

4	Modelle für die Muskelmotorik	1
4.1	Gliederung der Muskulatur	1
4.2	Aufbau der Skelettmuskulatur	2
4.3	Mechanische Modelle für die Muskelkräfte	4
4.3.1	Allgemeiner Zusammenhang	4
4.3.2	Spezielle Muskelkraftmodelle	5
4.3.3	Verteilung der Lasten auf verschiedene Muskeln	8
4.3.4	Resultierende Muskelmomente an den Gelenken	10
4.4	Die Muskelgleichungen nach Kryszochn	13
4.4.1	Definition der Modellvariablen und Modellparameter	14
4.4.2	Kräftegleichgewicht	15
4.4.3	Die Aktivierungsdynamik (AD)	16
4.4.4	Das seriell elastische Element (SE)	18
4.4.5	Das parallel elastische Element (PE)	19
4.4.6	Das kontraktile Element (CE)	21
4.4.7	Simulationsergebnisse	26

4 Modelle für die Muskelmotorik

Der Mensch verfügt über eine sehr große Anzahl von Muskel, die für innere und äußere Bewegungen von Gliedern und Organen notwendig sind. Eine Unterscheidung der Muskulatur ist notwendig.

Im Detail werden hier nur Modelle für die Skelettmuskulatur besprochen.

4.1 Gliederung der Muskulatur

Wir unterscheiden zwischen

- a) **quergestreifter Muskulatur** für willkürliche schnelle Kontraktionen im Skelettbereich, die sogenannten Skelettmuskeln, siehe ein Beispiel in Bild 4.1,
- b) **glatter Muskulatur** für unwillkürliche, langsame Kontraktionen, z.B. im Magen und Darm und zwischen
- c) **Mischformen aus glatter und quergestreifter Muskulatur** für autonome Bewegungen, z.B. bei der Herzmuskulatur.

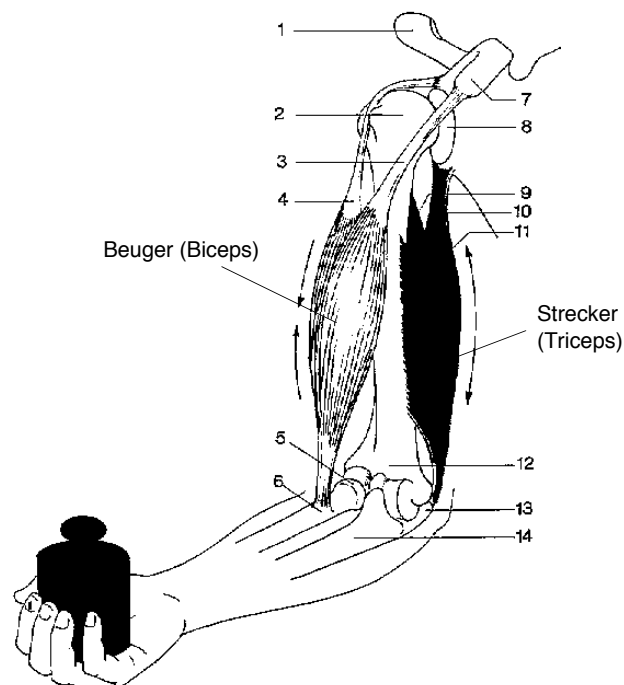


Bild 4.1: Muskel Bizeps und Triceps des Oberarmes als Beispiele für Skelettmuskeln.

Zur Fixierung des Gelenks sind beide Muskel aktiv.

Legende:

- | | |
|-----------|-------------------------------------|
| 1, 7, 8 | = Schulterblatt mit Gelenk |
| 2 | = großer Höcker |
| 3, 4 | = kurzer und langer Kopf des Bizeps |
| 5, 6 | = Radiuskopf des Radius (Speiche) |
| 9, 10, 11 | = obere Köpfe des Triceps |
| 12 | = Oberarmknochen (Humerus) |
| 13 | = Ellbogen |
| 14 | = Elle (Ulna) |

Wir erinnern uns aus Kapitel 2 und 3:

Merke: Ein Muskel kann nur Zugkräfte erzeugen.

Muskeln werden mittels Kraftelemente im MKS modelliert.

4.2 Aufbau der Skelettmuskulatur

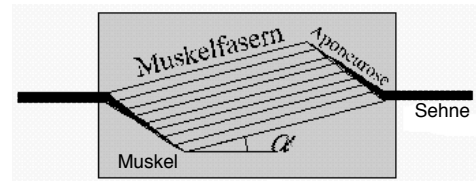
Ein Muskel besteht aus kontraktile Elementen (**Muskelfasern**), dem **Hüllsystem** aus elastischen Fasern, sowie **Bindegewebe** mit Blutgefäßen und Nerven.

Fasern sind zu primären und sekundären **Bündeln**

zusammengefaßt. An den Enden gehen diese Bündel in **Sehnen** (Muskelköpfe) über, siehe Bild 4.1.

Skelettmuskeln sind i.a. gefiedert, d.h. die Faserbündel verlaufen unter einem Fiederungswinkel ca. 5° .

Die Sehnen sind schließlich an den Knochen angewachsen.



Eine Muskelfaser hat eine Länge von 1 mm bis 20 cm, der Durchmesser ist ca. $20\ \mu\text{m}$ – $100\ \mu\text{m}$.

Jede Faser besteht aus **Fibrillen** (Myofibrillen), siehe Bild 4.2.

Zwischen zwei **Z-Banden** (Membran) befindet sich das **Sarkomere**, die kleinste kontraktile Einheit der Muskelzelle. Ihre Ruhelänge ist ca. $2.20\ \mu\text{m}$, die maximale Verkürzung ist ca. 32% auf ca. $1.5\ \mu\text{m}$.

Aus der Z-Bande entspringen nach beiden Seiten dünne I-Banden (**Actinfilamente**).

Außerdem sind an den Z-Banden an dünnen Titinfilamenten dicke **Myosinfilamente** angehängt.

Titinfilamente haben nur eine elastische Wirkung.

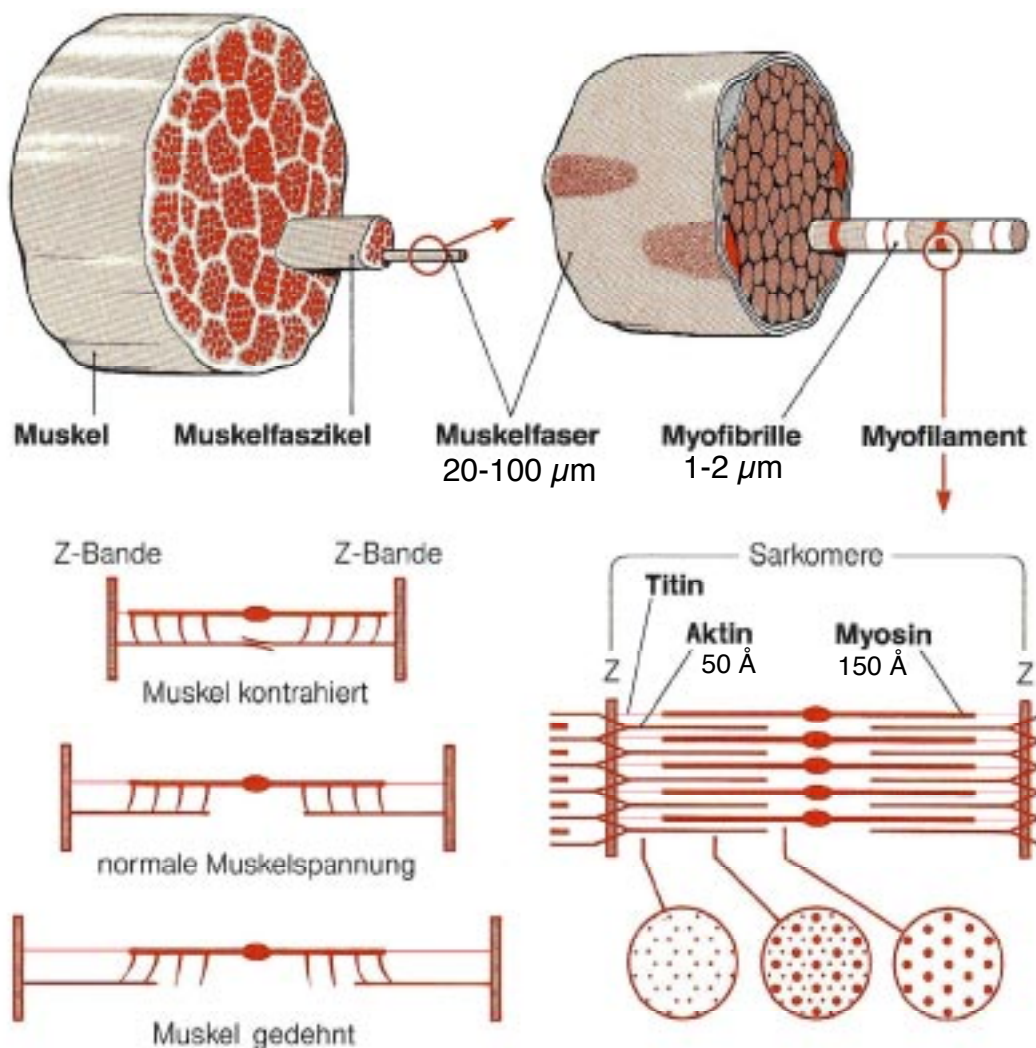


Bild 4.2: Aufbau des quergestreiften Muskels nach Huxley, 1969, Ross et al. 1995

Eine Kontraktion entsteht durch Ineinanderziehen der Aktin- und Myosin-Filamente eines Sarkomeres

Das Ineinanderziehen von Aktin und Myosin erfolgt durch den sogenannten **Querbrückenrudermechanismus**, siehe Bild 4.3. Die Querbrücken verbinden Aktin und Myosin durch eine elektromechanische Kopplung. Jede einzelne Querbrücke kann ihre Verbindung zum Aktin lösen, eine Ruderbewegung ausführen und dann wieder ankoppeln. So werden die Filamente ineinander gezogen. Wenn die Fasern weit auseinandergezogen sind, nimmt die Anzahl der Querbrückenverbindungen ab, dadurch sinkt die Kontraktionskraft. Eine starke Verkürzung der Sarkomere hat zur Folge, daß sich die Aktin- und Myosinfilamente gegenseitig behindern. Die Muskelkraft hängt also von der Sarkomerlänge ab, wobei die Optimallänge in der Mitte zwischen der minimal und der maximal erreichbaren Länge liegt.

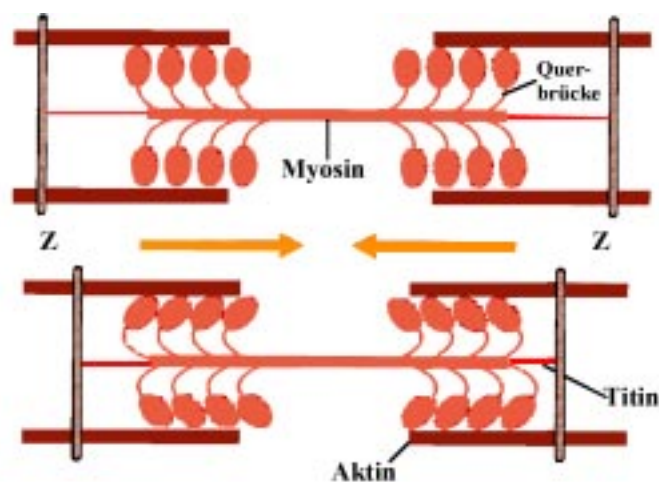


Bild 4.3: Querbrückenrudermechanismus nach Rüegg 1995.

