

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Fakultät Life Science

**Entwicklung eines physikalischen Modells zur Abbildung
molekularer Kontraktionen der menschlichen
Skelettmuskulatur**

Bachelorarbeit

Medizintechnik

vorgelegt von

Diema El Sakka



Hamburg, am 6. August 2025

- | | | |
|---------------|----------------------------------|---------------|
| 1. Gutachter: | Prof. Dr.-Ing. Nicholas Bishop | (HAW Hamburg) |
| 2. Gutachter: | Dipl.-Ing. (FH) Jan-Claas Böhmke | (HAW Hamburg) |

Vorwort

Das in dieser Arbeit entstandene Modell entstand im Rahmen von praktischen Arbeiten an der Fakultät Life Science der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg. Ohne die außergewöhnliche Unterstützung und Begleitung meiner beiden Gutachter wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr.-Ing. Bishop, der mir nicht nur den Anstoß zu diesem spannenden Projekt gab, sondern mich während der gesamten Phase der Projektentwicklung mit seinen fachlichen und methodischen Impulsen stets zum Weiterdenken angeregt hat. Sein Vertrauen in meine Fähigkeiten haben mich durchgehend motiviert.

Ebenso danke ich Herrn Böhmke für die Übernahme des Zweitgutachtens sowie für die Unterstützung während der Entwicklungsphase des Modells.

Danke für die vertrauensvolle und inspirierende Zusammenarbeit.

Hamburg, den 06.08.2024

Diema El Sakka

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	I
Inhaltsverzeichnis.....	II
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis.....	X
Abkürzungsverzeichnis	XI
1. Einleitung	1
1.1. Motivation und Hintergrund	1
1.2. Zielsetzung der Arbeit.....	2
1.3. Aufbau der Arbeit	3
2. Grundlagen der menschlichen Skelettmuskulatur.....	4
2.1. Aufbau eines Skelettmuskels	4
2.2. Molekularer Aufbau eines Sarkomers	7
2.3. Mikro-mechanische Betrachtung eines Sarkomers.....	10
2.4. Zusammenfassung	11
3. Theorien, Modelle, experimentelle Studien und aktueller Forschungsstand über Muskelkontraktion	13
3.1. Die Sliding-Filament-Theorie.....	13
3.1.1. Experimentelle Modellversuche von Huxley und Huxley.....	13
3.1.2. Bedeutung und Grenzen der Theorie	15
3.2. Das Crossbridge-Modell.....	16
3.2.1. Ursprung und Grundidee des Crossbridge-Modells	16
3.2.2. Modellentwicklung durch experimentelle Analyse	17
3.2.3. Bedeutung für den heutigen Forschungsstand.....	18
3.3. Erweiterungen des Crossbridge-Modells – Kontraktionsmechanismen	18
3.3.1. Biochemische Steuerung und strukturelle Ergänzungen des Crossbridge-Modells.....	19
3.3.2. Der Querbrückenzyklus nach aktuellem Stand der Forschung	21
3.3.3. Kontraktionsarten der Skelettmuskulatur und deren Einfluss auf den Querbrückenzyklus	24
3.4. Kraftentwicklung und experimentelle Forschung zur Muskelkontraktion	26
3.4.1. Kräfte innerhalb des Muskels	26
3.4.2. Hills Experiment zur Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung	28

3.4.3. Relevanz der Kraftentwicklung für Modellierung und Simulation	30
3.5. Ableitung der Forschungsfragen dieser Arbeit	31
3.6. Zusammenfassung und resultierende Anforderungen an das physikalische Modell	32
4. Konzept und Implementierung eines physikalischen Kontraktionsmodells.....	34
4.1. Konzeptionelle Grundlagen	34
4.1.1. Zielsetzung und Anforderung an das Modell	34
4.1.2. Grobkonzept des Modells	35
4.2. Mechanische Modellierungen.....	36
4.2.1. Entwicklungsprozess der Modellvarianten.....	36
4.2.2. Finales mechanisches Modell.....	39
4.2.3. Mechanische Grenzen des verwendeten Materials.....	43
4.3. Elektronische Modellierung.....	52
4.3.1. Steuerungskonzept und elektronische Komponenten.....	52
4.3.2. Schaltbild und Schaltungsaufbau	57
4.3.3. Belastung und Dauerbetrieb.....	59
4.4. Bewertung der Anforderungen an das physikalische Modell	61
5. Kräftebetrachtung des Kontraktionsmodells	62
5.1. Theoretische Kräfteanalyse im physikalischen Modell.....	62
5.1.1. Mechanische Belastung bei Bewegung–Grundlagen der Dynamik	62
5.1.2. Vereinfachte Modellanalyse mittels Rotationsfeder	65
5.2. Experimentelle Kräfteanalyse durch Messungen am physikalischen Modell	71
5.2.1. Messaufbau und Durchführung	72
5.2.2. Messergebnisse der Weg-Zeit-Messung bei variabler Last	73
5.2.3. Analyse und Diskussion	78
5.3. Bewertung der Anforderungen an die Kräftebetrachtung	81
6. Zusammenfassung und Ausblick.....	82
6.1. Zusammenfassung	82
6.2. Kritische Reflexion und offene Fragen.....	83
6.3. Fazit und Ausblick für das Modell	86

Anhang.....	89
A1: Detaillierter molekularer Aufbau der Myofilamente Aktin und Myosin	89
A2: Erste Modellideen.....	91
A3: Vorangegangene Modellversionen	97
A3.1: Version 1: Aluminium-Modell mit Schrittmotoren	97
A3.2: Version 2: Holzmodell mit Standardservomotoren	99
A3.3 Versionen im Kopfdesign.....	101
A3.4: Technische Eckdaten der verwendeten Motoren	102
A4: Finales Modell	103
A5: Kräftebetrachtung und Messdurchläufe des Kontraktionsmodells	106
A5.1: Messergebnisse der Versuchsreihen vom 12.6.2025.....	106
A5.1.1: Rohdaten der Einzelmessungen	106
A5.1.2: Mittelwert und Standardabweichung.....	111
A5.2: Berechnung der mechanischen Arbeit und Leistung im Modell	113
A6: Technische Zeichnungen der im finalen Modell verwendeten Bauteile	115
Literaturverzeichnis	121

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Hierarchischer Aufbau eines Skelettmuskels Quelle: Eigene Darstellung nach Dr. Craft, 2002, S. 14.....	5
Abbildung 2: Lichtmikroskopische Aufnahme eines quergestreiften Muskels Quelle: Schmidt et al., 2010, S. 100	6
Abbildung 3: vereinfachte Darstellung der Zonen eines Sarkomers Die Darstellung zeigt die Einteilung der verschiedenen Zonen innerhalb zweier benachbarter Sarkomere Quelle: Eigene Darstellung nach Schmidt et al., 2010, S. 100	8
Abbildung 4: Aufbau eines Sarkomers Die Darstellung zeigt den Aufbau eines Sarkomers mit den Myofilamenten F-Aktin und Myosin im angedockten Zustand Quelle: Eigene Darstellung nach Müller et al., 2018, S. 415	9
Abbildung 5: Veränderung der Sarkomerstruktur bei Muskelkontraktion a entspannter Zustand; b kontrahierter Zustand Verkürzung der I- und H-Zone bei gleichbleibender A-Banden-Länge Quelle: Eigene Darstellung nach Schmidt et al., 2010, S. 100	15
Abbildung 6: Bildung einer Querbrücke zwischen Myosinkopf und Aktinfilament a gespannter Myosinkopf in Ruhe; b Myosinkopf gebunden am Aktinfilament, Bildung der Querbrücke Quelle: Eigene Darstellung nach Faller & Schünke, 1999, S. 93	17
Abbildung 7: Calciumabhängige Freilegung der Myosin-Bindungsstellen am Aktinfilament a Ruhezustand, Tropomyosin verdeckt die Bindungsstellen für Myosin; b Nach Bindung von Ca^{2+} an Troponin-C wird der Tropomyosinkomplex verschoben und der Myosinkopf kann binden Quelle: Eigene Darstellung nach Müller et al., 2018, S. 422	20
Abbildung 8: schematische Darstellung des Querbrückenzyklus Dargestellt sind die vier Phasen des Zyklus mit: 1 Kraftschlag; 2 Freisetzen von ADP; 3 Lösen vom Aktin; 4 Rückkehr in die Ruhestellung Quelle: Eigene Darstellung nach Müller et al., 2018, S. 419	23
Abbildung 9: Kontraktionsarten und deren Einfluss auf das Sarkomer a Ruhezustand; b konzentrische Kontraktion - Verkürzung des Sarkomers; c isometrische Kontraktion - keine Längenveränderung; d exzentrische Kontraktion - Verlängerung des Sarkomers Quelle: Eigene Darstellung nach Schmidt et al., 2010, S. 111	25
Abbildung 10: Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung nach Hill Die Kurve zeigt den nichtlinearen Zusammenhang zwischen der vom Muskel aufgebrauchten Kraft und seiner Verkürzungsgeschwindigkeit. Quelle: Eigene Darstellung nach Gerstorfer, 2004, S. 186	30
Abbildung 11: verschiedene Entwicklungsstufen des Kontraktionsmodells a erste Version aus Aluminium angetrieben durch Schrittmotoren; b zweite Version mit Holzstruktur und Standard-Servomotoren; c dritte Version aus Acryl, kraftgesteuert über vorgespannte Federn, angetrieben durch AMX Racing Digital Servos; d Detailansicht des	

„Zackenkopfs“ im angedockten Zustand an das Aktinfilament Quelle: Eigene Aufnahmen	37
Abbildung 12: Frontalansicht des finalen Modells mit markierten Komponenten gezeigt sind das Aktinfilament, Myosinmolekül, Umlenkrad, der Taster und die externen Gewichte Quelle: Eigene Aufnahme.....	40
Abbildung 13: Frontalansicht des finalen Modells mit farblicher Hervorhebung der beiden beweglichen Elemente Der Myosinhals (rot) und der Myosinkopf (gelb) sind jeweils farblich umrahmt und beschriftet Quelle: Eigene Aufnahme.....	41
Abbildung 14: Frontalansicht des finalen Modells mit Beschriftung der Servomotoren „Hals“ und „Kopf“ sowie dem beweglichen Aktin Quelle: Eigene Aufnahme.....	41
Abbildung 15: Darstellung des Kraftschlags am finalen Modell a Ruhezustand - Kopf ist am Aktin angedockt, bereit für Kraftschlag; b Ende des Kraftschlags - Kopf kippte, Aktin hat sich verschoben, c Lösen vom Aktin - Kopf noch immer in der Position nach dem Kraftschlag, d Kopf kippt auf „Ruheposition“ zurück, bereit für erneutes Andocken am Aktin Quelle: Eigene Aufnahmen	42
Abbildung 16: vereinfachtes Freikörperbild des physikalischen Modells Darstellung der idealisierten Kräfte- und Momentverhältnisse im System bestehend aus Hals-, Kopf- und Andockpunkt (A, B, C) Quelle: Eigene Darstellung	43
Abbildung 17: Freikörperbild des vereinfachten Myosinkopfes Lokale Betrachtung der Kräfteverteilung am vereinfachten Kopf zur Ableitung der wirkenden Kräfte und des Biegemoments am Punkt B Quelle: Eigene Darstellung.....	46
Abbildung 18: Geometrische Betrachtung zur Berechnung der Spannungen um Myosinhals Freikörperbild mit rechteckigem Querschnitt und den relevanten Maßen zur Bestimmung von Spannungs- und Verformungswerten. Quelle: Eigene Darstellung....	49
Abbildung 19: Geometrische Betrachtung zur Berechnung der Spannungen am vereinfachten Myosinkopf Freikörperbild des Myosinkopfs mit dem rechteckigen Querschnitt und den relevanten Maßen zur Bestimmung von Spannungs- und Verformungswerten. Quelle: Eigene Darstellung	50
Abbildung 20: Breadboard-Verkabelung mit ESP32, zwei Servomotoren und einem dargestellten Taster Quelle: Eigene Aufnahme.....	53
Abbildung 21: Arduino IDE- Code finaler Code der elektronischen Steuerung des physikalischen Modells Quelle: Eigene Darstellung.....	54
Abbildung 22: bildliche Darstellung der Bewegungen durch den Code a Kopf: 65°, Hals: 90°, Angedockter Zustand, bereit für den Kraftschlag b Kopf: 105°, Hals: 90°, Ende des Kraftschlags c Kopf: 105°, Hals: 0°, Lösen vom Aktin d Kopf: 65°, Hals: 0°, Rückkehr des Kopfes in die Ausgangsposition Quelle: Eigene Darstellung.....	55
Abbildung 23: Flussdiagramm der Steuerlogik des finalen Modells Die schematische Darstellung zeigt den Ablauf des initialen Setups sowie die logikbasierte Ansteuerung der Servomotoren. Je nach aufgebrachtem Gewicht erfolgt eine konzentrische, isometrische oder exzentrische Kontraktion, mechanisch erzeugt, nicht programmiert Quelle: Eigene Darstellung.....	56

Abbildung 24: Schaltbild der finalen Steuereinheit mit ESP32, zwei digitalen Servomotoren und einem Taster zur Auslösung des Kraftschlags. Die Spannungsversorgung erfolgt über ein USB-Netzteil, das den 5 V-Pin des ESP32 speist. Quelle: Eigene Darstellung.....	57
Abbildung 25: Freikörperbild der dynamischen Betrachtung Beispielhaft das Beugen und Strecken eines Unterarms. Quelle: Prof. Bishop, 2023	63
Abbildung 26: Verlauf von Kraft, Arbeit und Leistung des Bizeps-Muskels über die Zeit a Muskelkraft in Abhängigkeit der Beschleunigung des Ellenbogengelenks b positiv verrichtete Arbeit des Bizepses während der Bewegung c Leistungsentwicklung im Verlauf der dynamischen Armbewegung Quelle: Prof. Bishop, 2023	64
Abbildung 27: Freikörperbild des vereinfachten physikalischen Modells Quelle: Eigene Darstellung.....	65
Abbildung 28: Getrenntes Freikörperbild der externen Masse Quelle: Eigene Darstellung.....	66
Abbildung 29: Getrenntes Freikörperbild des beweglichen Aktins Quelle: Eigene Darstellung.....	67
Abbildung 30: Teilkörperbild des Myosinkopf Quelle: Eigene Darstellung.....	67
Abbildung 31: Bewegungsverlauf der Position $x(t)$ über die untersuchten Massen Quelle: Eigene Darstellung.....	70
Abbildung 32: Theoretische Kraft-Geschwindigkeits-Kurve basierend auf der numerischen Simulation gemäß Abschnitt 5.1.2 Quelle: Eigene Darstellung.....	71
Abbildung 33: Messaufbau zur Weg-Zeit-Erfassung Der Zollstock dient als feste Skala, die Markierung am Aktin zeigt die Bewegung während des Kraftschlags. Die Videoaufnahme erfolge wie abgebildet per Smartphone. Quelle: Prof. Nicholas Bishop, 2025	72
Abbildung 34: Mittelwertkurven der Bewegung bei verschiedenen Lasten Darstellung der normierten Mittelwerte der Strecke $s(t)$ für jede Last ($n=3$), 0-140 g Quelle: Eigene Darstellung.....	74
Abbildung 35: charakteristischer S-Kurvenverlauf aus der Muskelphysiologie Typischer Bewegungsverlauf des Kontraktionsverlaufs in Form einer idealisierten $s(t)$ -Kurve. Die Bewegung gliedert sich in drei Phasen: eine ansteigende Beschleunigung (a_1), eine Phase mit nahezu konstanter Geschwindigkeit ($a=0$) und eine abschwächende Bewegung mit negativer Beschleunigung ($-a_2$). Quelle: Eigene Darstellung.....	75
Abbildung 36: Maximale mittlere Strecke in Abhängigkeit der angehängten Masse Höchster Mittelwert der gemessenen Strecke je Masse mit Fehlerbalken zur Darstellung der Standardabweichung Quelle: Eigene Darstellung	76
Abbildung 37: Zeit bis zum Erreichen der maximalen mittlere Strecke Dauer je Masse bis zum Streckenmaximum Quelle: Eigene Darstellung.....	77
Abbildung 38: Experimentelle Kraft-Geschwindigkeits-Kurve in Abhängigkeit der Masse Berechnete mittlere Geschwindigkeit auf Basis des maximalen Mittelwerts der Strecke und der benötigten Zeit Quelle: Eigene Darstellung	78

Abbildung 39: Skizze erster Überlegungen zur Modellstruktur und den wirkenden Kräften Quelle: Eigene Darstellung	92
Abbildung 40: Zeichnerische Darstellung eines vollständigen Querbrückenzyklus mit sichtbaren Federn und geplanten LEDs zur Visualisierung der ATP-Hydrolyse Quelle: Eigene Darstellung	93
Abbildung 41: Erstes Flussdiagramm zur geplanten Bewegungssteuerung des Aktinsegments Quelle: Eigene Darstellung.....	94
Abbildung 42: Weiterentwickeltes Flussdiagramm mit integrierter Unterscheidung der drei kontraktionsarten sowie geplanter Auslösung der Bewegung über einen Schalter Quelle: Eigene Darstellung	95
Abbildung 43: Technische Skizzen zur Darstellung der Auswirkungen unterschiedlicher Gegengewichte a konzentrische Kontraktion; b isometrische Kontraktion; c exzentrische Kontraktion Quelle: Eigene Darstellung	96
Abbildung 44: Vorderansicht der ersten Modellversion Version 1 aus Aluminium, mit Schrittmotoren für den Antrieb; Myosinkopf im angedockten Zustand Quelle: Eigene Aufnahme.....	98
Abbildung 45: Draufsicht auf die erste Myosinmolekül-Version Zu sehen ist die Positionierung der beiden Schrittmotoren am Hals- und Kopfsegment – noch ohne vollständige Integration ins Gesamtmodell Quelle: Eigene Aufnahme.....	98
Abbildung 46: Vorderansicht der zweiten Modellversion Version 2 aus Holz und Standard-Servomotoren für den Antrieb. Der Myosinkopf befindet sich im gelösten Zustand Quelle: Eigene Aufnahme	100
Abbildung 47: Einbau der Servomotoren und Darstellung der Holzelemente a Servomotor im Halselement; b Servomotor im Kopfelement; c leicht seitliche Ansicht des Kopfelements; d Halselement mit Servohalterung Quelle: Eigene Aufnahmen	100
Abbildung 48: Kopfversionen im Verlauf des Entwicklungsprozesses a Ellipsenförmiger Kopf aus Holz (Version 2); b Zackenkopf aus Acryl (finales Modell) Quelle: Eigene Aufnahmen.....	101
Abbildung 49: Frontalansicht des finalen Myosinmoleküls Zu sehen ist das Myosinmolekül im angedockten Zustand Quelle: Eigene Aufnahme	103
Abbildung 50: Detailansichten der Lager der Servomotoren a Lager des Hals-Servomotors mit Federn; b Lager des Kopf-Servomotors mit Federn Quelle: Eigene Aufnahme.....	104
Abbildung 51: Vergleich der Myosinkopf-Position bei unterschiedlichen angehängten Lasten a Position ohne angehängte Last; b Position bei einer externen Last von 140 g Quelle: Eigene Aufnahme	104
Abbildung 52: Hinteransicht des Myosinkopfes Zu sehen ist der verbaute Servomotor im Acrylelement Quelle: Eigene Aufnahme	105
Abbildung 53: Detailansicht der Zackenstruktur am Aktin mit Maßangaben Quelle: Prof. Nicholas Bishop, 2025	116

Abbildung 54: Technische Zeichnung des Myosinkopfes mit Maßangaben der Zackenstruktur Quelle: Prof. Nicholas Bishop, 2025	116
Abbildung 55: Technische Zeichnung der kombinierten Ansicht von Aktin und Myosinkopf Gezeigt ist der zackenhaltige Teil des Myosinkopfes und seine Passform vor dem Andocken am Aktinfilament Quelle: Prof. Nicholas Bishop, 2025	117
Abbildung 56: Laserschnittzeichnung des Myosinhals Mit eingezeichneten Maßangaben des Bauteils und rot markierten Bohrlöchern Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025.....	117
Abbildung 57: Laserschnittzeichnung des Myosinkopfes Mit eingezeichneten Maßangaben des Bauteils und rot markierten Bohrlöchern Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025.....	118
Abbildung 58: Laserschnittzeichnung des Aktinfilaments Mit eingezeichneten Maßangaben des Bauteils Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025	119
Abbildung 59: Laserschnittzeichnung der Aktinhalterung Mit eingezeichneten Maßangaben des Bauteils Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025	120
Abbildung 60: Gesamtübersicht des finalen Modells (ohne externe Last) Zusammengesetzte Darstellung aller Bauteile auf der Grundplatte. Die Abbildung zeigt die mechanische Anordnung der Komponenten im Modell. Nicht maßstabsgetreu Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025	120

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich der Antriebskonzepte	38
Tabelle 2: Vergleich der Kopfdesigns	39
Tabelle 3: Messergebnisse Stromverlauf im finalen Modell Die Messungen erfolgen am 24.02.2025, ca. 14:45 Uhr, im Raum N3.13, HAW	60
Tabelle 4: Mittlere Strecke in Abhängigkeit der Zeit für unterschiedliche angehängte Massen (0-140 g) Werte basieren auf bis zu drei Messreihen pro Masse (n=3). Einträge mit „0“ kennzeichnen Zeitpunkte ohne gemessene Bewegung.	74
Tabelle 5: Maximale mittlere Strecke, zugehöriger Zeitpunkt, berechnete mittlere Geschwindigkeit sowie Standardabweichung für jede getestete Masse (0-140 g) Die Geschwindigkeit wurde über $v = s_{max}/t_{max}$ berechnet. Einträge mit „-“ bei 130 g und 140 g deuten auf isometrisches Verhalten ohne nennenswerte Bewegung hin.....	76
Tabelle 6: Technische Eckdaten der verwendeten Komponenten Hinweis: Die Drehmomente stammen aus den jeweiligen Herstellerdatenblättern. Die Steuerung der Servomotoren erfolgt über Pulsweitenmodulation (PWM), während die Schrittmotoren eine separate Treiberplatine benötigen. Nur die final verwendeten Servomotoren der Marke AMX Racing verbleiben dauerhaft im Modell. Quellen der technischen Daten: ACT Motor GmbH, o. J.; AMX Racing, o. J.; Jamara, o. J.; Joy-IT, 2023; Reichelt, o. J. Stand: 24.06.2025	102
Tabelle 7: Messergebnisse der ersten Messrunde 10 einzelne Tabellen für jede gemessene Last. Hinweis: Blau markiert ist jeweils die maximale Strecke vor Rückbewegung. Die Spalte „ s “ zeigt die durchlaufende Strecke während des Kraftschlags in cm. Eine Einordnung der Ergebnisse erfolgt in Kapitel 5.2.3	107
Tabelle 8: Messergebnisse der zweiten Messrunde 7 einzelne Tabellen für jede gemessene Last. Hinweis: Blau markiert ist jeweils die maximale Strecke vor Rückbewegung. Die Spalte „ s “ zeigt die durchlaufende Strecke während des Kraftschlags in cm. Eine Einordnung der Ergebnisse erfolgt in Kapitel 5.2.3	109
Tabelle 9: Messergebnisse der dritten Messrunde 9 einzelne Tabellen für jede gemessene Last. Hinweis: Blau markiert ist jeweils die maximale Strecke vor Rückbewegung. Die Spalte „ s “ zeigt die durchlaufende Strecke während des Kraftschlags in cm. Eine Einordnung der Ergebnisse erfolgt in Kapitel 5.2.3	110
Tabelle 10: Gemittelte Messdaten für alle untersuchten Massen 8 einzelne Tabellen für jede untersuchte Masse. Dargestellt sind die Mittelwerte und Standardabweichung der Wegstrecke in Abhängigkeit von der Zeit, jeweils aus den drei Messrunden berechnet.	112

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
A-Bande	anisotrope Bande Bereich mit Myosinfilamenten
ADP	Adenosindiphosphat
ATP	Adenosintriphosphat
Ca²⁺	Calciumion
Duty Cycle	Tastverhältnis
ESP32	Mikrocontroller-Plattform
F-Aktin	Filamentöses Aktin
G-Aktin	Globuläres Aktin
GND	Masse (Ground)
GPIO	General Purpose Input/Output
H-Zone	Helle-Zone Bereich in der A-Bande ohne Aktinüberlappung
I-Bande	Isotrope Bande Bereich mit reinen Aktinfilamenten
M-Linie	Mittellinie im Sarkomer
Pi	Anorganisches Phosphat
PWM	Pulsweitenmodulation
SR	Sarkoplasmatisches Retikulum
TnC	Troponin C
TnI	Troponin I
TnT	Troponin T
T-Tubuli	Transfer Tubuli
VCC	Versorgungsspannung (Voltage Common Collector)
VS	Spannungsquelle auf dem Breadboard
Z-Scheibe	Zwischen-Scheiben Strukturbegrenzung eines Sarkomers

1. Einleitung

1.1. Motivation und Hintergrund

Muskeln sind faszinierend.

Sie ermöglichen jede Bewegung unseres Körpers, vom Blinzeln bis zum Sprint, vom Stehen bis zum Lachen. Ohne Muskeln würde unser Skelett einfach zusammenfallen. Erst die Zusammenarbeit von Knochen, Sehnen, Gelenken und Muskeln macht Bewegung überhaupt möglich.

Was dabei oft übersehen wird: Hinter jeder sichtbaren Bewegung steht ein tiefgreifender mechanischer Vorgang. Ein Muskel kontrahiert nicht einfach, er entwickelt Kräfte, erzeugt Drehmomente, und das auf molekularer Ebene. Er ist ein biologischer Motor, der keine Zahnräder oder Kolben braucht, sondern auf die fein abgestimmte Zusammenarbeit von zwei kontraktile Filamenten setzt, Myosin und Aktin. Der Querbrückenzyklus, also die zyklische Bewegung einzelner Myosinköpfe entlang des Aktinfilaments, ist ein biomechanisches Meisterwerk.

Mechanisch gesehen setzen Muskeln nach dem zweiten Newtonschen Gesetz ein Gewicht (meist das Eigengewicht eines Körperteils) in Bewegung. Sie erzeugen eine Kraft (F), die auf eine Masse (m) wirkt und dabei eine Beschleunigung (a) hervorruft, ganz klassisch:

$$F = m \cdot a$$

Die makroskopische Sichtbarkeit dieses Gesetzes, wie etwa bei alltäglichen Bewegungen, zeigt sich auch im Kleinen, denn sogar auf molekularer Ebene lässt sich Newtons Gesetz wiederfinden. Ein einzelner Myosinkopf erzeugt eine Kraft, die das Aktinfilament um nur wenige Nanometer verschiebt. Doch durch das Zusammenspiel von Milliarden solcher Kraftschläge entsteht die sichtbare Bewegung.

Interessant ist auch, dass die meisten Tierarten einen ähnlichen Aufbau der Muskulatur besitzen. Tatsächlich beschränkt sich der molekulare Mechanismus der Muskelkontraktion nicht allein auf den Menschen. Der grundlegende Aufbau der quergestreiften Muskulatur, von der Sarkomerstruktur bis zum Querbrückenzyklus, ist bei allen Wirbeltieren nahezu identisch. Ob Elefant, Vogel, Fisch, Schlange oder Frosch, sie alle bewegen sich mit Muskeln, die nach demselben Prinzip arbeiten wie beim Menschen. Auch viele wirbellose Tiere, wie beispielweise Insekten, besitzen quergestreifte Muskelzellen mit vergleichbaren molekularen Abläufen (Müller et al., 2018, S. 278ff,

S. 411ff). Vor allem Froschmuskeln, die sich leicht isolieren und experimentell stimulieren lassen, haben eine lange Geschichte als Präparat in der Forschung. Damit besitzt das in dieser Arbeit entwickelte physikalische Kontraktionsmodell eine Relevanz, die über die Humanbiologie hinausgeht.

Dieses faszinierende Wissen über Muskeln führt zu einer grundlegenden Frage:

Warum wird die biologische Muskelmechanik nicht technisch nachgebildet?

Diese Arbeit geht dieser Frage nicht nur theoretisch, sondern auch experimentell nach, durch den Bau eines physikalischen Modells, das den Kraftschlag eines einzelnen Myosinmoleküls nachbildet. Dabei ging es nicht darum, Bewegungen sichtbar zu machen, sondern auch neue Fragen zu entdecken, die sonst vielleicht unbemerkt geblieben wären.

1.2. Zielsetzung der Arbeit

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit wurde ein mechanisches Modell entwickelt, das den Bewegungsablauf eines einzelnen Myosinkopfes technisch nachbildet. Das Ziel war es, Muskelkontraktionen nicht nur theoretisch zu beschreiben, sondern auch technisch nachvollziehbar darzustellen. Der Fokus lag auf dem mechanischen Querbrückenzyklus, dessen Bewegungsablauf in eine physikalische Nachbildung mit Servomotoren, Hebelarm und beweglichem Aktinsegment übertragen wurde.

Neben der Veranschaulichung biologischer Muskelmechanik stand auch die physikalische Analyse im Vordergrund:

- Welche Kräfte wirken im Modell – und wie realistisch sind sie?
- Wie verhält sich das System unter Lasteinwirkungen?
- Lassen sich bekannte physiologische Gesetzmäßigkeiten wie die Hill-Kurve im entwickelten Modell wiederfinden?

Darüber hinaus war es ein Ziel der Arbeit durch die technische Entwicklung des Modells auch neue Perspektiven auf bekannte biologische Prozesse zu ermöglichen. Die mechanische Umsetzung sollte nicht nur bestehendes Wissen veranschaulichen, sondern auch als Ausgangspunkt dienen, um weitere Fragen zur Muskelmechanik zu formulieren, insbesondere solche, die in klassischen Darstellungen bislang kaum Beachtung finden.

1.3. Aufbau der Arbeit

Die Modellentwicklung spiegelt sich im Aufbau dieser Arbeit wider. Zunächst erfolgte eine umfassende Literaturrecherche zu Struktur und Funktion der menschlichen Muskulatur. In Kapitel 2 wird daher der grundsätzliche Aufbau eines Skelettmuskels beschrieben, vom gesamten Muskel bis zur molekularen Struktur des Sarkomers. Das Kapitel 3 widmet sich den theoretischen Modellen der Muskelkontraktion im Laufe des letzten Jahrhunderts, die erst das heutige Verständnis der Muskelarbeit zeigten. Deren Fokus liegt insbesondere auf dem Querbrückenzyklus, der Sliding-Filament-Theorie, dem Crossbridge-Modell sowie der Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung nach Hill.

Auf Basis dieser theoretischen Analysen wurden im Anschluss konkrete Anforderungen an die Entwicklung eines physikalischen Modells formuliert (Kapitel 3.6). In Kapitel 4 wird der Entstehungsprozess des mechanischen Modells beschrieben, von der ersten Skizze über verschiedene Prototypen bis hin zum funktionsfähigen finalen Aufbau inklusive einer detaillierten Beschreibung der elektronischen Steuerung.

Im fünften Kapitel wird das physikalische Modell dann einer Kräfteanalyse unterzogen. Es werden Messungen am Modell durchgeführt, ausgewertet und im Hinblick auf die Erfüllung der formulierten Anforderungen diskutiert. Das anschließende Kapitel 6 zeigt schließlich eine zusammenfassende Bilanz, was mit dem Modell gezeigt werden konnte, und welche offenen Fragen geblieben sind. Der Ausblick skizziert mögliche Erweiterungen und denkbare nächste Schritte für zukünftige Arbeiten am Modell.

2. Grundlagen der menschlichen Skelettmuskulatur

Bevor die physikalischen Eigenschaften eines Muskels technisch nachgebildet werden können, ist ein grundlegendes Verständnis seines anatomischen und funktionellen Aufbaus notwendig. Dieses Kapitel beleuchtet die Struktur und Organisation der menschlichen Muskulatur, von den verschiedenen Muskeltypen über den inneren Aufbau eines Muskels bis hin zur molekularen Architektur des Sarkomers. Dabei liegt der Fokus auf der quergestreiften Skelettmuskulatur, die für gezielte Bewegungen und die Kraftentwicklung im Körper verantwortlich ist.

2.1. Aufbau eines Skelettmuskels

Die Muskulatur des menschlichen Körpers ist ein faszinierendes Zusammenspiel aus Biochemie, Zellbiologie und Mechanik. Unsere Muskeln geben uns nicht nur die Möglichkeit Bewegungen auszuführen, wie Stehen, Gehen oder Heben, sondern spezielle Muskelarten, wie die Herzmuskulatur, sind für das Leben unverzichtbar. Die Knochen im Menschen sind über Sehnen an Muskeln verbunden, genauer an sogenannten Skelettmuskeln, einer Form der quergestreiften Muskulatur. Diese Muskeln geben dem Körper Halt und ermöglichen das aufrechte Stehen.

Biologisch unterscheidet man klar zwischen drei Arten von Muskelgewebe: der glatten Muskulatur, der Skelettmuskulatur und der speziellen Form der quergestreiften Muskulatur, der Herzmuskulatur. Diese Muskelarten unterscheiden sich in ihrer Struktur, Funktion, Erregbarkeit und in ihren Kontraktionsmechanismen (Faller & Schünke, 1999, S. 86). Die Herz- und die glatte Muskulatur unterscheiden sich grundlegend in Struktur und Funktion von der Skelettmuskulatur. Da sie im Rahmen dieser Arbeit nicht im Fokus stehen, wird nur ein kurzer Überblick gegeben. Im Zentrum der Funktion der Skelettmuskulatur steht der kontraktile Apparat, das Sarkomer, dessen molekulare Feinstruktur im Kapitel 2.2 im Detail erläutert wird.

Die glatte Muskulatur befindet sich vorwiegend in Hohlorganen wie Magen, Darm oder den Bronchien. Sie arbeitet unwillkürlich, langsam und besonders energiesparend (Schmidt et al., 2010, S. 118). Ihre Zellen sind spindelförmig, kleiner als andere Muskelzellen und enthalten keinen typischen Nervenanschluss über motorische Endplatten (Faller & Schünke, 1999, S. 86f).

Die Herzmuskulatur ist strukturell eine quergestreifte Muskulatur, wie die Skelettmuskeln, arbeitet aber unwillkürlich und rhythmisch. Ihre Zellen sind über sogenannte Glanzstreifen elektrisch verbunden, sodass sie gemeinsam kontrahieren (Czihak & Langer, 1996, S. 456; Rassow et al., 2016, S. 789).

Die Skelettmuskulatur ist die am häufigsten im menschlichen Körper vorkommende Muskelart und macht rund 40 % des Körpergewichtes eines Erwachsenen aus (Arten von Muskelgewebe, 2023). Sie ist über Sehnen mit dem Skelett verbunden und gibt dem Körper so seine Stabilität zum aufrechten Stehen. Der Skelettmuskel ist hierarchisch aufgebaut: Ein Skelettmuskel besteht aus mehreren Muskelfaszikeln, auch Muskelfaserbündel genannt, welche von Bindegewebe, der sogenannten Muskelfaszie, umhüllt ist (Faller & Schünke, 1999, S. 88). Die Muskelfaszikel setzen sich aus einer Vielzahl von Muskelfasern zusammen, welche als Synzytien bezeichnet werden können, also Zellen mit mehreren Zellkernen (Horn, 2021, S. 754). Die Muskelfaser ist von einer Membran umgeben, dem Sarkolemm, welche die motorischen Endplatten beherbergen (Arten von Muskelgewebe, 2023; Faller & Schünke, 1999, S. 89). Die Muskelfasern bestehen wiederum aus Myofibrillen. Diese Myofibrillen selbst bestehen aus zahlreichen hintereinandergeschalteten Sarkomeren, deren Hauptbestandteile die Myofilamente Aktin und Myosin sind (Faller & Schünke, 1999, S. 89; Gerstorfer, 2004, S. 181; Schmidt et al., 2010, S. 100). Der hierarchische Aufbau eines Skelettmuskels ist in **Abbildung 1** dargestellt.

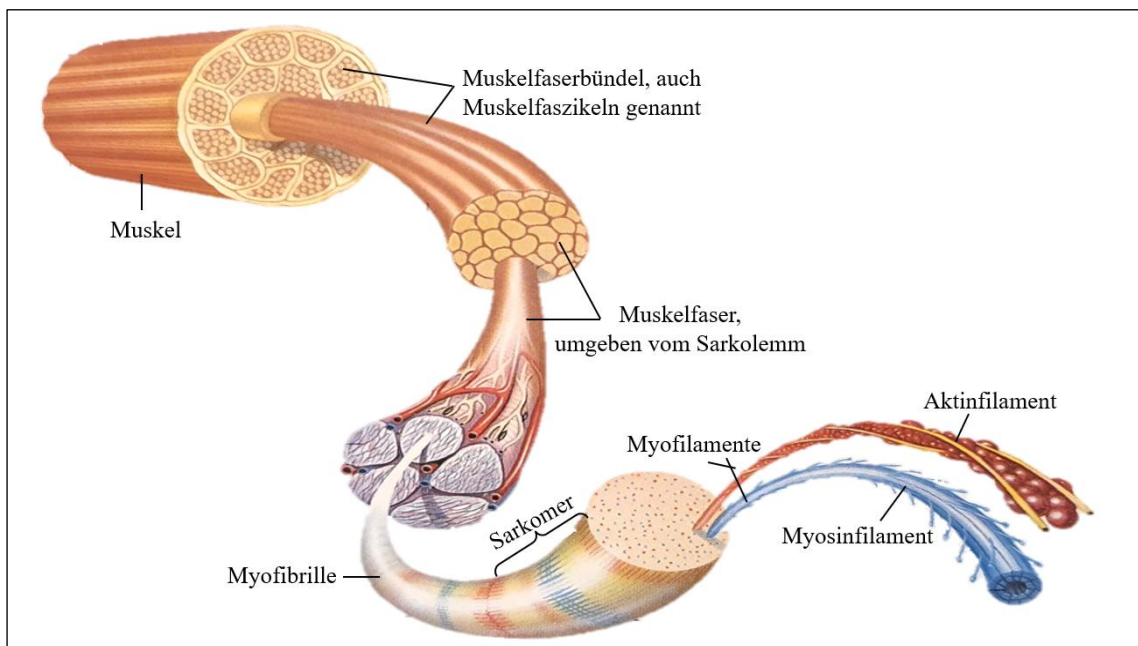


Abbildung 1: Hierarchischer Aufbau eines Skelettmuskels

Quelle: Eigene Darstellung nach Dr. Craft, 2002, S. 14

Die Skelettmuskulatur ist die einzige Muskelart, die willentlich gesteuert werden kann. Die elektromechanische Kopplung, also die Umwandlung eines elektrischen Reizes in eine mechanische Kontraktion (Gerstorfer, 2004, S. 183), kurz gesagt die Erregung eines Muskels, läuft gezielt ab. Im motorischen Kortex des Gehirns wird ein Befehl wie beispielsweise „Gegenstand anheben“ erteilt. So wird ein Aktionspotenzial über das Rückenmark zu den α -Motoneuronen geleitet, deren Axone an motorischen Endplatten der Muskelfasern enden. An den motorischen Endplatten angekommen, breitet sich das Aktionspotenzial über das Sarkolemm aus und gelangt über die T-Tubuli (transversale Tubuli), ein röhrenartiges System, tief in das Zellinnere (Czihak & Langer, 1996, S. 459). Sie führen zum sarkoplasmatischen Retikulum (SR), ein intrazelluläres Membransystem, welches als Calciumspeicher dient und die Myofibrillen eines Muskels netzartig umgibt (Schmidt et al., 2010, S. 105f). Sobald das Aktionspotenzial das SR erreicht, wird Calcium in das Innere eines Sarkomers befördert, wodurch die Kontraktion des Muskels ausgelöst wird. Wie genau eine Kontraktion innerhalb des Sarkomers abläuft, wird in Kapitel 2.2 beschrieben. Kehrt kein Aktionspotenzial mehr im SR ein, so werden die Calciumionen-Kanäle geschlossen, wodurch keine weiteren Ca^{2+} -Ionen mehr ins Innere des Sarkomers gelangen. Die Calciumkonzentration normalisiert sich wieder und die Muskelzelle kehrt in den Ruhezustand zurück.

Nicht nur der Ablauf der Muskerregung ist ein zentrales Merkmal der Skelettmuskulatur, auch die namensgebenden Querstreifen sind unverkennbar.

Die charakteristischen Querstreifen dieser Muskelart erkennt man bei Betrachtung einer Muskelzelle unter einem Lichtmikroskop, wie in **Abbildung 2** dargestellt. Sie entstehen durch die regelmäßige Anordnung der kontraktilen Filamente Aktin und Myosin (Wang et al., 2021; Zhao et al., 2025). Innerhalb der Myofibrillen erfolgt die Muskelkontraktion durch das Ineinandergleiten von Aktin- und Myosinfilamenten.



Abbildung 2: Lichtmikroskopische Aufnahme eines quergestreiften Muskels
Quelle: Schmidt et al., 2010, S. 100

Die Skelettmuskulatur weist im Vergleich zu anderen Muskeltypen die höchste strukturelle Ordnung auf. Zum Verständnis ihrer Eigenschaften, insbesondere im Hinblick auf die charakteristische Namensgebung, ist ein genauer Blick auf den molekularen Aufbau ihrer funktionellen Grundeinheit, des Sarkomers, unerlässlich. Dieser Aufbau wird im folgenden Kapitel 2.2 näher beschrieben.

