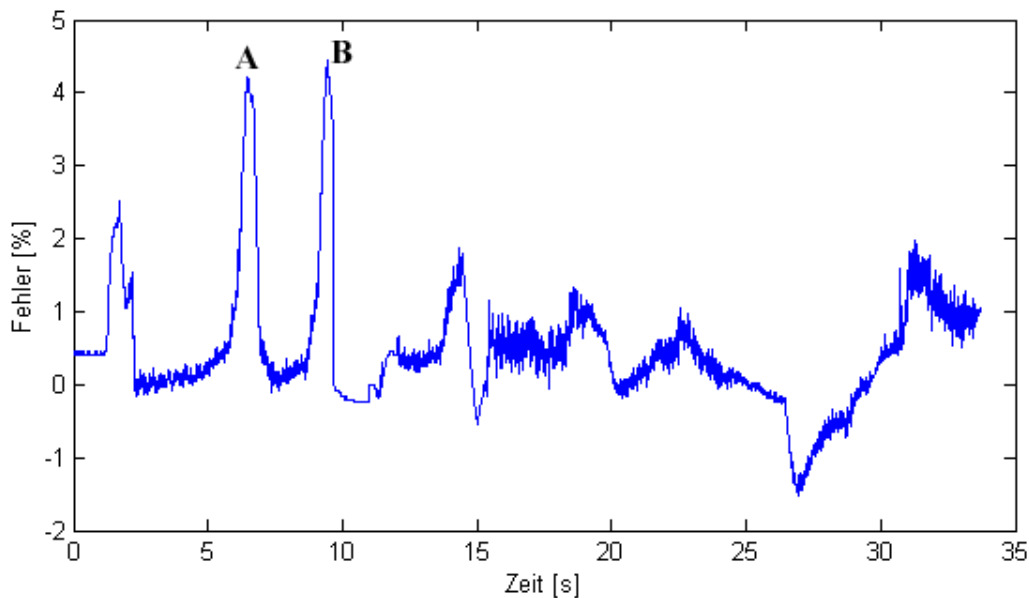


Abb. 4.4 Prozentualer Fehler der Berechnung

4.4 Vergleich von Simulation und Messung mit Störung (die gestörte Bewegung)

Es soll verglichen werden, in wie weit sich die Reaktionen des Versuchsstandes und der Simulation auf eine plötzlich auftretende Störung gleichen. In diesem Fall versteht man unter einer Störung eine von außen einwirkende Kraft F_s . Diese Kraft greift während der Messung des Winkels an dem äußeren Ende des an der Umlenkrolle befestigten Zeigers an. Die Störung wird realisiert durch das anhängen einer Masse von einem Kilogramm. Die Länge des Zeigers im Vergleich zum Durchmesser der Umlenkrolle erzeugt ein Drehmomentverhältnis von 10/1. Eine Kraft wirkt demnach mit dem 10 fachen der realen Gewichtskraft auf das Muskelpaar ein.

Zu berücksichtigen ist, daß die Gewichtskraft der angehängten Masse nur in zwei Positionen des Zeigers komplett tangentiell wirkt, in allen anderen Positionen des Zeigers ist es nur ein Teil der Gewichtskraft, der als Drehmoment auf die Umlenkrolle und damit das Muskelpaar wirkt. Um diesen Teil der Gewichtskraft zu berechnen kann man wie folgt vorgehen:

Bei einem Winkel von $\pm 90^\circ$ ist das Drehmoment maximal. Bei einem Winkel von 0° und von 180° ist das Drehmoment gleich Null.

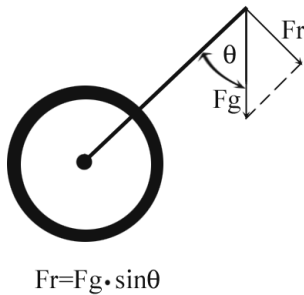


Abb. 4.5 Darstellung der resultierenden Kraft F_r

Die Berechnungsgleichung für den wirksamen Teil der Gewichtskraft ergibt sich aus den trigonometrischen Beziehungen:

$$F_{\text{result.}} = F_g \cdot \sin\theta \quad \text{mit (4.10) folgt:} \quad (4.13)$$

$$F_{\text{result.}} = F_g \cdot \sin\left(\frac{l \cdot 360^\circ}{U}\right) \quad (4.14)$$