Ein Muskel besteht aus einzelnen **motorischen Einheiten**. Eine motorische Einheit enthält einen Nerv mit dazugehörenden Muskelfasern, (6 - 100).

Die Dosierung der Muskelkraft wird über das zentrale Nervensystem gesteuert. Zum einen wird die Zahl der aktivierten Nerven erhöht, und damit die Anzahl der Bereiche des Muskels, die sich anspannen, zum anderen die Stimulationsrate. Beide Mechanismen haben eine Erhöhung der Kalzium-Ionenkonzentration im Muskel zur Folge, das zeitliche Verhalten dieser Entwicklung nennt man **Kalziumdynamik**. Zur Beschreibung dieses Vorgangs nimmt man den Aktivierungsgrad q . Es handelt sich dabei um einen Wert der zwischen 1 und einem Minimalwert nahe Null liegt (ein Muskel ist niemals völlig entspannt), der das Auf- und Abbauverhalten der Kalzium-Ionenkonzentration mit der Zeit wiedergibt.

Es gibt schnelle und langsame motorische Einheiten. Schnelle Muskelfasern sind für präzise schnelle Bewegungen (Zuckungsdauer < 7 ms), langsame Muskelfasern sind für kraftvolle, lang anhaltende Bewegungen (Zuckungsdauer ≈ 100 ms)

Aktivierung der motorischen Einheit der Muskels kann mit Hilfe der Elektro-Myographie (EMG) gemessen werden

4.3 Mechanische Modelle für die Muskelkräfte

4.3.1 Allgemeiner Zusammenhang

$$\text{Die Zugkraft des Muskels } F_M = \text{Spannung } \sigma \times \text{Querschnitt PCA} \quad (4.1)$$

PCA = physiological cross-section area = Muskelvolumen / wahre Muskellänge in Ruhestellung.

Man unterscheidet folgende **Belastungsarten**:

Isometrische Kraft ist die Kraft bei anhaltend konstanter Muskellänge l_M

Konzentrische Kraft ist vorhanden bei $dl_M/dt < 0$ (Verkürzung des Muskels)

Exzentrische Kraft ist vorhanden bei $dl_M/dt > 0$ (Verlängerung des Muskels)

Die Muskelkraft ist eine **Funktion** der

- ◇ Muskellänge l_M (Bild 4.4)
- ◇ Kontraktionsgeschwindigkeit, Bild 4.5
- ◇ Aktionspotential (Spannung u), Bild 4.6
- ◇ Frequenz des Aktionspotentials
- ◇ Muskelvolumen

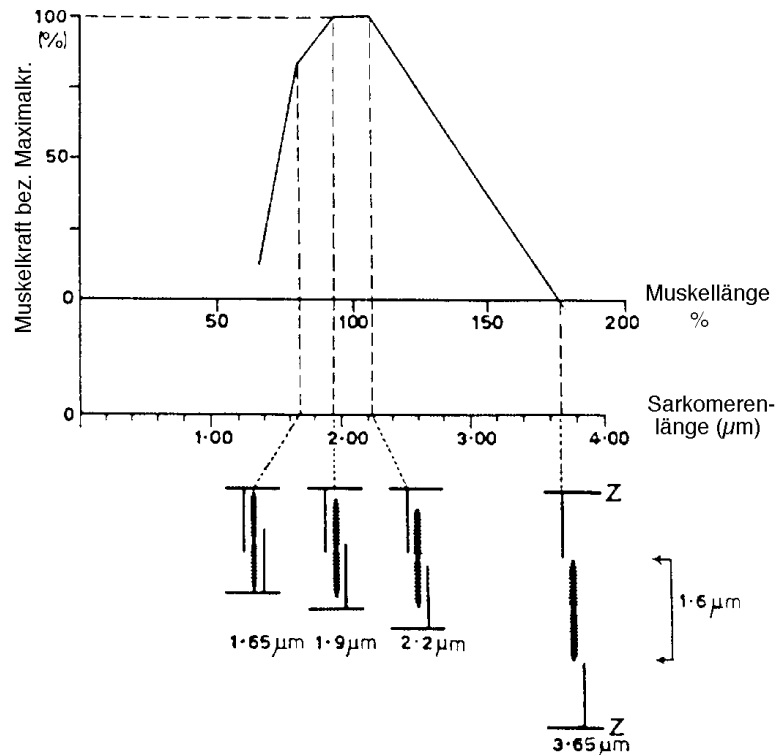
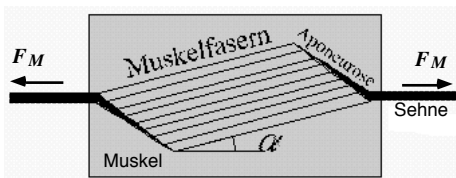
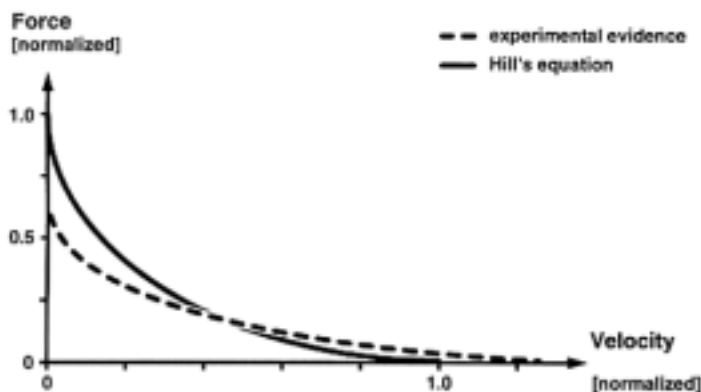


Bild 4.4: Abhängigkeit der Muskelkraft von der Filamentüberlappung bzw. Muskellänge bei isometrischer Kontraktion



Schematic illustration of the difference between theoretical estimation and experimental determination (e.g., Edman, 1979) of the force-velocity relationships.

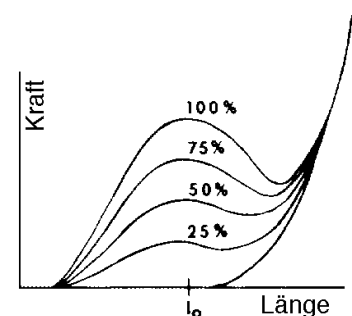


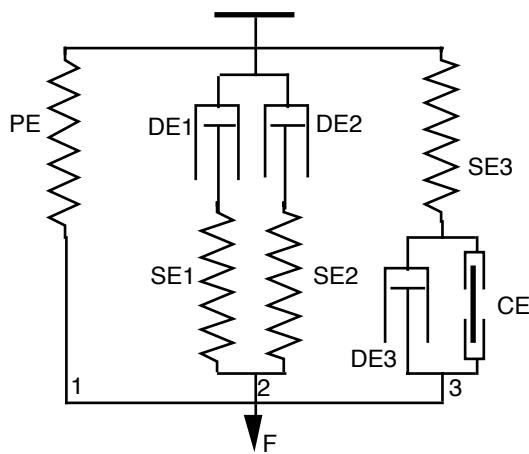
Bild 4.5: Abhängigkeit Muskelkraft von Muskelgeschwindigkeit

Bild 4.6: Abhängigkeit der Muskelkraft von der Muskellänge bei verschiedenen Werten der Muskelaktivierung (Winter, 1990)

4.3.2 Spezielle Muskelkraftmodelle

Modell nach Morecki (Bild 4.7)

$$\text{Muskelkraft } F_M = F_p + F_a, \text{ wo } F_p = \text{passive Kraft, } F_a = \text{aktive Kraft} \quad (4.2)$$



$$F_p = F_1 + F_2, \quad F_a = F_3$$

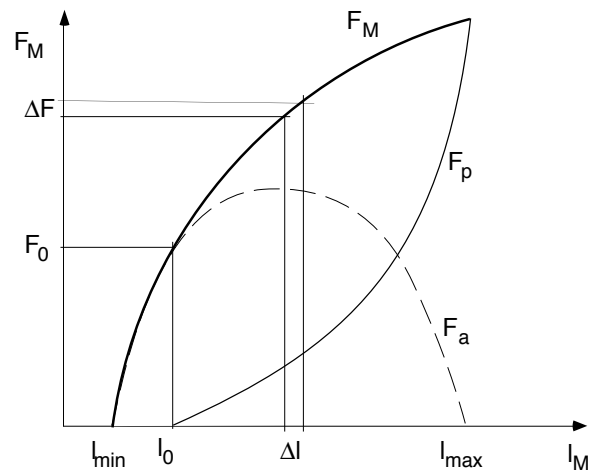


Bild 4.7: Muskelmodell nach Morecki

Legende: CE = Kontraktiler Element
 PE = Parallel-elastisches Element
 SE = Seriell-elastisches Element
 ZNS = Zentrales Nervensystem

AD = Aktivierungsdynamik
 DE = Dämpferelement
 BE = Bridges (Querbrücken)
 q = Aktivierungsgrad

Erklärung der Anteile:

1: passive nichtlineare Feder PE des toten Muskels:

$$F_1 = f_1(l_M)$$

2. passiver, dynamischer Anteil aus SE und DE des **Maxwell Modells** für schnelle und langsame Muskelfasern:

$$dF_2/dt = f_2(l_M, dl_M/dt, F_2)$$

3. aktiver Anteil aus CE mit SE und DE zur Erfassung des stimulierten Muskels:

$$dF_3/dt = f_3(l_M, dl_M/dt, F_3, q)$$

Kombinationen der drei Anteile:

Muskelaktion	Länge $l_M < l_0$	Länge $l_M > l_0$
keine Stimulation, statisch	—	$F = F_p = F_1$
keine Stimulation, dynamisch	$F = F_2$	$F = F_p = F_1 + F_2$
mit Stimulation, statisch	$F = F_a = F_3$	$F = F_1 + F_3$
mit Stimulation, dynamisch	$F = F_2 + F_3$	$F = F_1 + F_2 + F_3$

Übung 4.1 Stelle die Kraftgleichung für die Reihenschaltung von einem linearen Dämpfer DE und Feder SE in Bild 4.7 auf. Wie lautet die Gleichung für die Parallelschaltung von Reihe 1 und Reihe 2 ?