2.2. Molekularer Aufbau eines Sarkomers

Das Sarkomer stellt die kleinste kontraktile Einheit der Skelettmuskulatur dar. Es besteht aus einem geordneten Aufbau von Myofilamenten, die für die Muskelkontraktion verantwortlich sind. Eine Vielzahl aneinandergereihter Sarkomere bildet die Myofibrillen des Skelettmuskels. Die Sarkomere, deren Länge je nach Dehnung zwischen 1,5 und 3,5 μm variiert (Schmidt et al., 2010, S. 103), werden sichtbar durch zwei sogenannte Z-Scheiben (Zwischenscheiben) begrenzt. Innerhalb eines Sarkomers befinden sich zwei Arten von Myofilamenten: die dicken Myosinfilamente und die dünnen Aktinfilamente. Die Betrachtung eines Sarkomers unter dem Elektronenmikroskop offenbart die typische quergestreifte Struktur der Muskelzelle, ein wiederholendes, hochgeordnetes Muster, das sich aus den in Zonen geordneten Myofilamenten ergibt. Die charakteristischen Querstreifen entstehen durch die periodische Anordnung funktioneller Zonen innerhalb des Sarkomers. Diese regelmäßig wechselnden hellen und dunklen Streifen, die sich im Licht- und Elektronenmikroskop deutlich abzeichnen (siehe **Abbildung 2**), spiegeln die systematische Organisation von Aktin- und Myosinfilamenten wider (Horn, 2021, S. 755).

Die dunkle Zone, die unter polarisiertem Licht doppelbrechend erscheint, wird als A-Bande (anisotrope Bande) bezeichnet. Sie umfasst die gesamte Länge der dicken Myosinfilamente, einschließlich der Überlappungsbereiche mit Aktinfilamenten. Im Zentrum der A-Bande liegt die sogenannte H-Zone (auch H-Bande), ein Abschnitt, in dem ausschließlich Myosinfilamente vorkommen. Zentral in der H-Zone befindet sich die M-Linie, welche als strukturgebendes Zentrum des Sarkomers dient. Sie markiert die Mitte zwischen den beiden benachbarten Z-Scheiben (Czihak & Langer, 1996, S. 456; Gerstorfer, 2004, S. 181; Horn, 2021, S. 754).

Die hell erscheinende I-Bande (isotrope Bande) hingegen zeigt sich unter polarisiertem Licht einfachbrechend (Czihak & Langer, 1996, S. 456). Sie enthält ausschließlich dünne Aktinfilamente und schließt die Z-Scheiben mit ein. Diese Z-Scheiben bilden die

Endgrenzen zweier benachbarter Sarkomere und stellen die Verankerungspunkte für die Aktinfilamente dar. Der symmetrische Aufbau des Sarkomers wird durch Gerüstproteine wie Titin stabilisiert. Titin erstreckt sich dabei zwischen der Z-Scheibe bis zur M-Linie (Horn, 2021, S. 755) und hält die Myosin- und Aktinfilamente in ihrer Position. Eine Darstellung zweier aneinander gereihter Sarkomere und ihrer Einteilung in die unterschiedlichen Zonen ist in **Abbildung 3** zu sehen.

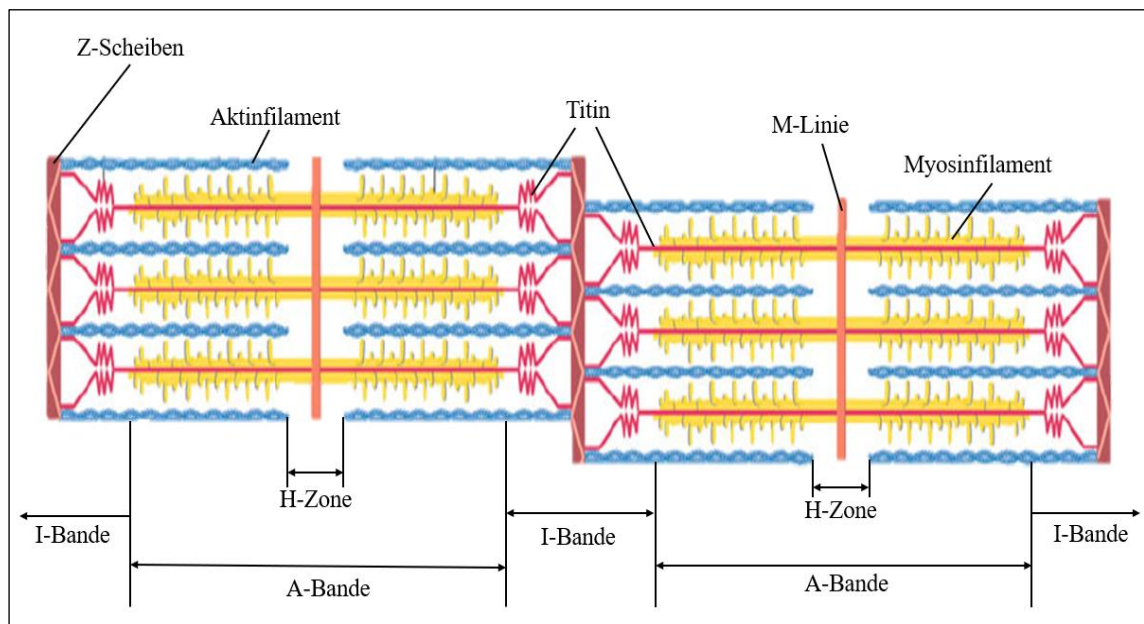


Abbildung 3: vereinfachte Darstellung der Zonen eines Sarkomers

Die Darstellung zeigt die Einteilung der verschiedenen Zonen innerhalb zweier benachbarter Sarkomere

Quelle: Eigene Darstellung nach Schmidt et al., 2010, S. 100

Titin, eines der wichtigsten Gerüstproteine, ist, wie in der **Abbildung 3** dargestellt, von der Z-Scheibe bis zur M-Linie verankert. Es wirkt wie eine molekulare Feder und dient zur Stabilisierung der Myofilamente (Schmidt et. al, 2010, S. 102).

Das dünne Filament im Sarkomer der quergestreiften Skelettmuskulatur, das Aktinfilament, besteht primär aus den drei funktionell und strukturell eng aufeinander abgestimmten Komponenten Aktin, Tropomyosin und dem Troponin-Komplex. Die molekulare Architektur dieser Filamentstruktur spielt eine entscheidende Rolle für die Muskelkontraktion und die charakteristische Querstreifung des Muskels (Gerstorfer, 2004, S. 180; Wang et al., 2021).

Der Troponin-Tropomyosin-Komplex legt sich fadenförmig um das Aktinmolekül und verdeckt die sogenannten Andockstellen der Myosinköpfe am Aktin. Erst wenn Calcium durch die Erregung einer Muskelzelle in das Innere des Sarkomers gelangen, binden sie an das Troponin. Die räumliche Struktur des Komplexes verändert sich, wodurch die

Bindungsstellen für Myosin freigegeben werden (Gerstorfer, 2004, S. 181-183; Wang et al., 2021).

Die Myosinfilamente, auch als dicke Filamente bezeichnet, sind zentrale Bestandteile des Sarkomers und für die Muskelkontraktion essenziell. Sie bestehen aus zahlreichen Myosinmolekülen. Ein Myosinmolekül besteht aus einem beweglichen Hals, der vom festen Schaft ausgeht und an dessen Ende sich der Myosinkopf befindet (Czihak & Langer, 1996, S. 456; Horn, 2021, S. 755f). Die Myosinköpfe sind für die mechanische Funktion des Sarkomers von zentraler Bedeutung. Sie enthalten eine Aktinbindungsstelle und führen die ATPase-Aktivität aus, die die nötige Energie für die zyklische Bewegung während der Muskelkontraktion liefert (Christen & Jaussi, 2005, S. 454; Horn, 2021, S. 755f). Diese Prozesse werden im Detail im Kapitel 3 erläutert.

Die Myosin-Moleküle sind innerhalb des Filaments bipolar und spiegelsymmetrisch angeordnet (Wang et al., 2021).

Eine ausführlichere Darstellung der molekularen Struktur von Aktin- und Myosinfilamenten befindet sich im Anhang A1.

In **Abbildung 4** ist der Aufbau eines Sarkomers gezeigt. Deutlich zu erkennen sind hier die Myosinköpfe, welche teilweise an das Aktin gebunden sind und der bewegliche Myosinhals.

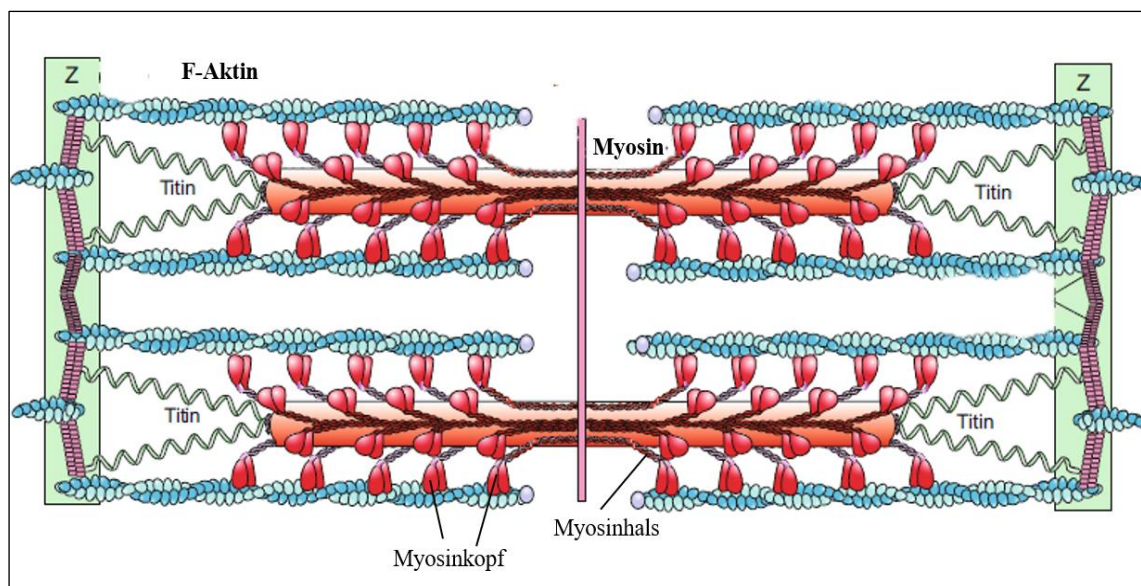


Abbildung 4: Aufbau eines Sarkomers

Die Darstellung zeigt den Aufbau eines Sarkomers mit den Myofilamenten F-Aktin und Myosin im angedockten Zustand

Quelle: Eigene Darstellung nach Müller et al., 2018, S. 415

Zusammenfassend lässt sich erklären:

Das Sarkomer bildet die funktionelle Grundeinheit der quergestreiften Skelettmuskulatur und ist maßgeblich für deren charakteristische Querstreifung sowie die Fähigkeit zur Kontraktion verantwortlich. Im Zentrum dieses hochkomplexen Aufbaus stehen die dicken Myosin- und die dünnen Aktinfilamente, deren regelmäßige Anordnung die typische Streifenstruktur erzeugt. Die ATPase-Aktivität der Myosinköpfe, ihre räumliche Anordnung und die Integration in das strukturelle Gerüst des Sarkomers bilden die Grundlage für den Querbrückenzyklus, bei dem die dicken und dünnen Filamenten kontrolliert aneinander vorbeigleiten (Faller & Schünke, 1999, S. 92; Zhao et al., 2025). Einen genaueren Blick in die mikro-mechanische Betrachtung des Sarkomers folgt im nächsten Kapitel.

2.3. Mikro-mechanische Betrachtung eines Sarkomers

Um die enorme Leistungsfähigkeit von Muskelgewebe nicht nur makroskopisch, sondern auch auf molekularer Ebene nachvollziehen zu können, lohnt sich ein Blick auf die innere Struktur eines einzelnen Sarkomers. Das Sarkomer ist die kleinste funktionelle Einheit der quergestreiften Muskulatur und zugleich ein hochkomplexes biomechanisches System, in dem tausenden Proteinfilamente parallel Kraft erzeugen.

Eine Myofibrille besitzt typischerweise einen Durchmesser von etwa $1\text{ }\mu\text{m}$ (Faller & Schünke, 1999, S. 89). Innerhalb dieses Querschnitts befinden sich ca. 1.000 Myosinfilamente und etwa 2.000 Aktinfilamente (Horn, 2021, S. 755), die in einer hexagonalen Gitterstruktur angeordnet sind. Anhand dieser Daten lässt sich die Querschnittsfläche einer Myofibrille mit der Formel $A = \pi \cdot \left(\frac{d}{2}\right)^2$ berechnen:

$$A = \pi \cdot \left(\frac{1\text{ }\mu\text{m}}{2}\right)^2 = 0,785\text{ }\mu\text{m}^2 = 7,85 \cdot 10^{-13}\text{ m}^2$$

Mit dieser Fläche und der bekannten Anzahl der Myosinfilamente in einem Sarkomer ergibt sich die Dichte der Myosinfilamente pro Fläche:

$$\rho_{\text{Myosin}} = \frac{n}{A} = \frac{1.000}{7,85 \cdot 10^{-13}\text{ m}^2} = 1,27389 \cdot 10^{15} \frac{\text{Moleküle}}{\text{m}^2}$$

Zur Ermittlung der auf ein einzelnes Myosinmolekül entfallenden Kraft wird die maximale isometrische Spannung von Muskelfasern herangezogen, die in der Literatur typischerweise mit 200-300 kPa angegeben wird. Für die folgende Berechnung wird der

niedrigere Literaturwert von 200 kPa verwendet, welcher einer Kraft von $200.000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$ entspricht. Wird diese Kraft gleichzeitig auf alle Myosinmoleküle verteilt, ergibt sich die Kraft pro Molekül zu:

$$F_{\text{Myosin}} = \frac{F_{\text{Muskel}}}{\rho_{\text{Myosin}}} = F_{\text{Myosin}} = \frac{200.000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}}{1,27389 \cdot 10^{15} \frac{\text{Moleküle}}{\text{m}^2}} = 156,9 \text{ pN}$$

Die durchschnittliche Strecke, die ein Myosinmolekül während eines Kraftschlags zurücklegt, beträgt 5-10 nm (Schmidt et al., 2010, S. 103f). Nehmen wir eine Strecke von 5 nm an. Mit der berechneten Kraft für das Myosin kann man nun die mechanische Arbeit, die ein einzelnes Myosinmolekül pro Kraftschlag verrichtet:

$$W_{\text{Myosin}} = F_{\text{Myosin}} \cdot s_{\text{Myosin}}$$

$$W_{\text{Myosin}} = 1,569 \cdot 10^{-10} \text{ N} \cdot 5 \cdot 10^{-9} \text{ m} = 7,845 \cdot 10^{-19} \text{ J}$$

Dieses ist eine winzige Energiemenge und doch, in der Summe millionenfach gleichzeitig ablaufender Kraftschläge entsteht daraus die makroskopisch sichtbare Muskelkontraktion. Diese Berechnung zeigt eindrucksvoll, wie sich molekulare Mechanik auf makroskopische Muskelarbeit hochskalieren lässt und warum der Muskel zu den effizientesten Antriebssystemen der Natur gehört.

Im nächsten Kapitel folgt eine Zusammenfassung der in Kapitel 2 dargestellten Grundlagen zur Struktur und Funktion der menschlichen Skelettmuskulatur.

2.4. Zusammenfassung

Die Muskulatur des Menschen lässt sich in glatte Muskulatur, Herz- und Skelettmuskulatur unterteilen. Im Fokus dieser Arbeit steht die quergestreifte Skelettmuskulatur, da sie willentlich steuerbar ist und ihre regelmäßige Anordnung der Filamente eine besonders strukturierte Kontraktion ermöglicht.

Die funktionelle Grundeinheit dieser Muskulatur ist das Sarkomer. Es handelt sich um einen streng symmetrisch aufgebauten Abschnitt der Myofibrille, in dem dicke Myosin- und dünne Aktinfilamente präzise angeordnet sind. Wie in **Abbildung 3** und in **Abbildung 4** dargestellt, bildet diese Struktur die Grundlage für die typische Querstreifung der Muskelzelle sowie für den Ablauf der Muskelkontraktion. Durch zyklische Interaktionen der Filamente, insbesondere durch das kraftvolle Zusammenspiel

von Myosinköpfen und Aktinbindungsstellen, entsteht die mechanische Kraftentwicklung der Muskelkontraktion.

Aus mechanischer Sicht bildet das Sarkomer damit die zentrale Struktur für jede Modellierung von Muskelkraft. Bereits auf molekularer Ebene erzeugt jedes Myosinmolekül eine winzige Bewegung, die sich in der Vielzahl der Moleküle zu einer makroskopisch sichtbaren Muskularbeit aufsummiert, wie die mikro-mechanische Betrachtung in Kapitel 2.3 gezeigt hat.

Aufbauend auf diesen Grundlagen folgt im nächsten Kapitel eine vertiefte Auseinandersetzung mit theoretischen und experimentellen Modellen der Muskelkontraktion, um die zentralen Mechanismen des Sarkomers besser nachvollziehen und technisch abbilden zu können.

3. Theorien, Modelle, experimentelle Studien und aktueller Forschungsstand über Muskelkontraktion

Um die Mechanik der Muskelbewegung vollständig zu verstehen, reicht die reine Betrachtung des anatomischen Aufbaus nicht aus. Erst durch theoretische Modelle lässt sich erklären, wie innerhalb der Muskulatur tatsächlich Kraft erzeugt und in Bewegung umgesetzt wird. Dieses Kapitel widmet sich daher der Entwicklung zentraler Konzepte zur Muskelkontraktion, von der Sliding-Filament-Theorie über das Crossbridge-Modell bis hin zur Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung nach Hill. Ziel ist es, die historisch gewachsene und heute gültige Vorstellung der Muskelmechanik zu erfassen und daraus zentrale Anforderungen für eine spätere Modellierung abzuleiten.

3.1. Die Sliding-Filament-Theorie

Der in Kapitel 2 beschriebene Aufbau des Sarkomers liefert eine detaillierte Darstellung der morphologischen und molekularen Ordnung innerhalb der menschlichen Skelettmuskulatur (Ciferri & Crumbliss, 2018). Besonders die Anordnung der Aktin- und Myosinfilamente in exakt definierten Bereichen wie der A-, I- und H-Bande sowie die Verankerung an Z- und M-Linien legen nahe, dass die Muskelkontraktion durch gut aufeinander abgestimmte Abläufe direkt in den Zellen gesteuert wird. Mitte des 20. Jahrhundert war jedoch noch unklar, wie diese Strukturen tatsächlich funktional zusammenspielen (Schmid & Töpfer, 2021). Zwei unabhängige Forscherteams stellten sich in den 1950er Jahren dieser Frage und wagten einen experimentellen Blick ins Innere des Sarkomers. Dabei machten sie eine Entdeckung, die das Verständnis von Muskelarbeit grundlegend verändert.

3.1.1. Experimentelle Modellversuche von Huxley und Huxley

Im Jahr 1954 veröffentlichten zwei Forscherteams, Andrew F. Huxley zusammen mit Rolf Niedergerke sowie Hugh Huxley mit Jean Hanson, nahezu zeitgleich ihre Ergebnisse über den strukturellen Ablauf der Muskelkontraktion. Beide Teams arbeiteten in Cambridge, verfolgten jedoch unterschiedliche Forschungsziele und verwendeten verschiedene experimentelle Methoden. Dennoch kamen sie zu deckungsgleichen Ergebnissen, die bis heute den wesentlichen Kern der Muskelkontraktion beschreibt (Schmid & Töpfer, 2021).

Das Forscherteam um A. Huxley und R. Niedergerke führte seine Versuche an lebenden Froschmuskelfasern durch. Mithilfe eines Interferenzmikroskops, einer speziellen Art eines Lichtmikroskops, die besonders feine Veränderungen in der Struktur lebender Zellen sichtbar macht, war es ihnen möglich dynamische Veränderungen der Querstreifung in Echtzeit zu beobachten. Sie verglichen kontrahierte und entspannte Muskelfasern und stellten dabei fest, dass sich während der Kontraktion die I- und H-Bande deutlich verkürzten, während die A-Bande ihre Länge beibehielt. Bei der Entspannung der Muskelfaser kehrten die I- und H-Bande in ihren ursprünglichen Zustand zurück. Dieses deutete darauf hin, dass die dicken Myosinfilamente an ihrer Position bleiben, während die dünnen Aktinfilamente in die Mitte des Sarkomers gleiten und sich nach Ende der Kontraktion wieder zurückziehen. Damit war erstmals bewiesen, dass die Muskelverkürzung kein dauerhafter Längenverlust der Filamente ist, wie lange Zeit zuvor angenommen (Schmid & Töpfer, 2021).

Unabhängig davon untersuchte das Team um H. Huxley und J. Hanson fixierte, tierische Muskelfasern mittels eines Elektronenmikroskops, wodurch eine deutlich höhere Auflösung erreicht werden konnte. Auch sie beobachteten diese reversiblen Veränderungen: Die I- und H-Bande verkürzten sich bei Kontraktion und erschienen wieder bei Entspannung, ein Hinweis darauf, dass kein Längenverlust der Filamente selbst vorliegt (Czihak & Langer, 1996, S. 459), sondern ein Ineinandergleiten der Filamente stattfindet (Schmid & Töpfer, 2021).

Bemerkenswert ist, dass nur das Team um Hugh Huxley gezielt die Kontraktion auf molekularer Ebene untersuchen wollte, während Andrew Huxley und Rolf Niedergerke ursprünglich nur strukturelle Veränderungen im Sarkomer analysierten. Dass dennoch beide Teams unabhängig voneinander zur selben Schlussfolgerung kamen, unterstreicht die Tragweite und Validität dieser Entdeckung in besonderem Maße (Schmid & Töpfer, 2021).

Diese parallelen Beobachtungen führten zur Formulierung der Sliding-Filament-Theorie, die besagt, dass Aktin- und Myosinfilamente ineinander gleiten, wodurch sich die Länge des Sarkomers und damit des Muskels insgesamt verkürzt, ohne dass sich die einzelnen Filamente selbst in ihrer Länge verändern.

Die in den Experimenten beschriebenen Veränderungen lassen sich anschaulich in **Abbildung 5** nachvollziehen. Dargestellt ist ein Sarkomer im entspannten Zustand (**a**) und im kontrahierten Zustand (**b**). Zu erkennen ist, dass sich während der Kontraktion

insbesondere die I-Bande und H-Zone verkürzen, während die A-Bande unverändert bleibt.

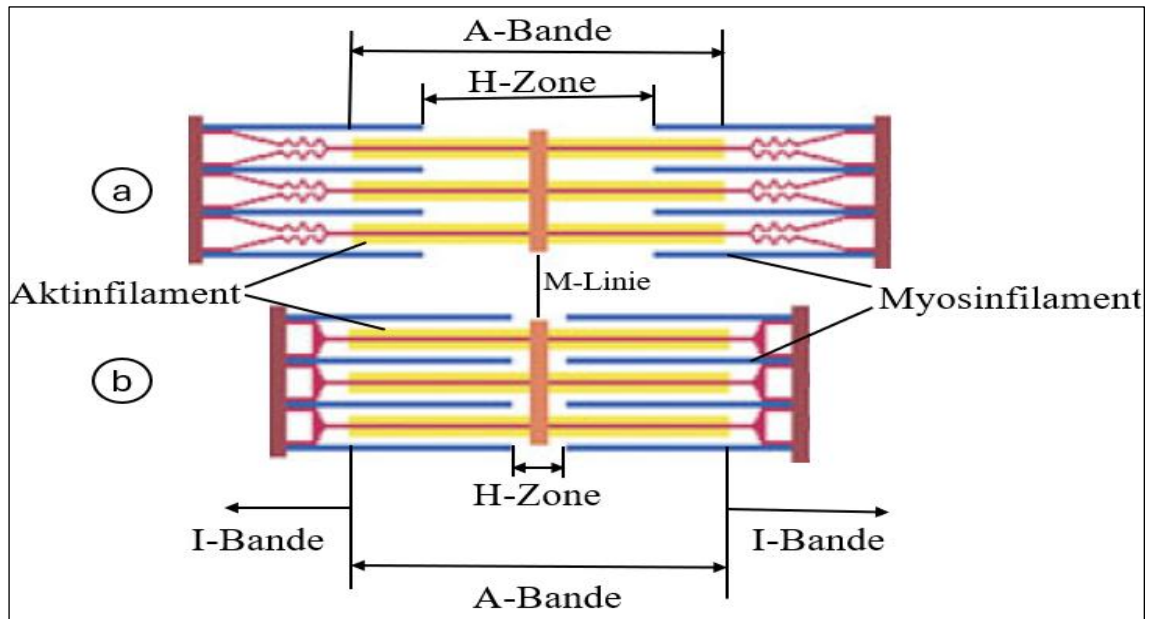


Abbildung 5: Veränderung der Sarkomerstruktur bei Muskelkontraktion

a entspannter Zustand; **b** kontrahierter Zustand

Verkürzung der I- und H-Zone bei gleichbleibender A-Banden-Länge

Quelle: Eigene Darstellung nach Schmidt et al., 2010, S. 100

Die in **Abbildung 5** dargestellten strukturellen Veränderungen spiegeln die Beobachtungen der beiden Forscherteams wider und die daraus entwickelte Sliding-Filament-Theorie. Diese legten den Grundstein für das moderne Verständnis der Muskelkontraktion. Im Folgenden wird ihre Bedeutung für die Muskelphysiologie zusammengefasst und gleichzeitig aufgezeigt, welche Aspekte sie allein nicht erklären kann.

3.1.2. Bedeutung und Grenzen der Theorie

Die Sliding-Filament-Theorie veränderte das damalige Verständnis der Muskelkontraktion grundlegend. Erstmals wurden Muskelverkürzungen nicht mehr als ein einfaches Zusammenziehen von Strukturen verstanden, sondern als koordinierte Gleitbewegung zweier Filamentsysteme innerhalb des Sarkomers beschrieben. Die Theorie machte verständlich, wie es bei der Kontraktion zur Verkürzung des Muskels kommt, ohne dass dabei eine dauerhafte strukturelle Veränderung entsteht, und wie sich der Muskel anschließend wieder vollständig entspannen kann (Schmid & Töpfer, 2021). Zwar waren viele der heute als zentral geltenden molekularen Komponenten der Muskelkontraktion, wie ATP, Calciumionen oder Troponin-Komplex, bereits bekannt und ihr Vorkommen im Sarkomer gut belegt, doch welche Rolle sie genau bei der Auslösung

und Steuerung der Kontraktion spielen, war zum Zeitpunkt der Veröffentlichung der Sliding-Filament-Theorie noch nicht geklärt. Die Theorie beschrieb in erster Linie die strukturellen Veränderungen, konnte aber keine Aussagen über die zugrunde liegenden molekularen Abläufe machen. Viele wichtige Fragen blieben offen, etwa:

- Wie binden Myosinköpfe an Aktin?
- Was sorgt eigentlich dafür, dass sich die Filamente gezielt verschieben?
- Welche Rolle spielen ATP und Calcium genau?
- Wie wird verhindert, dass sich die Filamente unkontrolliert verschieben?

Diese ungelösten Aspekte bilden die Grundlage für die Entwicklung des Crossbridge-Modells, das im folgenden Abschnitt behandelt wird. Es knüpft an die Erkenntnisse der Sliding-Filament-Theorie an, erweitert diese jedoch um biochemische und mechanische Prozesse, die für die Steuerung der Kontraktion notwendig sind.

3.2. Das Crossbridge-Modell

Während die Sliding-Filament-Theorie den makroskopischen Ablauf der Muskelverkürzung beschreibt, erklärt das Crossbridge-Modell die zugrunde liegenden molekularen Mechanismen. Es beschreibt, wie einzelne Myosinköpfe zyklisch mit den Aktinfilamenten interagieren und so Kraft erzeugen. Im Folgenden werden Ursprung und Grundprinzip dieser Theorie näher erläutert.

3.2.1. Ursprung und Grundidee des Crossbridge-Modells

Nach seiner zentralen Beteiligung an der Entwicklung der Sliding-Filament-Theorie begann Hugh Huxley, sich in den folgenden Jahren intensiver mit den molekularen Mechanismen der Kraftentwicklung innerhalb des Sarkomers zu beschäftigen. Basierend auf seinen strukturellen Beobachtungen und theoretischen Überlegungen entwickelte er die Hypothese, dass die Myosinköpfe aktiv zur Filamentverschiebung beitragen, indem sie zyklisch an Aktin binden und dabei mechanische Arbeit leisten (Schmid & Töpfer, 2021).

Um diese Annahme experimentell zu überprüfen, arbeitete Huxley ab den 1970er Jahren gemeinsam mit dem Physiker Robert Simmons an einer neuartigen Methode: der Röntgenbeugung an kontrahierenden Muskelfasern. Dieses bildgebende Verfahren nutzt

die regelmäßige Anordnung der Sarkomerstruktur, um Veränderungen auf molekularer Ebene anhand der Ablenkung von Röntgenstrahlen sichtbar zu machen (Knupp & Squire, 2019).

Ziel war es, strukturelle Veränderungen der Myosinköpfe während der Muskelaktivität nachzuweisen, insbesondere ihre Positionsänderung relativ zum Aktin. Die Beobachtung systematischer Verschiebungen im Beugungsmuster bei Kontraktion und Entspannung lieferte den ersten indirekten Beweis für eine zyklische, kraftgenerierende Bewegung der Myosinköpfe, gesteuert durch biochemische Prozesse. Diese Ergebnisse führten zur Formulierung des Crossbridge-Modells, das bis heute als Grundlage des molekularen Verständnisses der Muskelkontraktion gilt. Die konkrete experimentelle Herleitung und die einzelnen Schritte des Querbrückenzyklus werden im folgenden Abschnitt dargestellt.

3.2.2. Modellentwicklung durch experimentelle Analyse

Die Auswertung der Röntgenbeugungsmuster kontrahierender Muskelfasern führte Hugh Huxley zu wichtigen Erkenntnissen über die Bewegung der Myosinköpfe während der Muskelkontraktion. Die Daten zeigten, dass die Myosinköpfe am Aktinfilament andocken (siehe **Abbildung 6**), sich zyklisch bewegen und dabei eine charakteristische Kippbewegung ausführen. Diese strukturellen Beobachtungen verknüpfte Huxley mit dem bereits bekannten biochemischen Wissen über ATP als Energielieferant und Calciumionen als kontraktionsauslösendes Signal (Schmid & Töpfer, 2021).

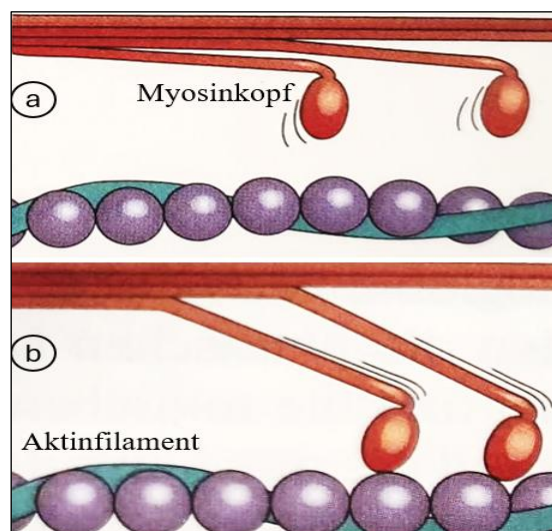


Abbildung 6: Bildung einer Querbrücke zwischen Myosinkopf und Aktinfilament

a gespannter Myosinkopf in Ruhe; **b** Myosinkopf gebunden am Aktinfilament, Bildung der Querbrücke

Quelle: Eigene Darstellung nach Faller & Schünke, 1999, S. 93

Daraus entwickelte er das sogenannte Crossbridge-Modell, das den zyklischen Ablauf zwischen Aktin und Myosinköpfen beschreibt. Dieser Vorgang lässt sich vereinfacht in vier Schritte unterteilen:

1. **Bindung** – Der Myosinkopf dockt in vorgespannter Form an Aktin an
2. **Kraftschlag** – Eine Kippbewegung erzeugt mechanische Spannung
3. **Loslösung** – Der Kopf löst sich vom Aktin
4. **Rückstellung** – Der Kopf kehrt in seine Ausgangsposition zurück

Damit ergänzte das Modell die Sliding-Filament-Theorie um einen aktiven mechanischen Prozess, der die Filamentverschiebung verursacht.

Im nächsten Abschnitt wird dargestellt, wie sich dieses Modell historisch weiterentwickelt hat und welche weiteren Bestandteile heute als relevant gelten.

3.2.3. Bedeutung für den heutigen Forschungsstand

Obwohl das Crossbridge-Modell bereits in den 1970er Jahren formuliert wurde, bildet es bis heute das Grundgerüst unseres Verständnisses von Muskelkontraktion. In den folgenden Jahrzehnten wurde das ursprüngliche Modell durch weitere Forschung deutlich erweitert. Neue Erkenntnisse über zusätzliche Proteine im Sarkomer, wie beispielsweise Troponin als Calciumschalter oder Titin als elastisches Gerüst, zeigen, dass der Ablauf komplexer ist als ursprünglich angenommen. Diese Ergänzungen legten den Grundstein für die heutige Betrachtung des Querbrückenzyklus als fein abgestimmtes Zusammenspiel aus mechanischen, chemischen und strukturellen Prozessen (Schmid & Töpfer, 2021).

Im nächsten Abschnitt wird daher beleuchtet, wie sich das ursprüngliche Modell historisch weiterentwickelt hat und welche Bestandteile nach heutigem Forschungsstand eine zentrale Rolle spielen.

3.3. Erweiterungen des Crossbridge-Modells – Kontraktionsmechanismen

In den letzten Jahren wurde das klassische Crossbridge-Modell in vielen Bereichen erweitert, sowohl auf biochemischer Ebene als auch in Hinblick auf die unterschiedlichen Arten, wie ein Muskel überhaupt arbeiten kann. Diese sogenannten

Kontraktionsmechanismen beschreiben, wie sich ein Muskel während der Erregung verhält. Dieses Kapitel widmet sich genau diesen Erweiterungen.

3.3.1. Biochemische Steuerung und strukturelle Ergänzungen des Crossbridge-Modells

Während das ursprüngliche Crossbridge-Modell von Hugh Huxley vor allem die mechanische Interaktion zwischen Aktin und Myosin beschrieb, wurde in den Folgejahrzehnten zunehmend deutlich, dass die Muskelkontraktion auf einer komplexen Kombination aus biochemischer Steuerung, struktureller Stabilisierung und energetischer Kopplung basiert.

Eine zentrale biochemische Ergänzung betrifft den Troponin-Tropomyosin-Komplex, der auf der Oberfläche der Aktinfilamente liegt und die Calcium-abhängige Steuerung der Muskelkontraktion erst ermöglicht. Das Tropomyosin ist ein langes, stabförmiges Protein, das sich in fadenförmiger Struktur spiralförmig um das Aktin legt. Im Ruhezustand verdeckt es die Bindungsstelle für Myosin, sodass keine Interaktion möglich ist. In regelmäßigen Abständen ist Tropomyosin mit dem Troponin-Komplex verbunden. Sobald im Rahmen der Erregung ein Aktionspotenzial das sarkoplasmatische Retikulum (SR) erreicht, werden spannungsgesteuerte Ionenkanäle geöffnet. Diese bewirken die Freisetzung von Calciumionen (Ca^{2+}) aus dem SR in das Sarkomer (Wang & Raunser, 2023). Der Anstieg der Ca^{2+} -Konzentration führt dazu, dass Calcium an Troponin-C bindet. Dieses verändert die räumliche Struktur des gesamten Komplexes und verschiebt das Tropomyosin – die Bindungsstellen am Aktin werden freigelegt (siehe **Abbildung 7**), und die Kontraktion kann beginnen.

Eine weitere essenzielle Voraussetzung für die Muskelkontraktion ist das Vorhandensein von Adenosintriphosphat (ATP). Dieses Molekül ist die zentrale Energiequelle für die zyklische Bewegung der Myosinköpfe. Bereits im Ruhezustand wird das ATP, das sich am Myosinkopf befindet, in einem chemischen Prozess, der sogenannten Hydrolyse, in Adenosindiphosphat (ADP) und anorganisches Phosphat (Pi) gespalten. Dieses Vorgehen hält den Kopf in einer vorgeladenen Position und versetzt ihn in Bereitschaft, an Aktin zu binden. Sobald die Bindungsstelle am Aktin durch Ca^{2+} und Troponin freigelegt ist, kann der Myosinkopf binden und der sogenannte Kraftschlag erfolgen. Es folgt die Abspaltung des Pi. Diese Spaltung setzt die notwendige Energie frei, die den Myosinkopf umklappen lässt und dadurch mechanische Arbeit erzeugt (Wang & Raunser, 2023).

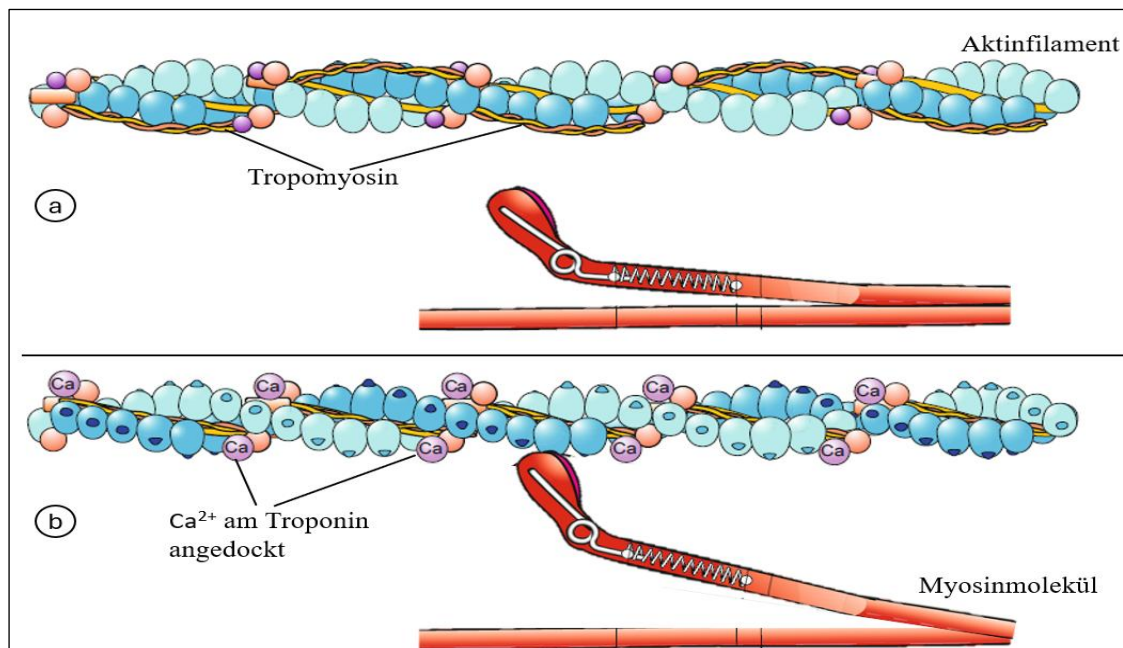


Abbildung 7: Calciumabhängige Freilegung der Myosin-Bindungsstellen am Aktinfilament

a Ruhezustand, Tropomyosin verdeckt die Bindungsstellen für Myosin; **b** Nach Bindung von Ca^{2+} an Troponin-C wird der Tropomyosinkomplex verschoben und der Myosinkopf kann binden

Quelle: Eigene Darstellung nach Müller et al., 2018, S. 422

Nach dem Kraftschlag verbleibt ADP kurzzeitig am Myosinkopf, wird dann jedoch freigesetzt. Erst wenn ein neues ATP-Molekül an den Kopf bindet, löst sich die Verbindung zwischen Myosin und Aktin. Das Myosinmolekül kehrt in den „Ruhezustand“ zurück, das neue ATP wird hydrolysiert und der Myosinkopf ist bereit für das Andocken am Aktin und einen erneuten Kraftschlag. Im Sarkomer steht eine große Anzahl an ATP-Molekülen zur Verfügung, die frei diffundieren können. Diese lokal vorhandenen ATP-Vorkommen ermöglichen eine schnelle Wiederaufladung der Myosinköpfe, sodass der Querbrückenzyklus mehrfach hintereinander ablaufen kann. Die zuvor freigesetzten Moleküle ADP und P_i können über zelluläre Stoffwechselprozesse (z.B. oxidative Phosphorylierung) wieder zu ATP regeneriert werden. Der Zyklus beginnt erneut, sofern die Muskelzelle noch immer erregt ist (Wang & Raunser, 2023; Faller & Schünke, 1999, S. 93f).

Durch diese strukturellen und biochemischen Erweiterungen wurde das ursprüngliche Crossbridge-Modell nicht ersetzt, sondern zu einem komplexen, integrativen System weiterentwickelt, das die Muskelkontraktion heute als fein regulierten und energetisch gesteuerten Vorgang begreift. Zusammengenommen ergibt sich ein stark erweitertes Bild der Muskelkontraktion: Ein Prozess, der nicht nur auf dem mechanischen Gleiten zweier Filamente basiert, sondern durch präzise abgestimmte biochemische Schaltmechanismen und strukturelle Rückstellsysteme ermöglicht wird. Im folgenden Abschnitt wird der

moderne Querbrückenzyklus vorgestellt, als Modell, das diese molekularen und mechanischen Komponenten zu einem vollständigen Ablauf zusammenführt.

3.3.2. Der Querbrückenzyklus nach aktuellem Stand der Forschung

Nachdem in Kapitel 3.3.1 die biochemischen Grundlagen der Muskelkontraktion, wie der Einfluss von Calciumionen, ATP und Strukturproteinen wie Titin, erläutert wurde und in Kapitel 3.2.2 die historische Entwicklung des Crossbridge-Modells beschrieben wurde, folgt nun die Darstellung des Querbrückenzyklus nach dem aktuellen Stand der Forschung.

Der Querbrückenzyklus ist der zentrale Prozess, durch den die Skelettmuskulatur aktiv Kraft erzeugt. Er beschreibt die wiederkehrenden molekularen Interaktionen zwischen Myosin und Aktin innerhalb des Sarkomers, koordiniert durch Calciumionen und angetrieben durch die Energie des ATP-Moleküls (Czihak & Langer, 1996, S. 458; Horn, 2021, S. 756f; Rassow et al., 2016, S. 791; Schmidt et al., 2010, S. 418).