Diese Gleichung (4.13) fließt in die Berechnung der Längen der Muskeln und damit des Winkels mit ein. Es ergibt sich aus der Gleichung (4.9) und der Gleichung (4.14) nun:

$$\ddot{l} = \frac{F_{k1} - F_{k2} - (d_1 + d_2) \cdot \dot{l} + F_g \cdot \sin\left(\frac{l \cdot 360^\circ}{U}\right)}{m} \quad (4.15)$$

Die Muskeln werden nun bei der Messung willkürlich mit Druckluft gefüllt damit wird der Zeiger an der Umlenkrolle in eine bestimmte Position gebracht. In dieser Position stoppt die Luftzufuhr und der Zeiger verhart. Es wird nun die angesprochene Masse von einem Kilogramm am äußeren Ende des Zeiger angehängt und die Positionsveränderung des Zeigers gemessen. Die Daten werden wie gewohnt in die Simulation überführt. Hier erfolgt die Berechnung der Positionsänderung aufgrund der Störung. Der Druckverlauf ist in Abbildung 4.6 dargestellt und das Ergebnis der Berechnung in Abbildung 4.7 verdeutlicht.

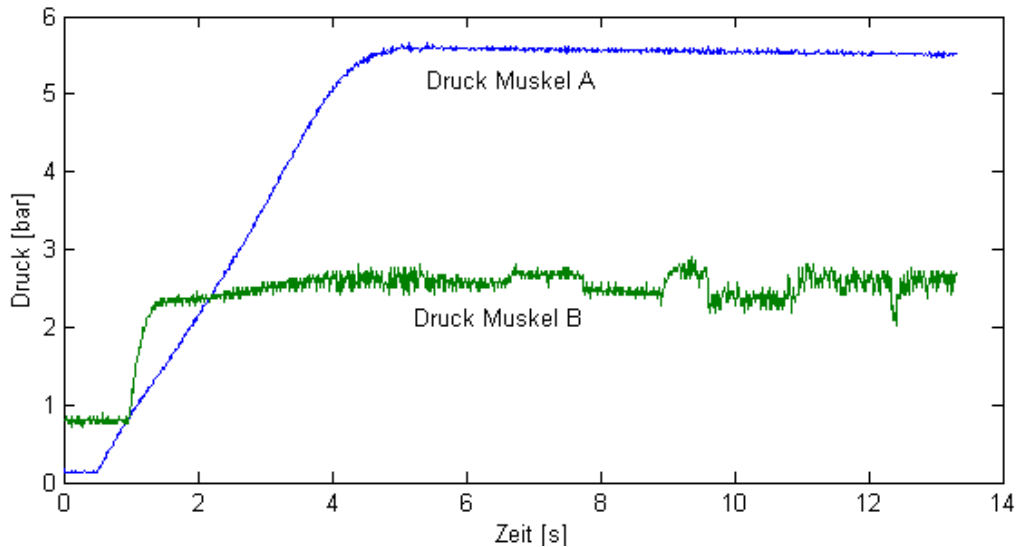


Abb. 4.6 Druckverlauf in den beiden Muskeln

Man kann in Abbildung 4.7 erkennen wie die Änderung der Position des Zeigers aufgrund der plötzlichen Störung bei $t = 7$ s in ihrer Qualität von der Simulation nachvollzogen wird. Ein Unterschied in der Quantität zwischen den berechneten Werten und den gemessenen Werten ist dennoch zu beobachten. Hier spielt der im vorhergehenden Abschnitt angesprochene prozentuale Fehler der Berechnung für einen Muskel wieder eine Rolle. So ist aufgrund der Störung die Belastung des einen Muskels größer als die des Anderen. Man befindet sich demnach auf zwei unterschiedlichen Belastungsstellen in der Abbildung 3.9. Der Berechnungsfehler ist für beide Muskeln unterschiedlich und fällt damit nicht aus der Berechnung des Winkels heraus. Er ist um so größer je stärker die Störung und damit je weiter der Abstand zwischen den Belastungskurven ist. Nach abklingen der Störung liegen die beiden Kurven in der Abbildung 4.7 wieder dicht beieinander, da die Belastung beider Muskeln wieder gleich ist.