Modell nach Gareis (1992)

$$\text{Aktive Muskelfaserkraft: } \begin{cases} f_a = f_m(l_m), & f_{aN} = \frac{f_a}{f_{a0}} = \exp\left(-\left(\frac{(\varepsilon-1)^\beta - 1}{\omega}\right)^\rho\right), \quad \text{wo} \\ \beta = 0.9634 \left(1 - \frac{1}{ia}\right), & \omega = 0.3532 (1 - ia), \quad \text{Dehnung } \varepsilon = \frac{l_m - l_0}{l_0} \end{cases} \quad (4.3)$$

Die Parameter sind ia , ρ . Weiter sind

l_0 = Ruhelänge des Muskels bei maximaler Aktivkraft $f_a = f_{a0}$

Bündelung der Fasern mit unterschiedlicher Gewichtung mittels K_i :
$$F_a = f_{a0} \sum_{i=1}^m f_{aNi} K_i$$

Modell nach Hoy (1990)

für gefiederte Muskel mit Sehne, vgl. Bild 4.8:

$$\text{Sehnenkraft: } \begin{cases} f_s = f_s(l_m, l_s, \alpha) = f_m \cos \alpha, \\ l_{ms} = l_s + l_m \cos \alpha, \\ f_{sN} = \frac{f_s}{f_0} = \frac{37.5}{l_{sN}} \left(l_{msN} - l_{mN} \sqrt{1 - \left(\frac{\sin \alpha}{l_{mN}} \right)^2} - l_{sN} \right), \\ l_{ms} = l_s + l_m \cos \alpha, \\ l_{sN} = \frac{l_s}{l_0}, \quad l_{mN} = \frac{l_m}{l_0}, \quad l_{msN} = \frac{l_{ms}}{l_0}, \end{cases} \quad (4.4)$$

Modell nach Hill (1938) ergänzt durch Herzog(1994)

Muskelkraft $FM(v_M)$ wo v_M = Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels. Es gilt:

$$v_M = \frac{b(F_0 - F_M)}{F_M + a}, \quad \text{wo } F_0 = \text{max. Kraft für } v_M = 0 \text{ und optimaler Sarkomerlänge.}$$

Die Umstellung liefert:

$$F_M = \frac{b F_0 - a v_M}{b + v_M} \quad (4.5)$$

Die Parameter sind:

$a = 0.25 \cdot 1250 \text{ N}$,

$b = 0.25 \cdot 72 \text{ cm/s}$ für langsame Muskel, $b = 0.25 \cdot 192 \text{ cm/s}$ für schnelle Muskel (Herzog 1994)

Achtung: Parameter sind zudem von der Last abhängig!

Modell nach Falko Kryszohn (1999)

Das Modell ist aus einer Literaturrecherche entstanden und soll für uns die Basis für weitere Betrachtungen sein.

Die vier Komponenten, die den Muskel in diesem Modell repräsentieren, sind (Bild 4.8):

- **AD:** die Aktivierungsdynamik
- **SE:** das seriell elastische Element
- **PE:** das parallel elastische Element
- **CE:** das kontraktile Element

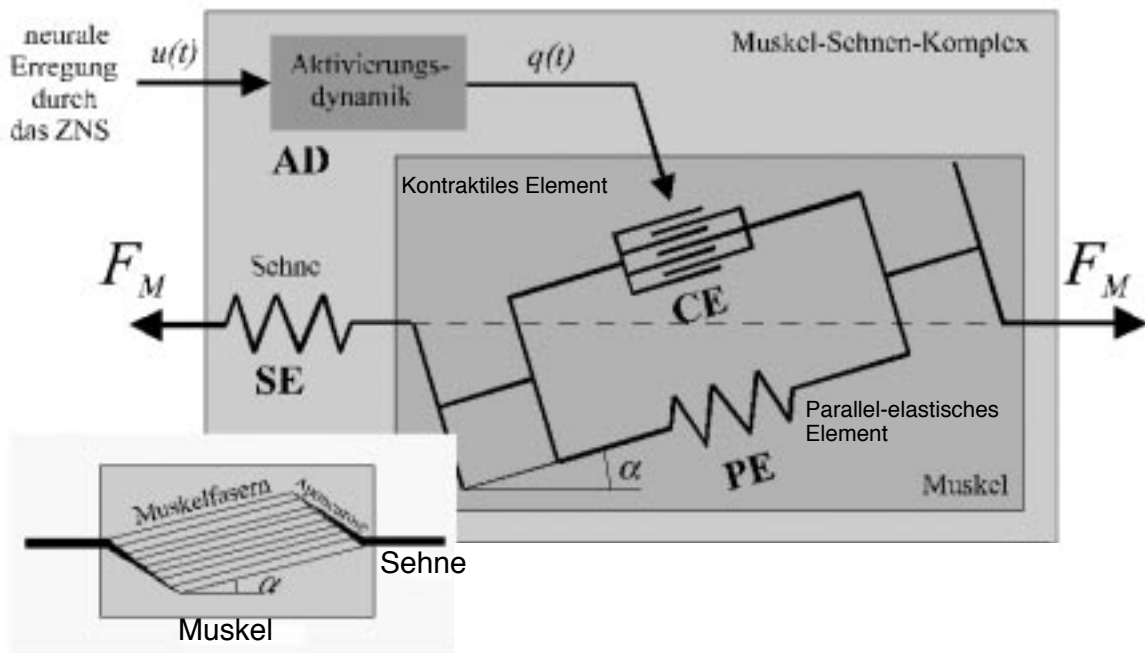


Bild 4.8: Übersicht Muskelmodell nach Kryszohn mit Muskelkraft F_M und Fiederungswinkel α

Die Gleichungen für das Modell sind in Abschnitt 4.4 zu finden.

4.3.3 Verteilung der Lasten auf verschiedene Muskeln

An einem Gelenk sind immer mehrere Muskeln angebracht, deren Kräfteaufteilung mathematisch mehrdeutig ist.

Als Beispiel seien die am Ellbogengelenk beteiligten Muskelkräfte gezeigt, Bild 4.9 und 4.10.

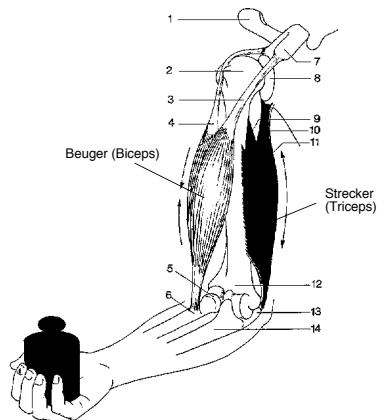


Bild 4.9: Muskelkräfte am Ellbogengelenk.

- 1: Brachialis (PCA = 7 cm²)
- 2: Brachio-radialis (1.5 cm²)
- 3: Bizeps (PCA = 4.6 cm²)

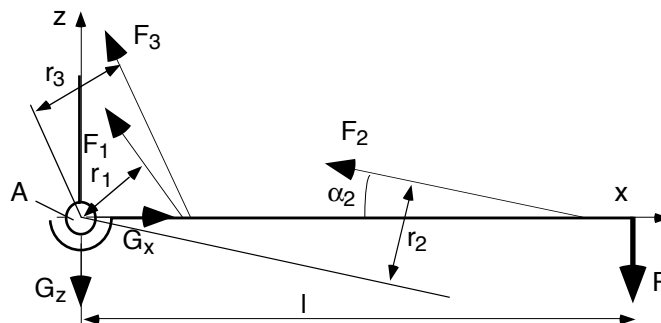
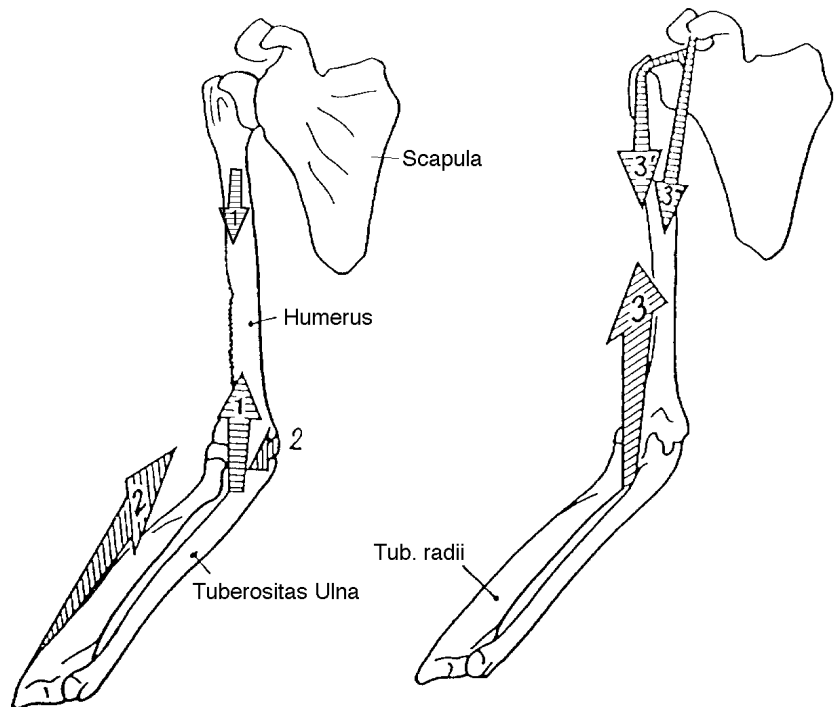


Bild 4.10: Muskelkräfte am Unterarm mit Hebelarm, $P = 60 \text{ N}$, $l = 0.333 \text{ m}$, $r_1 = 3.4$, $r_2 = 7.5$, $r_3 = 4.6 \text{ cm}$

Kräftebilanz am Unterarm mit Ulna (Elle) und Radius (Speiche).

$$\sum M_{(A)} = 0: \quad P l = F_1 r_1 + F_2 r_2 + F_3 r_3 \quad (4.6)$$

$$\sum F_x = 0: \quad G_x = F_1 \cos \alpha_1 + F_2 \cos \alpha_2 + F_3 \cos \alpha_3 \quad (4.7)$$

$$\sum F_z = 0: \quad G_z = F_1 \sin \alpha_1 + F_2 \sin \alpha_2 + F_3 \sin \alpha_3 - P \quad (4.8)$$

Für die drei Kräfte F_1 , F_2 , F_3 steht nur die eine Glg. (4.6) zur Verfügung!

Frage: Welcher Muskel trägt wieviel der Last?

Sind die Muskelkräfte bekannt, können dann die Gelenkkräfte G_x und G_z berechnet werden.

Lösungsansätze (Tabelle 4.2)

1. Nur ein Muskel aktiv: falsch, da EMG alle 3 Muskeln als aktiv anzeigt.
 2. Gleiche Spannung: $\sigma_i = F_i / PCA_i \Rightarrow F_2 = 1.5 / 7.0 * F_1; F_3 = 4.6 / 7.0 * F_1;$
 3. Proportional zur Muskelmasse: $F_3 = F_1, F_2 = F_1 / 2$
 4. Optimierung mit Nebenbedingung $\sum F_i = \min.:$
 5. Optimierung mit Nebenbedingung $\sum \sigma_i = \min.:$
 6. Optimierung mit Nebenbedingung $\sum \sigma_i^3 = \min.:$
 7. Optimierung mit Nebenbedingung $\sigma_i = \min.:$
- ◇ Es sind noch weitere Lösungsvarianten denkbar.

Nr.	Lösungsansatz	Kraft F_1 [N]	Kraft F_2 [N]	Kraft F_3 [N]
1.a	nur F_1	588	0	0
1.b	nur F_2	0	267	0
1.c	nur F_3	0	0	435
2	Gleiche Spannung	249	53	164
3	Proportional zur Muskelmasse	170	85	170
4	Optimierung $\sum F_i = \min.$	0	267	0
5.a	Optimierung $\sum \sigma_i = \min.$ σ_i unbegrenzt	588	0	0
5.b	$\sigma_i < 600$ kPa	420	0	124
5.c	$\sigma_i < 400$ kPa	280	27	184
6.	Optimierung $\sum \sigma_i^3 = \min.$ (Max. Ausdauer)	272	40	168
7.	Optimierung $\sigma_i = \min.$	249	53	164

Tabelle 4.2: Lösungen der Muskelkräfte am Unterarm für das Problem gegeben in Bild 4.9.