Im Ruhezustand ist der Myosinkopf, nach der Hydrolyse des ATP in ADP und Pi, bereits in vorgespannter Konformation ausgerichtet, bereit zur Interaktion mit dem Aktinfilament (Rassow et al., 2016, S. 791). Eine tatsächliche Bindung ist bei einer nicht erregten Zelle jedoch nicht möglich, da die Aktin-Bindungsstellen durch den Tropomyosin-Troponin-Komplex blockiert werden (Czihak & Langer, 1996, S. 459; Horn, 2021, S. 757). Erst wenn ein Aktionspotenzial das sarkoplasmatische Retikulum erreicht, werden Calciumionen (Ca^{2+}) freigesetzt. Diese binden an das Troponin-C, was eine strukturelle Umlagerung des Tropomyosin-Troponin-Komplex bewirkt und die Bindungsstellen für den Myosinkopf auf dem Aktin freilegt (Horn, 2021, S. 757; Rassow et al., 2016, S. 791). Zur bildlichen Vorstellung: Der Tropomyosinstrang liegt wie ein Schutzband auf dem Aktinfilament. Sobald Calciumionen andocken, verschiebt sich dieser Strang leicht zur Seite und legt die Andockstellen für den Myosinkopf frei.

Mit dem Andocken des Myosinkopfes an das freigelegte Aktin beginnt der eigentliche Querbrückenzyklus, aufgeteilt in die vier charakteristischen Phasen:

1. Kraftschlag (Power Stroke):

Die Freisetzung des Phosphatrests Pi löst den eigentlichen Kraftschlag aus: Der Hebelarm des Myosinkopfes klappt um ca. 60-70 ° zurück. Dabei zieht er das Aktinfilament in Richtung Sarkomermitte, es entsteht mechanische Kraft (Czihak & Langer, 1996, S. 460; Rassow et al., 2016, S. 792; Schmidt et al., 2010, S. 418).

2. ADP-Freisetzung:

Am Endpunkt des Kraftschlags wird das ADP freigesetzt. Der Myosinkopf verbleibt fest an das Aktin gebunden, bis ein neues APT-Molekül zur Verfügung steht (Horn, 2021, S. 757; Müller et al., 2018, S. 416).

3. ATP-Bindung und Lösen vom Aktin:

Freies ATP ist im Sarkomer reichlich vorhanden. Sobald die Bindungsstelle am Myosinkopf frei ist, bindet unmittelbar ein neues ATP. Diese Bindung verändert die Konformität des Myosinhalses, der Kopf löst sich vom Aktin (Czihak & Langer, 1996, S. 460; Horn, 2021, S. 757).

4. Hydrolyse von ATP:

Direkt nach der Lösung vom Aktin erfolgt die ATP-Hydrolyse, das ATP wird in ADP und einen Phosphatrest (Pi) gespalten. Diese Reaktion versetzt den Myosin-kopf zurück in seinen Ruhezustand und ist in einem energiereichen, vorgespannten Zustand, bereit für den nächsten Kraftschlag (Rassow et al., 2016, S. 791).

Wenn die Calciumkonzentration im Sarkomer weiterhin hoch ist, bleibt das Aktin freigelegt und der Zyklus beginnt erneut. Sinkt die Konzentration, zieht sich der Tropomyosinstrang wieder über die Bindungsstelle und der Myosinkopf wartet auf das nächste Signal.

Die folgende **Abbildung 8** zeigt schematisch die zuvor beschriebenen vier Phasen des Querbrückenzyklus. Charakteristisch ist die Verschiebung des Aktinfilaments in Richtung Sarkomermitte, die durch den Kraftschlag des Myosinkopfes ausgelöst wird.

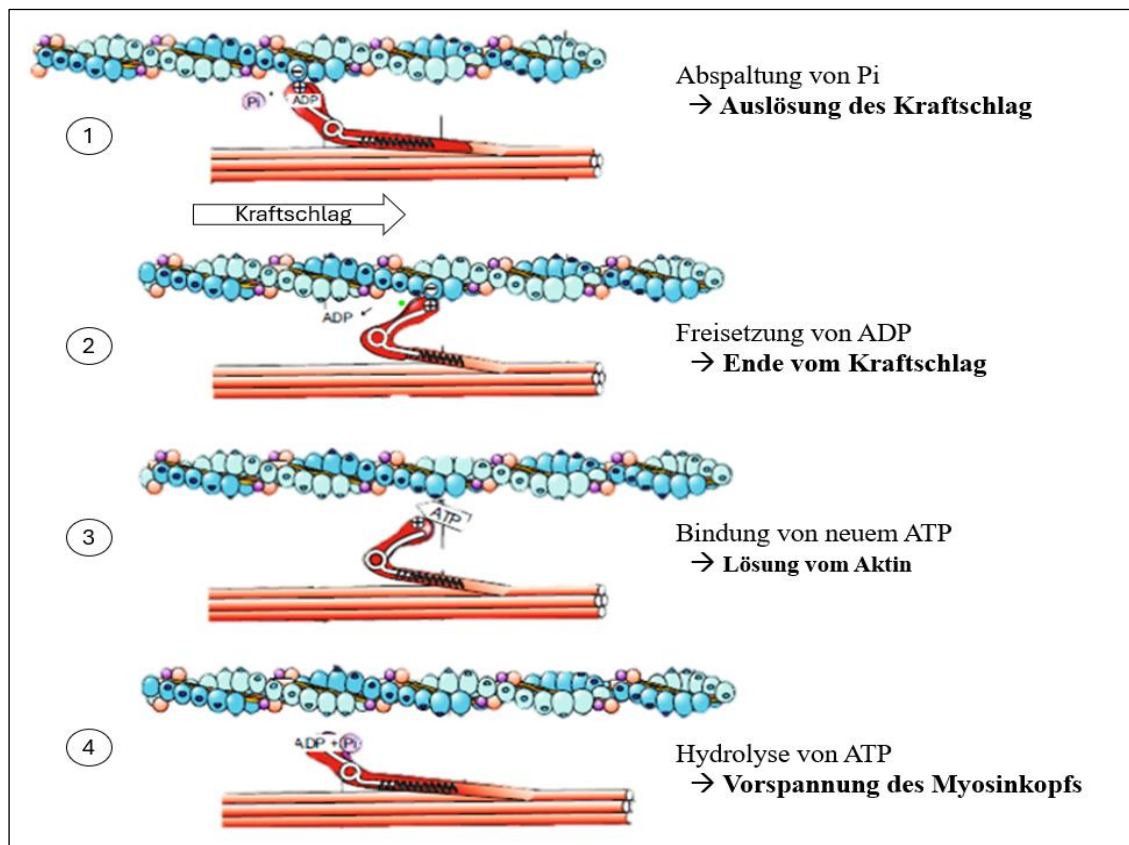


Abbildung 8: schematische Darstellung des Querbrückenzyklus

Dargestellt sind die vier Phasen des Zyklus mit: 1 Kraftschlag; 2 Freisetzen von ADP; 3 Lösen vom Aktin; 4 Rückkehr in die Ruhestellung

Quelle: Eigene Darstellung nach Müller et al., 2018, S. 419

Jede Muskelzelle enthält Millionen von Myosinköpfen, die diesen Zyklus asynchron, also nicht gleichzeitig, sondern leicht versetzt, durchlaufen. Diese Asynchronität ist entscheidend für eine gleichmäßige, kontinuierliche Kraftentwicklung: Nicht alle Myosinköpfe lösen sich gleichzeitig von Aktin, wodurch das Filament dauerhaft auf Spannung gehalten wird (Horn, 2021, S. 103; Rassow et al., 2016, S. 791) (Spannung beschreibt in der Muskelphysiologie die Kraft, die ein Muskel aufbringt). Der Vorgang des Lösens der Köpfe ist auch strukturell sichtbar: Die Z-Scheiben, an denen die Aktinfilamente befestigt sind, werden bei jeder Kontraktion in Richtung Sarkomermitte gezogen, das Sarkomer verkürzt sich. Da viele Sarkomere in Serie geschaltet sind, verkürzt sich dadurch der gesamte Muskel.

Ein weiterer zentraler Faktor ist das Strukturprotein Titin, das zwischen Z-Scheiben und dem Myosinmolekül verläuft. Es wirkt als molekulare Feder, stabilisiert die Anordnung der Filamente und stellt deren ursprüngliche Position nach der Kontraktion wieder her. So verhindert Titin ein Verrutschen der Myosinfilamente und trägt zur elastischen Rückführung bei (Horn, 2021, S. 756).

Der hier beschriebene Zyklus bildet heute die Grundlage des allgemein anerkannten Modells zur Erklärung der Muskelkraftentwicklung auf molekularer Ebene. In Kapitel 3.3.3 wird auf dieser Basis das vollständige Zusammenspiel der Komponenten innerhalb unterschiedlicher Kontraktionsformen näher beleuchtet.

3.3.3. Kontraktionsarten der Skelettmuskulatur und deren Einfluss auf den Querbrückenzyklus

Die Kontraktion eines Muskels kann grundsätzlich in drei Formen auftreten: **konzentrisch**, **isometrisch** und **exzentrisch**. Diese unterscheiden sich in ihrer mechanischen Wirkung und in der Art, wie der Querbrückenzyklus auf molekularer Ebene abläuft (Czihak & Langer, 1996, S. 462f; Rassow et al., 2016, S. 786).

Bei der **konzentrischen Kontraktion** verkürzt sich der Muskel aktiv unter Belastung. Die Myosinköpfe binden zyklisch an Aktin, führen ihren Kraftschlag aus, wodurch die Z-Scheiben zueinander gezogen werden und setzen erneut an. Dieses entspricht dem klassischen Wirkprinzip des Querbrückenzyklus, wie in Kapitel 3.3.2 beschrieben (Czihak & Langer, 1996, S. 462).

Die **isometrische Kontraktion** beschreibt eine Kraftentwicklung ohne Längenveränderung des Muskels. Die Myosinköpfe durchlaufen auch hier ihren Zyklus, allerdings wird die erzeugte Spannung nicht in Bewegung umgesetzt. Durch eine erhöhte äußere Krafteinwirkung gelingt es den Myosinköpfen nicht ihren Kraftschlag auszuführen. Die äußere Kraft hält die Köpfe in ihrer Position. Der Querbrückenzyklus läuft auf der biochemischen Ebene dennoch weiter ab. Durch die Freisetzung vom ADP und die darauffolgende Bindung eines neuen ATP-Moleküls, löst sich der Myosinkopf vom Aktinfilament und kehrt durch die Hydrolyse in die mit Energie versorgte Ruheposition zurück. Erst danach greifen die Myosinköpfe erneut asynchron in den nächsten Zyklus ein.

Die **exzentrische Kontraktion** beschreibt das kontrollierte Nachgeben des Muskels unter einer hohen äußeren Last, die größer ist als die vom Muskel erzeugte Kraft. Der Muskel wird gedehnt, oder auch verlängert. Der Querbrückenzyklus läuft auch hier ab, die Myosinköpfe binden an Aktin, führen ihren Kraftschlag in Richtung Sarkomermitte aus, werden jedoch durch die entgegengesetzte Kraftentwicklung mechanisch gedehnt, bevor sie sich lösen. Diese Kontraktionsform wird also nicht aktiv „eingeleitet“, sondern ergibt sich als Antwort auf den äußeren Widerstand. Der Muskel versucht sich zu verkürzen, scheitert jedoch an der zu großen Belastung und gibt elastisch nach (Tecchio et al., 2024).

Zur Veranschaulichung der beschriebenen Arten zeigt **Abbildung 9** die strukturellen Veränderungen des Sarkomers in den verschiedenen Kontraktionszuständen im direkten Vergleich.

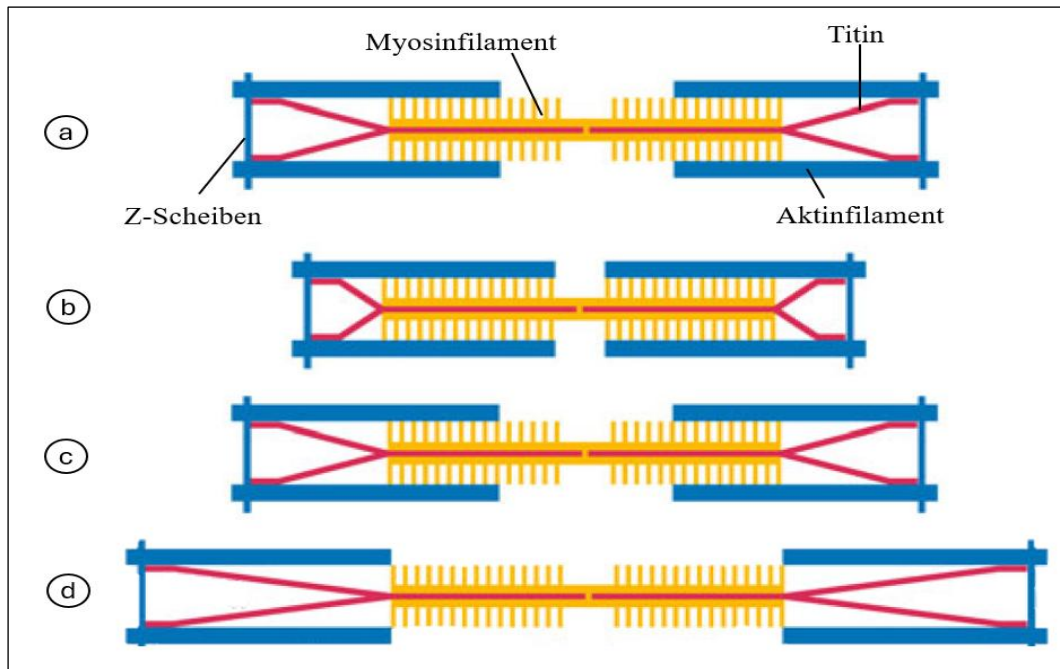


Abbildung 9: Kontraktionsarten und deren Einfluss auf das Sarkomer

a Ruhezustand; **b** *konzentrische* Kontraktion - Verkürzung des Sarkomers; **c** *isometrische* Kontraktion - keine Längenveränderung; **d** *exzentrische* Kontraktion - Verlängerung des Sarkomers

Quelle: Eigene Darstellung nach Schmidt et al., 2010, S. 111

Interessanterweise zeigen neuere Studien, dass bei exzentrischer Bewegung vermehrt gleichzeitig gebundene Myosinköpfe vorkommen können, da sich einzelne Bindungen durch die äußere Krafteinwirkung verzögern und überlagern (Tecchio et al., 2024). Dadurch wird eine starke, aber kontrollierte Spannung über das gesamte Sarkomer hinweg aufgebaut. Titin spielt dabei eine entscheidende Rolle. Es speichert die bei der Dehnung entstehende elastische Energie und gibt sie schrittweise wieder ab. So trägt Titin zur Rückstellung der Filamente bei (Franchi et al., 2017; Horn, 2021, S. 756).

Ein zentrales Ergebnis aktueller Forschung ist zudem, dass die Querbrückenzyklen im Muskel stets asynchron ablaufen (Rassow et al., 2016, S. 791). Diese versetzte Aktivität der Myosinköpfe sorgt für eine kontinuierliche, fein regulierbare Spannung, ein besonders wichtiger Mechanismus bei exzentrischer Belastung, um die Bewegung gleichmäßig zu verlangsamen, ohne dass der Muskel abrupt kollabiert.

Diese mechanischen Unterschiede der Kontraktionsarten erklären, warum exzentrische Bewegungen trotz langsamem Bewegungsablauf besonders hohe Kraftentwicklungen

ermöglichen. Dieser Aspekt wird im nächsten Kapitel unter mathematisch-physiologischen Gesichtspunkten näher untersucht.

3.4. Kraftentwicklung und experimentelle Forschung zur Muskelkontraktion

Nachdem zuvor die molekularen und biochemischen Grundlagen des Querbrückenzyklus beleuchtet wurden, soll nun ein genauerer Blick auf die entstehenden Kräfte während der Muskelkontraktion geworfen werden. Nur durch das Zusammenspiel dieser Kräfte wird Bewegung überhaupt möglich. Das Kapitel zeigt, welche Kräfte innerhalb eines Muskels wirken, wie sie experimentell erfasst wurden und welche Bedeutung sie für die spätere Modellierung haben.

3.4.1. Kräfte innerhalb des Muskels

Die Kraftentwicklung im Muskel ist das Resultat eines komplexen Zusammenspiels aktiver und passiver Kräfte auf mikroskopischer Ebene. Während der Querbrückenzyklus primär für die aktive Kraftentfaltung verantwortlich ist, wirken gleichzeitig verschiedene zusätzliche Kräfte, die maßgeblich zur Dynamik der Muskelkontraktion beitragen.

Aktive Kräfte: Die mechanische Kraft, die während der Muskelkontraktion generiert wird, entsteht durch den zyklischen Ablauf des Querbrückenzyklus (siehe 3.3.2). Jeder Myosinkopf wirkt dabei wie ein winziger molekularer Hebel, der durch die Spaltung von ATP die Energie besitzt, einen Kraftschlag (Power Stroke) auszuführen. Diese Bewegung erzeugt ein Drehmoment im Halsbereich des Myosins, das seine Energie in Form einer Kraft in Richtung der Z-Scheiben überträgt, also entlang der Längsachse des Sarkomers. Durch die Summation unzähliger dieser Einzelmomente in einem Sarkomer entsteht eine spürbare Kraft auf makroskopischer Ebene (Alcazar et. al., 2019).

Passiv-elastische Kräfte: Neben der aktiven Kraft wirken auch passive elastische Kräfte. Besonders das Strukturprotein Titin, das sich wie eine molekulare Feder zwischen Z-Scheibe und Myosinfilament spannt, spielt hier eine zentrale Rolle. Es stabilisiert das Aktin während des Querbrückenzyklus (Czihak & Langer, 1996, S. 459) und entfaltet seine Wirkung insbesondere bei Dehnung: Sobald das Sarkomer über seine Ruhelänge hinaus verlängert wird, bietet Titin zunehmenden Widerstand und wirkt rückstellend, unabhängig von einem aktiven Kraftbeitrag des Muskels. Auf diese Weise trägt Titin dazu bei, dass sich die Myofilamente nach einer Kontraktion wieder in ihre ursprüngliche

Anordnung zurückschieben, was auch ohne äußere Muskelarbeit, also unabhängig vom Gegenspieler (Antagonisten), auf mikroskopischer Ebene funktioniert (Barclay & Curtin, 2022; Horn, 2021, S. 756)

Viskosität und elastische Elemente: Zusätzlich treten viskose und elastische Widerstände auf. Diese ergeben sich aus dem Zytoplasma sowie der Zellstruktur selbst und führen zu einem gewissen „internen Reibungsverlust“. Serienelastische Komponenten wie Sehnen oder intrazelluläre Strukturelemente, wie Desmin, das als Zytoskelettkomponente die Z-Scheiben stabilisiert und Kräfte zwischen den Myofibrillen verteilt, speichern kurzfristig Energie während der Kontraktion und geben sie kontrolliert wieder ab. So unterstützen sie die Muskelarbeit, ohne selbst aktiv Energie zu verbrauchen (Barclay & Curtin, 2022).

Kraftverlauf im Querbrückenzyklus: Eine entscheidende Erkenntnis aus der Forschung ist, dass die Myosinköpfe im Muskel asynchron arbeiten, das heißt, sie befinden sich nicht alle gleichzeitig in derselben Phase des Querbrückenzyklus (Rassow et al., 2016, S. 791). Diese Asynchronität verhindert, dass das Aktin abrupt entlastet wird, und gewährleistet eine gleichmäßige, stetige Kraftübertragung während der gesamten Kontraktion. Dabei bleibt das Sarkomer durchgängig unter Spannung: Die Z-Scheiben werden durch die an Aktin befestigten Myosinköpfe in Richtung der Sarkomermitte gezogen, was zu einer Verkürzung des Muskels führt, dem zentralen Prinzip der konzentrischen Kontraktion.

Insgesamt lässt sich die im Muskel erzeugte Kraft als Summe mehrerer Komponenten beschreiben:

- Aktive Kraft: erzeugt durch ATP-abhängigen Querbrückenzyklus
- Passive Kraft: durch Titin, Bindegewebe und serienelastische Elemente
- Viskose Widerstände: Reibung innerhalb der Zelle
- Kraftverlauf: durch asynchrone Querbrückenzyklen

Dieses Zusammenspiel erlaubt es dem Muskel, Kräfte nicht nur zu erzeugen, sondern auch dynamisch zu regulieren und kontrolliert wieder abzubauen.

Die Vielzahl an Kräften, die während eines einzigen Querbrückenzyklus im Muskel wirken, summieren sich zu einer beeindruckenden Gesamtleistung. Im nächsten Kapitel wird anhand der Forschungen von A. V. Hill untersucht, wie sich die Kraftentfaltung bei unterschiedlichen Belastungssituationen verhält.

3.4.2. Hills Experiment zur Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung

Wie schnell kann ein Muskel bei zunehmender Last noch Kraft entwickeln? Und wie verändert sich diese Fähigkeit mit steigender Verkürzungsgeschwindigkeit? Diese Fragen standen im Zentrum der Untersuchungen des britischen Physiologen Archibald Vivian Hill, der 1938 mit einem präzise konstruierten Versuchsaufbau die bis dahin nur vage verstandene Beziehung zwischen Muskelkraft und Muskelgeschwindigkeit systematisch untersuchte.

Ziel seiner Arbeit war es, die quantitativen Zusammenhänge zwischen der Kraft, die ein Muskel ausübt und der Geschwindigkeit seiner Verkürzung experimentell zu erfassen, ein Aspekt, der für biomechanische Modelle bis heute von zentraler Bedeutung ist.

Für sein Experiment verwendete Hill einen isolierten, vital gehaltenen quergestreiften Froschmuskel. Dieser konnte elektrisch stimuliert werden, um eine Kontraktion auszulösen. Ein Ende des Muskels wurde fest fixiert, das andere Ende wurde über einen Hebelmechanismus mit verschiedenen Gewichten belastet. So konnte der Muskel gezielt mit unterschiedlichen Lasten belastet werden. Gleichzeitig wurde die Verkürzungsgeschwindigkeit über ein mechanisches Registriersystem, dem Kymographen, aufgezeichnet. Dabei drehte sich ein mit Ruß geschwärztes Papier auf dem durch eine Schreibfeder die Bewegung des Muskels als Kurve dargestellt wurde. Dadurch konnte sowohl die Geschwindigkeit der Verkürzung als auch die dabei aufgebrachte Kraft zeitlich erfasst und sichtbar gemacht werden.

Bei seinen Versuchen stellte Hill fest:

- Je **größer** die **Last**, desto **langsamer** die **Kontraktion** des Muskels
- Je **geringer** die **Last**, desto **schneller** konnte sich der Muskel verkürzen
- Ab einer bestimmten Last erfolgte **keine Verkürzung** mehr, es trat eine isometrische Kontraktion ein

Aus diesen Beobachtungen leitete Hill die bis heute gültige mathematische Beschreibung des Zusammenhangs zwischen Kraft und Verkürzungsgeschwindigkeit ab. Der Verlauf dieser Beziehung zeigte sich hyperbolisch, was durch die sogenannte Hill-Gleichung formalisiert wurde:

$$(F + a) \cdot (v + b) = (F_{max} + a) \cdot b$$

Hierbei steht:

- F für die aktuelle aufgebrachte Kraft
- v für die Verkürzungsgeschwindigkeit
- F_{max} für die maximale isometrische Kraft
- a und b sind empirisch bestimmte Konstanten

Die in **Abbildung 10** dargestellt Grafik visualisiert den typischen Verlauf der Hill-Kurve. Die durchgezogene Linie zeigt den Zusammenhang zwischen aufgebrachter Kraft (F) und Verkürzungsgeschwindigkeit (v), wie er sich aus der Hill-Gleichung ergibt. Die Kurve verläuft hyperbolisch, d.h. bei hoher Geschwindigkeit ist die vom Muskel aufgebrachte Kraft gering, bei zunehmender Last sinkt die Geschwindigkeit, bis bei F_{max} keine Bewegung mehr möglich ist, der Punkt der isometrischen Kontraktion. Zusätzlich zeigt die Kurve eine Erweiterung der Experimente von Hill 1938. Die exzentrische Kontraktion wurde ebenfalls dargestellt.

Dabei zeigt die Kurve eine Verlängerung des Muskels bei erhöhter Kraft und geringerer Verkürzungsgeschwindigkeit.

Ergänzt wird die Darstellung durch die gestrichelte Kurve, die die resultierende mechanische Muskelleistung (P) in Abhängigkeit von der Belastung über die Verkürzungsgeschwindigkeit hinweg abbildet. Die Leistung eines Muskels ergibt sich aus dem Produkt der entwickelten Kraft und der Verkürzungsgeschwindigkeit ($P = F \cdot v$). Erstaunlich ist, die Leistung erreicht ihr Maximum nicht bei maximaler Kraft oder maximaler Geschwindigkeit, sondern bei mittlerer Geschwindigkeit und Kraft. Wie Hill 1938 experimentell zeigte, erreicht die Muskelleistung ihr Maximum bei etwa einem Drittel der maximalen isometrischen Kraft bzw. Verkürzungsgeschwindigkeit (Schmidt et al., 2010, S. 113).

Um das mechanische Verhalten deutlicher zu veranschaulichen, sind in der **Abbildung 10** zusätzlich die drei klassischen Kontraktionsarten markiert:

- konzentrische: Verkürzung bei Kraftaufwand, $v > 0$
- isometrisch: Kraft ohne Bewegung, $v = 0$
- exzentrisch: Verlängerung unter Last, $v < 0$

Die **Abbildung 10** stellt damit nicht nur die mathematischen und mechanischen Grundlagen der Muskelkontraktion dar, sondern liefert auch eine physiologisch relevante Einordnung des Muskelverhaltens unter verschiedenen Belastungsbedingungen.

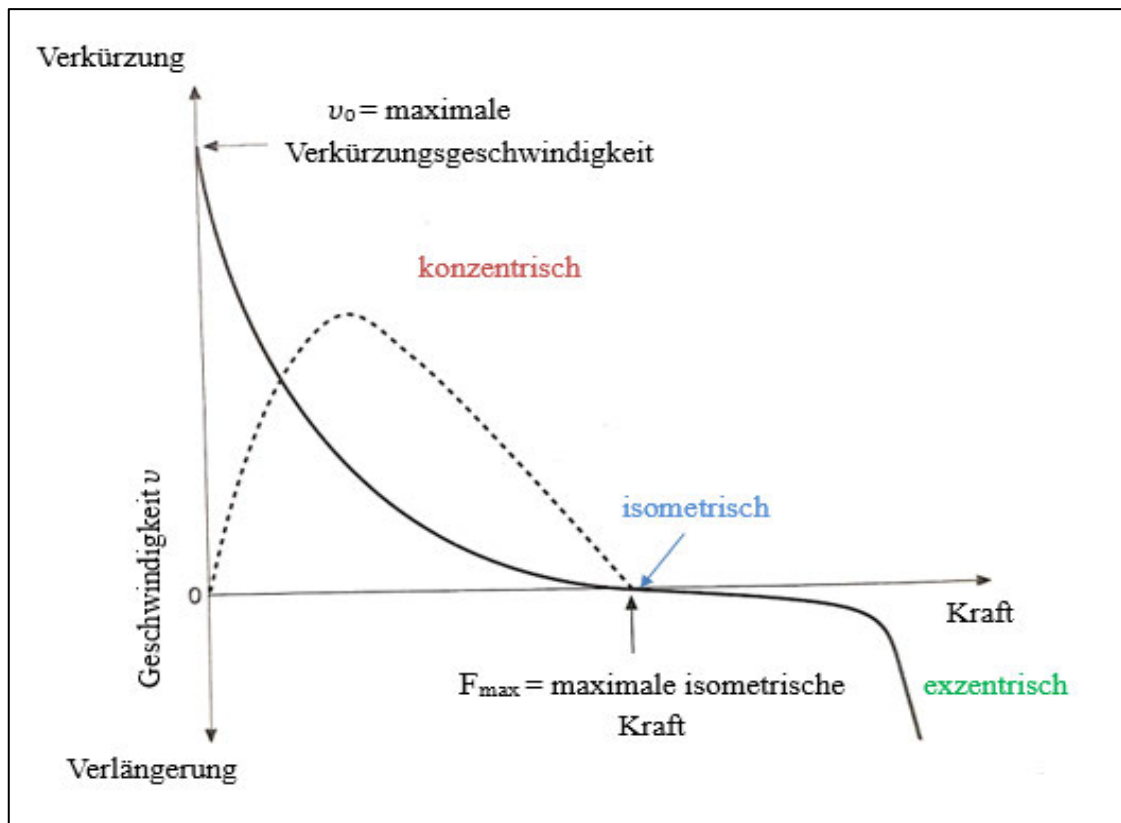


Abbildung 10: Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung nach Hill

Die Kurve zeigt den nichtlinearen Zusammenhang zwischen der vom Muskel aufbrachten Kraft und seiner Verkürzungsgeschwindigkeit.

Quelle: Eigene Darstellung nach Gerstorfer, 2004, S. 186

Hills Erkenntnisse waren nicht nur mechanisch relevant, sondern auch physiologisch bedeutsam. In späteren Studien, die an seine Ergebnisse anknüpfen, konnte nachgewiesen werden, dass die bei exzentrischer Kontraktion erzeugte Kraft bis zu 80 % höher sein kann als unter isometrischen Bedingungen (Barclay & Curtin, 2022). Diese Form der Kraftentwicklung wurde von Hill bereits beobachtet, wenn auch nicht primär im Zentrum seiner damaligen Veröffentlichung.

3.4.3. Relevanz der Kraftentwicklung für Modellierung und Simulation

Die im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Kräfte lassen sich auf mechanischer Ebene weiter differenzieren. Diese detaillierte Betrachtung ist zentral für das physikalische Verständnis der Muskelmechanik und dient als Basis für spätere Modellierungen, ob mechanisch oder simulativ.

Im Zentrum der Kraftentwicklung steht der durch ATP hydrolysierte Myosinkopf, der am Aktinfilament andockt und beim Kraftschlag seine gespeicherte Energie in mechanische Arbeit umsetzt. Dabei wirken verschiedene mechanisch relevante Komponenten:

- **Drehmoment am Myosinkopf:** Beim Kippen entsteht ein Moment an den Verbindungsstellen von Kopf und Hals. Entscheidend für die Aktinverschiebung.
- **Drehmoment am Halsansatz:** Die Rotation wird über den Hals in den starren Myosinschaft übertragen.
- **Haltekraft und Hebelwirkung im Myosinhals:** Der Hals stabilisiert und leitet gleichzeitige Kraftimpulse vieler Köpfe weiter.
- **Zugkraft an der Myosin-Aktin-Bindung:** Die Kraft an der Bindungsstelle zieht das Aktin entlang der Längsachse, vergleichbar mit einer Mikrobewegung gegen inneren Widerstand.
- **Gegenkräfte beim Andocken:** Elektrostatische Wechselwirkungen erzeugen eine kurzzeitige Klemmspannung, die vom Hals abgefangen wird.
- **Reibungskraft während der Bewegung:** Zwischen den Filamenten treten Reibungseffekte aus, die zu Energieverlusten führen.
- **Asynchrone Kraftverteilung:** Der asynchrone Ablauf der Querbrückenzyklen sorgt für eine stetige Kraftübertragung (vgl. Kapitel 3.3.2)

Diese Kräfte sind auch für technische Modelle zentral. Dabei sind besonders relevant:

- Drehmomente im Myosinmolekül, die als zentrale „Scharniere“ die Bewegung steuern
- Zugkräfte an der Aktin-Myosin-Bindung
- Gegenkräfte beim Andocken, die präzise Kraftweitergabe erfordern
- Reibungskräfte, die dämpfend wirken

Diese differenzierte Betrachtung ermöglicht eine gezielte Modellplanung. Im folgenden Abschnitt (Kapitel 3.5) werden daraus die Forschungsfragen abgeleitet, die als Orientierung für die technische Umsetzung und deren Bewertung dienen.

3.5. Ableitung der Forschungsfragen dieser Arbeit

Die vorangegangenen Unterkapitel haben gezeigt, dass sich viele bisherige Forschungsarbeiten auf den Ablauf und die biochemischen Reaktionen der Muskelkontraktion konzentrieren. Die physikalischen Aspekte dieser Prozesse bleibt dabei oft unberücksichtigt, obwohl sie entscheidend ist, um die inneren Kraftwirkungen im Sarkomer vollständig zu verstehen.

Eine genaue Betrachtung zeigt, dass viele Aspekte des Querbrückenzyklus in klassischen Darstellungen nicht ausreichend berücksichtigt sind. Vor allem die konkreten physikalischen Größen wie Drehmoment, Haltekraft oder Zugkraft, finden in den meisten Darstellungen wenig Beachtung.

Vor diesem Hintergrund ergeben sich die folgenden forschungsleitenden Fragen, die den Übergang von der Theorie zur technischen Modellierung markieren:

- F1.** Welche mechanischen Kräfte wirken innerhalb eines einzelnen Querbrückenzyklus und wie lassen sich diese mithilfe eines physikalischen Modells sichtbar und nachvollziehbar machen?
- F2.** Wie können die im Sarkomer wirkenden Kräfte, insbesondere Drehmomente, Haltekräfte und Zugkräfte, technisch dargestellt und simuliert werden?
- F3.** Welche mechanischen Voraussetzungen sind notwendig, um eine Bewegung im Modell zu erzeugen, die der tatsächlichen Bewegung im Muskel (Querbrückenzyklus) nahekommt?
- F4.** Inwiefern können beobachtbare physiologische Phänomene wie die exzentrische Kraftentwicklung technisch übersetzt werden?
- F5.** Welche Vereinfachungen sind zulässig, ohne das physiologische Prinzip zu verfälschen?
- F6.** Welche Fragen zum Querbrückenzyklus lassen sich trotz intensiver Literaturrecherche nicht eindeutig beantworten und wurden erst durch den Bau des Modells überhaupt sichtbar?

Diese Fragen bilden die Grundlage für das nächste Kapitel, in dem die zentralen Anforderungen an das Modell formuliert werden. Sie markiert die Brücke zwischen theoretischem Verständnis und praktischer Umsetzung.

3.6. Zusammenfassung und resultierende Anforderungen an das physikalische Modell

Die vorangegangenen Kapitel stellten verschiedene Theorien und Modelle zur Erklärung der Muskelkontraktion vor. Im Zentrum steht dabei der Querbrückenzyklus, der heute als zentraler Ablauf muskulärer Kraftentwicklung gilt (vgl. **Abbildung 6**).

Er lässt sich in vier mechanische Schritte gliedern:

- 1. Andocken** des Myosinkopfes an das Aktinfilament
- 2. Kraftschlag** durch das Kippen des Kopfes
- 3. Lösen** des Myosinkopfes vom Aktin
- 4. Rückstellung** in den Ruhezustand

Diese Bewegung bildet die Grundlage für jedes physikalische oder mechanische Modell zur Darstellung von Muskelkontraktionen.

Die Muskelkontraktion kann in drei Arten auftreten:

- **Konzentrisch:** Verkürzung des Muskels
- **Isometrisch:** Keine Längenveränderung
- **Exzentrisch:** Verlängerung des Muskels unter Belastung (vgl. **Abbildung 9**)

Auch die drei Kontraktionsarten wurden bereits 1938 von Hill im Hinblick auf die Kraftentwicklung eines Muskels unter äußerer Last untersucht.

Seine zentralen Ergebnisse zur Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Je größer die Last, desto langsamer die Kontraktion und desto kürzer der Weg
- Je geringer die Last, desto schneller und effektiver die Verkürzung (vgl. **Abbildung 10**)

Die drei zentralen Erkenntnisse, Querbrückenzyklus, Kontraktionsarten und das Hill'sche Kraft-Geschwindigkeits-Verhältnis, bilden die theoretischen Grundlagen für die spätere Modellierung.

Daraus lassen sich die folgenden Anforderungen an das physikalische Modell ableiten:

- A1.** Der Querbrückenzyklus mit den vier Phasen Andocken, Kraftschlag, Lösen und Rückstellung soll mechanisch klar und nachvollziehbar dargestellt werden
- A2.** Die physiologischen Kontraktionsarten konzentrisch, isometrisch und exzentrisch sollen im Modell erkennbar abgebildet werden.
- A3.** Die wirkenden Kräfte, insbesondere Haltekraft, Zugkraft und Drehmoment, sollen technisch sichtbar und untersuchbar sein.
- A4.** Die Reaktion des Systems auf externe Lasten soll analysierbar sein.
- A5.** Das Modell soll eine didaktisch reduzierte, aber biologisch plausible Darstellung des Kontraktionsablaufes ermöglichen.
- A6.** Die Konstruktion soll als Ausstellungsstück, beispielsweise an der Hochschule, einsetzbar sein

Die aufgeführten Anforderungen bilden die Grundlage für die in Kapitel 4 dargestellte Entwicklung des physikalischen Modells, welches diesen Zyklus technisch umsetzt.

4. Konzept und Implementierung eines physikalischen Kontraktionsmodells

Nach der detaillierten theoretischen Auseinandersetzung mit dem Aufbau eines Skelettmuskels in Kapitel 2 und der molekularen Muskelkontraktion in Kapitel 3 erfolgt nun der Übergang in die praktische Umsetzung. Ziel dieses Kapitels ist die Beschreibung und Analyse des Entwicklungsprozesses eines mechanischen Modells, das die zentralen Bewegungsabläufe des Querbrückenzyklus physikalisch **erlebbar** macht.

Das Modell entstand im Rahmen eines Bachelorprojektes im Studiengang Medizintechnik und wurde an der Hochschule für angewandte Wissenschaften Hamburg konzipiert. Die Grundidee ist ein mechanisches Demonstrationsmodell zu schaffen, das nicht nur darstellt, sondern zum Nachdenken anregt, Fragen aufwirft und im besten Fall hilft, diese zu beantworten, durch eigenes Ausprobieren, durch Sehen und Verstehen. In den folgenden Unterkapiteln wird dieser Prozess schrittweise erläutert, von den ersten konzeptionellen Überlegungen über verschiedene Designansätze und Materialentscheidungen bis hin zur technischen Finalisierung.

4.1. Konzeptionelle Grundlagen

Bevor die Umsetzung des physikalischen Muskelmodells beginnen konnte, war es notwendig, ein klares Konzept zu entwickeln, das die wichtigsten Ziele, Anforderungen und strukturellen Überlegungen zusammenfasst. Im folgenden Abschnitt werden diese Grundideen dargestellt, von den zentralen Elementen, die mechanisch umgesetzt werden sollten, bis hin zu den funktionalen und didaktischen Ansprüchen an das Modell.

4.1.1. Zielsetzung und Anforderung an das Modell

Das Ziel dieser Arbeit war es, ein physikalisches Modell zu entwickeln, das die molekularen Abläufe eines menschlichen Skelettmuskels, insbesondere den Querbrückenzyklus, mechanisch und nachvollziehbar abbildet. Ausgangspunkt war die Überlegung, dass Myosin und Aktin im Zusammenspiel eine so außergewöhnliche mechanische Leistung erbringen, dass es von didaktischem und wissenschaftlichen Wert ist, diesen Vorgang anschaulich und greifbar zu machen.

Das in dieser Arbeit entwickelte physikalische Modell verfolgt nicht den Anspruch, sämtliche zelluläre und biochemische Prozesse vollständig abzubilden. Es soll eine

direkte, mechanisch erfahrbare Annäherung an den grundlegenden Bewegungszyklus im Sarkomer ermöglichen. Im Mittelpunkt steht die Bewegung eines einzelnen Myosinkopfes entlang eines Aktinfilamentes, basierend auf den mechanischen Schritten des Querbrückenzyklus: **Andocken, Kraftschlag, Lösen** und **Rückstellung** in den Ruhestand.

Aus diesem Anspruch ergeben sich die folgenden zentralen Anforderungen während der Entwicklungsphasen des physikalischen Kontraktionsmodells:

- A1.** Der Querbrückenzyklus mit den vier Phasen Andocken, Kraftschlag, Lösen und Rückstellung soll mechanisch klar und nachvollziehbar dargestellt werden.
- A2.** Die physiologischen Kontraktionsarten konzentrisch, isometrisch und exzentrisch sollen im Modell erkennbar abgebildet werden.
- A5.** Das Modell soll eine didaktisch reduzierte, aber biologisch plausible Darstellung des Kontraktionsablaufes ermöglichen.
- A6.** Die Konstruktion soll als Ausstellungsstück, beispielsweise an der Hochschule, einsetzbar sein.

Die Entwicklung erfolgte nach dem Grundsatz, nur jene Aspekte des molekularen Ablaufes darzustellen, die für das Verständnis des mechanischen Modells wesentlich sind. Ziel war es, eine physikalische Ergänzung zum theoretischen Wissen zu schaffen, die funktionale Zusammenhänge sichtbar macht und zum Nachdenken anregt.

4.1.2. Grobkonzept des Modells

Im Anschluss an die theoretische Auseinandersetzung mit der molekularen Muskelkontraktion und den Anforderungen an das Modell stand die Frage im Raum, wie sich die komplexen Abläufe des Querbrückenzyklus physikalisch darstellen lassen. Ziel war es, ein mechanisches Modell zu entwickeln, das die zyklische Interaktion von Myosin- und Aktinfilament verständlich, sichtbar und didaktisch reduziert wiedergibt.

Die zentrale Anforderung war es, die mechanischen Kernvorgänge des Zyklus, insbesondere das Andocken des Myosinkopfes an das Aktin, den Kraftschlag mit dem charakteristischen Kippwinkel und das anschließende Lösen, in eine nachvollziehbare Bewegungsabfolge zu übersetzen. Daraus ergab sich:

- Es muss ein bewegliches Aktinfilament und ein Myosinmolekül mit Kopf und Hals dargestellt werden
- Der Myosinkopf muss die typische Bewegung eines Kraftschlages ausführen, also rotieren

- Der Hals muss sich zusätzlich heben und senken, um das Andocken und Ablösen zu ermöglichen

Anfangs wurde eine rein mechanische Lösung mit Federn und Hebeln diskutiert, bei der die Federspannung die Bewegung simuliert. Diese Idee erwies sich jedoch als zu unpräzise steuerbar, weshalb die Überlegung aufkam, gezielte Bewegungen durch elektronisch gesteuerte Aktuatoren auszuführen.