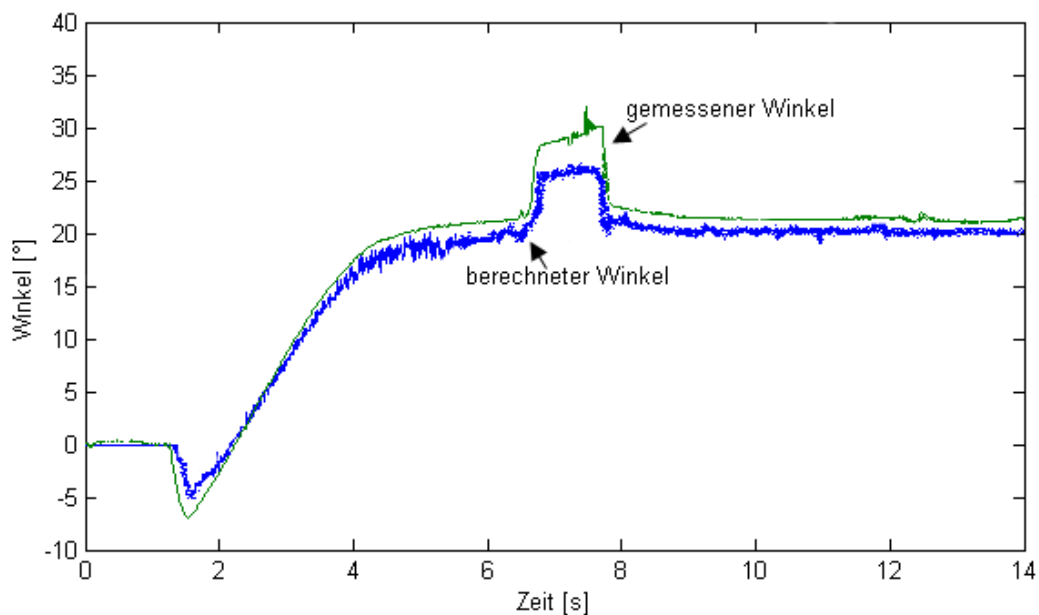


Abb. 4.7 Verlauf des berechneten und gemessenen Winkels

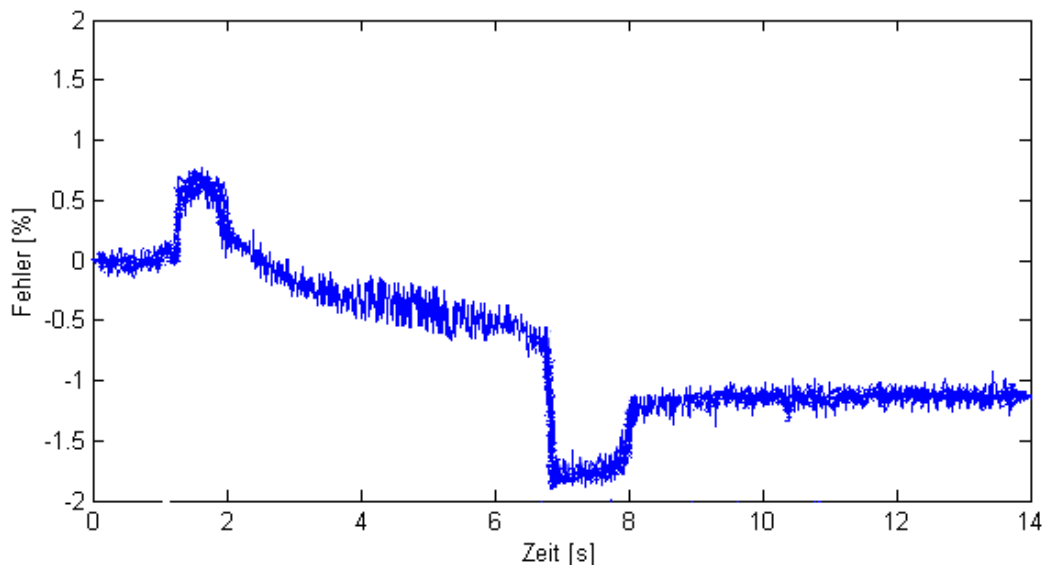


Abb. 4.8 Prozentualer Fehler der Berechnung

Das beschriebene Verhalten des Fehlers läßt sich in der Abbildung 4.8 nachvollziehen. Zunächst ist der berechnete Winkel zu groß daraus ergibt sich eine positive Abweichung, dann ist der berechnete Winkel zu klein es ergibt sich eine negative Abweichung der Berechnung gegenüber dem gemessenen Winkel.