4.3.4 Resultierende Muskelmomente an den Gelenken

Um die Aufteilung der Kraftanteile auf die einzelnen Muskel zu umgehen, werden vielfach sogenannte **resultierende Muskelmomente** am jeweiligen Gelenk angebracht. Diese Momente werden aus Daten einer Bewegungsanalyse mit anschließenden Auswertungen und Modellanpassungen ermittelt, vgl. Kapitel 5.

Zwei Modelle für ein resultierendes Muskelmoment sollen genannt werden.

Modell nach Gruber (1987) und Hospach (1993)

Alle am Gelenk beteiligten Muskeln ergeben das resultierende Moment z.B. am Kniegelenk:

Resultierendes Kniegelenkmoment:

$$\dot{M}_i = a \left(1 + b \left(\frac{\dot{z}_s}{\dot{z}_{s0}} - 1 \right) \right) (M_{\max} - M_i) \dot{\phi} \quad \text{wo}$$

\dot{z}_s = Schwerpunktgeschwindigkeit Körper i
 \dot{z}_{s0} = Aufschlaggeschwindigkeit Körper i
 $\dot{\phi}$ = Winkelgeschwindigkeit Körper i
 M_{\max} = max. mögliches Moment
a, b = Parameter

oder

$$\dot{M}_i = a (\phi - \phi_{soll})^b + c (\dot{\phi} - \dot{\phi}_{soll})^d \quad \text{wo}$$

a, b, c, d = Parameter

Modell nach Wallrapp (1999).

Für das resultierende Muskelmoment am Gelenk wird ein Reglermodell (Bild 4.11) angesetzt.

Das Ziel des Reglers ist, ein Moment so zu liefern, dass Soll- und Ist-Gelenkwinkel sich möglichst nahe kommen, siehe Bild 4.12. Dazu sind die Reglerparameter K_p und K_v für Gelenkwinkel φ und Winkelgeschwindigkeit $d\varphi/dt$ erforderlich.

Somit folgt für das resultierende Netto-Gelenkmoment

$$M_{net} = K_v \left(K_p (\varphi_{soll} - \varphi_{ist}) - \dot{\varphi}_{ist} \right) \quad (4.11)$$

Die Funktion $\varphi_{soll}(t)$ wird bei einer Bewegungsanalyse (Ganganalyse) der zu simulierenden Bewegungsaufgabe aufgezeichnet.

Das Ergebnis einer Simulation mit den Ist- und Sollkurven ist in Bild 4.12 zu sehen.

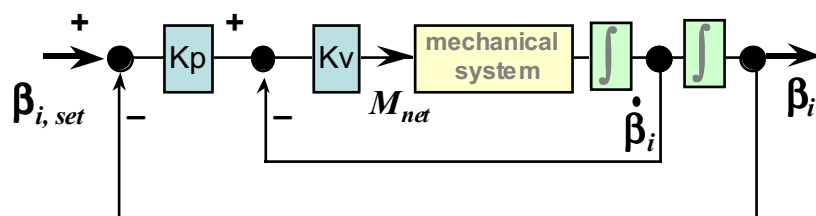


Bild 4.11: Blockschaltbild des Regler-Muskelmodells (Ersetze β durch φ)

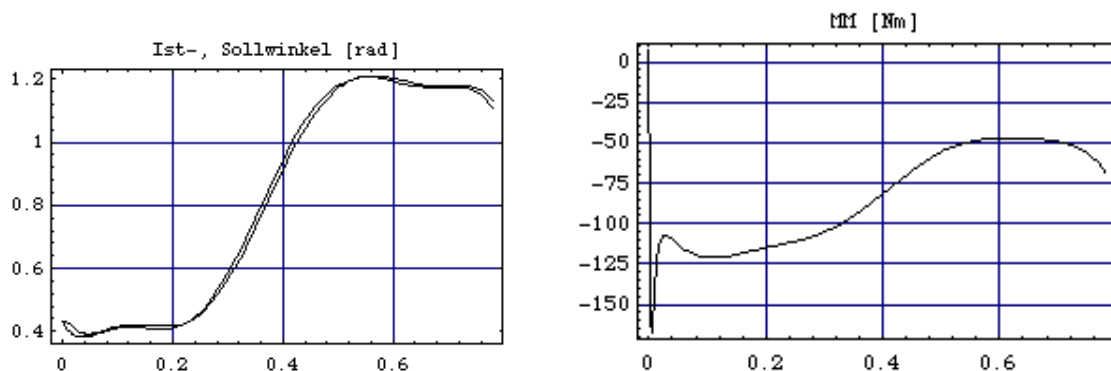


Bild 4.12: Diagramme über Zeit $t(s)$ zum Regler-Muskelmodell mit den Werten $K_v = 150 \text{ Nms/rad}$ und $K_p = 100 \text{ (1/s)}$

Übung 4.2: Erstelle ein Modell für die Kniebewegung des Unterschenkels mit Fuß bez. ruhendem Oberschenkel (Bild 4.13) und berechne das erforderliche Kniemoment, wenn der Kniewinkel $\varphi_{\text{soll}}(t)$ die gegebene Funktion haben soll.

Verwende die Massendaten aus Übung 3.3 (75 kg, 1.8 m):

$$m_1 = 1.088 \text{ kg}, m_2 = 3.488 \text{ kg}, m = 4.575 \text{ kg},$$

$$l_{1y} = 0.070 \text{ m}, l_{2y} = 0.443 \text{ m}, l_y = 0.513 \text{ m},$$

$$l_{S1x} = 0.043 \text{ m}, l_{S1y} = 0.047 \text{ m}, l_{S2y} = 0.192 \text{ m},$$

$$l_{Sx} = 0.010 \text{ m}, l_{Sy} = -0.263 \text{ m},$$

$$l_{Sxx1} = 0.0184 \text{ kgm}^2, l_{Sxx2} = 0.0624 \text{ kgm}^2,$$

$$l_{Ozz} = 0.4696 \text{ kgm}^2, l_{Szz} = 0.1543 \text{ kgm}^2.$$

Muskelmodell nach Wallrapp ($K_v = 150 \text{ Nms/rad}$ und $K_p = 100 \text{ (1/s)}$).

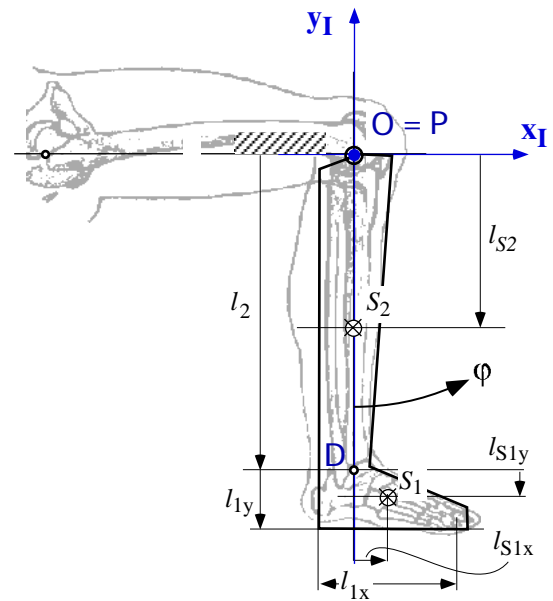
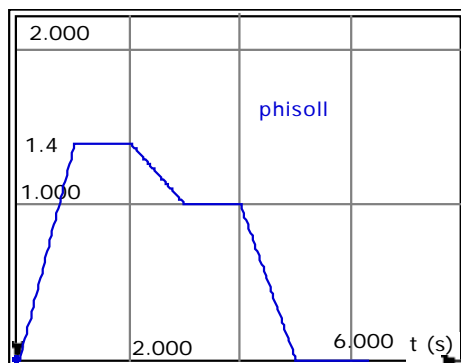


Bild 4.13: Kniebewegungsmodell mit Soll-Kniewinkel



Setze z.B. WorkingModel ein.

4.4 Die Muskelgleichungen nach Kryszo

Der Muskel-Sehnen-Komplex nach Kryszo (1999), siehe Bild 4.15, ist in ein Skelettmodell eingebettet, wie Bild 4.14 zeigt. An den Angriffspunkten (Marker) wirkt die Muskelkraft F_M , axial zwischen den beiden Markern, siehe Bild 2.11. Andererseits liefert das Skelettmodell durch den Abstand der Marker die Muskellänge l_M .

Als weitere Eingangsgröße ist die Erregung der Aktivierung und Deaktivierung mit $u(t)$ bzw. der Aktivierungsgrad $q(t)$ zu berücksichtigen.

Aktivierung

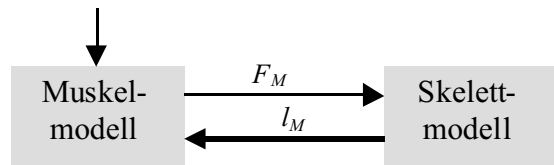


Bild 4.14: Zusammenwirken von Muskelmodell und Skelettmodell

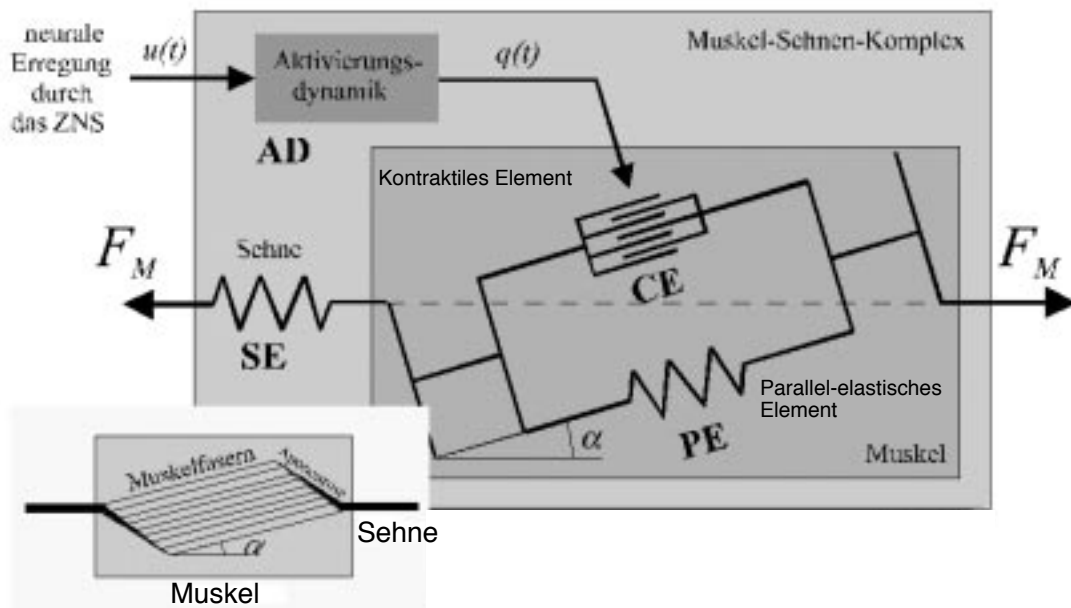


Bild 4.15: Übersicht Muskelmodell nach Kryszo mit Muskelkraft F_M und Fiederungswinkel α

Das Zusammenwirken aller Komponenten des Muskelmodells lässt sich im Blockschaltbild, Bild 4.16, darstellen. Die Kraft der Faser F_{CE} ergibt sich aus der Differenz der Sehnenkraft $F_{SE} = F_M$ und der Kraft der parallelen Elastizität F_{PE} .