Mitschriften der ersten Überlegungen an den Modellierungsbedarf eines mechanischen Kontraktionsmodells sowie frühere Handskizzen und Flussdiagramme finden sich im Anhang A2.

4.2. Mechanische Modellierungen

Die im vorangegangenen Abschnitt dargestellten Überlegungen bildeten die Grundlage für die praktische Umsetzung eines physikalischen Kontraktionsmodells. Ziel war es, zentrale Abläufe der molekularen Muskelkontraktion in eine sichtbare, nachvollziehbare und mechanisch funktionierende Struktur zu überführen. Im Laufe der Projektentwicklung entstanden dabei mehrere Versionen des Modells, die sich hinsichtlich Materialauswahl, Antriebskonzept und Bauteildesign unterschieden. Der folgende Abschnitt fasst diese Varianten übersichtlich zusammen.

4.2.1. Entwicklungsprozess der Modellvarianten

Im Verlauf der Modellierung wurden drei unterschiedliche mechanische Versionen entwickelt. Ziel war es, ein möglichst robustes und gleichzeitig funktionales Demonstrationsmodell des Querbrückenzyklus zu erstellen.

Die erste Variante nutzte Aluminium als Strukturmaterial und setzte auf Schrittmotoren zur Bewegungssteuerung. Trotz technischer Funktionalität erwies sich diese Version als zu schwer und empfindlich für den geplanten Einsatzzweck (siehe **Abbildung 11a**)

In der zweiten Version wurden leichtere Servomotoren verbaut und auf eine Holzkonstruktion gesetzt. Diese Version war zwar optisch ansprechend, jedoch mechanisch zu schwach und nicht zuverlässig genug (siehe **Abbildung 11b**)

Die finale Version kombinierte ein stabiles Acrylgehäuse mit kraftvollen digitalen Servomotoren (siehe **Abbildung 11c**). Dieses Design bildete die Grundlage für das ausgestellte Modell. In **Abbildung 11d** ist das Kopfdesign dieser Version vergrößert zu sehen.

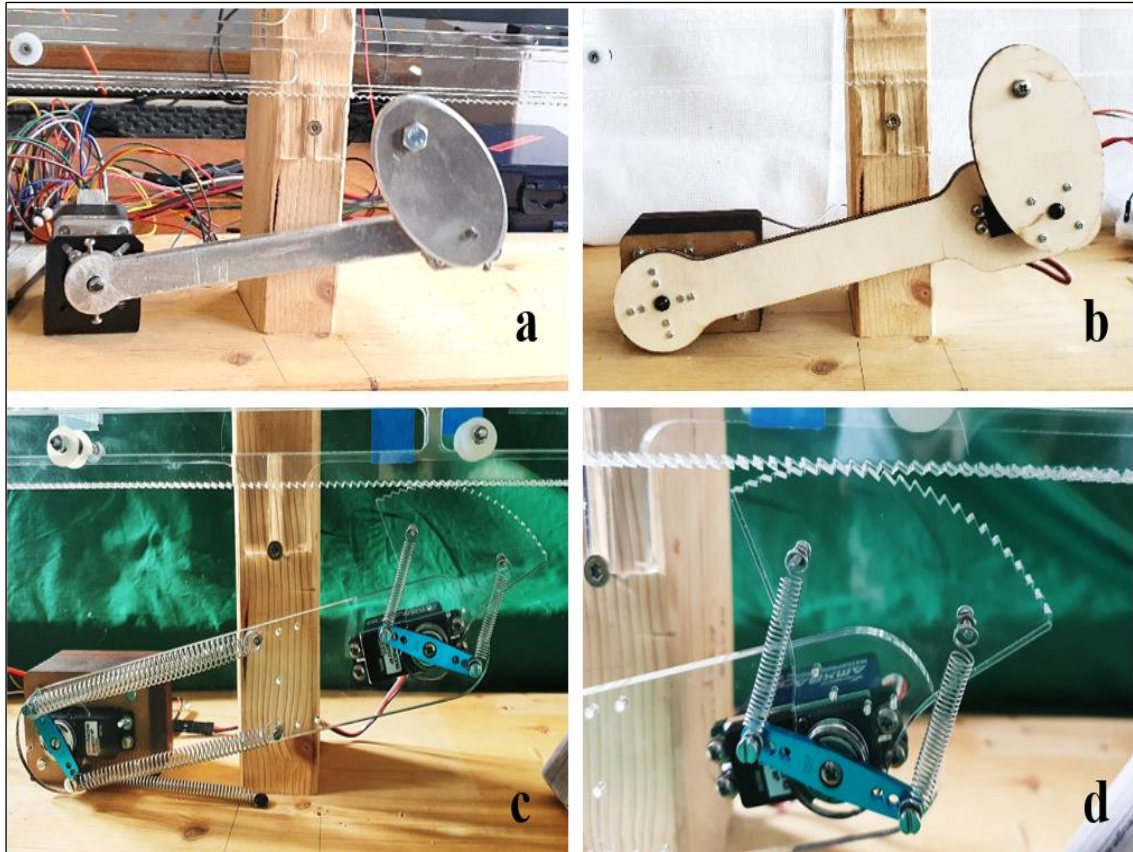


Abbildung 11: verschiedene Entwicklungsstufen des Kontraktionsmodells

a erste Version aus Aluminium angetrieben durch Schrittmotoren; **b** zweite Version mit Holzstruktur und Standard-Servomotoren; **c** dritte Version aus Acryl, kraftgesteuert über vorgespannte Federn, angetrieben durch AMX Racing Digital Servos; **d** Detailansicht des „Zackenkopfs“ im angedockten Zustand an das Aktinfilament

Quelle: Eigene Aufnahmen

Zudem wurden zwei verschiedene Kopfdesigns erprobt: ein ursprüngliches rundes Modell und ein später entwickelter „Zackenkopf“ mit besserer Interaktion zwischen Myosinkopf und Aktin (vgl. **Tabelle 2**).

Eine tabellarische Übersicht der Varianten (**Tabelle 1**: Vergleich der Antriebskonzepte) und Designentscheidungen (**Tabelle 2**: Vergleich der Kopfdesigns) findet sich im Folgenden.

Motorentyp	Vorteile	Nachteile
Schrittmotoren	▪ Präzise Schritt- für Schritt-Steuerung ▪ Gut dokumentiert ▪ Hoher Radius	▪ Kein Feedback (open loop) ▪ Sehr viele Zusatzbauteile und Kabelverbindungen, was bei einer möglichen Fehlersuche sehr zeitaufwändig ist ▪ Hohe externe Betriebsspannung nötig ▪ Sehr empfindlich gegenüber Fremdeinwirkungen ▪ Gesamtmodell würde zu schwer
Standard-Servomotoren	▪ Geringeres Eigengewicht als Schrittmotoren ▪ Mit Feedback (closed loop) ▪ Keine zusätzlichen Bauteile nötig ▪ Weniger Kabelverbindungen, daher schnellere mögliche Fehlersuche	▪ Geringeres Drehmoment (v.a. für Hals zu schwach) ▪ Geringer Bewegungsradius (max. 180 °) ▪ Arduino Bibliothek technisch eingeschränkt (max. 2-3 Servos gleichzeitig ansteuerbar und keine klare Kontrolle über die Geschehnisse der Bibliothek) ▪ Externe 5V-Stromversorgung erforderlich
AMX Digital-Servomotor	▪ Integriertes Metallgetriebe für hohes Drehmoment ▪ Keine externe Stromversorgung nötig ▪ Stabile, Kraftgesteuerte Bewegung möglich ▪ Weniger Kabelverbindungen	▪ Begrenzter Drehwinkel (180 °) ▪ Verwendung der Servomotor-Bibliothek bei Arduino technisch eingeschränkt

Tabelle 1: Vergleich der Antriebskonzepte

Kopfdesign	Vorteile	Nachteile
Version 1 „Ellipsen-förmig“	▪ Lehrbuchnah (klassisches Myosin-Design) ▪ Einfaches Design, schnelle Herstellung	▪ Unpräzises Andocken am Aktin ▪ Höhenverlagerung beim Kraftschlag (auch vom „Aktin“) ▪ Wenig kontrollierte Bewegung
Version 2 „Zackenkopf“	▪ Gutes Einrasten am Aktin-funktionsweise ähnlich einem Zahnrad ▪ Ermöglicht gleichmäßige horizontale Verschiebung des Aktins ▪ Mechanisch stabil und funktional	▪ Komplexere Herstellung ▪ Visuell ungewohnt/ weniger „biologisch“ ▪ Design nicht aus Lehrbuchvorlage

Tabelle 2: Vergleich der Kopfdesigns

Eine genauere Beschreibung der ersten Versionen des Modells sind in Anhang A3 dokumentiert.

4.2.2. Finales mechanisches Modell

Die finale Version des entwickelten Kontraktionsmodells bildet den Abschluss einer mehrstufigen Optimierung, in der Aspekte wie Materialwahl, Bewegungsumsetzung und Stabilität verfeinert wurden. Eine Übersicht des finalen Modells mit den wesentlichen mechanischen Bauteilen ist in **Abbildung 12** dargestellt.

Das Ziel war es, den Querbrückenzyklus anhand eines reduzierten Myosin-Aktin-Komplexes realistisch darzustellen und die einzelnen Bewegungsphasen, insbesondere Andocken, Kraftschlag und Rückstellung, sichtbar und nachvollziehbar zu machen. Gleichzeitig sollte der mechanische Kraftverlauf unter verschiedenen äußeren Lasten demonstriert werden.

Das Modell besteht aus einer Kombination aus Holz- und Acrylbauteilen sowie einem Metallkonstrukt zum Anhängen verschiedener Gewichte. Die Grundstruktur bildet eine Holzplatte (62 x 25 cm), auf der sowohl das Myosinmodul als auch die Führung für das verschiebbare Aktinsegment befestigt sind.

Der Aktinträger, ein 26,5 cm hoher Holzstab, steht senkrecht auf der Platte und ist über ein doppeltes Lagersystem gleitfähig mit dem beweglichen Aktin verbunden.

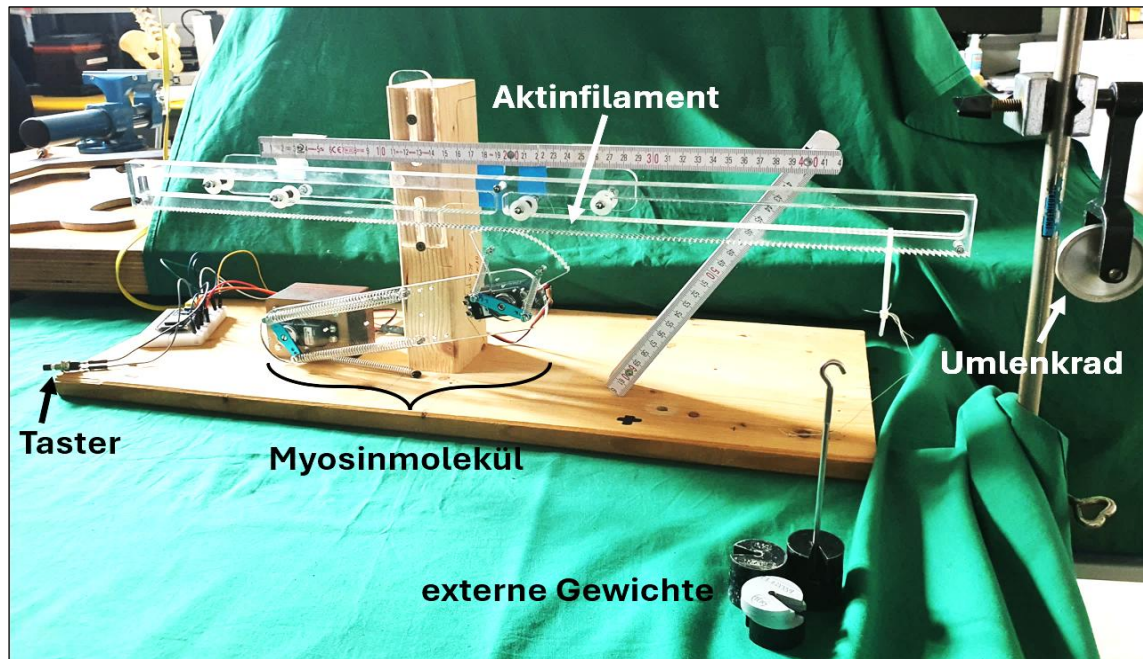


Abbildung 12: Frontalansicht des finalen Modells mit markierten Komponenten
 zeigt sind das Aktinfilament, Myosinmolekül, Umlenkrad, der Taster und die externen Gewichte
 Quelle: Eigene Aufnahme

Die Bewegung des Aktins erfolgt passiv durch den simulierten Kraftschlag, kann jedoch bei Bedarf manuell zurückgesetzt werden. Die Möglichkeit, verschiedene Gewichte am Aktin zu befestigen, bietet ein externes Metallkonstrukt, das an einer Tischplatte fixiert ist. Über ein Umlenkrad wird eine Schnur gespannt, die mit der rechten Seite des Aktins verbunden ist. Diese Konstruktion verhindert, dass die Gewichtskraft direkt auf das Aktin wirkt. Am anderen Ende der Schnur kann ein Stab angebracht werden, an dem sich unterschiedliche Gewichte befestigen lassen. Die Gesamtmaße des Modells betragen 74 cm in der Höhe und 78 cm in der Länge, bei einer Plattenbreite von 25 cm.

Das Myosinmodul besteht aus zwei beweglichen Elementen, einem Hals- und einem Kopfelement, gefertigt aus transparentem 5 mm starkem Acryl. Eine Frontalansicht mit markierter Position von Myosinhals und Kopf ist in **Abbildung 13** zu sehen.

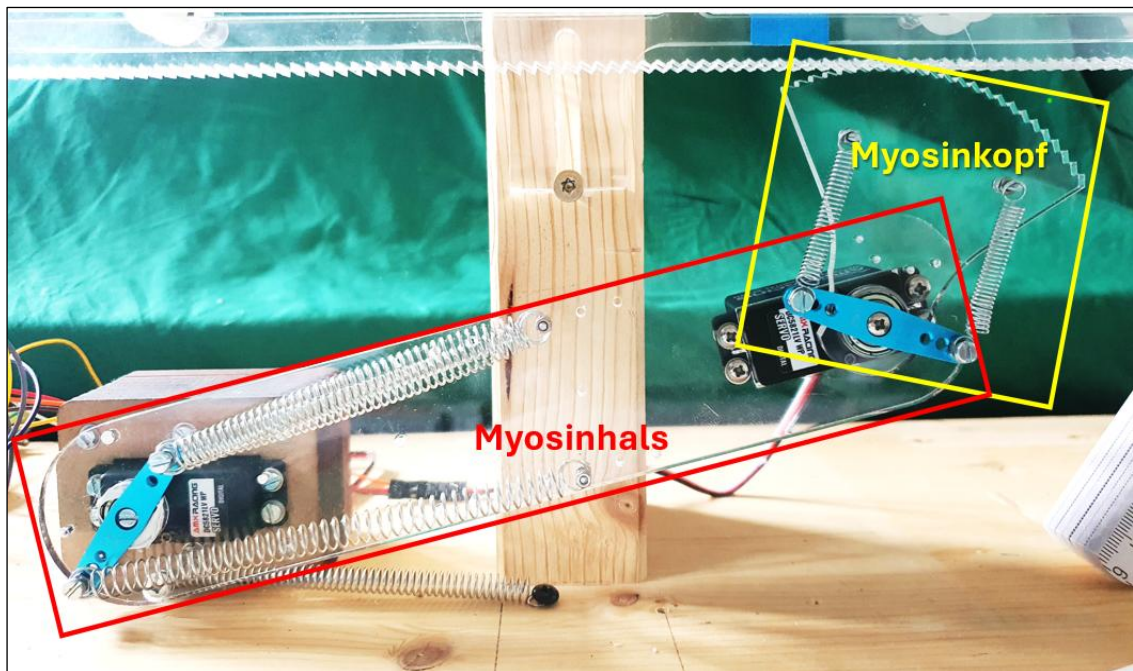


Abbildung 13: Frontalansicht des finalen Modells mit farblicher Hervorhebung der beiden beweglichen Elemente
 Der Myosinhals (rot) und der Myosinkopf (gelb) sind jeweils farblich umrahmt und beschriftet
 Quelle: Eigene Aufnahme

Die Bewegung erfolgt über zwei digitale Servomotoren vom Typ **AMX Racing DC5821 LV WP** mit Metallgetriebe, die jeweils über ein rotierendes Lager (5 cm lang) mit den Modulen verbunden sind. Wie in **Abbildung 14** dargestellt, sind die beiden Servomotoren am Modell frontal erkennbar.

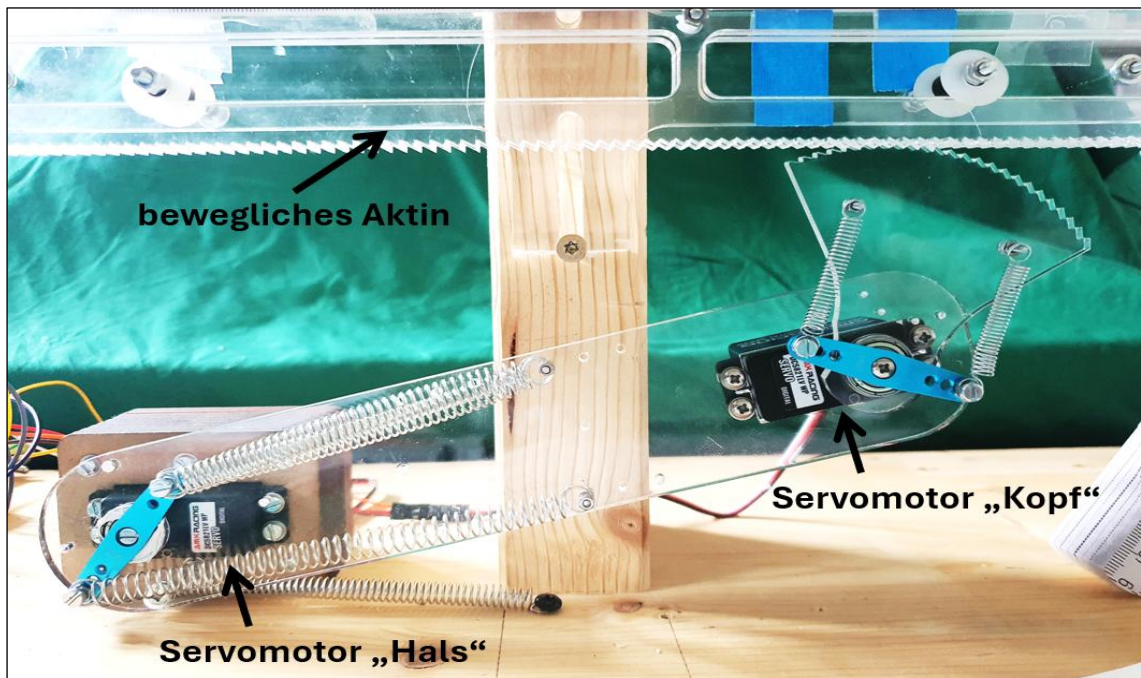


Abbildung 14: Frontalansicht des finalen Modells
 mit Beschriftung der Servomotoren „Hals“ und „Kopf“ sowie dem beweglichen Aktin
 Quelle: Eigene Aufnahme

Die Kraftübertragung erfolgt über gespannte Federn (5 cm beim Kopf, 13 cm beim Hals), die durch die Servomotor-Bewegung auf Spannung gebracht werden.

- **Der Halsmotor** führt eine Hebe- und Senkbewegung des Myosinhalses aus, wodurch das An- und Abdocken des Kopfes simuliert wird
- **Der Kopfmotor** überträgt eine Rotationsbewegung auf das Zackenkopfmodul und führt damit den eigentlichen Kraftschlag aus

Das Modell kann bei Verwendung unterschiedlicher Gewichte die drei wesentlichen Kontraktionsarten demonstrieren:

- **Konzentrische Kontraktion:** Der Kopf kippt nach links, wodurch das Aktinsegment in Zugrichtung verschoben wird – sichtbar bei geringer bis mittlerer Gewichtsbelastung.
- **Isometrische Kontraktion:** Der Kopf ist angedockt, bewegt sich jedoch nicht – sichtbar bei mittlerer externer Belastung.
- **Exzentrische Kontraktion:** Der Kopf kippt in entgegengesetzte Richtung (nach rechts), während das Aktinsegment unter hoher äußerer Kraftentwicklung nach außen gezogen wird.

Die wichtigsten Phasen eines Querbrückenzyklus lassen sich auch visuell nachvollziehen.

Abbildung 15a-d zeigt eine Sequenz von Momentaufnahmen des mechanischen Ablaufs.

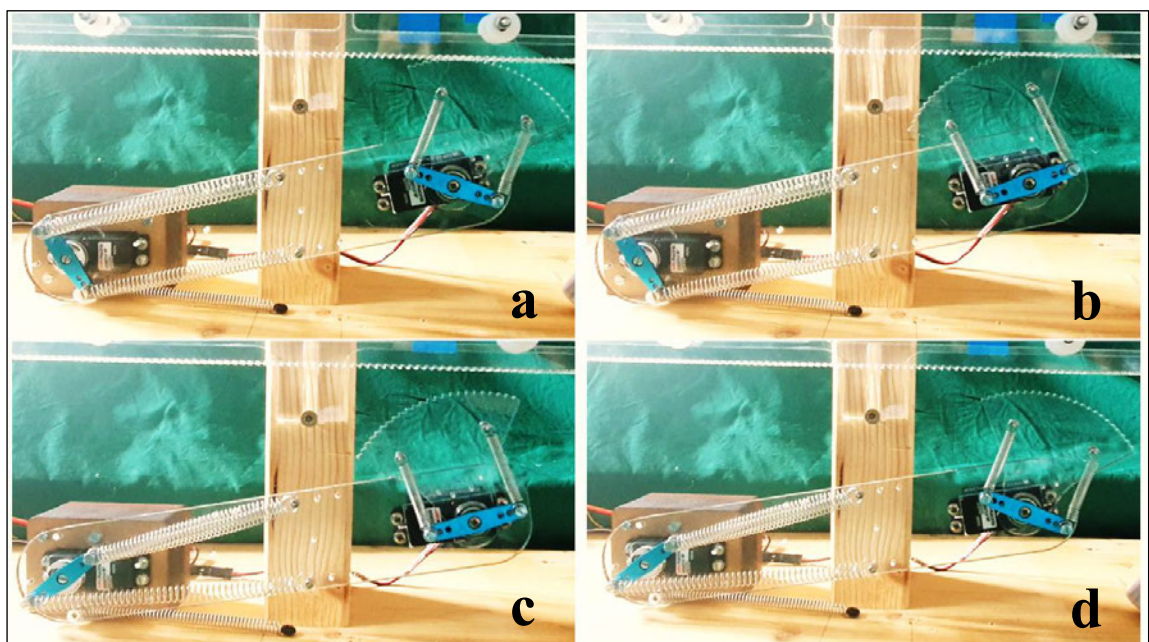


Abbildung 15: Darstellung des Kraftschlags am finalen Modell

a Ruhezustand - Kopf ist am Aktin angedockt, bereit für Kraftschlag; **b** Ende des Kraftschlags - Kopf kippte, Aktin hat sich verschoben, **c** Lösen vom Aktin - Kopf noch immer in der Position nach dem Kraftschlag, **d** Kopf kippt auf „Ruheposition“ zurück, bereit für erneutes Andocken am Aktin

Quelle: Eigene Aufnahmen

Die detailgetreue Umsetzung einzelner Bewegungsphasen sowie die Möglichkeit zur Interaktion machen das Modell zu einem vielseitig einsetzbaren Demonstrationsinstrument. Weitere Abbildungen vom finalen Modell sind in Anhang A4 zu finden.

4.2.3. Mechanische Grenzen des verwendeten Materials

Da das physikalische Modell im Betrieb verschiedenen Kräften und Massen standhalten muss, wurde eine genaue Analyse der Belastbarkeit des verwendeten Materials, Acryl, durchgeführt. Für die Analyse wurde das tatsächliche Zackenkopfdesign vereinfacht, um die Berechnungen übersichtlicher zu gestalten. Es diente ein reduzierter Myosinkopf als Grundlage. In **Abbildung 16** ist ein Freikörperbild dieser vereinfachten Variante dargestellt.

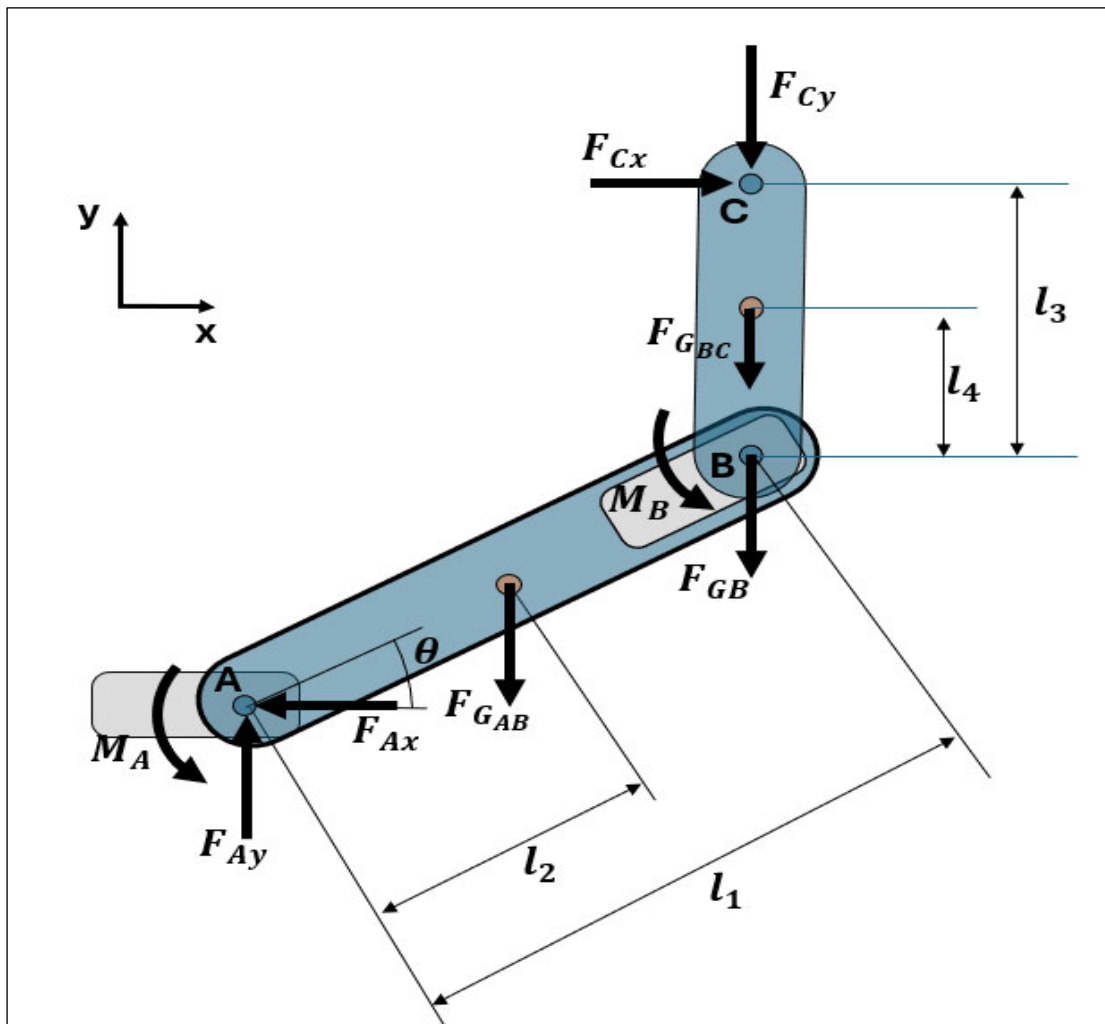


Abbildung 16: vereinfachtes Freikörperbild des physikalischen Modells

Darstellung der idealisierten Kräfte- und Momentenverhältnisse im System bestehend aus Hals-, Kopf- und Andockpunkt (A, B, C)

Quelle: Eigene Darstellung

Das Modell zeigt drei markante Punkte:

- **Punkt A** ist die Verbindung zum Halsmotor
- **Punkt B** beschreibt den Übergang vom Hals zum Myosinkopf
- **Punkt C** ist der Ort, an dem der Myosinkopf am Aktinfilament andockt.

Auf Basis des Modells wurden die wirkenden **Kräfte** abgeschätzt:

- $F_{Cx} = 2$
- $F_{Cy} = 1 \text{ N}$
- $F_{GBC} = 1 \text{ N}$
- $F_{GB} = 1 \text{ N}$
- $F_{GAB} = 1 \text{ N}$

Des Weiteren relevant sind die geometrischen Abmessungen:

- $l_1 = 200 \text{ mm}$
- $l_2 = 100 \text{ mm}$
- $l_3 = 60 \text{ mm}$
- $l_4 = 30 \text{ mm}$
- $\theta = 20^\circ$

Diese Werte dienen als Grundlage für die weitere Berechnung.

Mit diesen Angaben kann nun schrittweise ermittelt werden, welche Kräfte und Momente um Punkt A und B wirken. Diese Berechnung erfolgt in mehreren Schritten anhand des zweiten Newtonschen Gesetztes, wobei zunächst die Kräfte in x- und y-Richtung betrachtet werden und anschließend die resultierenden Momente bestimmt werden. So lässt sich abschätzen, wie stark die Motoren belastet werden und ob die Bauteile aus Acryl diesen Kräften langfristig standhalten können.

Um die wirkenden Kräfte und den Moment an Punkt A berechnen zu können, hilft das in **Abbildung 16** dargestellte Freikörperbild.

Es werden zunächst die in x-Richtung wirkenden Kräfte betrachtet, wobei die unbekannte Kraft F_{Ax} bestimmen zu können. Es gilt Newton II:

$$\Sigma F_x = 0$$

$$\Sigma F_x = F_{Cx} - F_{Ax} = 0$$

Daraus ergibt sich:

$$F_{Ax} = F_{Cx}$$

Mit der wirkenden Kraft $F_{Cx} = 1 \text{ N}$ ergibt sich:

$$F_{Ax} = 2 \text{ N}$$

Bei Betrachtung der in y-Richtung wirkenden Kräfte ergibt sich laut Newton II folgende Gleichung:

$$\Sigma F_y = 0$$

$$\Sigma F_y = -F_{Cy} - F_{G_{BC}} - F_{G_B} - F_{G_{AB}} + F_{Ay} = 0$$

Umgeformt für die Kraft F_{Ay} ergibt sich:

$$F_{Ay} = F_{Cy} + F_{G_{BC}} + F_{G_B} + F_{G_{AB}}$$

Für die gegebenen Gewichtskräfte $F_{G_B} = 1 \text{ N}$, $F_{G_{AB}} = 1 \text{ N}$, $F_{G_{BC}} = 1 \text{ N}$ und der im Punkt C wirkenden Kraft $F_{Cy} = 1 \text{ N}$ ergibt sich folgenden Wert:

$$F_{Ay} = 1 \text{ N} + 1 \text{ N} + 1 \text{ N} + 1 \text{ N} = 4 \text{ N}$$

Mittels Pythagoras kann nun die Kraft F_A berechnet werden:

$$F_A = \sqrt{F_{Ax}^2 + F_{Ay}^2}$$

Daraus ergibt sich die im Punkt A wirkende Kraft:

$$F_A = 4,472 \text{ N}$$

Für den wirkenden Moment in Punkt A wird ebenfalls Newton II angewandt:

$$\Sigma M_A = 0$$

$$\Sigma M_A = -F_{Cx} \cdot (l_3 + l_1 \cdot \sin(\theta)) - (F_{Cy} + F_{G_B} + F_{G_{BC}}) \cdot l_1 \cdot \cos(\theta) - F_{G_{AB}} \cdot l_2 \cdot \cos(\theta) + M_A = 0$$

Umgeformt für den in Punkt A wirkenden Moment ergibt sich die folgende Formel:

$$M_A = F_{Cx} \cdot (l_3 + l_1 \cdot \sin(\theta)) + (F_{Cy} + F_{G_B} + F_{G_{BC}}) \cdot l_1 \cdot \cos(\theta) + F_{G_{AB}} \cdot l_2 \cdot \cos(\theta)$$

Durch die bekannten Größen ergibt sich der folgende Moment:

$$M_A = 0,915 \text{ Nm}$$

Nachdem die Belastung rund um Punkt A nun vollständig berechnet wurde, folgt im nächsten Schritt die Betrachtung der Kräfte und des Moments, die am Punkt B wirken. Auch hier hilft ein vereinfachtes Freikörperbild weiter, welches in **Abbildung 17** dargestellt ist.

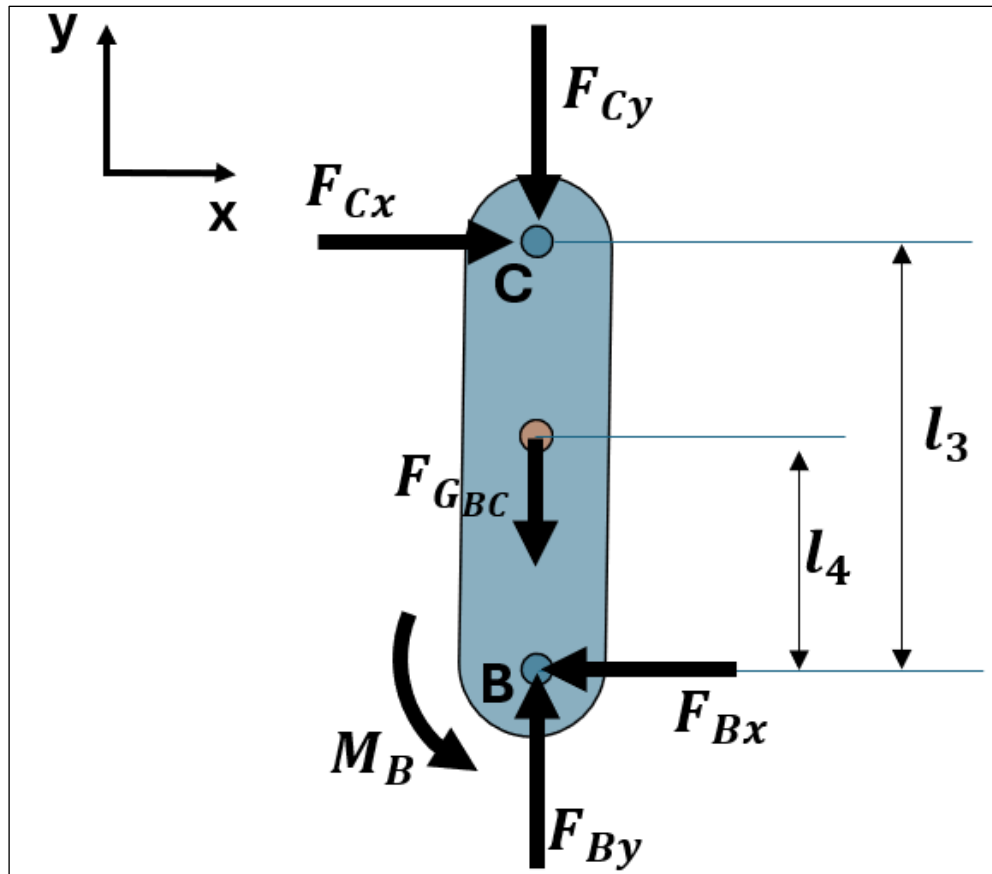


Abbildung 17: Freikörperbild des vereinfachten Myosinkopfes

Lokale Betrachtung der Kräfteverteilung am vereinfachten Kopf zur Ableitung der wirkenden Kräfte und des Biegemoments am Punkt B

Quelle: eigene Darstellung

Wie bereits zuvor wird mithilfe des zweiten Newtonschen Gesetztes zunächst die Auflösung der Kräfte in x- und y-Richtung durchgeführt, bevor anschließend das Moment um Punkt B bestimmt wird. Für die x-Richtung gilt:

$$\Sigma F_x = 0$$

$$\Sigma F_x = F_{Cx} - F_{Bx} = 0$$

Daraus ergibt sich:

$$F_{Bx} = F_{Cx}$$

Aus der bekannten Kraft $F_{Cx} = 2 \text{ N}$ ergibt sich damit:

$$F_{Bx} = 2 \text{ N}$$

Für die in y-Richtung wirkenden Kräfte gilt laut Newton II:

$$\Sigma F_y = 0$$

$$\Sigma F_y = -F_{Cy} - F_{G_{BC}} + F_{By} = 0$$

Umgestellt ergibt sich:

$$F_{By} = F_{Cy} + F_{G_{BC}}$$

Mit den bekannten Werten $F_{Cy} = 1 \text{ N}$ und $F_{G_{BC}} = 1 \text{ N}$ ergibt sich:

$$F_{By} = 2 \text{ N}$$

Mittels Pythagoras lässt sich nun die resultierende Kraft F_B berechnet werden:

$$F_B = \sqrt{F_{Bx}^2 + F_{By}^2}$$

$$F_B = 2,83 \text{ N}$$

Auch der um Punkt B wirkende Moment M_B wird über Newton II ermittelt:

$$\Sigma M_B = 0$$

$$\Sigma M_B = -F_{Cx} \cdot l_3 + M_B = 0$$

Daraus ergibt sich:

$$M_B = F_{Cx} \cdot l_3$$

$$M_B = 0,12 \text{ Nm}$$

Mit den berechneten Momenten an Punkt A und Punkt B lässt sich nun abschätzen, welche Spannungen und Verformungen in den Acrylbausteinen auftreten.

Zur Berechnung der Biegespannung wird die klassische Formel aus der Festigkeitslehre genutzt:

$$\frac{M}{I} = \frac{\sigma}{C}$$

mit:

- M : herrschender Moment
- I : Flächenträgheitsmoment
- C : Abstand äußerste Faser zur neutralen Faser
- σ : Biegespannung

Umgestellt nach der gesuchten Biegespannung ergibt sich:

$$\sigma = \frac{M \cdot C}{I}$$

Der Flächenträgheitsmoment I und der Faserabstand C lassen sich aus der Geometrie des jeweiligen Bauteils bestimmen. Für ihre Berechnung gelten die folgenden Formeln:

$$I = \frac{b \cdot d^3}{12} \quad \text{und} \quad C = \frac{d}{2}$$

Die benötigten Maße für die Breite b und die Dicke d sind in den **Abbildung 18** und **Abbildung 19** dargestellt.

Um einzuschätzen, wie stark sich das im physikalischen Modell verwendete Acryl unter Belastung verformt, wird die Verformung betrachtet. Die Verformung lässt sich allgemein mit folgender Gleichung beschrieben:

$$\frac{M}{I} = \frac{E \cdot \theta}{L}$$

wobei gilt:

- M : wirkendes Moment
- I : Flächenträgheitsmoment
- L : Länge des belasteten Abschnittes
- θ : Verformungswinkel in Radiant
- E : Elastizitätsmodul des Materials

Um den Verformungswinkel θ zu bestimmen, wird die Gleichung umgestellt zu:

$$\theta = \frac{M \cdot L}{E \cdot I}$$

Für das verwendete Material Acryl beträgt der Elastizitätsmodul $E = 2 \text{ GPa}$.

Mit den allgemeinen Formeln für die Biegespannung und den Verformungswinkel können nun diese Werte für die Bauteile des physikalischen Modells berechnet werden. In **Abbildung 18** sind dazu die relevanten Maße und wirkenden Kräfte des Myosinhalses dargestellt.

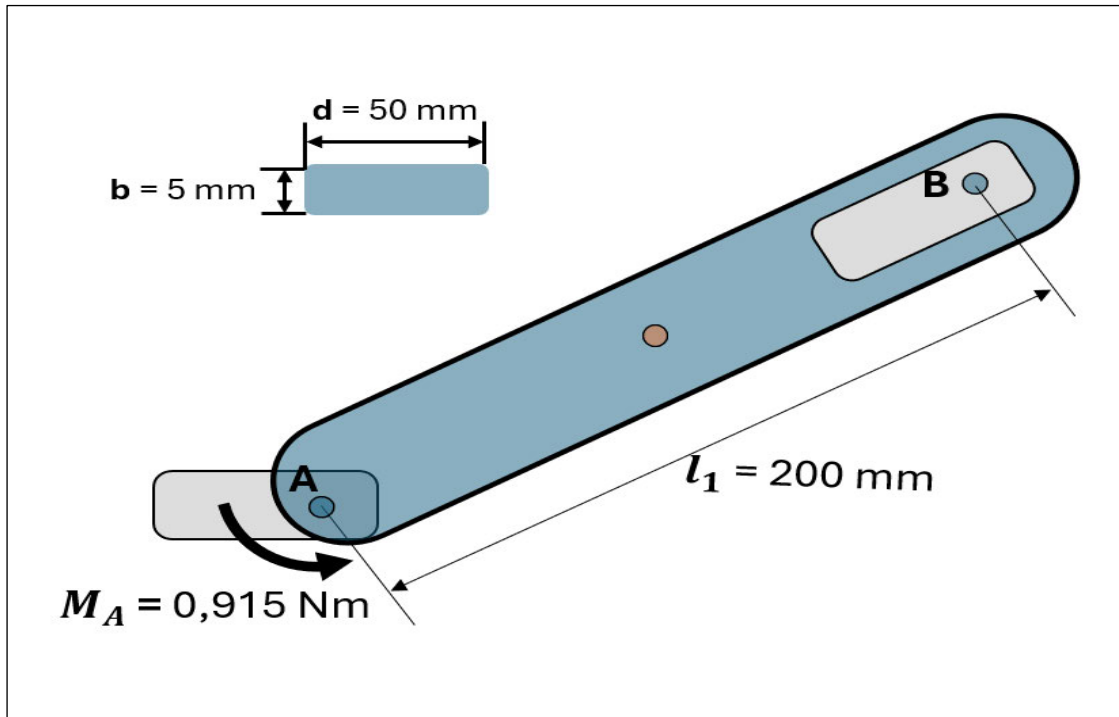


Abbildung 18: Geometrische Betrachtung zur Berechnung der Spannungen um Myosinhals
Freikörperbild mit rechteckigem Querschnitt und den relevanten Maßen zur Bestimmung von Spannungs- und Verformungswerten.