5 Schlußbetrachtung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde zunächst auf den Aufbau eines "Fluidic Muscle" eingegangen. Drei dieser Muskeln wurden experimentell untersucht, d.h. es wurden signifikante Messungen durchgeführt. Mit den gesammelten Meßdaten wurde für den MAS10 mit einer Länge von 175 mm eine Modellbildung auf drei verschiedene Arten gemacht, diese Modelle wurden verglichen und man hat sich für das Modell des Feder-Masse-Systems entschieden. Mit diesem Modell wurde zum Schluß ein antagonistisches Muskelpaar simuliert und mit der Realität verglichen.

Zusätzlich ist eine Arbeitsanweisung und ein Programm entstanden. Mit Hilfe der Arbeitsanweisung ist man in der Lage einen neuen, bisher noch nicht untersuchten Muskel, zu vermessen. Man hat die Möglichkeit die erhaltenden Meßdaten in das Programm Matlab™ zu überführen und dort mit Hilfe des entwickelten Programms (siehe Anhang) eine Modellbildung zu machen. Dies kann auf die erwähnten drei Arten erfolgen. Das entwickelte Modell der Feder ist das empfehlenswerteste, da es einfach und übersichtlich ist und dennoch ausreichende Genauigkeit bei der Simulation des Muskels bzw. des antagonistischen Muskelpaars bietet.

Die Vollständige Untersuchung eines neuen Muskels dauert bei Absolvierung sämtlicher Arbeitsschritte und der Zuhilfenahme der entwickelten Software etwa 3 Tage. Nach dieser Zeit kann man den neuen Muskel mit dem entwickelten Modell beschreiben.

6 Anhang

Programmauflistung der Matlab™ Programme

```
function Modellbildung (P,F,L,modell,varargin)

% Zur Berechnung der verschiedenen Modelle werden folgende Daten benötigt:
% 1. P      = Druckvektor
% 2. F      = Kraftvektor
% 3. L      = Längenmatrix(P,F)
% 4. modell = Die Form der Modellbildung
% 5. varargin = Zusätzliche Parameter für das Federmodell:
%           1. Fmax = maximale Kraft
%           2. Lmax = Länge bei maximaler Kraft
%           3. fw   = Gewichtung der Federkonstanten
%           0     = Mean
%           1-?   = Kraft (Stelle im Vektor F)

switch modell

case 'Feder'
    Fmax=varargin{1};
    Lmax=varargin{2};
    fw=varargin{3};
    MB_Feder0(P,F,L,Fmax,Lmax,fw);

case 'Pol'
    MB_Pol(P,F,L);

case 'Sinus'
    MB_Sinus0(P,F,L)

end
```

```

function MB_Feder0 (P,F,L,Fmax,Lmax,fw)

% 1. Schritt Berechnung der Federkonstanten
Fk=MB_Feder1(P,F,L,Fmax,Lmax,fw);
Feder{ 1 }=Fk;

% 2. Schritt Fit der Federkonstanten
epsilon=1;x=[1 1 1 1];
quallalt=1e20;
while(epsilon>1e-5)
    [xneu,quall]=fminsearch('MB_Feder2',x,[],Fk,P);
    epsilon=(quallalt-quall)^2;
    quallalt=quall;
    x=xneu;
end
Feder{ 2 }=x;
assignin('base','Feder',Feder);

% 3. Schritt Bilerzeugung
MB_Feder3(P,F,L,Fmax,Lmax,x);

function Fk= MB_Feder1(P,F,L,Fmax,Lmax,fw)

%   P   = Druckvektor
%   F   = Kraftvektor
%   L   = Längenmatrix
%   Fmax = Kraft zur Erreichung der maximalen Länge
%   Lmax = maximale Länge bei Fmax
[n,m]=size(L);
for i=1:n
    for j=1:m
        dl(i,j)=Lmax-L(i,j);          % Längendifferenz
        Fkk(i,j)=(Fmax-F(j))/dl(i,j); % Federkonstante
    end
end
if fw==0
    Fk=mean(Fkk,2);                  % Mittelung der FK
else
    Fk=Fkk(:,fw);
End

function fehler= MB_Feder2(x,fk,P)

% P = Druck
% x = Parameter
% fk = bestimmte Federkonstante
f1=x(1)*exp(-(P./x(1)));
f2=x(2)*exp(-(P./x(2)));
fkneu=(x(3)-x(4)*(f1-f2));
fehler=sum((fk-fkneu).^2);