Für den Start der Simulation sind die Modellparameter, s. Tab. 4.3, und die Anfangsbedingungen $l_{CE}(t_0) = l_{CE0}$ und $q(t_0) = q_0$ anzugeben. Modelleinschränkungen sind aus Kryszo(1999) zu entnehmen.

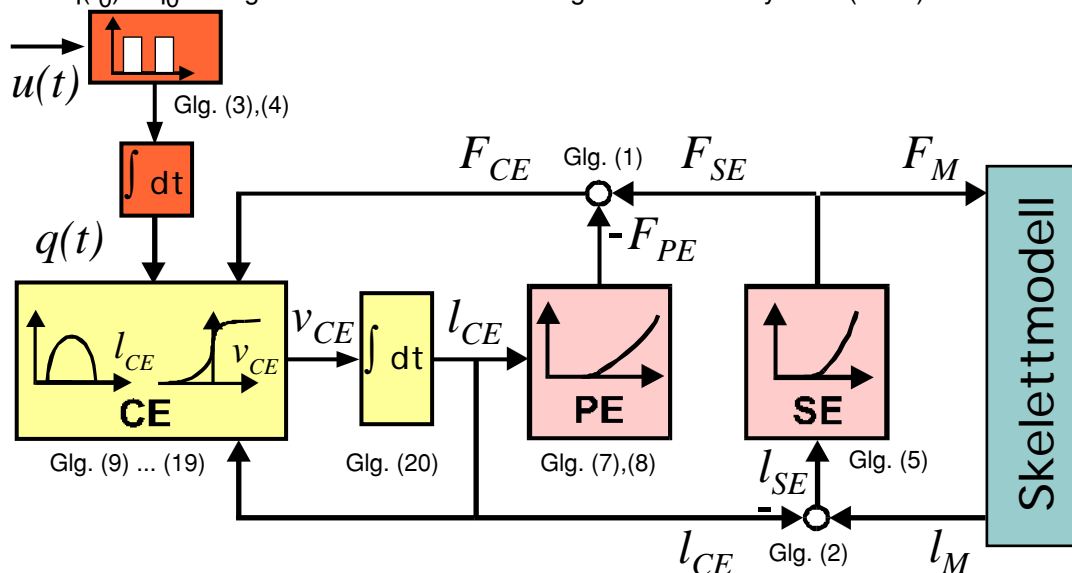


Bild 4.16: Blockschaltbild des Muskelmodells nach Kryszo

4.4.1 Definition der Modellvariablen und Modellparameter

Für das Modell gelten die folgenden Modellvariablen:

- $u(t)$: neurales Erregungssignal [-]
- $q(t)$: Aktivierungsgrad [-]
- F_M : Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes [N]
- l_M : Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes [m]
- l_{CE} : Länge der Muskelfasern bzw. des kontraktiven Elements [m]
- v_{CE} : Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskelfasern [m/s]
- l_{PE} : Länge des parallel elastischen Elements = l_{CE} [m]
- l_{SE} : Länge der Sehne bzw. des seriell elastischen Elements [m]

In Tab. 4.3 sind die Modellparameter für die Muskelgruppe Quadrizep zusammengestellt.

<i>Variable</i>	<i>Benennung</i>	<i>Wert</i>	<i>Dimension</i>
α	Fiederungswinkel	0.0873 5.0	rad Grad
t_{AKT}	Dauer der Aktivierung	Je nach Aufgabe	s
t_{akt}	Aktivierungskonstante	0.02	s
t_{deakt}	Deaktivierungskonstante	0.2	s
q_{min}	Minimalaktivierungsgrad	0.05	–
F_{max}	maximale Muskelkraft unter isometrischen Bedingungen	10064	N
l_{SEopt}	optimale Sehnenlänge	0.346	m
r_{max}	Arbeitsbereich der Sehne bis F_{max}	0.04	–
d	Skalierungsfaktor für Parallelelastizität	0.63	–
l_{CEopt}	optimale Fibrillenlänge == Länge l_{PEopt} bei $F_{PE} = 0$	0.086	m
l_{CE0}	Initial-Fibrillenlänge zum Zeitpunkt t_0	0.094	m
w	Sarkomerlängen-Kraft-Relations	0.5	–
a	Hill-Parameter	1652	N
b	Hill-Parameter	0.177	m/s

Tab. 4.3: Muskel-Sehnen-Parameter für den Beinstrecker-Komplex (Kryszohn 1999).

4.4.2 Kräftegleichgewicht

Betrachtet man die in diesem Modell Kryszo (Bild 4.15) wirkenden Kräfte (Bild 4.17), kommt man auf die folgende Gleichung für die Kraft am Sehnen-Muskel-Komplex unter Berücksichtigung des Fiederungswinkels α

$$\boxed{F_M = F_{SE} = \cos \alpha (F_{CE} + F_{PE})} \quad \text{oder} \quad \boxed{F_{CE} = \frac{F_{SE}}{\cos \alpha} - F_{PE}} \quad (4.4.1)$$

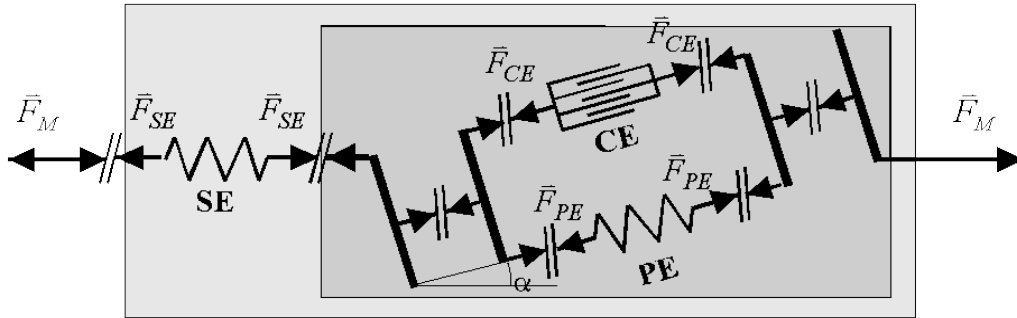


Bild 4.17: Die am Muskel-Sehnen-Komplex wirkenden Kräfte

Für die Änderung der Längen der verschiedenen Komponenten des Muskelmodells ergibt sich aus Bild 4.18:

$$\boxed{l_M = l_{SE} + l_{CE} \cos \alpha} \quad \text{oder} \quad \boxed{l_{SE} = l_M - l_{CE} \cos \alpha} \quad (4.4.2)$$

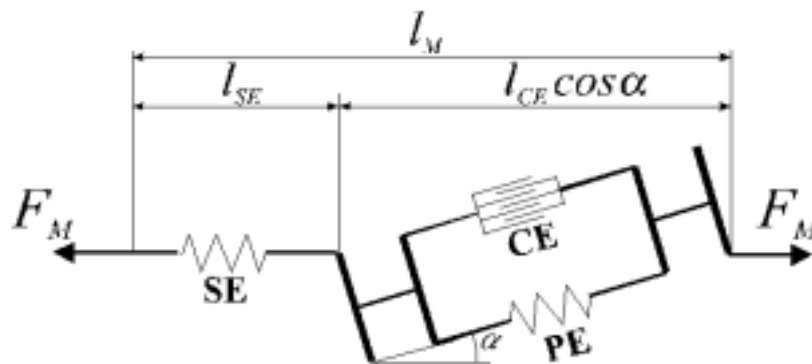


Bild 4.18: Die Längen innerhalb des gefiederten Muskelmodells

4.4.3 Die Aktivierungsdynamik (AD)

Die Aktivierungsdynamik umfaßt die Dynamik der Kalziumionen in den Muskelzellen und deren Einfluß auf den Aktivierungsgrad des Muskels.

Der Aktivierungsgrad wurde ursprünglich durch Hill bereits 1938 verbal auf eine nicht exakte Art und Weise beschrieben (Hill, 1938). Er sprach von einem abrupten Anstieg des Grads auf einen Wert größer als Null zum Zeitpunkt der Aktivierung des Muskels und einem langsamen Absinken mit der Einstellung des Stimulus.

Die physiologische Ereigniskette bis zum Anfang der Kontraktion beginnt mit dem Ankommen des Nervensignals an der motorischen Endplatte einer Muskelfaser. Das Aktionspotential breitet sich dann entlang des transversalen Tubularsystems aus. Nach dem Überspringen auf das longitudinale Tubularsystem erfolgt ein Ausströmen von Ca^{2+} -Ionen aus dem sarkoplasmatischen Reticulum. Die in den interfilamentären Bereich einströmenden Ca^{2+} -Ionen setzen die ATP-Hydrolyse in Gang und setzen sich parallel an die entsprechenden kalzium-bindenden Untereinheiten der Troponinmoleküle. Dieses führt schließlich zu einer Neutralisation des Inhibitoreffekts der Troponin-I-Untereinheiten, worauf die Myosinköpfe in der Lage sind, sich an die Aktinmonomere zu binden. Diese Beschreibung dieses Vorgangs der Aktivierung ist eine stark vereinfachte Darstellung, welche aber den Anforderungen zum Verständnis dieser Arbeit ausreicht. Nähere Informationen finden sich in Herzog (1994) und Rüegg (1995).

Die Funktion $u(t)$ stellt den gewünschten Zustand der neuralen Erregung durch das zentrale Nervensystem dar (Bild 4.19). In der Literatur findet man über die Korrelation zwischen bestimmten (feinmotorischen) Bewegungen und den notwendigen Steuerungsmechanismen durch die neurale Erregung für u nur die Werte 0 und 1. Somit erfolgt lediglich ein Ein- bzw. Ausschalten des Muskelmodells.

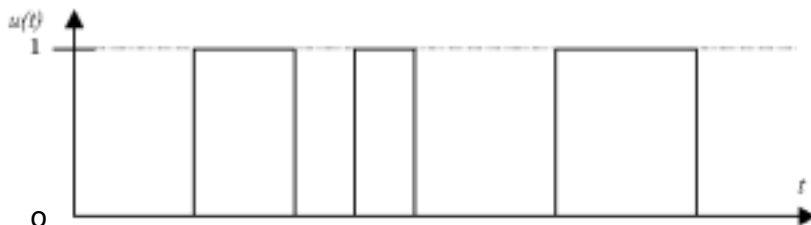


Bild 4.19: Beispiel für $u(t)$

Der Aktivierungsgrad $q(t)$ verhält sich proportional zur Anzahl der Ca^{2+} -Ionen, die an Troponin gebunden sind. Ist die maximal mögliche Anzahl an Bindungsstellen in einem Aktinfilament besetzt, ist $q = 1$. Der Ruhezustand der Muskulatur wird mit q_0 bezeichnet ($q_0 \leq q \leq 1$), siehe Bild (4.2, 4.2)

Pandy et al. (1990) und Zajak (1989) haben eine Differentialgleichung verwendet, die diese Dynamik beschreibt:

$$\text{Aktivierung (u = 1)} \quad \dot{q} = \frac{1-q}{t_{akt}} \quad \text{Lösung für } q(0) = q_0: q(t) = e^{-\frac{t}{t_{akt}}} (q_0 + e^{\frac{t}{t_{akt}}} - 1) \quad (4.4.3)$$

$$\text{Deaktivierung (u = 0)} \quad \dot{q} = \frac{q_{min} - q}{t_{deakt}}$$

$$\text{Lösung für } q(0) = 1: q(t) = e^{-\frac{t}{t_{deakt}}} (1 - q_{min} + q_{min} e^{\frac{t}{t_{deakt}}}) \quad (4.4.4)$$

Die Zeitkonstanten t_{akt} und t_{deakt} sind empirisch ermittelte Werte, die den Kurvenverlauf während Aktivierung und Deaktivierung der Muskulatur beschreiben. Die Konstante q_{min} beschreibt eine untere Grenze der Muskelaktivierung. Man geht davon aus, daß immer eine Grundaktivierung der Muskulatur in Höhe von q_{min} vorliegt. Somit gilt: $q_0 = q_{min}$

Mit $t_{akt} = 20 \text{ ms}$, $t_{deakt} = 200 \text{ ms}$, $q_{min} = 0.05$ (Tab. 4.3) ergeben sich die in Bild 4.20 gezeigten Kurven.