Quelle: Eigene Darstellung

Auf Basis der gegebenen Geometrie ergeben sich die folgenden Werte:

Flächenträgheitsmoment I :

$$I = \frac{0,05 \text{ m} \cdot (0,2 \text{ m})^3}{12} = 52,0833 \cdot 10^{-9} \text{ m}^4$$

Faserabstand C :

$$C = \frac{d}{2} = \frac{0,05 \text{ m}}{2} = 0,025 \text{ m}$$

Mit dem bekannten um Punkt A wirkenden Moment M_A lässt sich die Biegespannung berechnen:

$$\sigma = \frac{M_A \cdot C}{I}$$

$$\sigma = \frac{0,915 \text{ Nm} \cdot 0,025 \text{ m}}{(52,0833 \cdot 10^9) \text{ m}^4} = 0,44 \text{ MPa}$$

Für die Verformung wird das Elastizitätsmodul von $E = 2 \text{ GPa}$ genutzt. Der Verformungswinkel ergibt sich damit zu:

$$\theta = \frac{M_A \cdot l_1}{E \cdot I}$$

$$\theta = \frac{0,915 \text{ Nm} \cdot 0,2 \text{ m}}{2 \text{ GPa} \cdot (52,0833 \cdot 10^9) \text{ m}^4} = 0,00176 \text{ rad}$$

$$\theta = 0,101^\circ$$

Zur Berechnung der Biegespannung und des Verformungswinkels im vereinfachten Myosinkopf werden die in **Abbildung 19** angegebenen Werte verwendet.

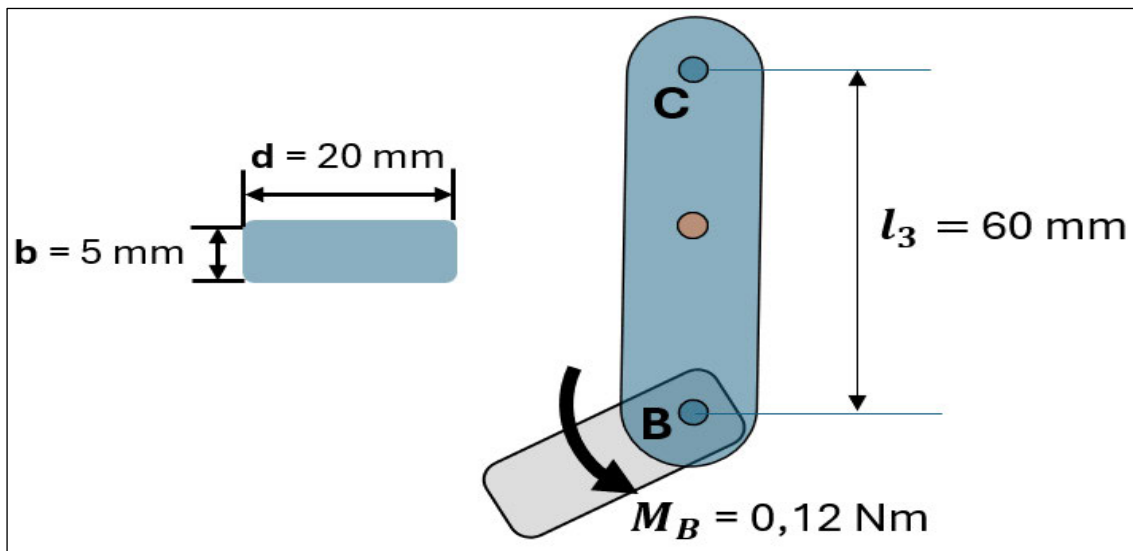


Abbildung 19: Geometrische Betrachtung zur Berechnung der Spannungen am vereinfachten Myosinkopf
Freikörperbild des Myosinkopfs mit dem rechteckigen Querschnitt und den relevanten Maßen zur Bestimmung von Spannungs- und Verformungswerten.

Quelle: Eigene Darstellung

Die Querschnittswerte I und C ergeben sich hier zu:

$$I = \frac{b \cdot d^3}{12}$$

$$I = \frac{5 \text{ mm} \cdot (20 \text{ mm})^3}{12} = (3,33 \cdot 10^{-9}) \text{ m}^4$$

$$C = \frac{d}{2} = \frac{20 \text{ mm}}{2} = 0,01 \text{ m}$$

Die Biegespannung berechnet sich mit dem um Punkt B wirkenden Moment M_B :

$$\sigma = \frac{M_B \cdot C}{I}$$
$$\sigma = \frac{0,12 \text{ Nm} \cdot 0,01 \text{ m}}{(3,33 \cdot 10^9) \text{ m}^4} = 0,36 \text{ MPa}$$

Der Verformungswinkel θ ergibt sich aus:

$$\theta = \frac{M_B \cdot l_3}{E \cdot I}$$
$$\theta = \frac{0,12 \text{ Nm} \cdot 0,06 \text{ m}}{2 \text{ GPa} \cdot (3,33 \cdot 10^9) \text{ m}^4} = 0,00108 \text{ rad} = 0,062^\circ$$

Die durchgeführten Berechnungen zeigen, dass das physikalische Modell aus Acryl unter den gewählten Annahmen mechanisch stabil aufgebaut ist. Die ermittelten Momente um die Punkte A und B liegen mit 0,915 Nm bzw. 0,12 Nm deutlich unter dem maximalen Drehmoment der eingesetzten Servomotoren von 1,7 Nm (siehe Anhang A5.2). Damit ist sichergestellt, dass die Servomotoren durch die auftretenden Kräfte nicht überlastet werden und ihre Funktion im Betrieb zuverlässig erfüllen können.

Die berechneten Kräfte $F_A = 4,472 \text{ N}$ und $F_B = 2,83 \text{ N}$ geben zusätzlich Aufschluss über die Belastungsverteilung im System. Auch hier zeigen sich keine kritischen Belastungen, was die solide Dimensionierung der Konstruktion unterstreicht.

Die Biegespannung σ in den kritischen Bauteilen des Myosinhalses und -kopfes liegt mit 0,44 MPa bzw. 0,36 MPa weit unter der maximal zulässigen Biegespannung für Acryl mit der Stärke von 5 mm, die bei 40 MPa liegt. Dieser große Sicherheitsabstand verdeutlicht, dass das gewählte Material unter den gegebenen Belastungen nicht nur ausreicht, sondern über eine deutliche Sicherheitsreserve verfügt. Ein Versagen oder ein Bruch der Komponenten aufgrund von Materialüberlastung ist daher bei normalem Betrieb praktisch ausgeschlossen.

Die ermittelten Verformungswinkel betragen $0,101^\circ$ für den modellierten Myosinhals und etwa $0,062^\circ$ für den vereinfachten Myosinkopf. Diese Werte sagen aus, wie stark sich die Teile durch die wirkenden Kräfte theoretisch verbiegen könnten. Beide Winkel liegen weit unter 1° , sind also so gering, dass man behaupten kann, dass das physikalische Modell auch unter Belastung als formstabil gilt. Es entsteht also kein nennenswertes „Durchbiegen“ des Materials, das die am Modell durchgeführten Messungen beeinflussen würde.

Insgesamt belegen die Ergebnisse, dass sowohl die Dimensionen als auch das eingesetzte Material sinnvoll gewählt wurden. Die Kräfte, Momente, Spannungen und Verformungen liegen alle deutlich in einem unkritischen Bereich.

Im folgenden Kapitel wird die elektronische Modellierung des finalen Modells beschrieben.

4.3. Elektronische Modellierung

Die mechanische Umsetzung des Kontraktionsmodells erfordert eine ebenso durchdachte elektronische Steuerung. Ziel war es, die Bewegungen von Kopf und Hals präzise und wiederholbar über zwei Servomotoren auszuführen, unabhängig voneinander und dennoch in festgelegter Reihenfolge. Die Steuerung sollte einfach nachvollziehbar, robust im Dauerbetrieb und flexibel erweiterbar sein. Dieses Kapitel beschreibt das finale Steuerungskonzept, die verwendeten Komponenten, die realisierte Schaltung sowie die Anforderungen an Belastbarkeit und Sicherheit.

4.3.1. Steuerungskonzept und elektronische Komponenten

Das finale Modell wurde so konzipiert, dass es mit möglichst wenigen, aber zuverlässigen Komponenten funktioniert. Ziel war eine kompakte Steuerung, die auch im Dauerbetrieb stabil arbeitet und leicht gewartet werden kann.

Die verwendeten Hauptkomponenten sind:

- **Microcontroller:**

ESP32-WROOM-32 (von AZ- Delivery)

Dient zur Ansteuerung der Servomotoren und zum Auslesen der Tastensignale. Die Programmierung erfolgt über die Arduino-IDE. Der Microcontroller ist auf einem Steckbrett (Breadboard) montiert. Die erleichtert Test- und Entwicklungsarbeiten, da Verbindungen schnell angepasst werden können. Die Spannungsversorgung des ESP32 und somit auch die, des Breadboards erfolgt über die USB-Buchse des Controllers.

- **Servomotoren:**

2x AMX Racing Digital Servo DC5821 LV WP (mit Metallgetriebe)

Ein Motor steuert die Bewegung des Myosinhalses, der andere die des Myosinkopfes. Die Servomotoren mit Metallgetriebe sorgen, mit einer Stellkraft von 16,5 kg·cm bei 4,8 V und 21,8 kg·cm bei 6 V Spannungsversorgung, für ein hohes Drehmoment bei gleichzeitig kompakter Bauweise, was essenziell für die Umsetzung der mechanischen

Belastung des physikalischen Modells ist. Die Servomotoren sind an den Pins 27 (Kopf) und 33 (Hals) des ESP32 verbunden.

- **Stromversorgung:**

USB-Netzteil mit 5 V/2 A Ausgangsleistung

Über den 5 V-Pin des ESP32 werden sowohl der Controller als auch die beiden Servos mit Strom versorgt. Ein separates Netzteil zur direkten Motorversorgung ist nicht notwendig, da die Leistungsaufnahme unterhalb der Netzteilspezifikation bleibt.

- **Steuerungselemente:**

1 digitale Taster

Der Taster arbeitet als Impulsschalter in Pull-Up-Konfiguration. Bei Tastendruck wird ein Kraftschlag ausgelöst. Der Taster ist an GPIO 14 des ESP32 angeschlossen.

- **Breadboard:**

Alle Bauteile sind über ein Breadboard verbunden, wodurch Änderungen im Schaltungsaufbau leicht möglich sind. Zur Stromverteilung dienen die typischen Plus- und Minus-Schienen.

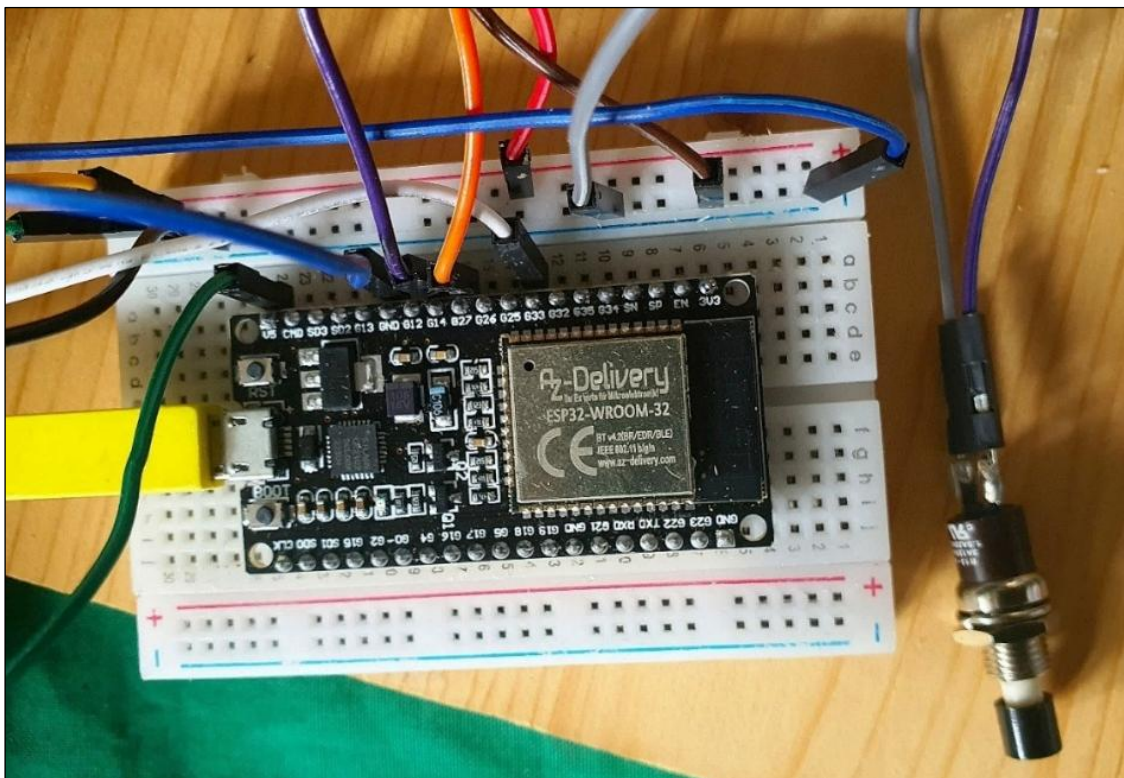


Abbildung 20: Breadboard-Verkabelung
mit ESP32, zwei Servomotoren und einem dargestellten Taster
Quelle: Eigene Aufnahme

Die reale Verschaltung ist in **Abbildung 20** dokumentiert. Dort sind die zentralen Verbindungen zwischen ESP32, Servomotoren, Spannungsversorgung und Taster

sichtbar. Die Verdrahtung erfolgt über farbige Jumper-Wires (Steckkabel). Dieses ermöglicht eine flexible Verschaltung der Ein- und Ausgänge. Eine detaillierte Analyse zur Verschaltung erfolgt in Kapitel 4.3.2.

Die Steuerung des ESP32 und damit die Ansteuerung der Servomotoren erfolgt über einen Arduino-Code, siehe **Abbildung 21**.

```
#include <ESP32Servo.h> // ESP32Servo Bibliothek einbinden

// Servomotor 1 --> KOPF
Servo Kopf; // Servo-Objekt für den Kopf
const int servoPin = 27; // Digital Pin 27 für Servomotor Kopf

// Servomotor 2 --> HALS
Servo Hals; // Servo-Objekt für den Hals
const int servoPinH = 33; // Digital Pin 33 für Servomotor Hals

#define Schalter 14 // Druckknopf mit Namen Schalter an Pin 14
int Z1 = 0; // Variable für Schalter-Zustand

void setup()
{
    pinMode(Schalter, INPUT_PULLUP); // Druckknopf als Pullup initialisieren

    Hals.attach(servoPinH); // Servo-Objekt "Hals" an Pin 33 anschließen
    Kopf.attach(servoPin); // Servo-Objekt "Kopf" an Pin 27 anschließen
    Serial.begin(9600); // Serielle Verbindung starten mit Baudrate 9600

    // ANDOCKEN AM AKTIN --> STARTPOSITION
    Kopf.write(65); // Kopf fährt auf Position 65°
    delay(500); // Pause

    Hals.write(90); // Hals fährt auf Position 90°
    delay(500); // 0,5s Gesamtpause
}

void loop() // Start der Schleife --> führt Kraftschlag aus
{
    while (1)
    {
        Z1 = digitalRead(Schalter); // Schalterzustand einlesen
        if (Z1 == true) // Kontrolle, ob der Schalter gedrückt ist
        {
            // Wenn Schalter gedrückt wird --> KRAFTSCHLAG
            Kopf.write(105); // Kopf kippt auf Position 105° --> Kraftschlag
            delay(3000); // 3s Pause, um den Ausmaß des Kraftschlags zu sehen

            Hals.write(0); // Hals fährt auf Position 0° --> Lösen vom Aktin
            delay(100); // Pause

            Kopf.write(65); // Kopf fährt auf Position 65° --> Ruhezustand
            delay(100); // Pause

            Hals.write(90); // Hals fährt in Position 90° --> Andocken am Aktin
            delay(500); // Pause
        }
    }
}
```

Abbildung 21: Arduino IDE- Code

finaler Code der elektronischen Steuerung des physikalischen Modells

Quelle: Eigene Darstellung

Aus dem Code ist die Steuerung eines Kraftschlages des physikalischen Modells ersichtlich. Zum besseren Verständnis sind in **Abbildung 22a-d** die einzelnen Bewegungen, welche im Code beschrieben sind, bildlich dargestellt.

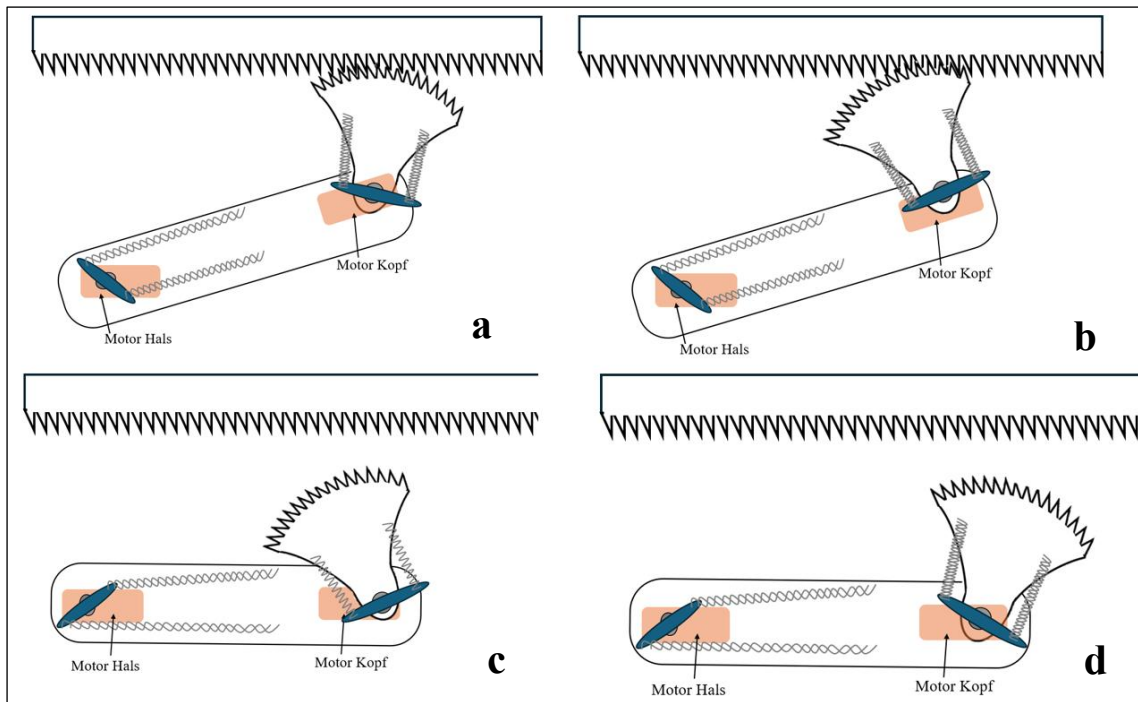


Abbildung 22: bildliche Darstellung der Bewegungen durch den Code

a Kopf: 65°, Hals: 90°, Angedockter Zustand, bereit für den Kraftschlag **b** Kopf: 105°, Hals: 90°, Ende des Kraftschlags
c Kopf: 105°, Hals: 0°, Lösen vom Aktin **d** Kopf: 65°, Hals: 0°, Rückkehr des Kopfes in die Ausgangsposition

Quelle: Eigene Darstellung

Nachdem der Code mit der Initialisierung der elektronischen Komponenten des Modells, also der Servomotoren und dem Taster beginnt, wird anschließend im Setup die Ausgangsstellung (Andocken des Myosinkopfes an das Aktin) hergestellt, indem der Servomotor „Kopf“ auf 65° fährt und der Servomotor „Hals“ auf 90°, siehe **Abbildung 22a**. Nun beginnt die Schleife („loop“). Der Taster wird abgefragt, ob dieser gedrückt wurde, sollte dieses geschehen sein, dann wird der Kraftschlag ausgeführt. Der Servomotor „Kopf“ fährt schlagartig auf 105° (vgl. **Abbildung 22b**). Nun folgt eine etwas längere Pause im Code. Während diesen drei Sekunden besteht die Möglichkeit die „Ausmaße“ des Kraftschlages am Modell zu beobachten. Nach Ende der drei Sekunden fährt der Servomotor „Hals“ auf 0°. Dieses ermöglicht das Lösen des Kopfes vom Aktin, wie in **Abbildung 22c** dargestellt. Nun fährt der Servomotor „Kopf“ wieder zurück auf 65° (**Abbildung 22d**), gefolgt von dem Halsmotor, der wieder auf 90° fährt. Nun ist die im Setup bereits generierte Position wieder erreicht, wie sie in **Abbildung 22a** gezeigt ist. Durch die Programmierung der Schleife wird nun wieder der Taster „abgefragt“, ob dieser gedrückt wurde. Wurde er betätigt, so läuft der Kraftschlag wieder in der gleichen

Reihenfolge ab, sollte er nicht betätigt sein, so verharrt das Modell in dieser Position, bis der Taster gedrückt wird, oder bis die Stromversorgung vom Modell getrennt wurde. Der logische Ablauf der Steuerung ist in **Abbildung 23** durch ein Flussdiagramm dargestellt.

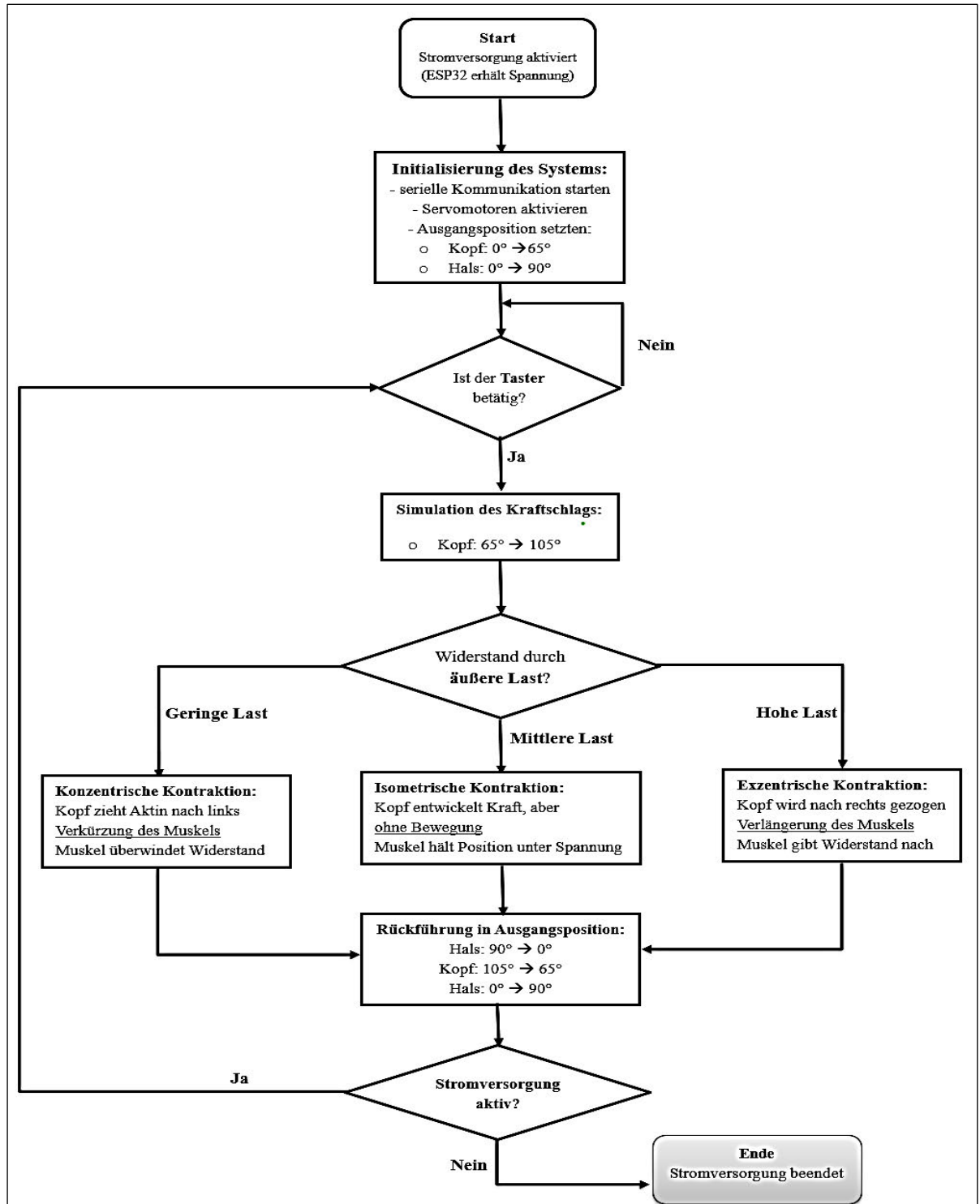


Abbildung 23: Flussdiagramm der Steuerlogik des finalen Modells

Die schematische Darstellung zeigt den Ablauf des initialen Setups sowie die logikbasierte Ansteuerung der Servomotoren. Je nach aufgebrachtem Gewicht erfolgt eine konzentrische, isometrische oder exzentrische Kontraktion, mechanisch erzeugt, nicht programmiert

Quelle: Eigene Darstellung

Die elektronische Steuerung des Modells reagiert ausschließlich auf den externen Impuls des Tasters, woraufhin der Kraftschlag ausgelöst wird. Ob dabei eine konzentrische, isometrische oder exzentrische Kontraktion entsteht, hängt allein von der mechanisch anliegenden Last ab. Die Software zeigt also nur den Kraftschlag, die Kontraktionsart ergibt sich durch das externe Gewicht. Das Flussdiagramm visualisiert den Ablauf vom Setup über die Tastenerkennung bis zur motorischen Ausführung, ergänzt um die Reaktion des Modells auf unterschiedliche Gewichte.

Im nächsten Kapitel folgt eine detaillierte Betrachtung der elektronischen Verschaltung sowie des zugrunde liegenden Schaltplans.

4.3.2. Schaltbild und Schaltungsaufbau

Die elektronische Verschaltung des physikalischen Muskelmodells bildet das funktionale Herzstück des Systems. Die in Kapitel 4.3.1 beschriebenen Komponenten, bestehend aus dem ESP32-Microcontroller, zwei digitalen Servomotoren und einem Taster, sind so miteinander verbunden, dass der Bewegungsablauf über gezielte Signalimpulse ausgelöst werden kann. Für die Realisierung wurde ein eigenständig entwickelter Schaltplan entworfen, der sämtliche Signal- und Stromverläufe übersichtlich darstellt. Das Schaltbild visualisiert die grundlegende elektrische Verschaltung der eingesetzten Bauteile im Modell.

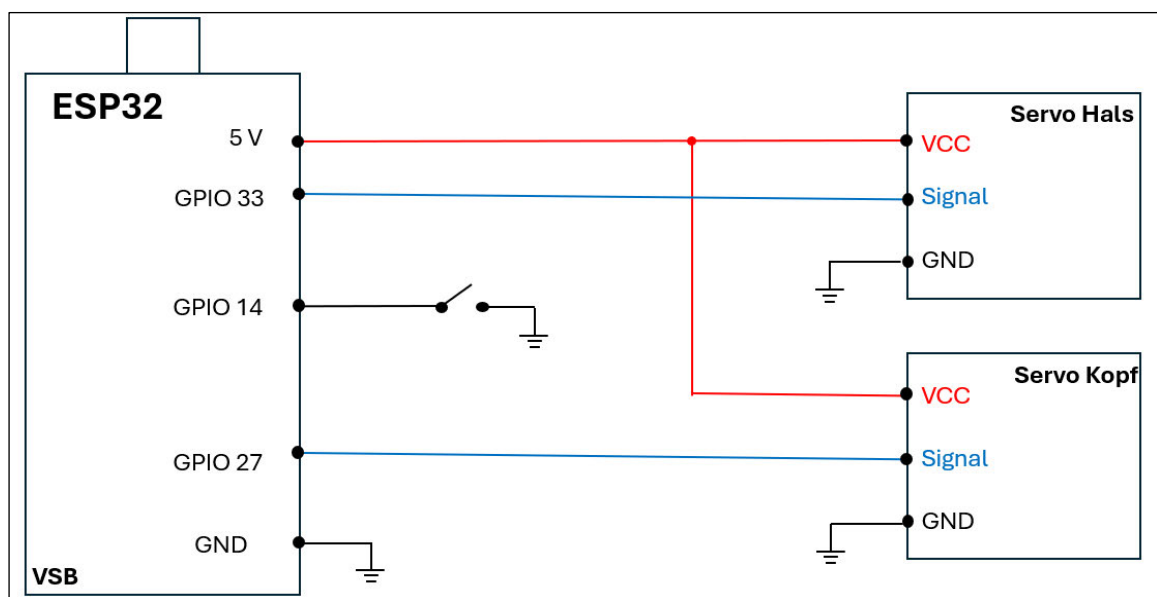


Abbildung 24: Schaltbild der finalen Steuereinheit

mit ESP32, zwei digitalen Servomotoren und einem Taster zur Auslösung des Kraftschlags. Die Spannungsversorgung erfolgt über ein USB-Netzteil, das den 5 V-Pin des ESP32 speist.

Quelle: Eigene Darstellung

Wie in **Abbildung 24** zu sehen, stellt ein Rechteck auf der linken Seite den verwendeten Microcontroller ESP32-WROOM-32 dar. Die dargestellten GPIOs (engl. General Purpose Input/Output) sind programmierbare digitale Ein- und Ausgänge, über die die Steuerung der Motoren und die Erkennung des Taster-Zustandes erfolgt. Im Schaltbild sind nur jene Pins dargestellt, die im Modell tatsächlich verwendet wurden.

An GPIO/Pin 27 ist die Signalsteuerung des Servomotors zur Bewegung des Myosinkopfes angeschlossen, an GPIO 33 die Steuerung des Myosinhalses. Diese digitalen Signalverbindungen sind im Plan als blaue Linien dargestellt. Sie entsprechen den weißen Kabeln der Servomotoren, die mit dem ESP32 verbunden sind. Jeder der beiden Servomotoren (im Schaltbild rechts dargestellt) besitzt drei Anschlussleitungen:

- **VCC** (rote Linie im Schaltbild): steht für „*Voltage at the Common Collector*“ und bezeichnet die Versorgungsspannung. Sie beginnt am 5V-Pin des ESP32, der wiederum über ein USB-Netzteil (5 V/2 A) gespeist wird. Die zugehörigen Kabel an den Servos sind rot.
- **Signal** (blaue Linie im Schaltbild): überträgt die Steuersignale von den GPIO-Pins des ESP32. Diese Leitung entspricht den weißen Kabeln an den Servos.
- **GND** (schwarze Linie im Schaltbild): steht für „*Ground*“, also Masse. Diese Leitung verbindet die GND-Pins des ESP32 mit den jeweiligen Masseanschlüssen der Servos (schwarze Kabel).

Die Spannungsversorgung erfolgt im Aufbau über die Plus-Minus-Schiene des Breadboards (vgl. **Abbildung 20**). Das Symbol VSB (Voltage Source Breadboard) kennzeichnet im Schaltbild eine standardisierte Spannungsverteilung auf dem Steckbrett. Es steht dabei nicht für einen realen physikalischen Anschluss, sondern dient als vereinfachende Darstellung dazu, dass mehrere Komponenten gemeinsam über dieselbe 5 V-Leistung versorgt werden. Der Taster wird, wie im Schaltbild zu sehen, über GPIO 14 angebunden. Die Verdrahtung erfolgt in sogenannter „Pull-Up“-Konfiguration, das bedeutet, dass im Normalzustand ein hohes digitales Signal („High“) anliegt. Wird der Taster gedrückt, wird der Eingang kurzzeitig auf Masse gezogen („Low“). Dieser Zustand wird vom Microcontroller erkannt, sobald das Arduino-Programm den Taster abfragt. Sobald der Taster wieder losgelassen wird, liegt wieder das High-Signal an. Der Taster arbeitet dabei also nach dem Prinzip eines Impulsschalters.

In der **Abbildung 24** ist bei der Darstellung des ESP32-Rechteckes zusätzlich ein kleiner Kasten am oberen Rand zu erkennen. Dieser markiert den Pin 1 und dient in Schaltbildern als Orientierungshilfe für die physikalische Ausrichtung des Microcontrollers.

Nachdem in diesem Abschnitt die elektrische Verschaltung des Modells detailliert beschrieben wurde, folgt im nächsten Kapitel eine Bewertung der Belastbarkeit und des Verhaltens der Schaltung im Dauerbetrieb.

4.3.3. Belastung und Dauerbetrieb

Das entwickelte Modell wurde so konzipiert, dass es auch bei längerer Nutzung zuverlässig funktioniert. Dieses ist besonders im Hinblick auf einen möglichen Ausstellungsbetrieb wichtig, bei dem der Aufbau kontinuierlich mit Strom versorgt ist und regelmäßig mechanische Bewegung ausführt. Dieses Kapitel bewertet daher die Belastbarkeit des Modells im Dauerbetrieb auf Basis technischer Parameter und eigener Stromverbrauchsmessungen.

Zentrales Kriterium bei der Dauerbelastung elektronischer Systeme ist der sogenannte **Duty Cycle**. Er beschreibt, wie lange ein Bauteil bei voller Last betrieben werden kann, ohne Schaden zu nehmen, genauer gesagt beschreibt der Duty Cycle das Verhältnis von der aktiven Zeit des Bauteils im Verhältnis zur gesamten Periodendauer des Zyklus. Meist wird dieser über ein sogenanntes PWM-Signal (Pulsweitenmodulation-Signal) beschrieben. Dabei handelt es sich um digitale Rechtecksignale mit variabler Einschaltzeit, die periodisch wiederholt werden.

Im konkreten Modellverlauf bleibt der ESP32 auch im „Ruhezustand“ aktiv: Er hält die Position der Servos und prüft kontinuierlich, ob eine Eingabe über den Taster erfolgt ist, um gegebenenfalls eine Bewegung auszuführen. Die tatsächliche Impulsdauer variiert je nach Position der Servos, sodass ein Duty Cycle während der Nutzung dynamisch variiert und typischerweise unter 100 % liegt. Für die Beurteilung der Dauerbelastbarkeit ist dabei besonders relevant, dass der eingesetzte Microcontroller für solche Betriebszustände ausgelegt ist. Laut *ESP32 Technical Reference Manual* kann der ESP32 PWM-Signale mit einem Duty Cycle zwischen 0 % und 100 % zuverlässig erzeugen, ohne dabei Schäden zu erleiden (Espressif Systems, 2025). Er ist also darauf ausgelegt, digitale Ausgänge auch dauerhaft aktiv zu halten. Das ist entscheidend für den durchgehenden Betrieb in einer Steuerungsschleife.

Zur Verifizierung der Stromversorgung wurden Messungen am realen Aufbau durchgeführt. Die Stromaufnahme wurde jeweils im Ruhezustand sowie während eines ausgeführten Kraftschlags erfasst. Die Ergebnisse sind in **Tabelle 3** dargestellt:

Betriebszustand	ESP32	Servomotor Hals	Servomotor Kopf	Gesamtstromaufnahme
Ruhezustand	350 mA	8 mA	50 mA	408 mA
Kraftschlag aktiv	350 mA	420 mA	600 mA	1,37 A

Tabelle 3: Messergebnisse Stromverlauf im finalen Modell

Die Messungen erfolgen am 24.02.2025, ca. 14:45 Uhr, im Raum N3.13, HAW

In **Tabelle 3** abzulesen sind:

- Der ESP32 selbst benötigt etwa 350 mA.
- Im Ruhezustand verbrauchen die beiden Servos zusammen zusätzlich ca. 58 mA (Kopf: 50 mA + Hals: 8 mA), da sie ihre Position halten. Mit dem Verbrauch des ESP32 ergibt sich eine Gesamtstromaufnahme von 408 mA.
- Während eines aktiven Kraftschlags steigt der Strombedarf auf etwa 1,37 A (Kopf: 600 mA + Hals: 420 mA + ESP32: 350 mA).

Damit liegt auch die maximale Stromaufnahme deutlich unter der Obergrenze des verwendeten Netzteils (5 V / 2 A). Somit ist auch in der aktivsten Phase des Bewegungsablaufes eine dauerhafte Stromversorgung gewährleistet, ohne dass Spannungseinbrüche zu erwarten sind. Zudem sorgt die in Arduino-IDE programmierte Ablaufsteuerung (siehe **Abbildung 21**) dafür, dass nie beide Motoren gleichzeitig aktiv sind. Die Bewegungen erfolgen sequentiell mit mehreren Sekunden Pause zwischen den Bewegungsphasen, was die Dauerbelastung zusätzlich reduziert.

Im Verlauf der längeren Entwicklungsphase wurde beobachtet, dass sich der ESP32-Microcontroller bei Programmierungen und häufiger USB-Neuverbindung leicht erwärmte, jedoch niemals kritisch. Unter realen Nutzungsbedingungen, bei denen nach jedem Kraftschlag längere Ruhephasen im Code vorgesehen sind, blieb die Temperatur jedoch unauffällig. Auch an den Servomotoren konnten während der Tests keine auffälligen Erwärmungen festgestellt werden. Durch die regelmäßigen Pausen im Steuerungsprogramm ergibt sich ein natürlicher Zyklus aus Aktivität und Ruhe, der eine kontinuierliche Wärmeentwicklung vermeidet.

Zusammengefasst kann festgestellt werden: Das System ist für den Dauerbetrieb geeignet. Die Kombination aus PWM-gesteuerten Hochleistungsservos (AMX DC5821), einem für Volllast geeigneten Microcontroller und einer stabilen Spannungsversorgung erlaubt den verlässlichen Betrieb über längere Zeiträume hinweg. Aufgrund der sequentiellen Ansteuerung (niemals laufen beide Servos gleichzeitig) wird die Belastung des Systems effizient verteilt. Zwar empfiehlt sich bei Dauerbetrieb eine gelegentliche Kontrolle der Temperaturentwicklung, insbesondere in wechselnden Umgebungs-

bedingungen, doch bestehen aus technischer Sicht keine Einschränkungen hinsichtlich einer ganztägigen Nutzung.

Nachdem in diesem Kapitel die elektrische Belastbarkeit des Modells analysiert wurde, folgt im nächsten Abschnitt eine Bewertung der Anforderungen an das in dieser Arbeit entwickelten physikalischen Modells in Bezug auf die mechanische Steuerung.

4.4. Bewertung der Anforderungen an das physikalische Modell

Im Verlauf der Entwicklung wurde das physikalische Modell kontinuierlich mit den in Kapitel 3.6 formulierten Anforderungen abgeglichen. Ziel war es, ein funktionsfähiges Modell zu erschaffen, das zentrale mechanische Abläufe der Muskelkontraktion verständlich darstellt.

Im Mittelpunkt stand zunächst die Umsetzung des Querbrückenzyklus mit den vier mechanischen Schritten: Andocken, Kraftschlag, Lösen und Rückstellung. Diese Abläufe konnten im physikalischen Modell durch die elektronische Ansteuerung der Servomotoren sichtbar und nachvollziehbar simuliert werden (vgl. **Abbildung 15**). Die Anforderung **A1** gilt damit als **erfüllt**.

Auch die drei physiologischen Kontraktionsarten, konzentrisch, isometrisch und exzentrisch, lassen sich im in dieser Arbeit entwickelten Modell erkennen und voneinander abgrenzen. Durch unterschiedliche Belastungsstufen kann das Verhalten des physikalischen Modells entsprechend angepasst werden. Damit ist auch die Anforderung **A2 erfüllt**.

Die Entwicklung des Modells wurde didaktisch reduziert gehalten, ohne zentrale Funktionszusammenhänge zu verlieren. Die Abläufe sind nachvollziehbar, visuell zugänglich und gezielt vereinfacht dargestellt. Dadurch ist auch die Anforderung **A5 erfüllt**.

Zudem wurde das physikalische Modell auf Mobilität und Alltagstauglichkeit ausgelegt: die Verwendung einer Grundplatte ermöglicht den einfachen Transport, während die ausgewählten elektronischen Komponenten einen Dauerbetrieb gewährleisten. Somit ist das Modell für den Einsatz als Ausstellungsstück beispielsweise in der Hochschule geeignet und **erfüllt** damit die Anforderung **A6**.

Zusammenfassend wurden alle vier zentralen mechanischen Anforderungen im Verlauf der Modellierung erfolgreich umgesetzt und bilden die Grundlage für die im folgenden Kapitel 5 beschriebene Kräfteanalyse.

5. Kräftebetrachtung des Kontraktionsmodells

Nachdem der Aufbau und die Funktionsweise des physikalischen Modells beschrieben wurden, folgt nun eine genaue Betrachtung der dabei wirkenden Kräfte. In diesem Kapitel werden sowohl theoretische Überlegungen als auch experimentelle Messungen herangezogen, um eine Kräfteanalyse des physikalischen Kontraktionsmodells durchzuführen. Ziel ist es, ein besseres Verständnis dafür zu gewinnen, wie realitätsnah das entwickelte Modell die Mechanik des Querbrückenzyklus abbildet und welche Aussagen sich darauf über die Kraftentwicklung im Muskel ableiten lassen.