```

```

function MB_Feder3(P,F,L,Fmax,Lmax,x)

[n,m]=size(L);
f1=x(1)*exp(-(P./x(1)));
f2=x(2)*exp(-(P./x(2)));
Fk=(x(3)-x(4)*(f1-f2))';
for i=1:n
    for j=1:m
        Lneu(i,j)=Lmax-(Fmax-F(j))/(Fk(i));
    end
end
Fehler=(Lneu-L)/L(1,1)*100;

figure(1)
mesh(F,P,Lneu);
xlabel('Kraft [N]');
ylabel('Druck [bar]');
zlabel('Länge [cm]');

figure(3)
plot(P,Lneu,'r',P,L,'b');
ylabel('Länge [cm]');
xlabel('Druck [bar]');

figure(4)
mesh(F,P,Fehler);
hold on;
Z=zeros(2,2);
surf([0,max(F)], [0,max(P)],Z);
alpha(0.1);
hold off;
xlabel('Kraft [N]');
ylabel('Druck [bar]');
zlabel('Fehler [%]');

```



```

function MB_Pol(P,F,L)

[n,m]=size(L);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
for i=1:n
    Xf(i,:)=F;
end
for i=1:m
    Xd(:,i)=P';
end

poly=polyfit2d(Xd,Xf,L,5,3);
WERT=polyval2d(poly,Xd,Xf);
Fehler=(WERT-L)/L(1,1)*100;

assignin('base','Poly',poly);

figure
mesh(F,P,WERT);
xlabel('Kraft [N]');
ylabel('Druck [bar]');
zlabel('Länge [cm]');
shading interp;
figure
mesh(F,P,Fehler);
hold on;
Z=zeros(2,2);
surf([0,max(F)],[0,max(P)],Z);
alpha(0.1);
hold off;
xlabel('Kraft [N]');
ylabel('Druck [bar]');
zlabel('Fehler [%]');
shading interp;

```

```

function MB_Sinus0(P,F,L)
Sinus{1}=P; Sinus{2}=F; Sinus{3}=L;
[Sp,Sf]=size(L);

% 1. Schritt: Berechnug der Parameter m,n und abw Steigung,Startwert und Abweichung
[Sn,Sm,Sabw]=MB_Sinus1(P,F,L);

% 2. Schritt: Fit des Parameters n
epsilon=1;
quallalt=1e20;
xs2=[18 0.2 160 150];
while(epsilon>1e-14)
    [xs2n,quall]=fminsearch('MB_Sinus2',xs2,[],Sn,F);
    epsilon=(quallalt-quall)^2;
    quallalt=quall;
    xs2=xs2n;
end
Sinus{4}=xs2;

% 3. Schritt: Fit des Parameters m
epsilon=1;
quallalt=1e20;
xs3=[1 1 -0.3];
while(epsilon>1e-10)
    [xs3n,quall]=fminsearch('MB_Sinus3',xs3,[],Sm,F);
    epsilon=(quallalt-quall)^2;
    quallalt=quall;
    xs3=xs3n;
end
Sinus{5}=xs3;

% 4. Schritt: Berechnug der Sinusparameter für die Abweichung
xs4=[1 1 1 1];
for i=1:Sf
    epsilon=1;quallalt=1e10;
    while(epsilon>1e-5)
        [xs4n(i,:),quall]=fminsearch('MB_Sinus4',xs4,[],Sabw(:,i),P);
        epsilon=(quallalt-quall)^2;
        quallalt=quall;
        xs4=xs4n(i,:);
    end
end
xs4=xs4n;
Sinus{6}=xs4;

% 5. Schritt: Fit der 4 Sinusparameter für die Abweichung
xs5=[0.1 0.1 0.1 0.1 0.1];
for i=1:4
    epsilon=1;quallalt=1e10;
    while(epsilon>1e-5)
        [xs5n(i,:),quall]=fminsearch('MB_Sinus5',xs5,[],xs4(:,i),F);
        epsilon=(quallalt-quall)^2;
        quallalt=quall;
        xs5=xs5n(i,:);
    end
end
Sinus{7}=xs5n;

assignin('base','Sinus',Sinus);
% 6. Schritt: Bilderzeugung
MB_Sinus6(Sinus);