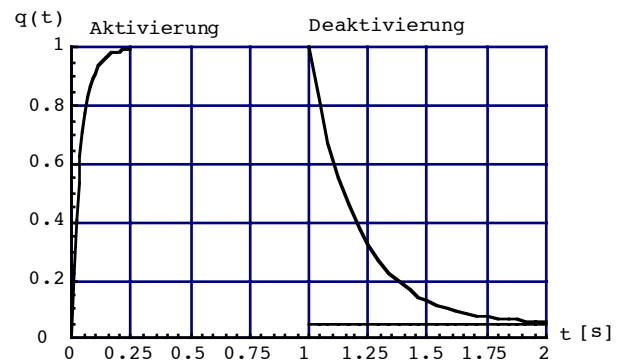


Bild 4.20: Verlauf des Aktivierungsgrad $q(t)$ für Aktivierung und Deaktivierung bei Erregung $u = 1$.

4.4.4 Das seriell elastische Element (SE)

Die Sehne (Tendo) ist in dem verwendeten Modell ein passives Element, das die Kontraktion aber beeinflusst. Die Sehne verbindet den Muskelbauch mit dem Skelett oder mit anderen Muskelbäuchen. Diese Modellerstellung befaßt sich mit den Ursprungs- bzw. Ansatzsehnen, die durch eine Skelettverbindung eine Kraftübertragung bewirken.

Das mechanische Verhalten von Sehnen wird in den meisten Modellen dem einer nichtlinearen Feder gleichgesetzt. Diese Nichtlinearität resultiert aus Inhomogenitäten der kollagenen Fasern, aus denen Sehnen bestehen, und aus geometrischen Effekten. Ab einer bestimmten Länge l_{SEopt} ist die Sehne gestreckt und beginnt sich elastisch zu verhalten.

Die hier angewandte Kraft-Längen-Kurve der aktuellen Sehnenkraft F_{SE} von der Sehnenlänge l_{SE} (Bild 4.21) zur Beschreibung des Sehnenverhaltens wird durch ein Polynom zweiter Ordnung beschrieben. Sie ist gleich der Muskelkraft $F_M(l_{SE})$ (s. Bild 4.17, Glg. (4.4.1)).

$$F_{SE}(l_{SE}) = F_{\max} \frac{(l_{SE} - l_{SEopt})^2}{(r_{\max} l_{SEopt})^2} \quad \text{für } l_{SE} \geq l_{SEopt} \quad \text{sonst} \quad F_{SE} = 0 \quad (4.4.5)$$

Die Modellparameter sind :

- F_{\max} : maximale Muskelkraft unter isometrischen Bedingungen [N]
- l_{SEopt} : die Sehnenlänge [m], bei der die Kraft $F_{SE} = 0$ ist und die Sehne noch vollständig gespannt ist.
- r_{\max} : dimensionsloser Faktor mit dem Wert $r_{\max} = 0,04$; definiert den Arbeitsbereich bis zur maximalen isometrischen Kraft F_{\max} und ist für alle Sehnen im Körper identisch

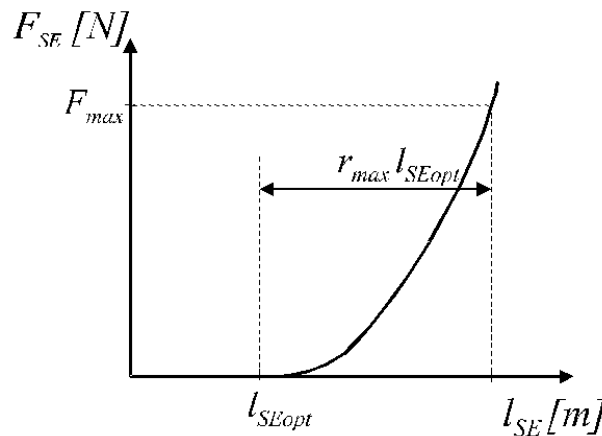


Bild 4.21: Kraft-Längen-Kurve von SE, schematisch

4.4.5 Das parallel elastische Element (PE)

Das parallel elastische Element repräsentiert die elastischen Strukturen, welche sich parallel zu den Kraft erzeugenden Komponenten der Muskulatur befinden. Das Verhalten wird in zu Grunde liegenden Studien ähnlich dem der Sehnen beschrieben. Allerdings sind die parallel zu den Faser liegenden Strukturen wesentlich weniger steif als Sehnen.

Für das Gesetz der Kraft F_{PE} abhängig von der Länge l_{PE} verwendet man ebenfalls ein Polynom zweiter Ordnung (Bild 4.22)

$$F_{PE}(l_{PE}) = d F_{\max} \frac{(l_{PE} - l_{PEopt})^2}{(l_{PEmax} - l_{PEopt})^2} \quad \text{für } l_{PE} \geq l_{PEopt} \quad \text{sonst} \quad F_{PE} = 0 \quad (4.4.6)$$

Die Modellparameter sind, (s. Bild 6.36)

l_{PEopt} : die Länge [m], bei der F_{PE} den Wert Null hat

l_{PEmax} : die Länge [m], bei der die aktive Kraft des Muskelements F_{CE} Null ist

F_{\max} : maximale Muskelkraft unter isometrischen Bedingungen [N]

d : Versteifungsfaktor [-] oder Skalierungsfaktor für Parallelelastizität.

Genaue Angaben über den Wert dieses Faktors konnten nicht gefunden werden. Er leitet sich vielmehr aus den unterschiedlichen Elastizitätskennwerten für das seriell und das parallel elastische Element ab.

Durch die Ergebnisse von Schmalz (1993) kommt man hier auf einen Wert von $d = 0.63$.

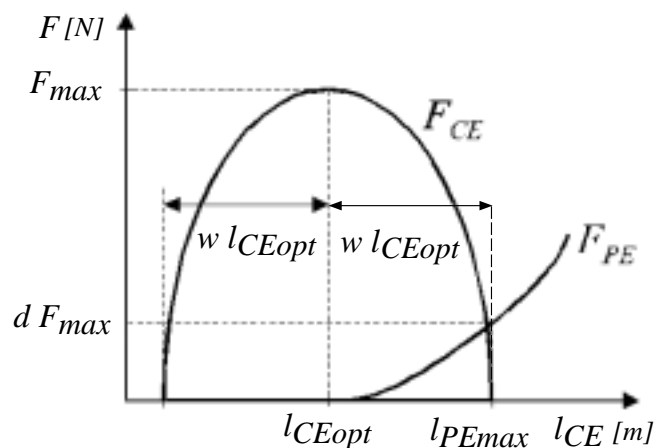


Bild 4.22: Kraft-Längen-Kurve von PE, schematisch

Das parallel elastische Element (PE) und das kontraktile Element (CE) haben aufgrund der Tatsache, daß sie parallel liegen, siehe Bild 4.18, die gleiche Länge. Aus diesem Grund läßt sich das Verhalten von PE auch über Parameter von CE ausdrücken. Hierdurch verringert sich die Anzahl der in das Modell einfließenden Parameter. Es gilt mit dem dimensionslosen Faktor w :

$$l_{PE} \equiv l_{CE} \quad \text{und} \quad l_{PEopt} \equiv l_{CEopt}, \quad \text{isometrische Kraft} \rightarrow l_{PEmax} = l_{CEopt} + w l_{CEopt} \quad (4.4.7)$$

Die neuen Modellparameter sind somit

l_{CEopt} : die Länge [m], bei der F_{PE} den Wert Null hat

w : dimensionslosen Faktor, $w = 0.5$

Mit Glg. (4.4.7) folgt aus Glg. (4.4.6)

$$F_{PE}(l_{CE}) = d F_{\max} \frac{(l_{CE} - l_{CEopt})^2}{(w l_{CEopt})^2} \quad \text{für } l_{CE} \geq l_{CEopt} \quad \text{sonst} \quad F_{PE} = 0 \quad (4.4.8)$$

4.4.6 Das kontraktile Element (CE)

Das Verhalten der krafterzeugenden Komponente eines Muskels, das kontraktile Element, stellt sich als sehr komplex dar. Die Kraft F_{CE} selber ist zunächst aus der Differenz der Kraftanteile Glg. (4.4.1), s. Bild 6.17, gegeben zu

$$F_{CE} = \left(\frac{F_{SE}}{\cos \alpha} \right) - F_{PE} \quad (4.4.9)$$

wo F_{SE} und F_{PE} aus (4.4.5) und (4.4.8) zu berechnen sind.

Die Größe der letztendlich erzeugten Kraft hängt von verschiedenen Faktoren ab. Zum einen gibt es die Sarkomerlängen-Kraft-Beziehung, die den Einfluß der Ausgangslänge der Faser auf die Muskelkraft formuliert. Zum anderen gibt es auch eine Abhängigkeit der Muskelkraft von der Kontraktionsgeschwindigkeit. Umgekehrt kann man sagen: die Kraft F_{CE} hat Einfluß auf die noch unbekannte **Länge** l_{CE} und deren **Längengeschwindigkeit** $v_{CE} = dl_{CE} / dt$. Beide sind für das kontraktile Element verantwortlich.

Kraft-Längen-Relation

Das Polynom, welches das Verhalten der Sarkomerlängen-Kraft-Beziehung simuliert, ist zweiter Ordnung, s. Bild 4.23, und beschreibt zunächst die dimensionslose Kraft f_{isom} , welche das kontraktile Element relativ zu F_{max} isometrisch in Abhängigkeit seiner Länge l_{CE} erzeugt.

$$f_{isom}(l_{CE}) = 1 - \frac{1}{w^2} \left(\frac{l_{CE}}{l_{CEopt}} - 1 \right)^2 \quad (4.4.10)$$

$$\text{für } l_{CEopt}(1-w) = l_{CEmin} \leq l_{CE} \leq l_{CEopt}(1+w) = l_{CEmax}$$

Der Wert liegt im Bereich $0 \leq f_{isom} \leq 1$ und ist von den bekannten Parametern l_{CEopt} und w abhängig.

Aus f_{isom} berechnet man mit dem Aktivierungsgrad q die kontraktile Kraft F_{CE}' in [N], die bei der Geschwindigkeit $v_{CE} = 0$ auftritt:

$$F_{CE}' = q(t) f_{isom}(l_{CE}) F_{max} \quad (4.4.11)$$

Bei voller Aktivierung q und bei optimaler Faserlänge l_{CEopt} (d.h. $f_{isom}(l_{CE} = l_{CEopt}) = 1$) entspricht F_{CE}' der maximalen **isometrische Kraft** F_{max} .

Die in Tab. 6.11 gegebenen Werte ($l_{CEopt} = 0.086$ m, $w = 0.5$) liefern für $l_{CEmin} = 0.043$ m und für $l_{CEmax} = 0.129$ m.