5.1. Theoretische Kräfteanalyse im physikalischen Modell

Vor der Durchführung experimenteller Messungen bietet eine theoretische Betrachtung der wirkenden Kräfte im Modell eine hilfreiche Grundlage für das Verständnis der mechanischen Abläufe. Dieses Kapitel beschreibt eine vereinfachte, aber fundierte Kräfteanalyse am entwickelten physikalischen Modell.

5.1.1. Mechanische Belastung bei Bewegung – Grundlagen der Dynamik

Bevor die Kräfte im physikalischen Modell detailliert analysiert werden, soll zunächst gezeigt werden, wie sich Kräfte ganz grundsätzlich im echten Muskel verhalten. Diese Kraftwirkung kann in zwei Formen auftreten: im Stillstand, also der Statik, oder in Bewegung, der sogenannten Dynamik. Im folgenden Abschnitt wird dieses exemplarisch anhand des Beugens und Streckens des Unterarmes durch den Bizepsmuskel veranschaulicht. In **Abbildung 25** ist die entsprechende Situation als schematische Darstellung mit den beteiligten Kräften abgebildet.

In diesem Beispiel wird eine kombinierte Masse von etwa 6,5 kg bewegt – bestehend aus dem Gewicht in der Hand und dem Eigengewicht von Unterarm und Hand. Der Arm führt dabei eine gleichmäßige Hin- und Herbewegung aus, also eine Beugung und Streckung mit einer Auslenkung von $\pm 15^\circ$ um das Ellenbogengelenk.

Sobald Bewegung ins Spiel kommt, verändert sich das Kraftverhältnis deutlich. Denn jetzt muss der Muskel nicht nur die Masse tragen, sondern sie auch beschleunigen und abbremsen. Die dabei notwendige Kraft lässt sich mit dem zweiten Newtonschen Gesetz beschreiben, das in seiner allgemeinen Form lautet: $\sum F = m \cdot a$.

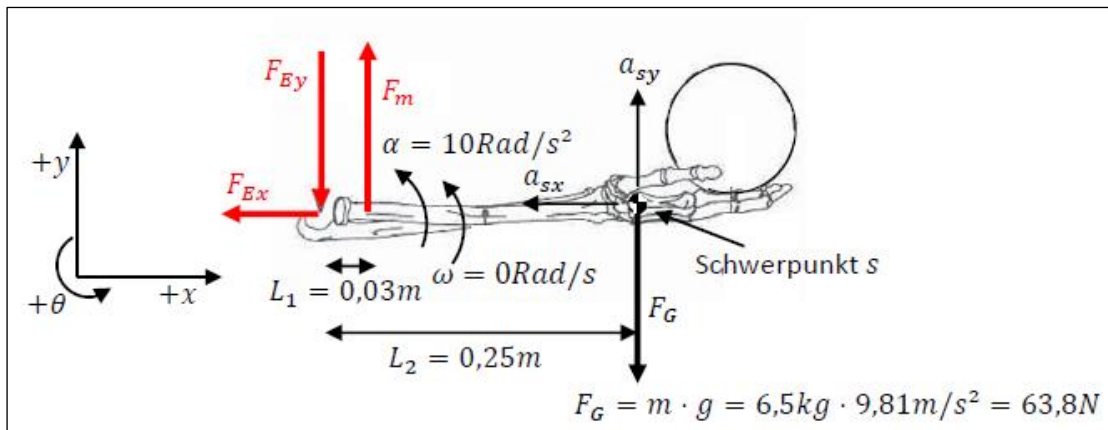


Abbildung 25: Freikörperbild der dynamischen Betrachtung

Beispielhaft das Beugen und Strecken eines Unterarms.

Quelle: Prof. Bishop, 2023

Die notwendige Kraft hängt also sowohl von der bewegten Masse m als auch von der Beschleunigung a ab. Ein Muskel muss also umso mehr Kraft erzeugen, je schwerer die Last ist oder je schneller sie bewegt werden soll. In der Statik hingegen, also wenn keine Bewegung stattfindet, ist die Beschleunigung a gleich Null und somit $\sum F = m \cdot a = 0$. In diesem Fall genügt es, die Gewichte im Gleichgewicht zu halten. Der Unterschied zeigt sich deutlich im direkten Vergleich: Während in der statischen Situation im vorliegenden Beispiel mit einer Masse von 6,5 kg eine Muskelkraft von 531 N ausreicht, um das System im Gleichgewicht zu halten, steigt die Kraft bei dynamischer Bewegung auf bis zu 993 N an.

In **Abbildung 26a** ist zu sehen, wie sich diese Muskelkraft während einer gleichmäßigen Hin- und Herbewegung des Armes (zwischen -15° und $+15^\circ$) im zeitlichen Verlauf verändert. Diese Kurve zeigt einen typischen sinusförmigen Verlauf, was daran liegt, dass der Arm rhythmisch beschleunigt und abgebremst wird.

Durch die Bewegung leistet der Muskel dabei auch mechanische Arbeit, denn er übt Kraft über eine bestimmte Strecke aus. Diese Arbeit wird mit der Formel $W = F \cdot s$ beschrieben. Dabei ist W die mechanische Arbeit in Joule, F die aufgewendete Kraft und s die Strecke, über die die Kraft wirkt. In der **Abbildung 26b** ist zu sehen, wie sich die vom Muskel verrichtete Arbeit über die Zeit verändert. Die Kurve steigt dort an, wo der Muskel aktiv über einen Weg arbeitet, also immer dann, wenn Kraft mit Bewegung kombiniert auftritt. Die Arbeit bleibt dann in den Phasen gleich, in denen der Muskel keine zusätzliche Arbeit verrichtet (z.B., wenn die Bewegung verlangsamt wird oder ausläuft).

Mittels der Arbeit kann man auch die Leistung anhand der folgenden Formel berechnen:
 $P = \frac{W}{t}$, mit der Leistung P in Watt, die zuvor geleistete Arbeit W und t für die dafür aufgewendete Zeit. Die Leistung beschreibt also wie schnell die Arbeit verrichtet wird, je kürzer die Zeit, desto höher die Leistung. In **Abbildung 26c** ist die Leistungskurve für das betrachtete Beispiel dargestellt.

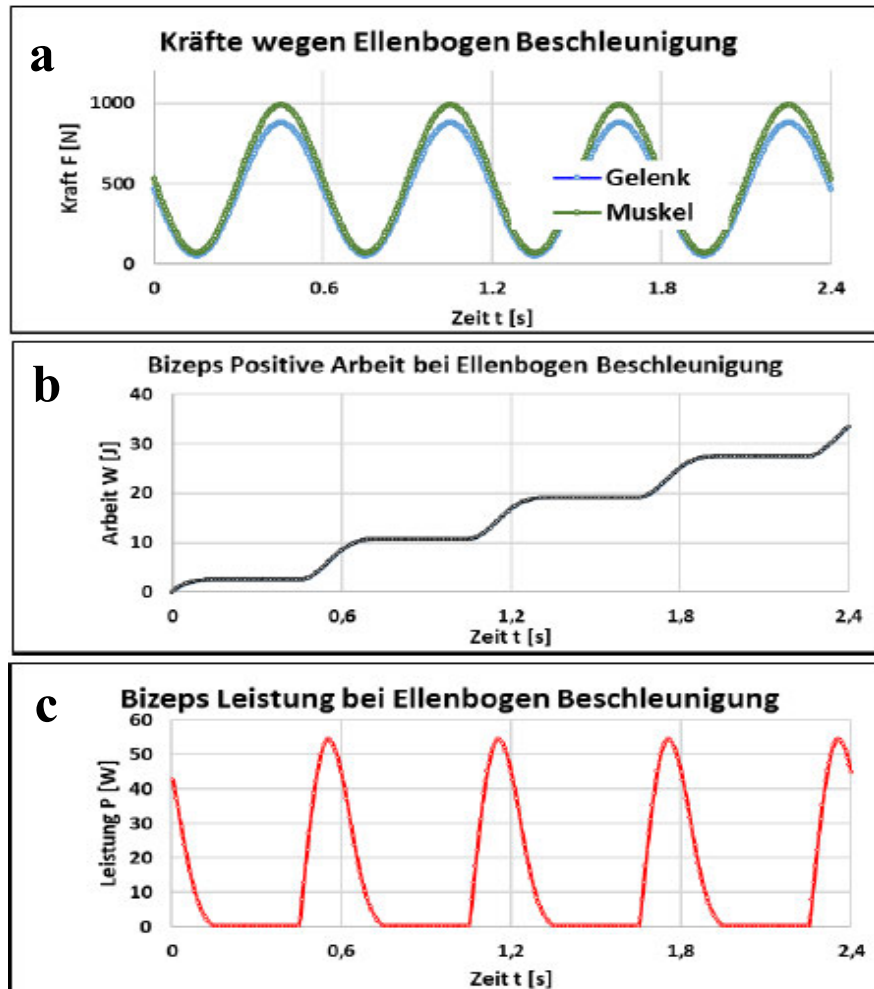


Abbildung 26: Verlauf von Kraft, Arbeit und Leistung des Bizeps-Muskels über die Zeit
a Muskelkraft in Abhängigkeit der Beschleunigung des Ellenbogengelenks **b** positiv verrichtete Arbeit des Bizepses während der Bewegung **c** Leistungsentwicklung im Verlauf der dynamischen Armbewegung
 Quelle: Prof. Bishop, 2023

Diese drei einzelnen Abbildungen **a**, **b** und **c** in der **Abbildung 26**, Kraft, Arbeit und Leistung, lassen sich gut miteinander vergleichen, da sie auf derselben Zeitachse aufgetragen sind. Man erkennt dabei ein interessantes Zusammenspiel: Wenn die Muskelkraft im oberen Bereich liegt (z.B. kurz vor einem Wendepunkt der Bewegung), beginnt die Kurve der Arbeit deutlich anzusteigen, die aufgewendete Energie nimmt also zu. Gleichzeitig erreicht die Leistung in diesen Phasen ihren höchsten Punkt. Es handelt sich dabei um den Moment der höchsten muskulären Aktivität. Der Muskel muss stark

ziehen, er bewegt sich aktiv und tut dieses in möglichst kurzer Zeit, also effizient und leistungsstark.

Diese vereinfachte Betrachtung zeigt anschaulich, wie stark sich das Kraftverhalten im Muskel durch Bewegung verändert. Die Dynamik macht aus einer einfachen Halteaufgabe ein komplexes Zusammenspiel aus Kraft, Arbeit und Leistung und bildet damit die Grundlage für die folgende Kräftebetrachtung am physikalischen Modell.

5.1.2. Vereinfachte Modellanalyse mittels Rotationsfeder

Um die Kräfteverhältnisse innerhalb des physikalischen Modells präzise zu analysieren, wurde eine vereinfachte Darstellung gewählt, in der das System auf die zentralen dynamisch relevanten Elemente reduziert wurde. Anstelle der zwei im realen Modell verbauten linearen Rückstellfedern wurde für die folgende Betrachtung eine äquivalente Rotationsfeder eingeführt. Diese Annahme erlaubt eine mathematisch besser handhabbare Näherung und fokussiert sich gezielt auf den wesentlichen Bewegungsablauf: den Kraftschlag des Myosinkopfes.

Zur genaueren Betrachtung der Kraftverhältnisse wurde ein Freikörperbild erstellt, welches die für den Kraftschlag relevanten Bereiche des physikalischen Modells zeigt (siehe **Abbildung 27**).

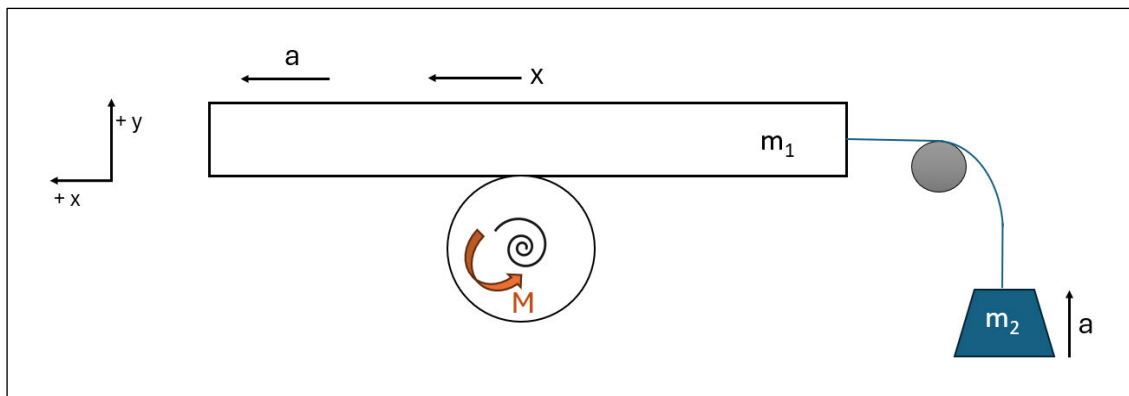


Abbildung 27: Freikörperbild des vereinfachten physikalischen Modells

Quelle: Eigene Darstellung

Zur besseren Übersicht wurde das Gesamtsystem anschließend in drei Teilbereiche zerlegt. Ausgehend von diesen drei Teilkörperbildern wurde mithilfe der Grundprinzipien der Mechanik die entsprechenden Bewegungsgleichungen aufgestellt.

Zunächst wird der Bereich der externen Masse betrachtet, dessen Freikörperbild in **Abbildung 28** dargestellt ist.

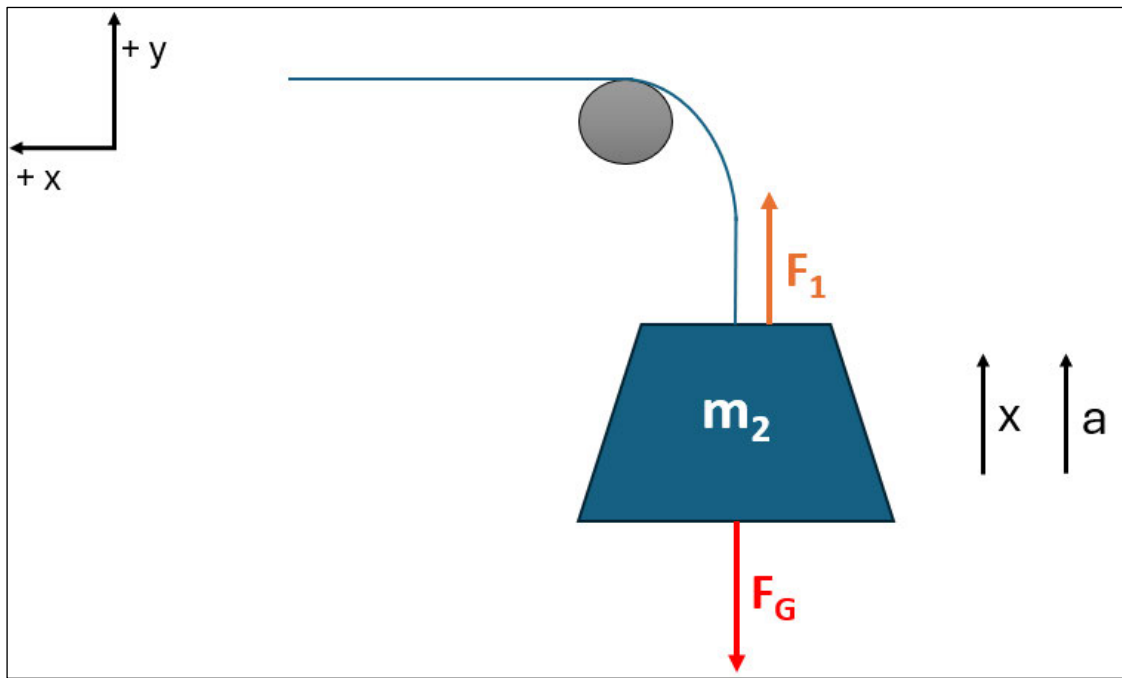


Abbildung 28: Getrenntes Freikörperbild der externen Masse

Quelle: Eigene Darstellung

Die Masse m_2 wird ausschließlich in translatorischer Beschleunigung in der y-Richtung bewegt. Es gilt das zweite Newtonsche Gesetz:

$$\sum F_y = m_2 \cdot a$$

Daraus ergibt sich die Gleichung für die Kontraktionskraft F_1 , die das Aktin auf die Masse überträgt:

$$F_1 - F_G = m_2 \cdot a$$

$$\rightarrow F_1 = F_G + m_2 \cdot a$$

Die Gewichtskraft F_G ist dabei allgemein definiert als $F_G = m \cdot g$ mit der Erdbeschleunigung $g = 9,81 \text{ m/s}^2$. Setzt man diese Definition ein, ergibt sich:

$$\rightarrow F_1 = (m_2 \cdot g) + m_2 \cdot a \quad \underline{\text{Gleichung 1}}$$

Das Teilkörperbild für das Aktinsegment ist in **Abbildung 29** dargestellt. Das Aktin wird ausschließlich in der x-Richtung beschleunigt. Zusätzlich wirkt eine Kraft F_R die durch den rotierenden Kopf auf das Aktin übertragen wird.

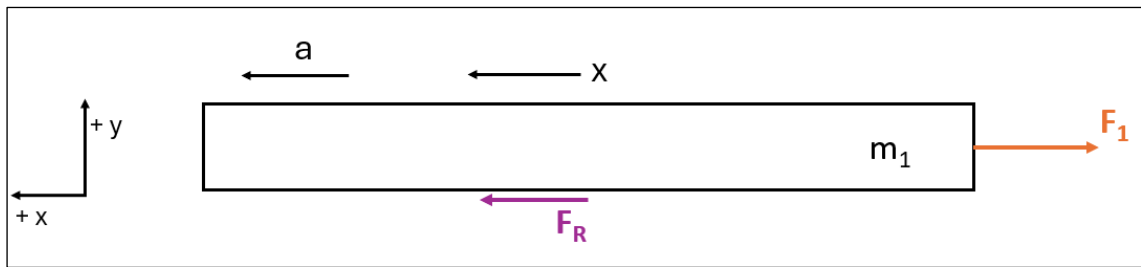


Abbildung 29: Getrenntes Freikörperbild des beweglichen Aktins

Quelle: Eigene Darstellung

Auch hier gilt das zweite Newtonsche Gesetz und es gilt:

$$\sum F_x = m_1 \cdot a$$

$$F_R - F_1 = m_1 \cdot a$$

Nun kann man die Gleichung 1 aus der zuvor betrachtenden externen Masse für die Kraft F_1 einsetzen und erhält:

$$F_R - ((m_2 \cdot g) + m_2 \cdot a) = m_1 \cdot a$$

Formt man diese Formel nun um, so erhält man folgende Formel für die Rotationskraft F_R :

$$F_R = (m_1 + m_2) \cdot a + m_2 \cdot g \quad \text{Gleichung 2}$$

Das rotierende Kopfsegment wird über eine Rotationsfeder zurückgestellt. Das zugehörige Freikörperbild ist in **Abbildung 30** gegeben. Es wirkt ein Moment durch die Kraftübertragung auf das Aktin.

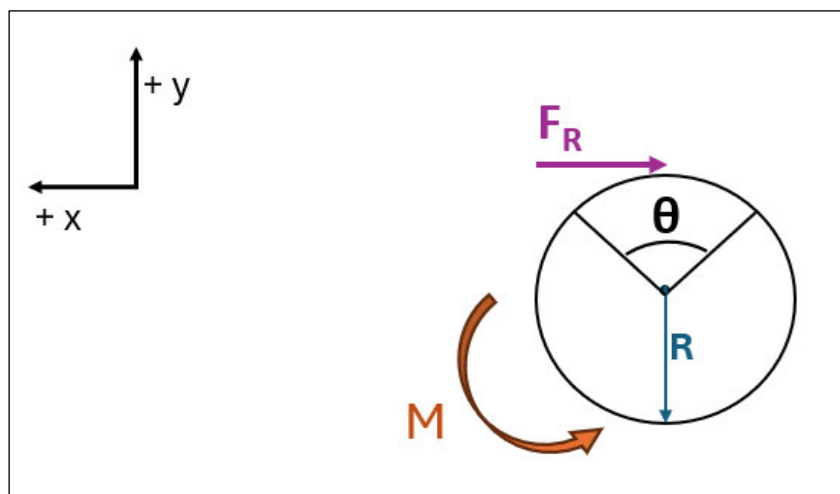


Abbildung 30: Teilkörperbild des Myosinkopf

Quelle: Eigene Darstellung

Hier gilt das rotatorische Analogon zu Newton II:

$$\sum M = J \cdot \alpha.$$

Da das Trägheitsmoment J des Kopfes vernachlässigbar klein ist, also als Null angenommen werden kann, kann die Gleichung vereinfacht werden zu:

$$\sum M = 0$$

Nun kann man wieder die in diesem Teil aufgebrauchten Kräfte und Momente in die Formel einsetzen und erhält so:

$$M - F_R \cdot R = 0$$

Durch die Verwendete Feder lässt sich noch eine weitere Formel bestimmen:

$M = k \cdot (\theta_A - \theta)$ Gleichung 3

wobei M einen Moment beschreibt, k die Federsteifigkeit und θ den Winkel, der durchlaufen wird und θ_A für den maximalen Winkel während des Kraftschlages.

Außerdem kann durch die Rotation des Kopfes die zurückgelegte Strecke bestimmt werden mittels der Formel:

$$x = R \cdot \theta$$

Für den bestimmten Winkel kann die Formel wie folgt umgeschrieben werden:

$\theta = \frac{x}{R}$ Gleichung 4

Kehren wir nun wieder in die Betrachtung von Newton II im Kopf zurück.

$$M - F_R \cdot R = 0$$

Hier kann nun für M die Gleichung 3 eingesetzt werden:

$$k \cdot (\theta_A - \theta) - F_R \cdot R = 0$$

Den Winkel θ kann Gleichung 4 ersetzen, somit erhält man die folgende Gleichung:

$k \cdot (\theta_A - \frac{x}{R}) - F_R \cdot R = 0$ Gleichung 5

Jetzt kann man die Gleichung 2 in die Gleichung 5 einsetzen und erhält:

$$k \cdot \left(\theta_A - \frac{x}{R} \right) - ((m_1 + m_2) \cdot a + m_2 \cdot g) \cdot R = 0$$

Durch umformen und der Multiplikation von (-1) erhält man die folgende Formel:

$$-k \cdot \theta_A + \frac{k \cdot x}{R} + (m_1 + m_2) \cdot a \cdot R + m_2 \cdot g \cdot R = 0$$

$$\rightarrow (m_1 + m_2) \cdot a \cdot R + \frac{k}{R} \cdot x = k \cdot \theta_A - m_2 \cdot g \cdot R$$

Dieses kann nun für die Beschleunigung a umgeformt werden:

$$a = \frac{k \cdot \left(\theta_A - \frac{x}{R} \right) - m_2 \cdot g \cdot R}{(m_1 + m_2) \cdot R}$$

Um nun aus der hergeleiteten Beschleunigungsformel auch Aussagen über den zeitlichen Verlauf der Bewegung treffen zu können, müssen zusätzlich die Geschwindigkeit und der Wegverlauf betrachtet werden. Da die Beschleunigung selbst von der Position x abhängt, ergibt sich ein nichtlineares System, das sich analytisch nur schwer lösen lässt. Deshalb wurde zur weiteren Bearbeitung ein numerisches Verfahren eingesetzt, das explizite Euler-Verfahren. Dabei gilt:

$$x_t = x_{t-1} + v_{t-1} \cdot \Delta t$$

$$v_t = v_{t-1} + a_{t-1} \cdot \Delta t$$

Zur einfachen Lösung dieser Gleichungen wurde eine numerische Analyse mittels Excel durchgeführt.

Zur Vereinfachung der Simulation wurde angenommen, dass das System aus dem Ruhezustand startet mit der Startposition $x_0 = 0$ und Startgeschwindigkeit $v_0 = 0$. Somit muss man nur noch die Startbeschleunigung ermitteln. Um diese ausrechnen zu können sind alle Werte durch das Modell gegeben. Lediglich die Federsteifigkeit k muss noch gesondert ausgerechnet werden. Dieses erfolgt mithilfe der Gleichung 3

$$M = k \cdot (\theta_A - \theta)$$

und der Betrachtung des zweiten Newtonschen Gesetzes während der Translation im Kopf

$$M - F_R \cdot R = 0.$$

Setzt man diese beiden Gleichungen in eine zusammen, kann man mit allen bekannten Größen die Federsteifigkeit k berechnen:

$$0 = k \cdot (\theta_A - \theta) - F_R \cdot R$$

$$k = \frac{F_R \cdot R}{(\theta_A - \theta)}$$

Für die Federsteifigkeit wird lediglich der maximale Winkel betrachtet, dieses bedeutet, $\theta = 0$. Laut der elektronischen Steuerung verläuft der Kraftschlag in einem Winkel von $\theta_A = 40^\circ$. Die Kraft F_R kann durch die Gleichung 2 beschrieben werden. Hierbei ist jedoch die Beschleunigung $a = 0$, daher bleibt nur noch: $F_R = m_2 \cdot g$ wobei hier die maximale externe Masse mit 130 g genommen wird. Mit dem Radius $R = 0,05$ m kann die Federsteifigkeit k berechnet werden.

Mit den weiteren gegebenen Größen von $m_1 = 0,1$ kg und $\Delta t = 0,001$ s sind alle Werte gegeben, um die Startbeschleunigung berechnen zu können. Die weiteren Werte für die Position, Geschwindigkeit und Beschleunigung können leicht mittels Excel berechnet werden.

Für alle untersuchten Massen m_2 (0 g bis 130 g) wurde anschließend der Bewegungsverlauf der Position $x(t)$ numerisch simuliert. Das Ergebnis ist in **Abbildung 31** dargestellt.

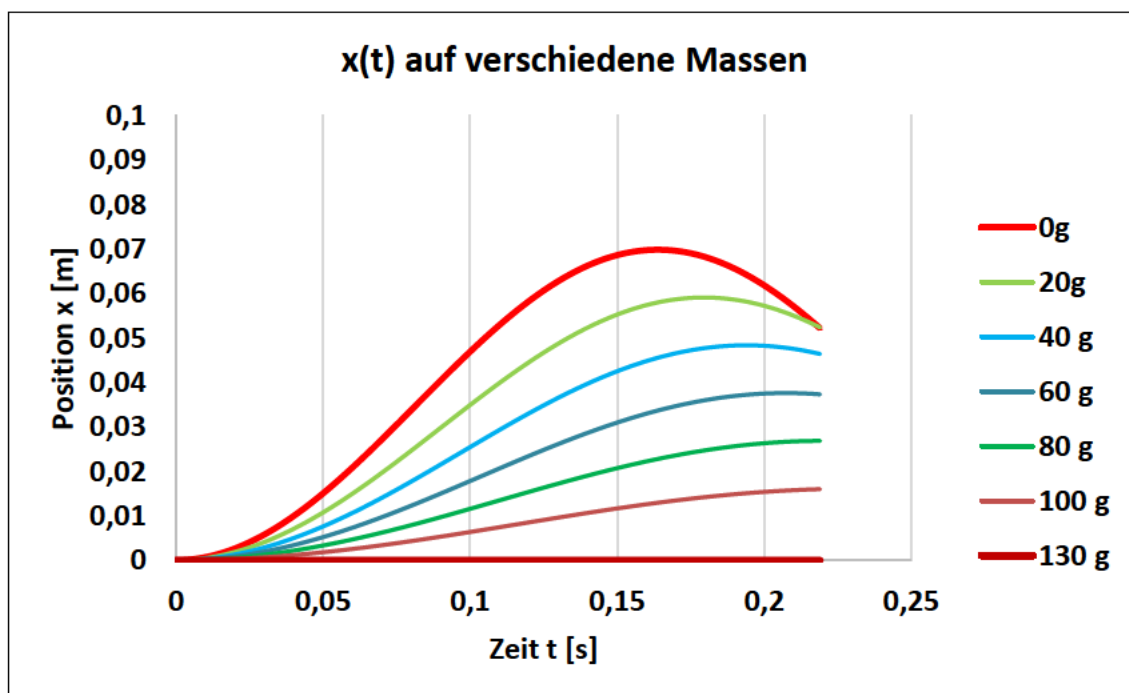


Abbildung 31: Bewegungsverlauf der Position $x(t)$ über die untersuchten Massen
 Quelle: Eigene Darstellung

Die Kurven zeigen, je kleiner die Massen, desto mehr Strecke kann während des Kraftschlages zurückgelegt werden. Mit zunehmender Masse wird die Bewegung flacher und langsamer.

Zusätzlich wurde auf Grundlage der simulierten Daten eine Kraft-Geschwindigkeits-Kurve erstellt, die den Zusammenhang zwischen externer Masse und maximal erreichter Geschwindigkeit zeigt. Diese ist in **Abbildung 32** dargestellt.

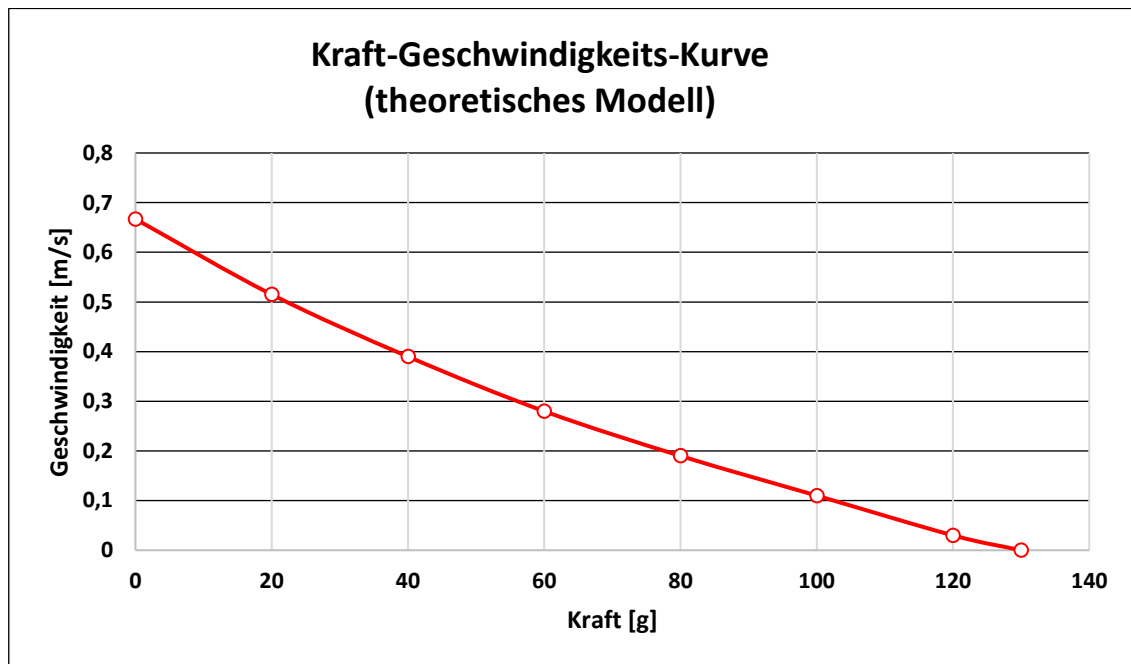


Abbildung 32: Theoretische Kraft-Geschwindigkeits-Kurve
basierend auf der numerischen Simulation gemäß Abschnitt 5.1.2
Quelle: Eigene Darstellung

Die resultierende Kurve ähnelt dem typischen Verlauf der klassischen Hill-Kurve (vgl. Kapitel 2.3). Bei geringer Belastung erreicht das System hohe Geschwindigkeiten, mit zunehmender Masse nimmt die Geschwindigkeit sichtbar ab und nähert sich dem Nullpunkt, welcher die isometrische Muskelkontraktion zeigt.

In Kapitel 5.2 wird eine experimentelle Kraftmessung am physikalischen Modell durchgeführt, um zu überprüfen, ob das Modell nicht nur theoretisch, sondern auch praktisch diesen charakteristischen Verlauf widerspiegeln kann.

5.2. Experimentelle Kräfteanalyse durch Messungen am physikalischen Modell

Am 12. Juni 2025 wurden mit dem entwickelten Muskelmodell Messungen durchgeführt, um herauszufinden, wie sich verschiedene Gewichte auf die Bewegung des Modells auswirken. Inspiriert vom klassischen Hill-Experiment beschränkten sich die Messungen

auf die konzentrische Kontraktionsphase. Die Messdaten sollen später dabei helfen zu beurteilen, ob sich das gebaute Modell ähnlich verhält wie ein echter Muskel.

5.2.1. Messaufbau und Durchführung

Zur quantitativen Erfassung der mechanischen Leistung des Modells wurde ein einfacher, aber effektiver Versuchsaufbau zur Weg-Zeit-Messung realisiert. Ziel war es, durch Variation der angehängten Last die Reaktionsweise des Modells während der konzentrischen Kontraktion zu analysieren.

Für die Durchführung der Messung wurde das bestehende Kontraktionsmodell geringfügig erweitert. Über dem beweglichen Aktinmolekül wurde ein Zollstock fest installiert, der als Skala für die Wegmessung dient. Zusätzlich erhielt das Aktin eine farbige Markierung als optischer Messpunkt. Diese Konstellation ermöglichte eine genaue Erfassung der Weglänge während des Kraftschlages. Ein Smartphone wurde so vor dem Modell positioniert, dass sowohl die Markierung als auch der Zollstock im Bild zu sehen waren (siehe **Abbildung 33**).

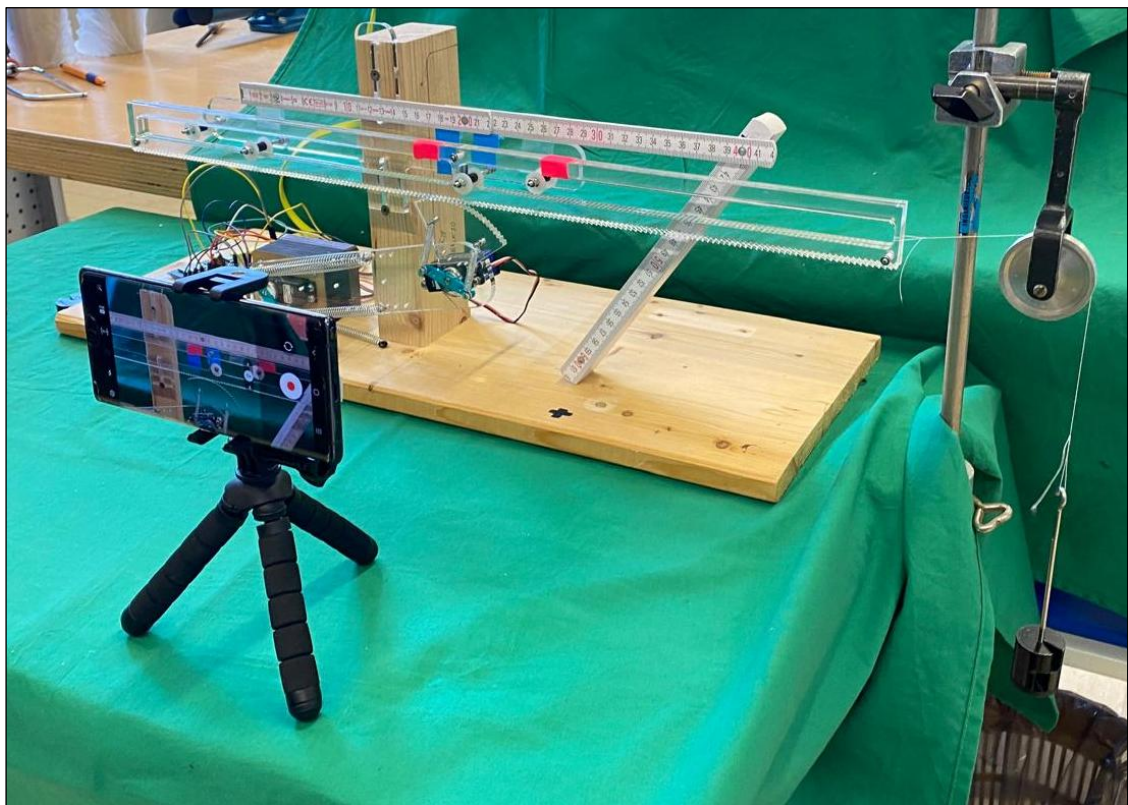


Abbildung 33: Messaufbau zur Weg-Zeit-Erfassung

Der Zollstock dient als feste Skala, die Markierung am Aktin zeigt die Bewegung während des Kraftschlages. Die Videoaufnahme erfolgte wie abgebildet per Smartphone.

Quelle: Prof. Nicholas Bishop, 2025

Zur Bestimmung der Bewegungsdauer wurde jede Messung per Smartphone aufgezeichnet. Hierzu kam die App „*Seconds Count*“ zum Einsatz, welche die Aufnahme im Millisekunden-Bereich dokumentiert.

Die eigentliche Durchführung folgte einem klaren Aufbau: Für jede Versuchsreihe wurde ein Gewicht aus der gewählten Reihe (0 g bis 140 g) an das Aktinmolekül gehängt. Anschließend wurde die Videoaufnahme gestartet. Durch Drücken des Tasters wurde dann der Kraftschlag des Myosinkopfes ausgelöst. Sobald die Bewegung abgeschlossen war, wurde die Aufnahme gestoppt und das Kontraktionsmodell kehrte in den Ausgangszustand zurück.

Insgesamt wurden drei vollständige Versuchsdurchläufe durchgeführt. Jede Laststufe (in der Regel in 20 g Schritten) wurde dreimal wiederholt, um Wiederholbarkeit und Vergleichbarkeit der Messdaten zu gewährleisten. Die maximal geprüfte Last betrug 140g, wobei sich bei Lasten ab etwa 130 g ein isometrisches Verhalten einstellte, also keine sichtbare Bewegung mehr erfolgte. Die einzige Ausnahme war der zweite Durchlauf, bei dem die Versuche mit 120 g endeten.

Die Auswertung erfolgte anhand der Videoaufnahmen. Dabei wurde die Verschiebung der farbigen Markierung auf dem Aktinmolekül im Verhältnis zur Zollstockskala ausgewertet. Die Zeitdauer vom Beginn bis zum Ende des Kraftschlages wurde dabei manuell bestimmt, sodass für jede Lastenstufe sowohl Weg als auch Zeit vorlagen. Die gewonnenen Ergebnisse werden im nächsten Kapitel 5.2.2 vorgestellt.

5.2.2. Messergebnisse der Weg-Zeit-Messung bei variabler Last

Im Anschluss an die in Kapitel 5.2.1 beschriebenen Versuchsreihen wurden die aufgezeichneten Videoaufnahmen analysiert. Die Auswertung der durchgeführten Messreihen erlaubte eine differenzierte Betrachtung des Verhaltens des Kontraktionsmodells bei unterschiedlichen angehängten Massen. Grundlage der Analyse waren die drei Versuchsdurchläufe mit insgesamt bis zu 9 Laststufen (0 g bis 140 g, i.d.R. in 20 g Schritten). Die Messdaten aus den drei Messdurchläufen wurden für jede verwendete Masse systematisch ausgewertet.

Alle Messungen (drei Durchläufe pro Masse) wurden in denselben Zeitabschnitten betrachtet. Die Rohdaten der Auswertung aller drei Versuchsreihen sind in Anhang A5.1.1 zu finden, eine Zusammenfassung für jede getestete Masse in Anhang A5.1.2. Aus den drei Werten der drei Versuchsreihen pro Masse wurde ein Mittelwert für den jeweiligen

Zeitpunkt des Kraftschlages berechnet. Die entsprechenden Werte sind in **Tabelle 4** aufgeführt.

Zeit [ms]	Mittelwerte der Strecke [cm]								
	0g	20g	40g	60g	80g	100g	120g	130g	140g
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
50	0,17	0,3	0,27	0,3	0,23	0,12	0,17	0	0
100	0,47	0,67	0,63	0,67	0,43	0,35	0,37	0	0
150	1,93	2,07	1,93	2,1	1,3	1,05	0,97	0	0
200	2,95	3	2,87	3	2	1,58	1,4	0	0
250	5	4,93	4,83	5	3,93	3,05	2,43	0	0
300	5,68	5,57	5,6	5,75	4,73	3,82	3	0	0

Tabelle 4: Mittlere Strecke in Abhängigkeit der Zeit für unterschiedliche angehängte Massen (0-140 g)
Werte basieren auf bis zu drei Messreihen pro Masse ($n=3$). Einträge mit „0“ kennzeichnen Zeitpunkte ohne gemessene Bewegung.

Die in **Tabelle 4** aufgeführten Werte sind das zentrale Ergebnis der Weg-Zeit-Messung und zeigen bei einer Kurvendarstellung einen typischen Strecke-zu-Zeit-Verlauf mit der Kurve $s(t)$. Diese Mittelwertkurve und ihre berechnete Standardabweichung wurden anschließend gegenübergestellt, um systematische Unterschiede im Bewegungsablauf in Abhängigkeit von der angehängten Masse zu identifizieren (siehe **Abbildung 34**).