```

```
function [Start,Steigung,Abweichung]= MB_Sinus1 (P,F,L)
```

```
[n,m]=size(L);
Start=L(1,:);
for i=1:m
    dl=(L(1,i)-L(end,i))/100;
    Lin(:,i)=[L(1,i):-dl:L(end,i)]';
    Steigung(i)=(Lin(1,i)-Lin(end,i))/(P(end)-P(1));
    Abweichung(:,i)=L(:,i)-Lin(:,i);
End
```

```
function fehler= MB_Sinus2 (x,n,F)
```

```
% P = Druck
% x = Parameter
% n = Startwert
nneu=x(1)-(x(2)*(x(3)*exp(-F/x(3))-x(4)*exp(-F/x(4))));
fehler=sum((n-nneu).^2);
```

```
function fehler= MB_Sinus3 (x,m,F)
```

```
% P = Druck
% x = Parameter
% m = Steigung
mneu=x(1)*exp(-(F./x(2))+x(3));
fehler=sum((m-mneu).^2);
```

```
function fehler= MB_Sinus4(x,A,P,varargin)
```

```
f1=x(1).*(sin(x(2).*P+x(3))+x(4));
fehler=sum((A-f1').^2);
if nargin==4
figure
plot(P,f1,P,A, '*');
end
```

```
function fehler= MB_Sinus5(x,A,F,varargin)
```

```
f1=x(1).*F-x(2)+x(3).*(sin(x(4).*F+x(5)));
fehler=sum((A-f1').^2);
if nargin==4
figure
plot(F,f1,F,A, '*');
end
```

```
function MB_Sinus6 (Sinus)
```

```
P=Sinus{ 1 };
F=Sinus{ 2 };
L=Sinus{ 3 };
n=Sinus{ 4 };
m=Sinus{ 5 };
X=Sinus{ 7 };
[sp,sf]=size(L);
%% %% %% %% %% %% %% %% Kurve mit Sinusabweichungen
```

```
for i=1:sf
    dl=(L(1,i)-L(end,i))/100;
    Lin(:,i)=[L(1,i):-dl:L(end,i)]';
    Steigung(i)=(Lin(1,i)-Lin(end,i))/5;
    Abweichung(:,i)=L(:,i)-Lin(:,i);
end
```

```

figure
plot(P,Abweichung);
title('Abweichung von der Linearität');
ylabel('Abweichung [cm]');
xlabel('Druck [bar]');

H=n(1)-(n(2)*(n(3)*exp(-F/n(3))-n(4)*exp(-F/n(4))));          %%% Berechnung der Länge bei F=0

figure
plot(F,H,F,L(1,:),'*');
title('Länge des Muskels bei einem Druck von 0 bar');
xlabel('Kraft [N]');
ylabel('Länge [cm]');
legend('angepasste Länge','reale Länge');

for i=1:sf                                                    %%% Berechnung der Steigung der Geraden
    dl=(L(1,i)-L(end,i))/100;
    Lin(:,i)=[L(1,i):-dl:L(end,i)];
    St(i)=(Lin(1,i)-Lin(end,i))/5;
end

Steigung=m(1)*exp(-F./m(2))+m(3);                            %%% Steigung der Geraden
figure
plot(F,Steigung,F,St,'*');
title('Steigung des linearen Anteils');
xlabel('Kraft [N]');
ylabel('Steigung [cm/bar]');
legend('angepasste Steigung','reale Steigung');

for i=1:4                                                    %%% Berechnung der Sinuswerte
    K(:,i)=(X(i,1)*F-X(i,2)+(X(i,3).*(sin(X(i,4).*F+X(i,5)))));
    %K(:,i)=X(i,1).*F-X(i,2)+X(i,3).*(sin(X(i,4).*F+X(i,5)));
end

for i=1:sf                                                  %%% Berechnung der Abweichung

    Lin(:,i)=(H(i)-P*Steigung(i));
    Abweichung(:,i)=(K(i,1).*(sin(K(i,2).*P+K(i,3))+K(i,4)));
end

Lneu=Abweichung+Lin;                                       %%% Berechnung der Länge und des Fehlers
Fehler=(Lneu-L)/L(1,1)*100;

figure
mesh(F,P,Lneu)
xlabel('Kraft [N]');
ylabel('Druck [bar]');
zlabel('Länge [cm]');

figure
mesh(F,P,Fehler);
hold on;
Z=zeros(2,2);
surf([0,max(F)], [0,max(P)],Z);
alpha(0.1);
hold off;
xlabel('Kraft [N]');
ylabel('Druck [bar]');
zlabel('Fehler [%]');

```