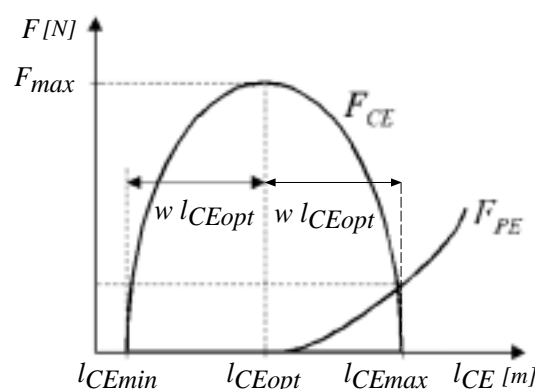


Bild 4.23: Kraft-Längen-Kurve von CE, schematisch

Kraft-Geschwindigkeits-Relation

Neben der Abhängigkeit von der Länge hat auch die Kontraktionsgeschwindigkeit v_{CE} einen Einfluß auf die resultierende Kraft. Die Gleichung, die diese Beziehung beschreibt, basiert auf der bereits angeführten Definition von Hill (Eq 2.1, 1938). Die Parameter **a** und **b** sind zwei muskelspezifische Kennwerte, die aus Messungen gewonnen werden. Soest beschreibt den Zusammenhang zwischen Kraft und Geschwindigkeit in seiner Modellierung in einer modifizierten Form. Man arbeitet mit einer Kraft-Geschwindigkeits-Relation, die in drei Abschnitte eingeteilt ist, s. Bild 4.24:

$$F_{CE} \leq F_{CE}'$$

konzentrischer Bereich, **Verkürzung** der Muskulatur,

Geschwindigkeit negativ ($v_{CE} < 0$)

$$F_{CE}' < F_{CE} \leq F_{CE}^p$$

exzentrischer Bereich, Gegenhaltarbeit,

Verlängerung der Muskulatur, Geschwindigkeit positiv ($v_{CE} > 0$)

$$F_{CE}^p < F_{CE}$$

linearisierter Bereich, Abschnitt des exzentrischen Bereichs für hohe Kraftwerte, Geschwindigkeit positiv ($v_{CE} > 0$)

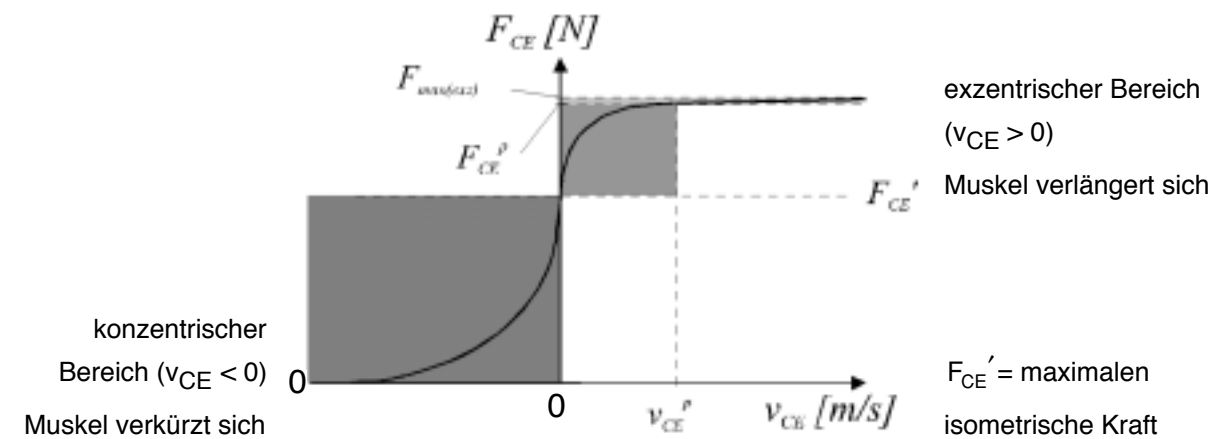


Bild 4.24: Kraft-Geschwindigkeits-Kurve von CE, schematisch

Konzentrischer Teil der Kraft-Geschwindigkeits-Relation (Muskelverkürzung)

Dieser Bereich der F-V-Funktion ($F_{CE} \leq F_{CE}'$, $v_{CE} < 0$) ist der am besten erforschte Bereich bei der Simulation von Skelettmuskulatur. Ein sehr häufiger Anwendungsbereich sind Studien über die Untersuchung von schnellen Muskelkontraktionen wie z. B. Stretksprünge (Pandy et al., 1990; Soest, 1992). Für diesen Fall wird die Geschwindigkeit der Verkürzung als negativ betrachtet. In Soest (1992) findet man die Funktion $v_{CE}(F_{CE})$ zu

$$v_{CE}(F_{CE}, q, f_{isom}) = -l_{CEopt} f_{Akt} \left(\frac{(f_{isom} + a_{rel}) b_{rel}}{\frac{F_{CE}}{q F_{max}} + a_{rel}} - b_{rel} \right)$$

oder umgestellt:

$$F_{CE}(v_{CE}) = q F_{max} \left(\frac{f_{isom} f_{Akt} l_{CEopt} b_{rel} + v_{CE} a_{rel}}{f_{Akt} l_{CEopt} b_{rel} - v_{CE}} \right) \quad \text{für} \quad F_{CE}(0) = q f_{isom} F_{max} \quad (4.4.12)$$

Dabei werden folgende Parameter zusätzlich eingeführt:

Die Parameter a_{rel} [-] und b_{rel} [1/s] stehen in Bezug zu den Hill'schen Parametern **a** [N] und **b** [m/s]:

$$a_{rel} = \begin{cases} a / F_{max} & \text{für } l_{CE} < l_{CEopt} \\ a f_{isom} / F_{max} & \text{für } l_{CE} \geq l_{CEopt} \end{cases}, \quad b_{rel} = b / l_{CEopt} \quad (4.4.13)$$

Bei $v_{CEmin} = -1.078$ m/s (Tab. 4.3) ist die Kraft $F_{CE} = 0$.

Der Parameter f_{Akt} wurde von Soest (1992) eingeführt, um einer von Petrofsky und Philips (1981) nachgewiesenen besonderen Abhängigkeit der konzentrischen Kontraktion von der Aktivierung bei niedrigen Werten von q Rechnung zu tragen. Es gilt:

$$\text{Für } 3.33 q < 1 \quad \text{dann} \quad f_{Akt} = 3.33 q, \quad \text{sonst} \quad f_{Akt} = 1 \quad (4.4.14)$$

Die Funktion q ist gegeben in (4.4.3), (4.4.4) und Funktion F_{CE} durch (4.4.9).

Exzentrischer Teil der Kraft-Geschwindigkeits-Relation (Muskelverlängerung)

Der exzentrische Bereich der Kraft-Geschwindigkeits-Relation ($F_{CE} > F_{CE}'$, $v_{CE} > 0$), Bild 6.38. drückt das Verhalten bei einer Streckung der Muskulatur aus. Proske/Morgan (1987) weisen darauf hin, daß bei einer Belastung der Muskulatur oberhalb von F_{max} , die Steigung der Kraft-Geschwindigkeits-Funktion stark ansteigt, und die Belastung bis auf den 1.6-fachen Wert der maximalen isometrischen Kraft gesteigert werden kann. Zajak (1989) arbeitet in seiner Studie mit einem Wert, der 1.8-fach höher liegt, als F_{max} . Aufgrund der Tatsache, daß diese F-V-Funktion von Soest (1992) übernommen wurde, wird mit einem Wert von $1.5 F_{max}$ gearbeitet.

Eine Anwendung dieses Bereichs der F-V-Relation ist die Simulation von Landevorgängen z. B. nach Sprüngen.

Die Gleichung, welche die exzentrische Kontraktion beschreibt, hat folgende hyperbolische Form:

$$v_{CE}(F_{CE}, q, f_{isom}) = \frac{dl_{CE}}{dt} = \dot{l}_{CE} = l_{CEopt} \left(\frac{\frac{e_1}{F_{CE}}}{\frac{q F_{max}}{q F_{max}} + e_2} + e_3 \right)$$

oder umgestellt:

$$F_{CE}(v_{CE}) = q F_{max} \left(\frac{e_1 l_{CEopt} + e_2 e_3 l_{CEopt} - e_2 v_{CE}}{-e_3 l_{CEopt} + v_{CE}} \right) \quad \text{für } F_{CE}(0) = q f_{isom} F_{max} \quad (4.4.15)$$

Die Parameter e_1 [1/s], e_2 [-] und e_3 [1/s] lassen sich wie folgt durch bekannte Parameter ausdrücken:

$$e_1 = \frac{-0.5 (f_{isom} + e_2)^2 b_{rel}}{f_{isom} + a_{rel}}; \quad e_2 = -1.5 f_{isom}; \quad e_3 = \frac{-e_1}{e_2 + f_{isom}} \quad (4.4.16)$$

Linearisierung des exzentrischen Teils der F-V-Relation für hohe F_{CE}

Aufgrund der asymptotischen Annäherung der exzentrischen F-V-Kurve Glg. (4.4.16) an den Wert $F_{\max\text{-exz}}$, kommt es bei der Berechnung in diesem Bereich zu Problemen. Der Wert v_{CE} reagiert bereits auf kleine Änderungen von F_{CE} sehr empfindlich (s. Bild 4.24).

Um Rechenfehler auszuschließen, wird für die F-V-Funktion eine Linearisierung nach Praxl (1999) für hohe Werte von F_{CE} vorgenommen, d.h. in diesem Bereich folgt die F-V-Relation einer Geraden, die sich aus der Steigung von (4.4.16) an der Stelle F_{CE}^p bestimmt wird.

Der Grenzwert F_{CE}^p berechnet sich wie folgt:

$$F_{CE}^p = 0.9999 \cdot F_{CE}' \quad (4.4.17)$$

Daraus folgt für v_{CE} die Geradengleichung

$$v_{CE}(F_{CE}, q, f_{isom}) = \frac{dl_{CE}}{dt} = \frac{F_{CE} - F_{CE}^p + \hat{F}_{CE} v_{CE}^p}{\hat{F}_{CE}} \quad (4.4.18)$$

Die Werte für v_{CE}^p [m/s] und \hat{F}_{CE} [Ns/m] ergeben sich wie folgt:

$$v_{CE}^p = l_{CEopt} \left(\frac{\frac{e_1}{F_{CE}^p}}{\frac{q F_{\max}}{F_{CE}^p} + e_2} + e_3 \right);$$

oder

$$\hat{F}_{CE} = \left. \frac{dF_{CE}}{dv_{CE}} \right|_{v_{CE}=v_{CE}^p} = -q F_{\max} l_{CEopt} \frac{e_1}{(v_{CE}^p - l_{CEopt} e_3)^2} \quad (4.4.19)$$

Zusammenfassung

Hat man aus (4.4.9) F_{CE} ermittelt, kann man hieraus die dazu erforderliche Geschwindigkeit v_{CE} berechnen.

Die Integration von v_{CE} liefert schließlich die Länge des kontraktiven Elements

$$l_{CE} = \int_{t_0}^t v_{CE} dt + l_{CE0} \quad \text{wo} \quad l_{CE0} = l_{CE}(t_0) \quad (4.4.20)$$

Damit liegen alle Gleichungen zur Berechnung der Muskelkraft F_M aus l_M und q vor, wobei auch zwei Differentialgleichungen für l_{CE} und q zu lösen sind.