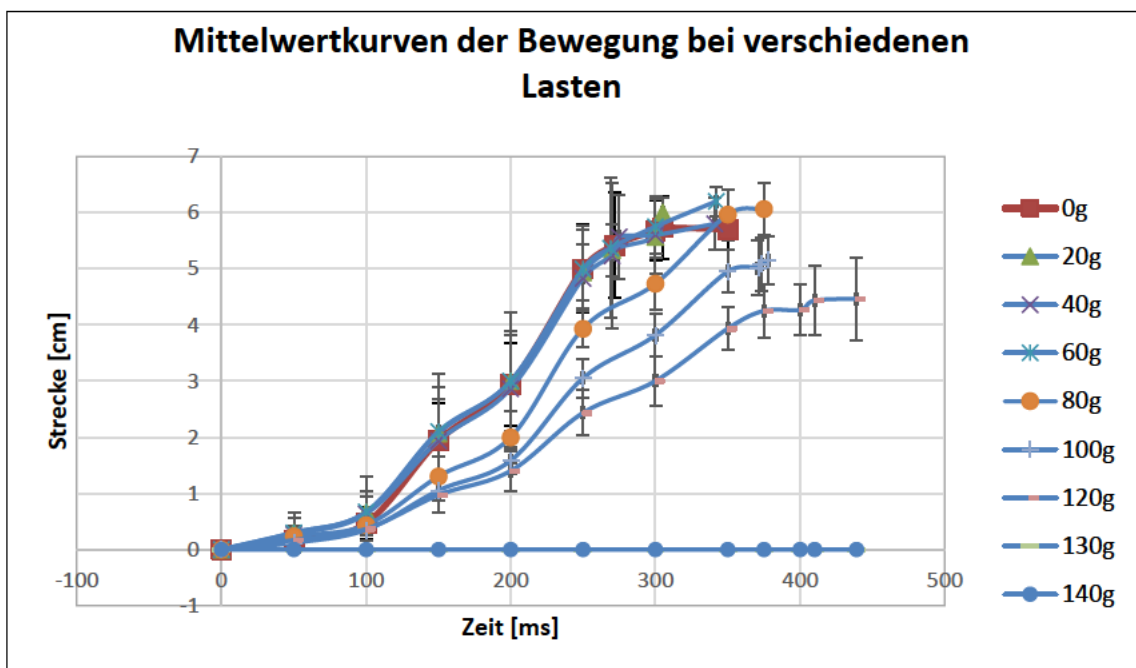


Abbildung 34: Mittelwertkurven der Bewegung bei verschiedenen Lasten
Darstellung der normierten Mittelwerte der Strecke $s(t)$ für jede Last ($n=3$), 0-140 g
Quelle: Eigene Darstellung

Die in **Abbildung 34** dargestellten mittleren Bewegungsverläufe der neun unterschiedlichen Massen, zeigen eine Besonderheit. Bis einschließlich 60 g sind die

Kurven in weiten Teilen nahezu deckungsgleich. Unterschiede zeigen sich erst geringfügig gegen Ende der Bewegung. Dieser enge Kurvenverlauf spricht für eine hohe Reproduzierbarkeit des Modells bei niedrigen Lasten. Der qualitative Verlauf der Kurven erinnert dabei stark an die typischen $s(t)$ -Verläufe aus der Muskelphysiologie, die oft als S-Kurven beschrieben werden.

Der erste Abschnitt zeigt eine stetig zunehmende Steigung (Beschleunigungsphase), gefolgt von einem nahezu linearen Abschnitt (konstante Geschwindigkeit), bevor sich die Kurve abflacht (Abbremsen bzw. negative Beschleunigung). **Abbildung 35** zeigt diesen Verlauf exemplarisch mit den typischen Bewegungsphasen.

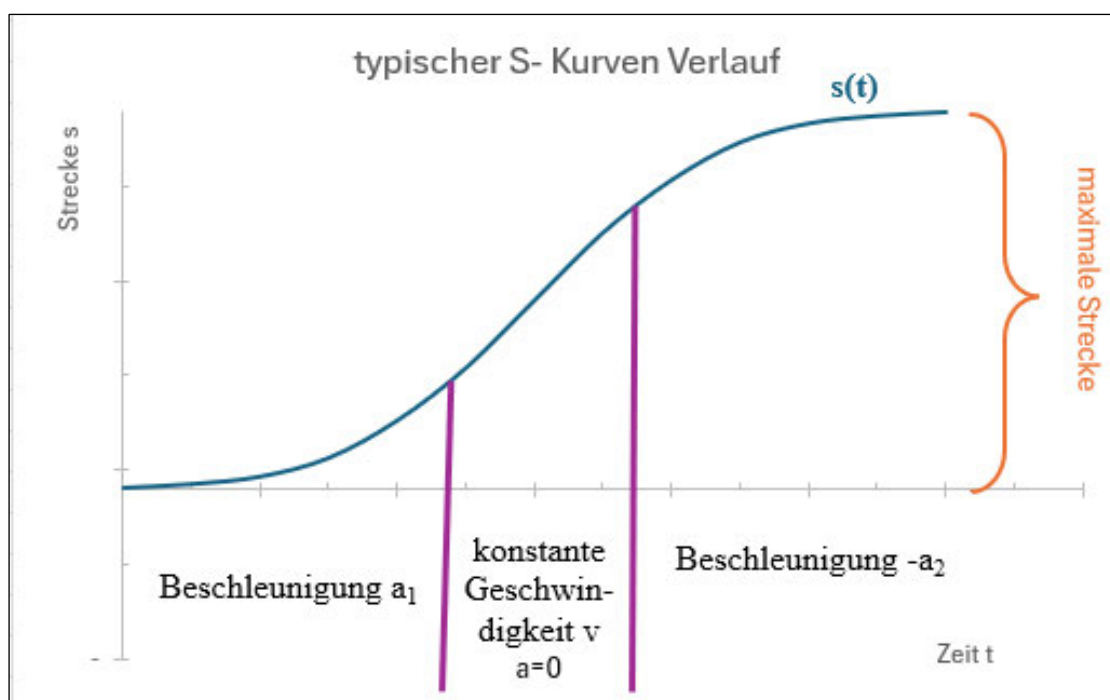


Abbildung 35: charakteristischer S-Kurvenverlauf aus der Muskelphysiologie

Typischer Bewegungsverlauf des Kontraktionsverlaufs in Form einer idealisierten $s(t)$ -Kurve. Die Bewegung gliedert sich in drei Phasen: eine ansteigende Beschleunigung (a_1), eine Phase mit nahezu konstanter Geschwindigkeit ($a=0$) und eine abschwächende Bewegung mit negativer Beschleunigung ($-a_2$).

Quelle: Eigene Darstellung

Der in **Abbildung 35** abgebildete charakteristische Verlauf der S-Kurve war bei nahezu allen getesteten Massen beobachtbar, sofern noch eine konzentrische Bewegung möglich war. Bei 130 g kehrte erstmals ein isometrisches Verhalten ein, bei dem keine nennenswerte Bewegung mehr stattfand.

Für jede Masse wurde zusätzlich bestimmt, zu welchem Zeitpunkt der maximale Mittelwert der Strecke erreicht wurde. Aus diesen Werten ergaben sich drei weitere zentrale Kenngrößen, die maximale Strecke, die dafür benötigte Zeit sowie die daraus berechnete mittlere Geschwindigkeit ($v = \frac{s}{t}$), alle diese Werte sind in **Tabelle 5** zu finden.

Masse [g]	Maximale Mittlere Strecke [cm]	Zeitpunkt bei maximaler Strecke [ms]	Mittlere Geschwindigkeit [cm/ms]	Standardabweichung der Strecke [cm]
0	5,733	305	0,0188	0,55076
20	6	305	0,0197	0,26458
40	5,8	341	0,01701	0,45826
60	6,2	342	0,0181	0,26458
80	6,067	375	0,0162	0,4619
100	5,15	378	0,0136	0,4272
120	4,467	439	0,01017	0,73711
130	-		-	-
140	-		-	-

Tabelle 5: Maximale mittlere Strecke, zugehöriger Zeitpunkt, berechnete mittlere Geschwindigkeit sowie Standardabweichung für jede getestete Masse (0-140 g)

Die Geschwindigkeit wurde über $v = \frac{s_{max}}{t_{max}}$ berechnet. Einträge mit „-“ bei 130 g und 140 g deuten auf isometrisches Verhalten ohne nennenswerte Bewegung hin.

Diese Messwerte bildeten die Grundlage für die nachfolgende grafische Darstellung in Form der Abbildungen **Abbildung 36** bis **Abbildung 38**.

In **Abbildung 36** ist dargestellt, welche maximale Strecke das Modell für jede Masse im Durchschnitt erreichen konnte.

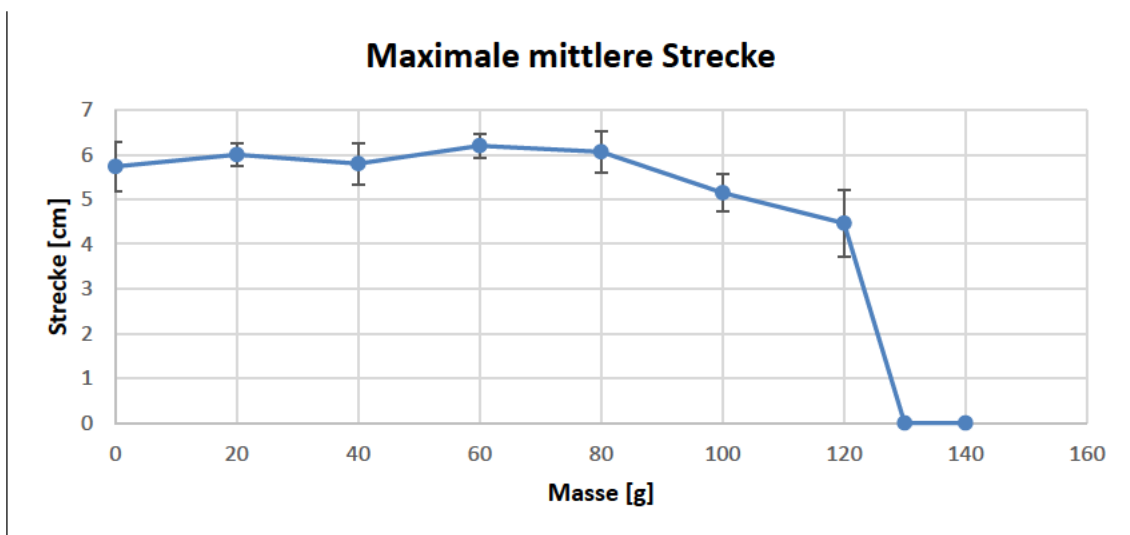


Abbildung 36: Maximale mittlere Strecke in Abhängigkeit der angehängten Masse

Höchster Mittelwert der gemessenen Strecke je Masse mit Fehlerbalken zur Darstellung der Standardabweichung

Quelle: Eigene Darstellung

Mit zunehmender Last ist in **Abbildung 36** ein deutlicher Rückgang der maximalen Strecke zu erkennen. Während bei niedrigen Massen noch nahezu identische Streckenlängen erreicht wurden, sinken diese Werte bei hohen Lasten sichtbar ab. Diese

Tendenz verdeutlicht, dass das Modell mit zunehmender Belastung weniger Wegstrecke zurücklegen kann. Die Standardabweichungen bleiben dabei relativ gering, ein Hinweis auf eine robuste Datenbasis.

Ergänzend dazu zeigt **Abbildung 37** wie viel Zeit im Durchschnitt benötigt wurde, um die jeweils maximale mittlere Strecke zu erreichen.

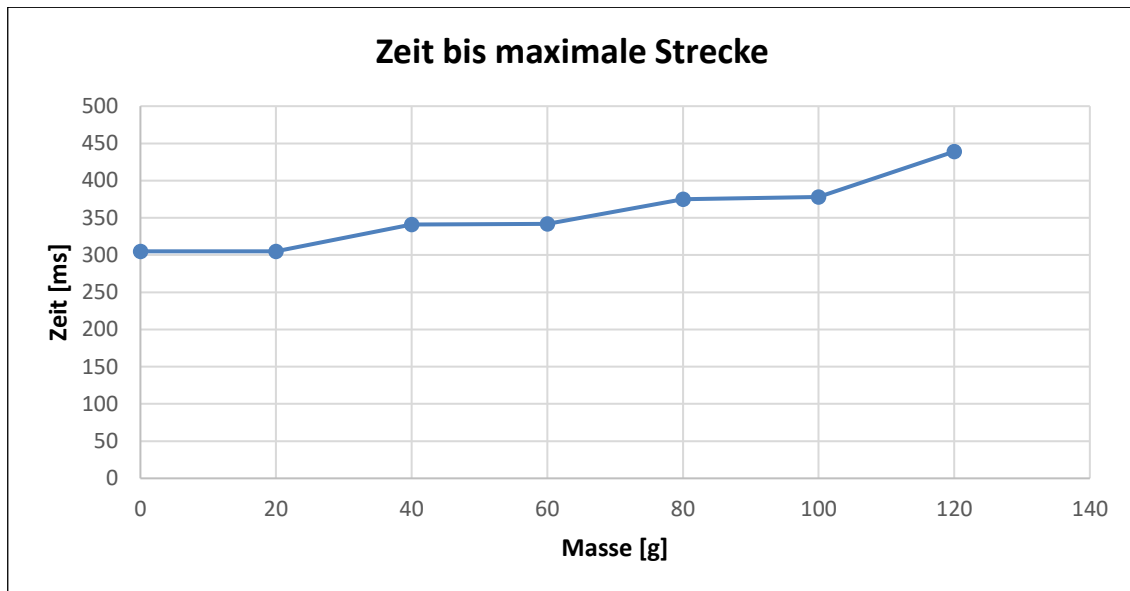


Abbildung 37: Zeit bis zum Erreichen der maximalen mittleren Strecke

Dauer je Masse bis zum Streckenmaximum

Quelle: Eigene Darstellung

Es lässt sich klar erkennen, dass der Zeitpunkt des Erreichens des maximalen Streckenwertes mit zunehmender Masse ansteigt. Dieses ist ein Hinweis darauf, dass der Kraftschlag bei höheren Lasten spürbar langsamer verläuft.

Auf Basis dieser beiden Messgrößen – Strecke und Zeit – wurde abschließend die mittlere Geschwindigkeit berechnet. Dazu wurde die maximale mittlere Strecke durch die dafür benötigte Zeit dividiert. Das Ergebnis ist in **Abbildung 38** dargestellt.

Erwartungsgemäß nimmt die mittlere Geschwindigkeit mit zunehmender Last kontinuierlich ab, was sowohl die zeitliche Verlängerung des Kraftschlages als auch die verringerte Bewegungslänge bei steigender Masse reflektiert.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse eine klare Lastabhängigkeit der Bewegung. Sowohl Strecke als auch Geschwindigkeit nehmen mit steigender Masse ab, während sich die benötigte Zeit bis zum Bewegungsende erhöht. Die hohe Wiederholbarkeit der Bewegungsverläufe bei kleinen Lasten spricht für die Zuverlässigkeit des Modells in jenen Bereichen, in denen tatsächlich Bewegung realisiert wird.

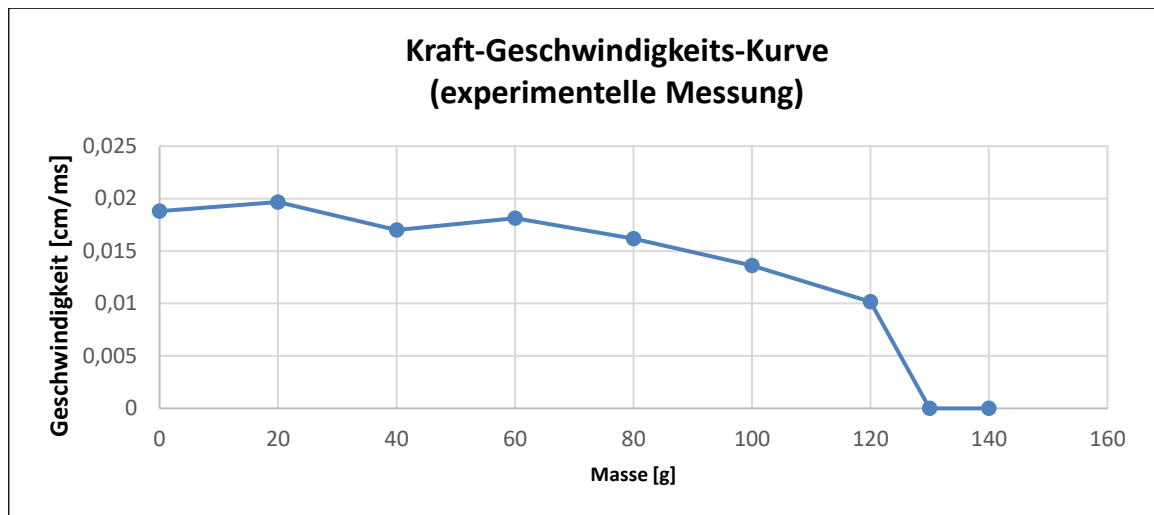


Abbildung 38: Experimentelle Kraft-Geschwindigkeits-Kurve in Abhängigkeit der Masse

Berechnete mittlere Geschwindigkeit auf Basis des maximalen Mittelwerts der Strecke und der benötigten Zeit

Quelle: Eigene Darstellung

Die charakteristischen $s(t)$ -Verläufe liefern somit eine wertvolle Grundlage für die anschließende Analyse. Im nächsten Kapitel werden die hier gewonnenen Ergebnisse weitergehend interpretiert und in Beziehung zum klassischen Modell von Hill gesetzt.

5.2.3. Analyse und Diskussion

Die in Kapitel 5.2.2 vorgestellten Messergebnisse zeigen deutlich, dass das mechanische Modell das Verhalten eines biologischen Muskels in mehreren wesentlichen Punkten erstaunlich realitätsnah abbildet. Besonders im Bereich kleiner Lasten zeichnen sich die Kurven der mittleren Strecke über die Zeit durch eine auffallend hohe Reproduzierbarkeit und eine typische $s(t)$ -Verlaufsform aus (siehe **Abbildung 34**, Kapitel 5.2.2). Diese S-Form, mit einem beschleunigenden Anstieg, einem nahezu linearen Mittelteil und einer deutlich abgeflachten Phase am Ende, ist in der Muskelphysiologie ein charakteristisches Merkmal für konzentrische Muskelkontraktionen (vgl. **Abbildung 35**, Kapitel 5.2.2). Genau diese Struktur bildet auch das physikalische Kontraktionsmodell nach, was für eine biomechanische plausible Umsetzung spricht.

Die maximale mittlere Strecke, die das Aktinmolekül bei jeder Last zurücklegen konnte, zeigt klar einen lastabhängigen Verlauf (siehe **Abbildung 36**, Kapitel 5.2.2). Während bei geringen Massen von 0 g bis 60 g noch nahezu identische Strecken erreicht werden, sinkt dieser Wert bei zunehmender Masse kontinuierlich ab. Dieser Befund entspricht dem Verhalten eines echten Muskels unter Last und deckt sich mit Hills Beobachtung, dass die Fähigkeit zur Verkürzung bei steigender Kraftbelastung abnimmt. Auch die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Strecke verlängert sich mit steigender Masse (siehe

Abbildung 37, Kapitel 5.2.2). Das bedeutet, dass schwerere Lasten nicht nur zu geringerer Bewegung führen, sondern auch mehr Zeit zur Durchführung eines Kraftschlags benötigen, ein klares Indiz für die abnehmende Geschwindigkeit der Kontraktion. Diese Entwicklung lässt sich in **Abbildung 38** (Kapitel 5.2.2) nochmals quantitativ nachvollziehen, in der die mittlere Geschwindigkeit für jede Masse darstellt. Besonders bemerkenswert ist dabei die enge Parallele zur klassischen Hill-Kurve (vgl. **Abbildung 10**, Kapitel 3.4.2), welche ebenfalls einen nicht-linearen Zusammenhang zwischen Kraft (bzw. Last) und Geschwindigkeit beschreibt.

Die theoretische Kraft-Geschwindigkeits-Kurve (siehe **Abbildung 32**, Kapitel 5.2.3) zeigt eine klare, hyperbolische Abnahme der Geschwindigkeit mit steigender Kraft, wie sie auch im klassischen Hill-Modell beschrieben wird (vgl. **Abbildung 10**, Kapitel 3.4.2). Die experimentelle ermittelte Kurve (siehe **Abbildung 38**, Kapitel 5.2.2) folgt diesem grundlegenden Trend zwar, weist jedoch deutlich stärkere Schwankungen und allgemein niedrigere Geschwindigkeitswerte auf. Diese Unterschiede können verschiedene Ursachen haben, zum Beispiel Messungenauigkeiten, biomechanische Einflüsse oder die vereinfachten Bedingungen des Versuchsaufbaus. Zudem ist zu beachten, dass Hill seine Daten an einem gesamten Muskel erfasst hat, während die Messungen im entwickelten physikalischen Modell an nur einem Myosinmolekül durchgeführt wurden. Das erklärt wahrscheinlich, warum die gemessenen Geschwindigkeiten geringer ausfallen und mehr Variabilität zeigen.

Trotz dieser Unterschiede bestätigen beide Kurven den wichtigen, inversen Zusammenhang zwischen aufgebrachter Kraft und Verkürzungsgeschwindigkeit: Die maximale Geschwindigkeit wird nur bei keiner Last erreicht, während die maximale Kraft die Bewegung komplett stoppt (isometrische Kontraktion). Insgesamt ist die experimentelle Kurve qualitativ mit dem theoretischen Modell nach Hill vereinbar, auch wenn die realen Messwerte durch experimentelle Bedingungen und das vereinfachte Modell beeinflusst werden. Das macht die Unterschiede verständlich und zeigt gleichzeitig, dass das physikalische Modell zentrale biomechanische Prinzipien gut abbildet.

Zusätzlich zur Bewegung selbst wurde eine energetische Betrachtung durchgeführt. Dabei wurde berechnet, welche mechanische Arbeit und Leistung durch den Servomotor beim Kraftschlag umgesetzt wird. Grundlage hierfür waren die im Datenblatt angegebenen Stellkräfte bei 4,8 V (16,5 kg·cm) und bei 6 V (21,8 kg·cm) für den verwendeten Servomotor vom Typ AMX Racing DC5821 (AMX Racing). Durch lineare

Interpolation wurde für die verwendeten 5 V eine Stellkraft von 17,38 kg·cm ermittelt. Dieses entspricht einem Drehmoment von 1,7 Nm. Der Kraftschlag umfasst einen Winkel von 40 ° (0,698 rad).

Daraus ergibt sich die Berechnung für die Arbeit während des Kraftschlages mit:

$$W = M \cdot \theta = 1,7 \text{ Nm} \cdot 0,696 \text{ rad} \approx 1,19 \text{ J}$$

(W : Arbeit, M : Drehmoment, θ : Rotationswinkel in Bogenmaß)

Die Bewegung des Kraftschlages dauert laut programmiertem Code etwa 0,1 s, damit ergibt sich die folgende Leistung während des Kraftschlags:

$$P = \frac{W}{t} = \frac{1,19 \text{ J}}{0,1 \text{ s}} = 11,9 \text{ W}$$

(P : Leistung, W : Arbeit, t : benötigte Zeit)

Der vollständige Rechenweg ist im Anhang A5.2 dokumentiert.

Um diese Werte in einen physiologischen Kontext zu setzen, hilft der Vergleich mit Muskelwerten aus der Literatur. Je nach Muskelfasertyp können biologische Muskeln spezifische Leistungen von etwa 400-1200 W/kg erreichen (Yamada, 2016). Das Modell erzielt rund 11,9 W bei einem angenommenen Modellgewicht von etwa 100 g, bezogen auf die rotatorisch aktiven Modellteile (bestehend aus Servomotor Kopf, Myosinkopf auf Acryl, Federn und Montagematerial), hochgerechnet also etwa 119 W/kg. Dieses ist ein bemerkenswerter Wert für ein einzelnes, technisch nachgebautes Myosinmolekül. Zu beachten ist dabei, dass im Gegensatz zum biologischen Muskel, bei dem zehntausende Myosinköpfe gleichzeitig und koordiniert arbeiten, basiert das gebaute Modell auf einem einzigen beweglichen Element, das den Kraftschlag ausführt. Dass sich dennoch ein vergleichbarer Leistungsbereich ergibt, zeigt, wie gut das Modell zentrale Aspekte der molekularen Muskelmechanik – auch in stark vereinfachter Form – auf greifbare Weise nachbilden kann.

Auch in Bezug auf die Kontraktionsarten lässt sich das Modell einordnen. Die Geschwindigkeit bei 130 g nähert sich nahezu null, was einem Übergang zur isometrischen Kontraktion entspricht. In der erweiterten Darstellung der klassischen Hill-Kurve mit den Kontraktionsformen (vgl. **Abbildung 10**, Kapitel 3.4.2) wird dieser Übergang sichtbar. Eine mögliche Darstellung exzentrischer Kontraktionen konnte im aktuellen Versuchsaufbau nicht beobachtet werden, wird jedoch im Ausblick (Kapitel 6) diskutiert.

Insgesamt zeigt die Analyse: Das physikalische Modell verhält sich in zentralen Punkten sehr ähnlich zu echtem quergestreiftem Muskelgewebe. Die Bewegungskurve spiegelt

die typische S-Form wider, der Übergang von konzentrischer zu isometrischer Kontraktion ist sichtbar, die Geschwindigkeitsabnahme bei steigender Last erfolgt dem Hillschen Muster, und selbst die energetischen Größenordnungen bewegen sich in einem plausiblen Rahmen. Damit ist das Modell ein gelungenes Werkzeug zur Veranschaulichung molekularer Muskelmechanik auf makroskopischer Ebene.

Die in diesem Kapitel gewonnen Erkenntnisse bilden die Grundlage für die abschließende Bewertung der Anforderungserfüllung in Kapitel 5.3, in dem untersucht wird, inwiefern das Modell den anfangs formulierten Erwartungen an Funktion, Stabilität und Realitätsnähe gerecht wird.

5.3. Bewertung der Anforderungen an die Kräftebetrachtung

Im Verlauf der Kräfteanalyse wurde das physikalische Modell gezielt auf die in Kapitel 3.6 formulierten Anforderungen **A3** und **A4** hin untersucht. Ziel war es, die wirkenden Kräfte im Modell sichtbar zu machen und das Modellverhalten unter externer Belastung nachvollziehbar darzustellen.

Die technische Umsetzung des Kraftschlags ermöglichte die Darstellung zentraler mechanischer Größen wie Zugkraft, Haltekraft und Drehmoment. Diese Kräfte konnten sowohl theoretisch analysiert als auch qualitativ beschrieben werden. Damit ist Anforderung **A3 erfüllt**.

Darüber hinaus ließ sich die Reaktion des Modells auf äußere Lasten in Form experimenteller Versuchsreihen abbilden. In Übereinstimmung mit der klassischen Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung nach Hill zeigte das entwickelte physikalische Modell bei zunehmender Belastung eine deutliche Verlangsamung der Bewegung sowie eine Verkürzung der Bewegungsstrecke. Dadurch gilt auch Anforderung **A4 als erfüllt**.

Durch die erfolgreiche Umsetzung beider Anforderungen kann das Modell gezielt zur Veranschaulichung und Untersuchung muskulärer Kraftverhältnisse eingesetzt werden. Im nachfolgenden Kapitel folgt eine abschließende Zusammenfassung des entwickelten physikalischen Modells sowie ein Ausblick auf mögliche Erweiterungen.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Dieses abschließende Kapitel fasst die zentralen Ergebnisse der Entwicklung des physikalischen Modells zusammen und beantwortet die zuvor formulierten Forschungsfragen auf Grundlage der gewonnenen Erkenntnisse. Neben einer kritischen Reflexion des Gesamtprozesses werden auch mögliche Perspektiven und Ansätze zur Weiterentwicklung des in dieser Arbeit entwickelten Modells beschrieben.

6.1. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein physikalisches Kontraktionsmodell entwickelt, das zentrale Abläufe der Muskelkontraktion, insbesondere den Querbrückenzyklus, mechanisch veranschaulicht. Der Zyklus wurde auf seine vier charakteristischen Bewegungsphasen reduziert: **Andocken**, **Kraftschlag**, **Lösen** und **Rückstellung**. Diese wurden funktional umgesetzt und durch eine elektronische Steuerung dynamisch visualisiert.

Während der Entwicklungsphasen entstanden verschiedene Modellvarianten, von denen die finale Version sowohl funktional als auch didaktisch überzeugte. Die Konstruktion erlaubt einen mobilen, langlebigen Einsatz als Ausstellungsstück. Die gewählte Material- und Bauteilauswahl erwies sich dabei als besonders robust und praktikabel.

Die zentrale Erkenntnis ergab sich in der Kräfteanalyse: Die experimentell ermittelten Geschwindigkeitsverläufe zeigten deutliche Parallelen zur Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung nach Hill. Damit konnte das Modell aus wissenschaftlicher Perspektive überzeugen, als vereinfachtes, aber funktionales Abbild der biologischen Kraftentfaltung. Im Verlauf der Arbeit wurde zudem deutlich, dass das Modell nicht nur bekannte Abläufe veranschaulichen kann, sondern auch Raum für neue Perspektiven schafft. So entwickelte sich während des Entwicklungsprozesses die Frage:

Welche Fragen zur Muskelmechanik wurden bislang noch gar nicht gestellt?

Dieses ist das Potenzial physikalischer Modellierung. Sie regt zur Weiterentwicklung bestehender Konzepte an.

Die im Verlauf der Arbeit gewonnenen Erkenntnisse ermöglichen nicht nur eine abschließende Bewertung des Modells, sondern auch eine gezielte Rückbindung an die in Kapitel 3.5 formulierten Forschungsfragen. Im folgenden Abschnitt werden diese beantwortet.

6.2. Kritische Reflexion und offene Fragen

Das entwickelte physikalische Modell erfüllt sämtliche in Kapitel 3.6 formulierten Anforderungen (A1-A6). Bereits in Kapitel 4.4 wurde dargelegt, dass die Anforderungen an die mechanische Umsetzung des Querbrückenzyklus (A1), die Veranschaulichung physiologischer Kontraktionsarten (A2), die didaktische reduzierte Darstellung (A5) sowie die Eignung als Ausstellungsobjekt (A6) erfolgreich umgesetzt wurden. In Kapitel 5.3 wurde zusätzlich gezeigt, dass auch die Anforderungen an die Sichtbarmachung zentraler Kräfte (A3) und an die Reaktion des Systems auf externe Lasten (A4) erfüllt wurden. Damit lässt sich insgesamt festhalten, dass das physikalische Modell alle gesetzten Anforderungen in nachvollziehbarer Weise erfüllt.

Neben der Bewertung der Anforderungen stand die Beantwortung der in Kapitel 3.5 formulierten Forschungsfragen im Mittelpunkt dieser Arbeit. Diese wurden im Verlauf des Entwicklungsprozesses systematisch bearbeitet und können wie folgt beantwortet werden:

F1. *Welche mechanischen Kräfte wirken innerhalb eines einzelnen Querbrückenzyklus und wie lassen sich diese mithilfe eines physikalischen Modells sichtbar und nachvollziehbar machen?*

Die mechanischen Kräfte, die während eines Querbrückenzyklus wirken, konnten im physikalischen Modell anschaulich dargestellt werden. Die Drehmomente im Hals- und Kopfbereich wurden durch die Bewegung der verbauten Servomotoren sichtbar gemacht. Zusätzlich konnten Zugkräfte am Aktinfilament simuliert werden, indem variable Massen am beweglichen Aktin befestigt wurden. Durch die Auslösung des Kraftschlags konnte die Verschiebung des Aktinfilaments und damit die wirkende Zugkraft deutlich visualisiert werden.

F2. *Wie können die im Sarkomer wirkenden Kräfte, insbesondere Drehmomente, Haltekräfte und Zugkräfte, technisch dargestellt und simuliert werden?*

Die Umsetzung dieser Kräfte und Momente erfolgt durch eine gezielte Kombination aus mechanischer Konstruktion und elektronischer Steuerung. Die Servomotoren erzeugen gezielte Drehmomente, sichtbar in der Bewegung des Myosinkopfs. Auch die Haltekraft konnte überzeugend dargestellt werden. Zum einen über die Steuerungselektronik, zum anderen durch die mechanische Konstruktion des Zackenkopfs, der ein unbeabsichtigtes Zurückgleiten während des Andockens verhindert. Die Zugkraft am Aktinfilament wird

beim Auslösen eines Kraftschlags deutlich erkennbar. Sie entsteht durch die aktive Bewegung des Myosinkopfs gegen die äußere Last.

F3. *Welche mechanischen Voraussetzungen sind notwendig, um eine Bewegung im Modell zu erzeugen, die der tatsächlichen Bewegung im Muskel (Querbrückenzyklus) nahekommt?*

Für eine biologisch plausible Bewegung war es notwendig, nicht nur einen einzelnen Kraftschlag mechanisch darzustellen, sondern den vollständigen Anlauf des Querbrückenzyklus nachzubilden. Die im Modell angewandte elektronische Steuerung der beiden Servomotoren, jeweils für Hals und Kopf, ermöglicht eine kontrollierte Bewegung, die den biologischen Phasen nachempfunden ist: Andocken, Kraftschlag, Ablösung und Rückstellung. Durch diese gezielte Abfolge entsteht ein mechanischer Bewegungsablauf, der dem zyklischen Prinzip des natürlichen Muskels funktional sehr nahekommt.

F4. *Inwiefern können beobachtbare physiologische Phänomene wie die exzentrische Kraftentwicklung technisch übersetzt werden?*

Diese Forschungsfrage ließen sich zum aktuellen Stand der Arbeit lediglich theoretisch beantworten. Die exzentrische Kontraktion sollte durch eine ausreichend hohe angehängte Last am Modell technisch darstellbar sein. Eine praktische Umsetzung dieser Kontraktionsform wurde bei der experimentellen Messdurchführung am Modell jedoch nicht vorgenommen (vgl. Kapitel 5.2).

F5. *Welche Vereinfachungen sind zulässig, ohne das physiologische Prinzip zu verfälschen?*

Um das Prinzip der Muskelkontraktion verständlich darzustellen, reichte die Umsetzung nur eines einzelnen Myosinmoleküls und einer elektronischen Ansteuerung. Die biochemischen Details wie die Rolle von ATP oder Calcium waren für die mechanische Darstellung des Querbrückenzyklus nicht zwingend notwendig. Entscheidend war, dass die grundlegende Mechanik, das Andocken, der Kraftschlag, die Ablösung und die Rückstellung erhalten bleiben. Auch durch diese Vereinfachung konnte das physiologische Prinzip der Muskelarbeit technisch umgesetzt werden, ohne dabei die wesentlichen Abläufe zu verfälschen.

F6. *Welche Fragen zum Querbrückenzyklus lassen sich trotz intensiver Literaturrecherche nicht eindeutig beantwortet und wurden erst durch den Bau des Modells überhaupt sichtbar?*

Im Verlauf der Entwicklung des physikalischen Modells wurden einige Fragen aufgeworfen, die sich trotz intensiver Literaturrecherche nicht eindeutig beantworten ließen, oder erst durch die technische Umsetzung überhaupt sichtbar wurden. Diese offenen Punkte betreffen vor allem die mechanischen Details des Querbrückenzyklus:

- Erfolgt das Andocken zwischen Myosinkopf und Aktin durch ein mechanisches Drehmoment um die Bindungsstelle zwischen Hals und festem Myosinbereich, wie aktuell im Modell umgesetzt? Oder, herrscht zwischen Kopf und Aktin eher eine molekulare Anbindung, vergleichbar mit magnetischen Effekten?
- Wie groß sind die tatsächlichen Kräfte und Drehmomente im Bereich von Myosinhals und -kopf im realen Muskel? Die im Modell auftretenden Werte erscheinen vergleichsweise hoch, ist ein solcher Kraftausbau auch auf molekularer Ebene realistisch?
- Werden bei der Erregung eines Sarkomers tatsächlich alle Bindungsstellen gleichzeitig freigelegt, und falls ja, wodurch wird verhindert, dass alle Myosinköpfe gleichzeitig andocken? Wie entsteht also die in der Literatur oft beschriebene Asynchronität der Köpfe im Kraftschlag, obwohl die Voraussetzungen zeitgleich gegeben sind?
- Wenn die Kraftübertragung durch viele asynchron arbeitende Einheiten so effizient ist, warum findet dieses Prinzip bislang keine Anwendung in industriellen Systemen?

Diese Fragen verdeutlichen exemplarisch, dass das entwickelte Modell nicht nur ein technisches Ergebnis ist, sondern auch bislang unbeantwortete Forschungsfragen sichtbar macht. Man könnte berechtigt fragen, ob einige dieser Fragen überhaupt schon gezielt gestellt wurden.

Trotz der insgesamt überzeugenden Umsetzung offenbart das Modell auch Schwächen, die im Rahmen einer kritischen Reflexion benannt werden müssen. Eine wesentliche Einschränkung liegt in der derzeitigen Steuerung des Modells. Der Kraftschlag wird manuell über einen Taster ausgelöst, wodurch keine kontinuierliche Kontraktion, wie sie bei biologischer Dauererregung auftritt, dargestellt werden kann. Zudem wird die biochemische Steuerung des Querbrückenzyklus im entwickelten physikalischen

Kontraktionsmodell nicht dargestellt. Prozesse wie ATP-Bindung, Hydrolyse oder die Calciumfreisetzung durch die Erregung der Muskelzelle werden im aktuellen Modell nicht berücksichtigt.

Auch in der gestalterischen Umsetzung zeigen sich Optimierungspotenziale: Das gewählte Material (transparentes Acryl) erwies sich bei der fotografischen Dokumentation als problematisch. Die geringe Kontrastwirkung erschwert die visuelle Nachvollziehbarkeit einzelner Bauteile erheblich. Insbesondere bei der Darstellung der Bewegungsabläufe war es auf den Bildern mitunter schwierig, zentrale Elemente wie den Myosinkopf eindeutig zu erkennen.

Diese Kritikpunkte machen deutlich, dass das aktuelle Modell zwar funktional überzeugt, aber in bestimmten Aspekten noch technisch weiterentwickelt werden kann. Einige Ideen zu möglichen Optimierungen und Erweiterungen werden im folgenden Kapitel aufgegriffen.

6.3. Fazit und Ausblick für das Modell

Das in dieser Arbeit entwickelte physikalische Modell bildet eine funktionale Grundlage dar, um die Prinzipien der Muskelkontraktion technisch und visuell nachvollziehbar darzustellen.

Obwohl es bereits viele Merkmale der biologischen Vorlage überzeugend abbildet, zeigten sich im Verlauf der Umsetzung auch Potenziale für gezielte Weiterentwicklungen. Im Folgenden werden mögliche technische Ergänzungen und didaktische Erweiterungen vorgestellt, die das bestehende Modell sinnvoll vertiefen und erweitern könnten.

Ein nächster Schritt könnte die Umsetzung eines automatisierten Betriebs sein. Anstelle eines einzelnen Kraftschlags per Tastendruck könnte das Modell in einen Modus versetzt werden, bei dem Querbrückenzyklen kontinuierlich ablaufen, solange eine simulierte Erregung anliegt. So ließe sich die andauernde Aktivität eines Muskels unter Dauererregung besser darstellen.

Darüber hinaus könnte der biochemische Ablauf des Querbrückenzyklus visuell ergänzen, etwa durch den Einbau von LEDs, die den ATP-Verbrauch, die Hydrolyse und das Vorhandensein von Calcium anzeigen. Dadurch würden die molekularen Schritte des Zyklus parallel zur mechanischen Bewegung des Modells verdeutlicht und ein noch umfassenderes Verständnis fördern.

Auch eine mechanische Umsetzung des Troponin-Tropomyosin-Komplexes wäre denkbar. Durch einen Knopfdruck könnte eine Erregung symbolisiert werden. Eine LED zur Darstellung der Calciumbindung am Komplex könnte aufleuchten, woraufhin ein Mechanismus aktiviert werden könnte, der den Troponin-Tropomyosin-Komplex wegklappt. Die Bindungsstellen des Myosinkopfes am Aktin würden freigelegt. Dieses würde eine weitere biochemische Dimension in das Modell eingliedern.

Eine weitere Idee ist der Einbau von kleinen Tastern am Myosinkopf, die erkennen, in welche Richtung sich der Kopf bewegt. Je nach Position könnte so automatisch der nächste Schritt im Zyklus ausgelöst werden. Dieser Einbau wäre besonders sinnvoll bei der zuvor erwähnten Umsetzung eines automatisierten Betriebs kontinuierlicher Querbrückenzyklen. Sobald der Kopf seine maximale Auslenkung erreicht, wird ein Taster aktiviert, wodurch sich der Kopf vom Aktin löst. Ob und wie sich damit auch eine isometrische Kontraktion sinnvoll abbilden lassen, müsste jedoch noch konkret überlegt werden.

In der nächsten Ausbaustufe könnte das Modell um mehrere Myosinköpfe erweitert werden. Dabei sollte beachtet werden, dass die im Lehrbuch beschriebene Asynchronität simuliert wird. Dieses ist ein Phänomen, das in der Muskelphysiologie als zentrales Merkmal für gleichmäßige und kontrollierte Kraftentwicklung gilt. Ein praktischer Vorteil dabei ist die Materialwahl. Das verwendete Acryl kann mithilfe eines Lasercutters äußerst präzise und schnell zugeschnitten werden, was die serielle Herstellung mehrerer Myosinmoleküle stark vereinfacht. Dadurch wird eine modular erweiterbare Modellstruktur realistisch umsetzbar.

Zur besseren Darstellung der Bewegung innerhalb eines Sarkomers könnte zusätzlich eine Z-Scheibe am Ende des Aktinfilaments eingebaut werden. So ließe sich der zentrale Mechanismus der Sliding-Filament-Theorie visualisieren, das aktive Gleiten des Aktinfilaments entlang des fixierten Myosins.

Ein naheliegender nächster Schritt ist der Einsatz des Modells in Lehrveranstaltungen oder Ausstellungen. Aufgrund seiner robusten Konstruktion und der getesteten Belastbarkeit eignet es sich gut als dauerhaftes Demonstrationsobjekt, um komplexe Abläufe der Muskelphysiologie anschaulich und verständlich zu vermitteln.

Insgesamt zeigt sich, dass das entwickelte Modell nicht als fertiges Endprodukt zu verstehen ist. Es ist eine solide Grundlage, die erweitert, ergänzt und vertieft werden kann. Die Verbindung aus biologischer Inspiration und technischer Kreativität eröffnet ein breites Feld zukünftiger Möglichkeiten.

Abschließend lässt sich festhalten:

Was mit der Idee begann, den Kraftschlag eines einzelnen Myosinkopfes mechanisch nachzubilden, entwickelte sich im Laufe der Arbeit zu einem funktionalen, physikalischen Modell mit wissenschaftlichem Anspruch. Es macht biologische Prinzipien sichtbar, bildet unterschiedliche Kontraktionsarten ab und reagiert realistisch auf wechselnde Lastsituationen. Es zeigt, dass Muskelarbeit zumindest in ihren Grundzügen mechanisch darstellbar ist.