Sind hingegen in einem **kinematischen Modell** l_{CE} und v_{CE} gegeben, so würde man mit (4.4.1) die Muskelkraft aus $F_M = F_{SE} = \cos \alpha (F_{CE} + F_{PE})$ berechnen, wo F_{CE} durch (4.4.12) oder (4.4.15) gegeben ist und F_{PE} durch (4.4.8) zu ersetzen ist.

4.4.7 Simulationsergebnisse

Der Unterschenkel wird angehoben, dabei wird der Streckermuskel aktiviert, siehe $q(t)$ in Abb. 5.

Da in gebeugten Zustand ($\phi = 90^\circ$) Sehne und Fibrillen nicht in optimaler Länge sind, wird die Maximalkraft erst später erreicht:

Werte zum Zeitpunkt t_0 - s. Abb. 11, rechts.

$$l_{CE0} = 9.4 \text{ cm, bei } l_{CEopt} = 8.6 \text{ cm,}$$

$$l_{SE0} = 34.8 \text{ cm, bei } l_{SEopt} = 34.6 \text{ cm,}$$

Die Ergebnisse werden mit Mathematica berechnet, siehe Bild 4.25.

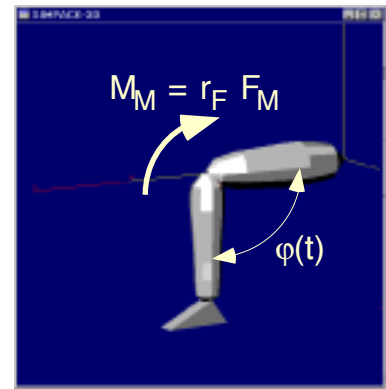
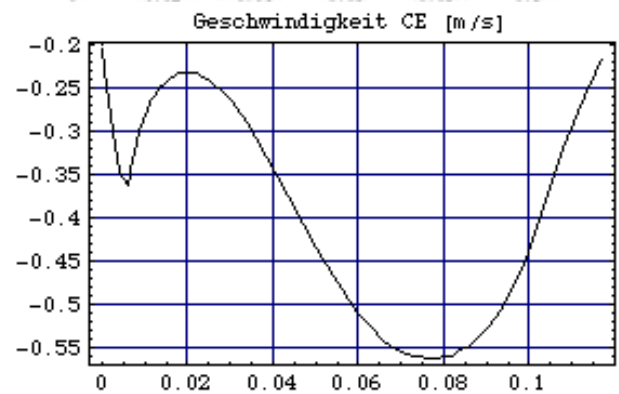
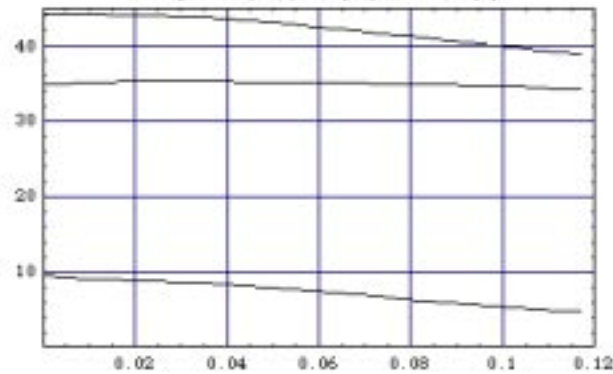
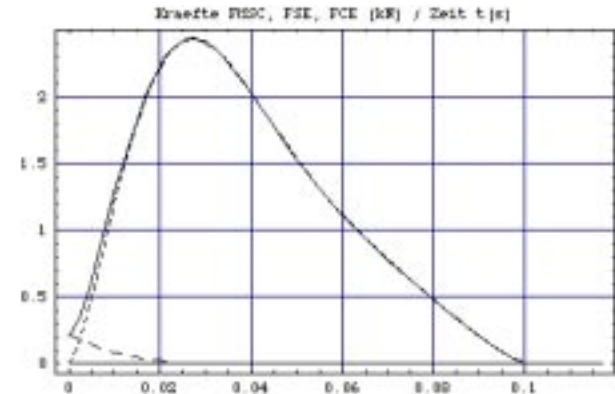
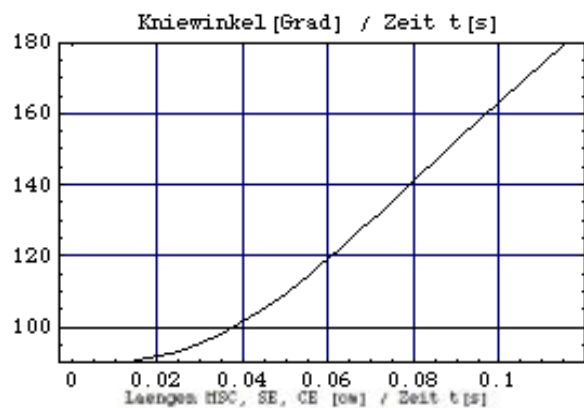
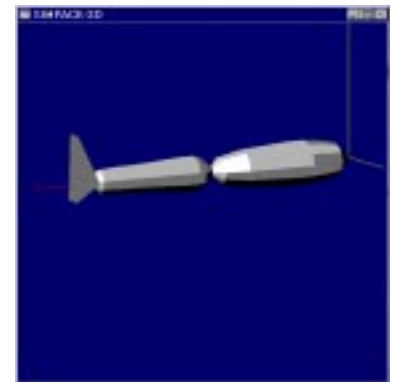
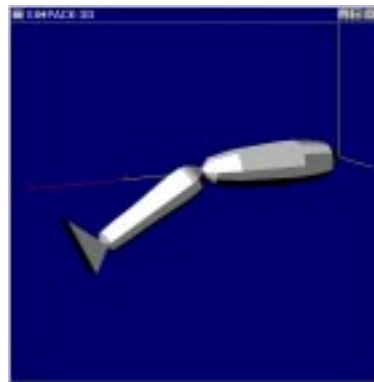
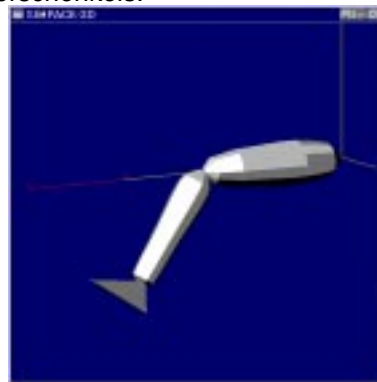
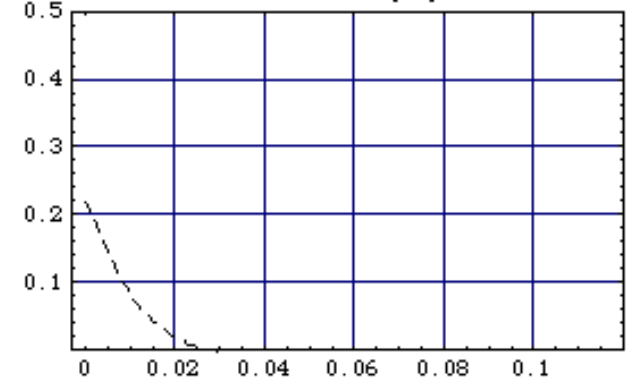
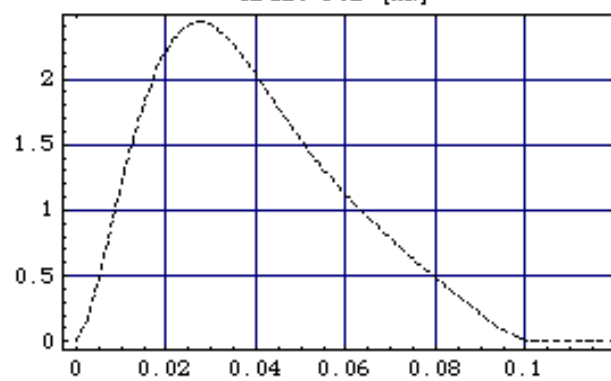
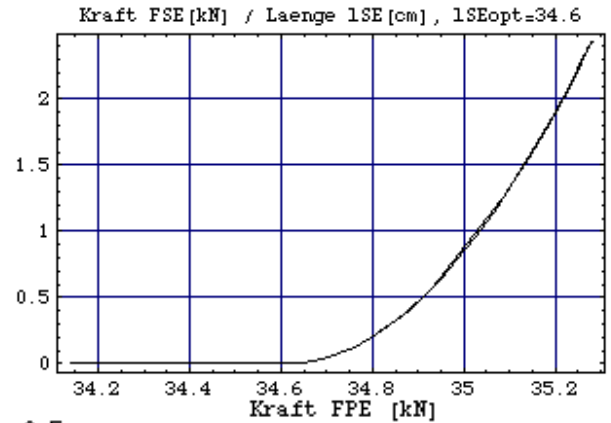
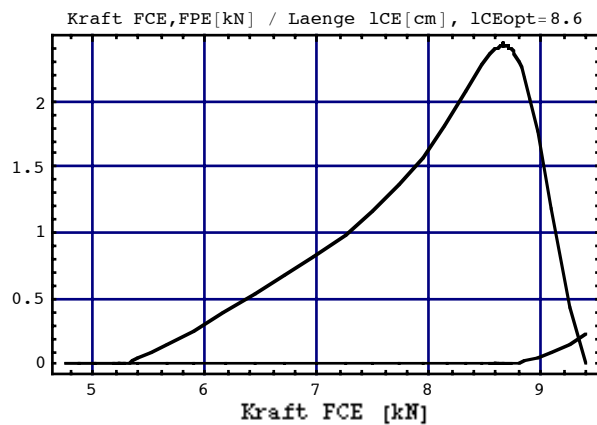
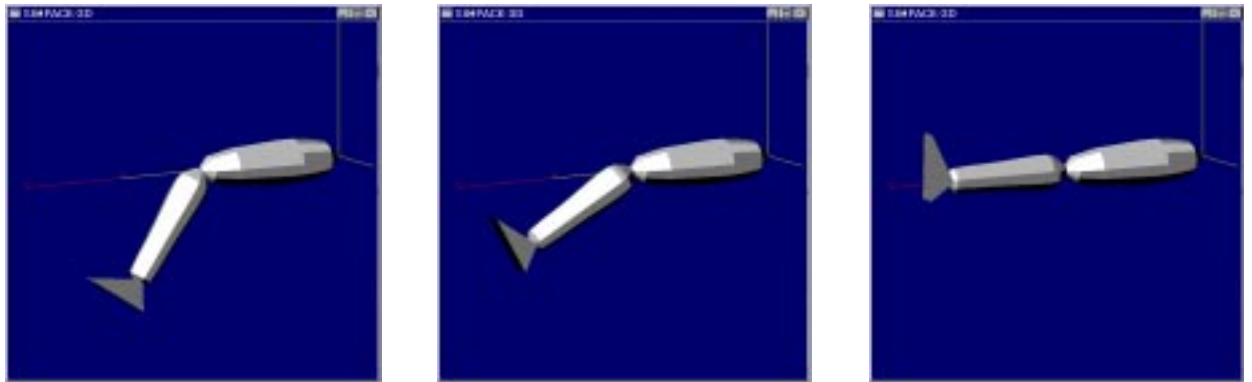


Bild 4.25: Diagramme aus Mathematica und Bilder aus Simpack der Simulation Anheben des Unterschenkels.





Weitere Ergebnisse mit diesem Muskelmodell sind in den Arbeiten von [Jüptner, 2001 #22] und Ertl, 2003 zu finden.