Gleichzeitig bleibt das Modell bewusst offen für Weiterentwicklungen. Es bildet keine abgeschlossene Lösung, sondern eine solide Grundlage für neue Ideen, technische Ergänzungen und didaktische Erweiterungen.

Vielleicht ist es genau diese Verbindung aus biologischer Faszination und technischer Neugier, die das Projekt so besonders macht. Denn am Ende steht weniger ein abgeschlossenes Produkt, sondern eine Einladung:

Was wäre, wenn man es noch genauer, noch realistischer, noch größer denkt?

Anhang

A1: Detaillierter molekularer Aufbau der Myofilamente Aktin und Myosin

Zu besseren Einordnung der im Hauptteil beschriebenen Modellierung bietet dieser Anhang eine vertiefte Darstellung des molekularen Aufbaus der kontraktile Filamente im Sarkomer. Insbesondere die Struktur und Funktion von Aktin, Myosin, Tropomyosin und dem Troponin-Komplex werden hier detailliert beschrieben, um die biologischen Grundlagen des Querbrückenzyklus nachvollziehbar zu machen. Die folgenden Informationen fassen zentrale Erkenntnisse aus Kapitel 2 zusammen und erweitern diese um spezifische Details der molekularen Organisation.

Das dünne Filament im Sarkomer der quergestreiften Skelettmuskulatur, das Aktinfilament, besteht primär aus den drei funktionell und strukturell eng aufeinander abgestimmten Komponenten Aktin, Tropomyosin und dem Troponin-Komplex. Die molekulare Architektur dieser Filamentstruktur spielt eine entscheidende Rolle für die Muskelkontraktion und die charakteristische Querstreifung des Muskels (Gerstorfer, 2004, S. 180; Wang et al., 2021).

Ein einzelnes Aktinmolekül, auch globuläres Aktin (G-Aktin) genannt, hat eine kugelförmige Struktur. Durch Polymerisation, also das Aneinanderlagern vieler G-Aktinmoleküle, entsteht ein fadenförmiges Polymer. Zwei solcher Aktinketten winden sich doppelhelikal umeinander und bilden das filamentöse F-Aktin, den zentralen Bestandteil der dünnen Filamente im Sarkomer (Wang et al., 2021).

Jedes G-Aktin-Molekül enthält eine Myosin-Bindungsstelle, die im Ruhezustand jedoch durch das aufliegende Tropomyosin blockiert ist. Tropomyosin ist ein langgestrecktes, fadenförmiges Protein aus etwa 284 Aminosäuren, das sich entlang der Rinne des F-Aktin-Helixfadens legt. Ein einzelnes Tropomyosinmolekül bedeckt dabei sieben G-Aktin-Untereinheiten (Gerstorfer, 2004, S. 180f; Horn, 2021, S. 756). Diese Zahl wurde auch durch moderne Strukturanalysen bestätigt (Wang et al., 2021; Zhao et al., 2025).

An Regelmäßigen Stellen, etwa alle 37 bis 40 nm, ist dem Tropomyosin der sogenannte Troponin-Komplex angelagert, der aus drei Untereinheiten besteht: Troponin T (TnT), das Tropomyosin bindet; Troponin I (TnI), das hemmend wirkt und die Myosinbindungen blockiert; sowie Troponin C (TnC), welches Calciumionen bindet und dadurch eine

Konformationsänderung des Komplexes auslöst (Gerstorfer, 2004, S. 183; Horn, 2021, S. 755; Wang et al., 2021).

Die Regulation der Muskelkontraktion erfolgt durch die Ca^{2+} -abhängige Verschiebung des Tropomyosins entlang des Aktinfilaments. In Anwesenheit von Calcium bindet Troponin C die Ionen und veranlasst dadurch eine Umlagerung des Tropomyosins, wodurch die zuvor verdeckten Myosin-Bindungsstellen auf Aktin freigegeben werden.

Die Myosinfilamente, auch als dicke Filamente bezeichnet, sind zentrale Bestandteile des Sarkomers und für die Muskelkontraktion essenziell. Sie befinden sich im Bereich der A-Bande und reichen in der Mitte des Sarkomers von der M-Linie aus beidseitig in Richtung Aktinfilamente hinein (Faller & Schünke, 1999, S. 91f). Die Myosinfilamente bestehen aus zahlreichen Myosin-Molekülen, die strukturell hochgeordnet zusammengesetzt sind. Je nach Quelle werden etwa 150 bis 300 Myosin-Moleküle pro Filament beschrieben (Czihak & Langer, 1996, S. 456; Horn, 2021, S. 755f).

Ein einzelnes Myosin-Molekül besteht aus sechs Polypeptidketten: zwei schweren Ketten (Heavy Chains) und vier leichten Ketten (Light Chains). Die schweren Ketten winden sich im unteren Teil des Moleküls superhelikal zu einem Schwanzteil zusammen und bilden über einen flexiblen Halsbereich das globuläre Kopfstück. An jedem Kopf sind eine essenzielle und eine regulatorische leichte Kette angelagert (Czihak & Langer, 1996, S. 456; Horn, 2021, S. 755f). Lehrbuchdarstellungen unterteilen die Ketten funktional grob in „Kopf“ und „Hals“ (Gerstorfer, 2004, S. 181).

Die Myosinköpfe sind für die mechanische Funktion des Sarkomers von zentraler Bedeutung. Sie enthalten sowohl eine Aktinbindungsstelle als auch eine ATPase-Domäne, welche die Energie für die zyklische Bewegung während der Muskelkontraktion liefert (Christen & Jaussi, 2005, S. 454; Horn, 2021, S. 755f). Diese Prozesse werden im Detail im Kapitel 3 erläutert.

Die Myosin-Moleküle sind innerhalb des Filaments bipolar und spiegelsymmetrisch angeordnet: In der Mitte des Filaments (H-Zone) liegen die Moleküle antiparallel und ohne Köpfchen, das ergibt eine zentrale, inaktive Zone von ca. 150 nm (Wang et al., 2021). In den äußeren Bereichen sind die Moleküle parallel ausgerichtet, wobei die Köpfe radial nach außen abstehen. Durch diese Orientierung sind sie jeweils auf die benachbarten Aktinfilamente im angrenzenden Sarkomer ausgerichtet (Christen & Jaussi, 2005, S. 454; Horn, 2021, S. 755f).

A2: Erste Modellideen

Im Oktober 2024 startete die Entwicklung des im Rahmen dieser Bachelorarbeit entwickelten physikalischen Kontraktionsmodells. Noch vor dem Bau eines konkreten Aufbaus wurden erste theoretische Überlegungen zur Funktionsweise und Umsetzung des physikalischen Modells angestellt. Einige dieser handschriftlichen Skizzen und Notizen sind im Folgenden dokumentiert.

Abbildung 39 zeigt erste Überlegungen zu Beginn der Projektentwicklung. Skizziert wurde ein grober Modellaufbau mit Überlegungen zu den dabei wirkenden Kräften.

In **Abbildung 40** ist eine zeichnerische Darstellung eines Querbrückenzyklus zu sehen, umgesetzt anhand eines Modellkonzepts mit sichtbaren Federn. Die sieben Einzelzeichnungen zeigen jeweils einen Schritt des Zyklus. Am Myosinkopf deuten kleine Punkte den möglichen Einsatz von LEDs an, die die ATP-Hydrolyse visualisieren sollen. In Zeichnung 1 ist außerdem ein gelb markierter Troponin-Tropomyosin-Komplex dargestellt. Die Zeichnung 1 und 7b zeigen den nicht erregten Zustand der Muskelzelle.

Abbildung 41 zeigt ein erstes Flussdiagramm. Bereits hier wurde die Idee eines anhängenden Gegengewichts integriert. Geplant war, die Position des Aktinsegments zu erfassen, um auf dieser Basis zu bestimmen, ob eine konzentrische (Verkürzung) und die exzentrische (Verlängerung) Kontraktion vorliegt. Die isometrische Kontraktion wurde in dieser frühen Version noch nicht berücksichtigt.

Abbildung 42 zeigt eine weiterentwickelte Fassung des Flussdiagramms, bei dem nun alle drei Kontraktionsarten - konzentrisch, isometrisch und exzentrisch - berücksichtigt sind. Der Bewegungsablauf des Myosinmoleküls sollte in dieser Version durch einen Schalter ausgelöst werden. Auch die Idee eines modellierten Tropomyosin-Komplexes wurde erneut aufgegriffen.

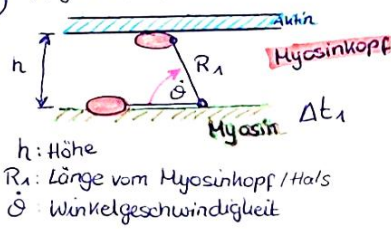
In **Abbildung 43 a-c** sind technische Zeichnungen zu den Auswirkungen verschiedener angehängter Gegengewichte dargestellt. **Abbildung 43a** zeigt die konzentrische Kontraktion, **Abbildung 43b** die isometrische und **Abbildung 43c** die exzentrische Kontraktion. Alle drei Zeichnungen zeigen dieselben vier Phasen des Querbrückenzyklus, um die Auswirkung der jeweiligen Kontraktionsart auf den Myosinkopf besser vergleichen zu können.

Die Skizzen stammen aus der Zeit zwischen Oktober und November 2024 und dokumentieren die ersten konzeptionellen Überlegungen zur Modellentwicklung.

1. Brainstorm Überlegung gemeinsam

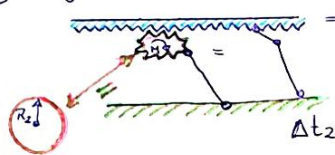
14.10.24

① → Myosinkopf geht hoch zum Aktin



Geschwindigkeit, bis Kopf Kontakt zu Aktin hat → 1

② → Myosinkopf deckt an Aktin an

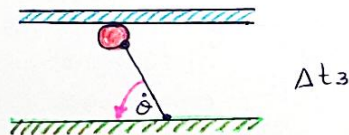


Impuls $\rightarrow$ Impuls: ΔT

⇒ wir gehen davon aus, es rutscht nicht am Aktin entlang! (→ wie ein Zahnrad)

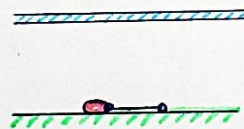
Kopf muss Kraft erzeugen zum Knicken
 → wir gehen von einem Drehmoment M aus!

③ → Myosinkopf klebt am Aktin

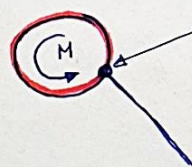


Myosinkopf geht nach unten und wird gerade

④ → Myosinkopf vom Aktin getrennt



Myosinkopf wird gerade



Kopf dreht sich um diesen Punkt

Abbildung 39: Skizze erster Überlegungen zur Modellstruktur und den wirkenden Kräften
 Quelle: Eigene Darstellung

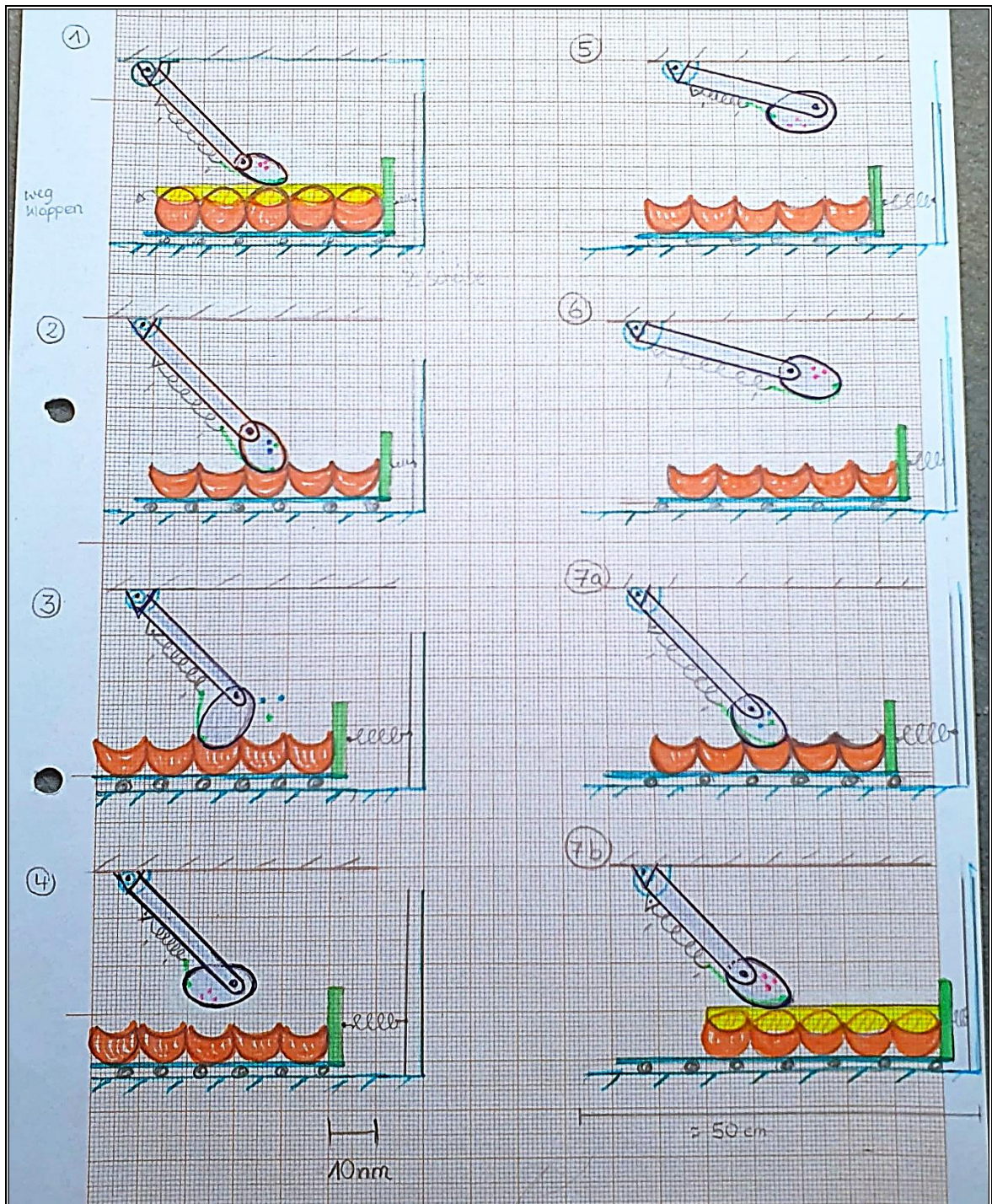


Abbildung 40: Zeichnerische Darstellung eines vollständigen Querbrückenzyklus
 mit sichtbaren Federn und geplanten LEDs zur Visualisierung der ATP-Hydrolyse
 Quelle: Eigene Darstellung

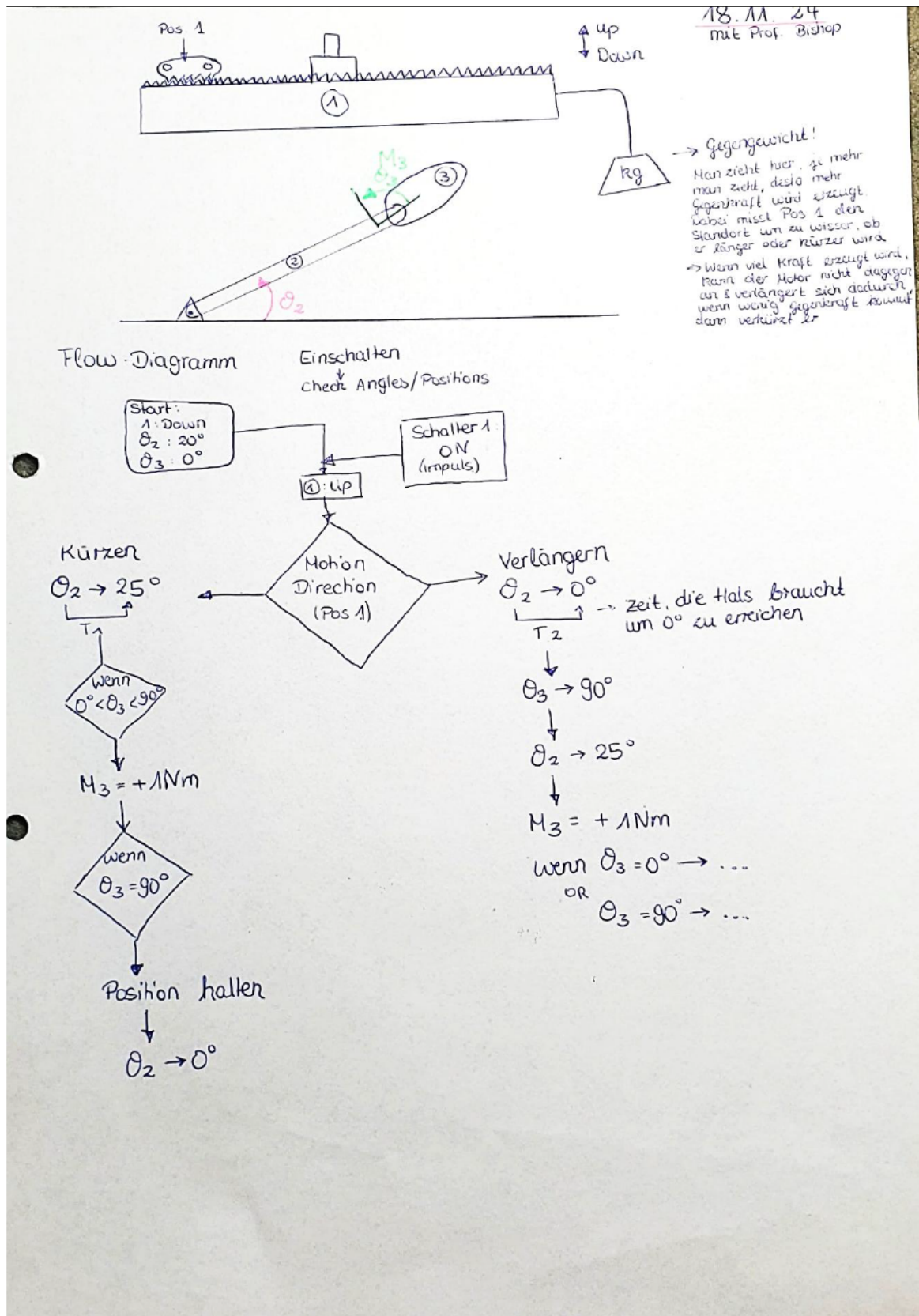


Abbildung 41: Erstes Flussdiagramm zur geplanten Bewegungssteuerung des Aktinsegments
mit Positionsmessung und Kontraktionsart-Erkennung
Quelle: Eigene Darstellung

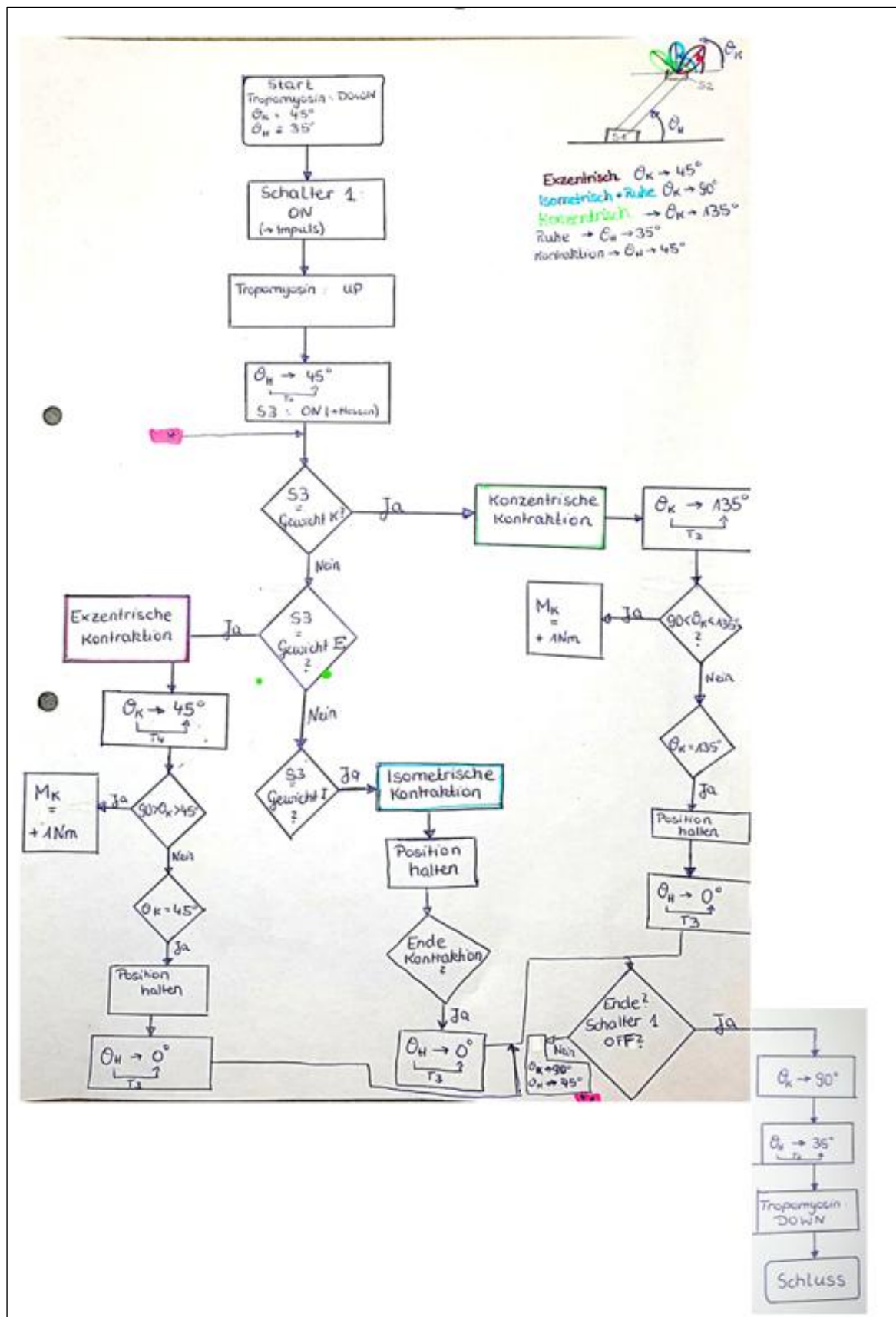


Abbildung 42: Weiterentwickeltes Flussdiagramm

mit integrierter Unterscheidung der drei Kontraktionsarten sowie geplanter Auslösung der Bewegung über einen Schalter

Quelle: Eigene Darstellung

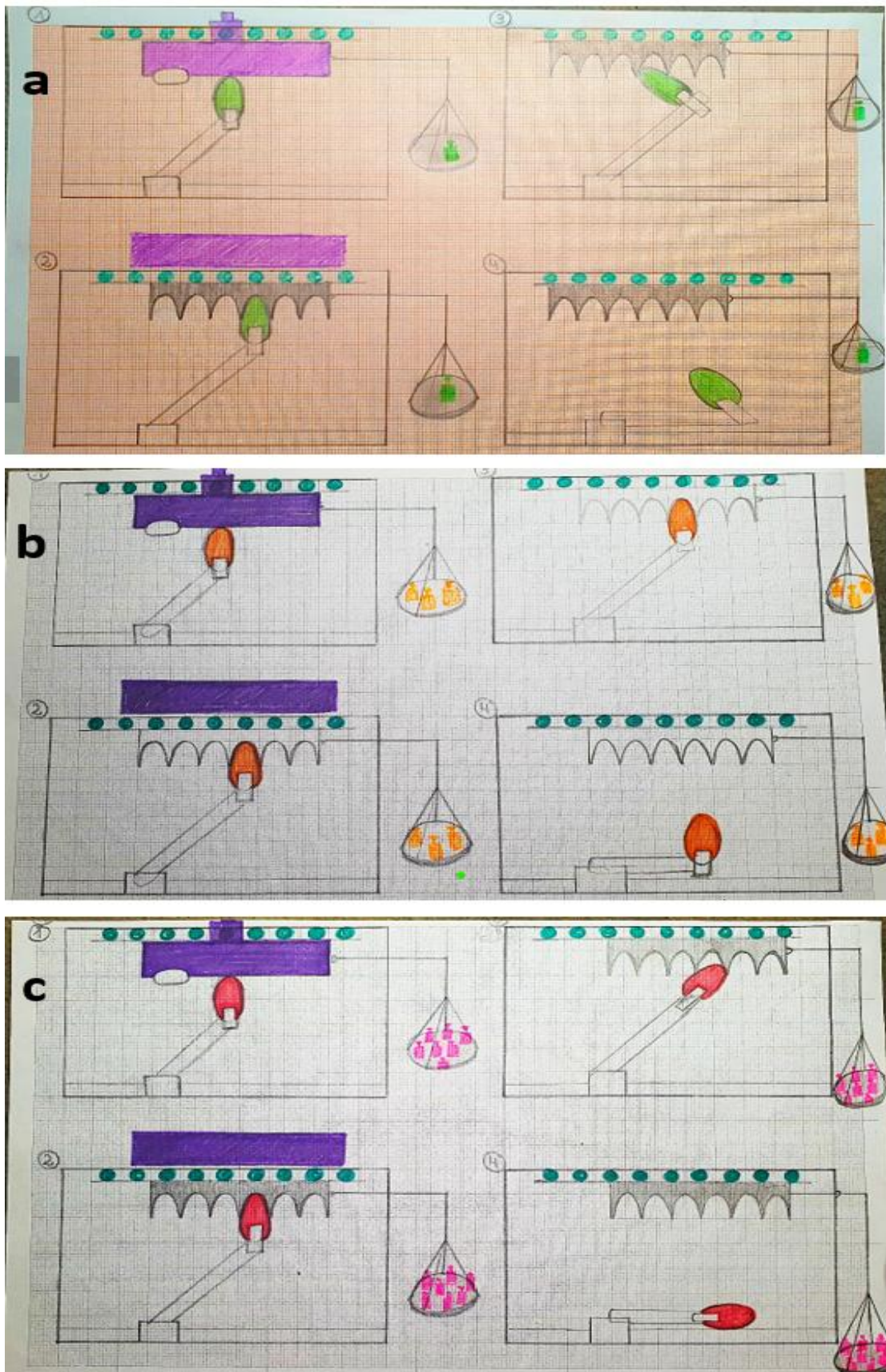


Abbildung 43: Technische Skizzen zur Darstellung der Auswirkungen unterschiedlicher Gegengewichte
a konzentrische Kontraktion; **b** isometrische Kontraktion; **c** exzentrische Kontraktion
 Quelle: Eigene Darstellung

A3: Vorangegangene Modellversionen

Im Verlauf der Modellentwicklung entstanden mehrere funktionale Zwischenstufen, die im folgenden Anhang dokumentiert werden. Diese dienten als Grundlage für das finale physikalische Kontraktionsmodell, wiesen jedoch jeweils spezifische Schwächen oder Einschränkungen in der Funktionalität auf. Die systematische Darstellung der Vorversionen trägt zur technischen Nachvollziehbarkeit bei und verdeutlicht zugleich die interaktive Optimierung des Projektes.

A3.1: Version 1: Aluminium-Modell mit Schrittmotoren

Diese erste Modellvariante wurde aus 8 mm starkem Aluminium gefertigt und auf eine hohe mechanische Stabilität bei Belastung ausgelegt. Die elektronische Steuerung erfolgte über einen ESP32-Microkontroller, der über einen Arduino-Code programmiert wurde. **Abbildung 44** und **Abbildung 45** zeigen diese Modellversion aus verschiedenen Perspektiven. **Abbildung 44** dokumentiert den angedockten Zustand des Myosinkopfs. In **Abbildung 45** ist der Anbau der verwendeten Schrittmotoren am Myosinmolekül dargestellt.

Die angewandte Motorisierung und die Hauptprobleme dieser Version werden im Folgenden aufgelistet.

Material:

- Aluminiumplatten für Hals und Kopf

Motorisierung:

- Halsmotor: JOY-iT Nema 17-05 GM Bipolar Stepper (mit Getriebe)
- Kopfmotor: ACT Stepper Motor 17HS4417-2802K
- Steuerung: ESP32-WROOM-32 (AZ Delivery)
- Motortreiber: BigTreeTech TMC2209 V1.3
- Logikpegelwandler: HW-221 TXS0108E
- Spannungsversorgung: HAMEG HM7042-5 (15 V für Kopfmotor, 20 V für Halsmotor)

Mechanik:

- Bewegung durch „Open-loop“ Steuerung (ohne Positions-Feedback)
- Schraube als Verbindung zum Aktin

Hauptprobleme:

- Hoher Energiebedarf und aufwendige Verkabelung

- Empfindlichkeit gegenüber Lageveränderungen
- Keine zuverlässiges Start- oder Endposition ohne externe Referenzpunkt

Nachteile des Materials:

- Das Aluminium musste mit einem Wasserstrahlschneider bearbeitet werden. Aufgrund der Materialdicke kam es dabei zu Problemen – der Schnitt war nicht vollständig durchgehend.
- Das Gewicht des Aluminiums (und der Schrittmotoren) führte zu einem insgesamt sehr schweren Modell.
- Die Oberfläche war empfindlich gegenüber Kratzern, was die optische Qualität beeinträchtigte.

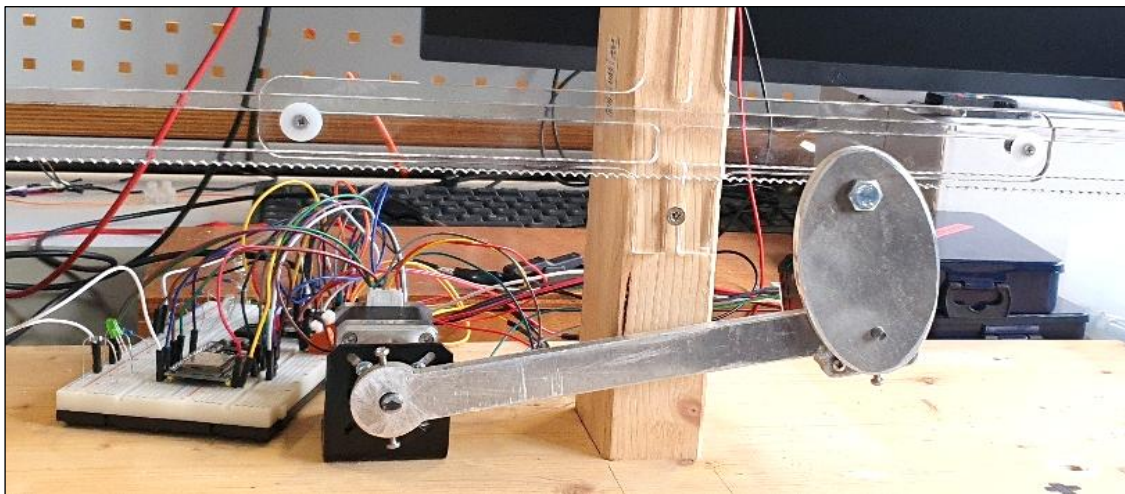


Abbildung 44: Vorderansicht der ersten Modellversion

Version 1 aus Aluminium, mit Schrittmotoren für den Antrieb; Myosinkopf im angedockten Zustand

Quelle: Eigene Aufnahme

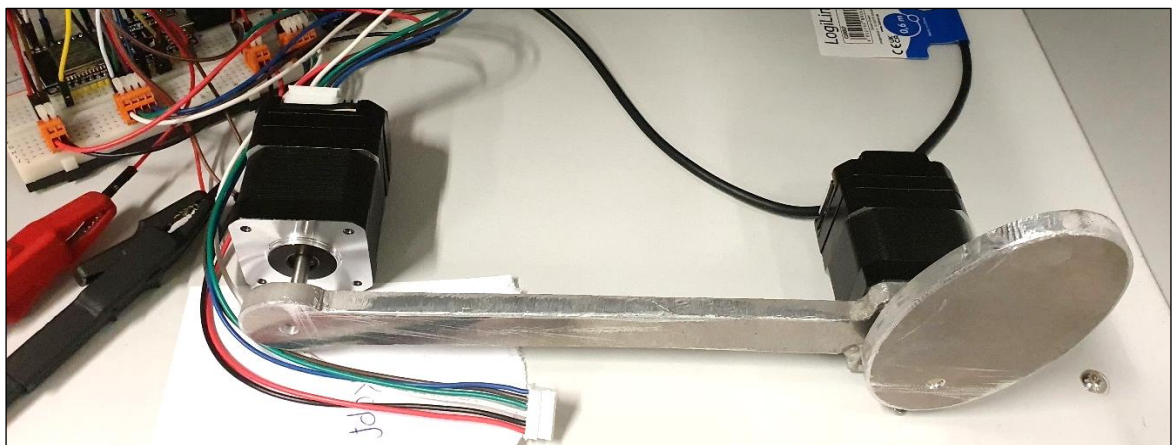


Abbildung 45: Draufsicht auf die erste Myosinmolekül-Version

Zu sehen ist die Positionierung der beiden Schrittmotoren am Hals- und Kopfsegment – noch ohne vollständige Integration ins Gesamtmodell

Quelle: Eigene Aufnahme

A3.2: Version 2: Holzmodell mit Standardservomotoren

Auf Grundlage der Schwächen von Version 1 entstand ein leichteres Modell aus Holz, das mit standardisierten Servomotoren ausgestattet wurde. Die elektronische Steuerung erfolgte über einen ESP32-Microkontroller, der mittels eines Arduino-Codes programmiert wurde. Die Frontalansicht dieser zweiten Modellversion ist in **Abbildung 46** dargestellt. **Abbildung 47a** und **b** zeigen den Einbau der Servomotoren für Hals (**a**) und Kopf (**b**) in die Holzelemente des modellierten Myosinmoleküls. Die zugehörigen Einzelteile sind in **Abbildung 47c** und **d** abgebildet.

Die wichtigsten Merkmale dieser Modellversion sind im Folgenden zusammengefasst:

Material:

- Lasergeschnittenes Birkenholz 2 x 3 mm, zusammengepresst

Motorisierung:

- Hals: Jamara Q7
- Kopf: Master Servo DS4020
- Steuerung: ESP32-WROOM-32 (AZ Delivery)
- Spannungsversorgung: 5,5 V über HAMEG-Labornetzteil

Mechanik:

- „Closed-loop“ Steuerung
- Winkelgesteuert
- Schraube als Verbindung zum Aktin

Vorteile:

- Feedback über Position
- Leichtgewichtig
- Ansprechende Optik (Ausstellungscharakter)
- Laserschreiben ermöglicht schnelle, präzise Herstellung – ideal für Serienfertigung mehrerer Myosinmoleküle

Nachteile:

- Geringe Drehmomente der Motoren
- Externe Stromquelle erforderlich
- Material verzieht sich bei häufiger Nutzung
- Plastikgetriebe - geringe Langlebigkeit

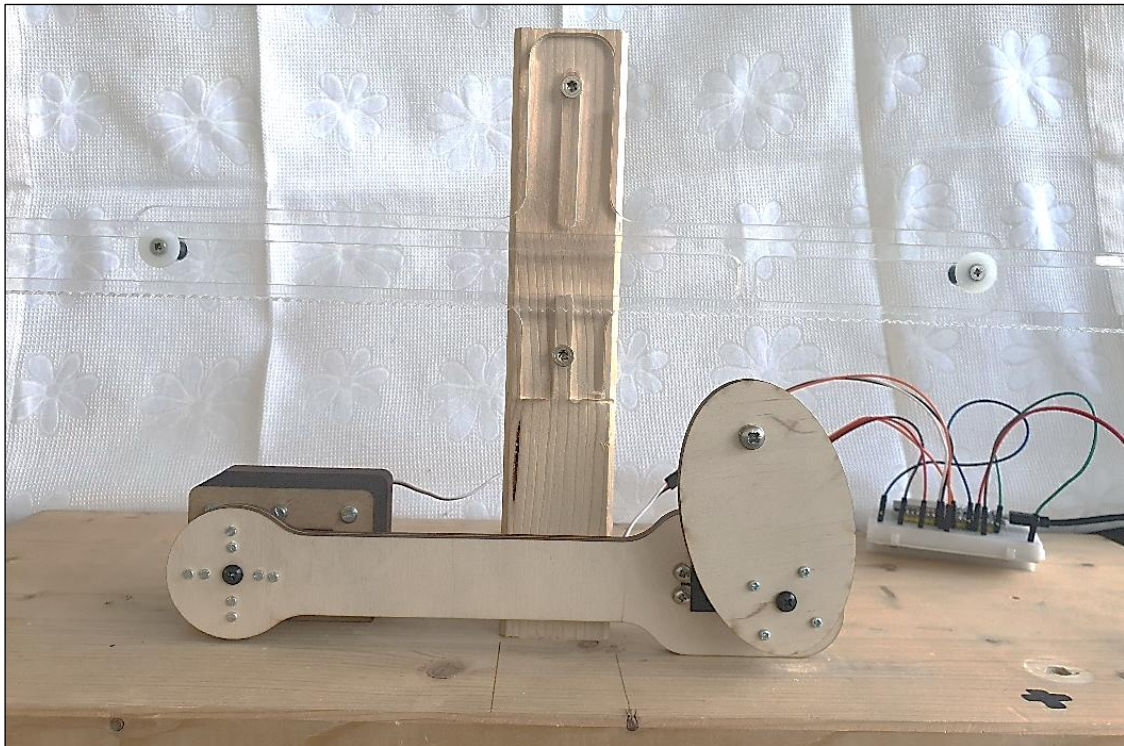


Abbildung 46: Vorderansicht der zweiten Modellversion

Version 2 aus Holz und Standard-Servomotoren für den Antrieb. Der Myosinkopf befindet sich im gelösten Zustand

Quelle: Eigene Aufnahme



Abbildung 47: Einbau der Servomotoren und Darstellung der Holzelemente

a Servomotor im Halselement; **b** Servomotor im Kopfelement; **c** leicht seitliche Ansicht des Kopfelements; **d** Halselement mit Servohalterung

Quelle: Eigene Aufnahmen

A3.3 Versionen im Kopfdesign

Im Verlauf des Entwicklungsprozesses wurden zwei verschiedene Varianten des Myosinkopfes entwickelt:

- **Ellipsenförmiger Kopf:**
 - Angelehnt an klassische Lehrbuchabbildungen
 - Andocken am Aktinfilament über eine Schraube
 - Nachteil: Während des Kraftschlags kam es zu einer Höhenveränderung des Aktins
- **Zackenkopf (finale Modell):**
 - Zahnradähnliche Struktur
 - Der Kopf gleitet gezielt über das Aktin, ohne abzurutschen
 - Deutlich sichtbares Andocken am Aktin
 - Vorteil: Keine Höhenveränderung des Aktins, erhöht Stabilität und bessere Kontrolle über die Reibung

Nahaufnahmen dieser Varianten sind in **Abbildung 48** dargestellt.

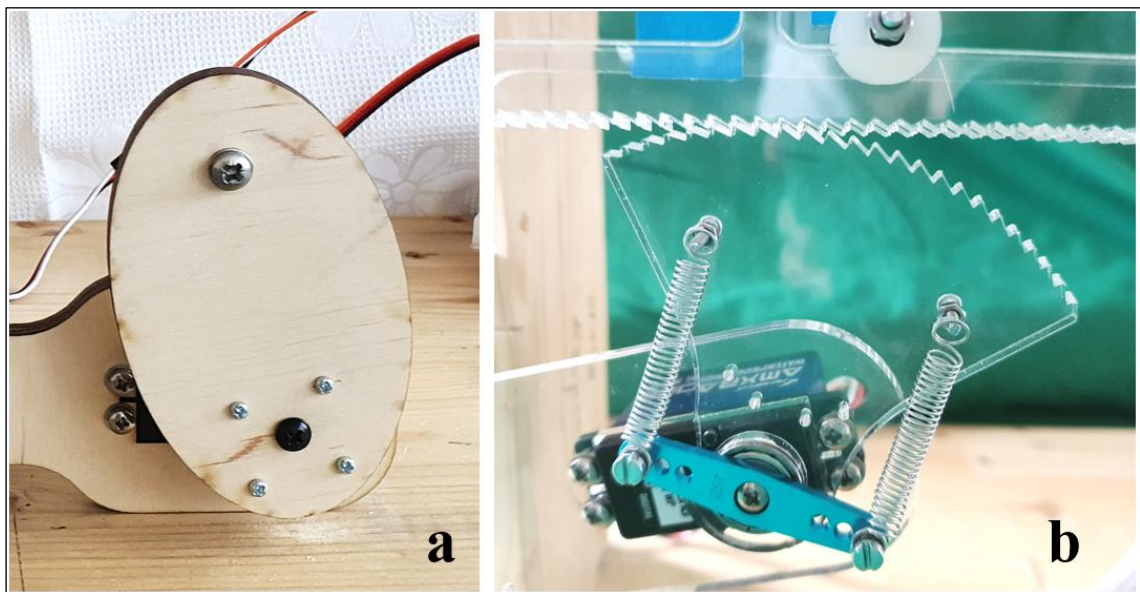


Abbildung 48: Kopfversionen im Verlauf des Entwicklungsprozesses

a Ellipsenförmiger Kopf aus Holz (Version 2); **b** Zackenkopf aus Acryl (finale Modell)

Quelle: Eigene Aufnahmen

A3.4: Technische Eckdaten der verwendeten Motoren

Im Laufe der Modellentwicklung wurden verschiedene Motorarten eingesetzt. **Tabelle 6** fasst die zentralen technischen Eckdaten der verwendeten elektronischen Komponenten zusammen. Alle Angaben basieren auf den offiziellen Datenblättern der Hersteller (ACT Motor GmbH; AMX Racing; Jamara; Joy-IT, 2023; Reichelt).

Bezeichnung	Typ	Drehmoment	Steuerung
NEMA17 Stepper	Schrittmotor	6,02 kg·cm	Open Loop
ACT Motor 17HS4417	Schrittmotor	4,08 kg·cm	Open Loop
Q7 Standard Servo	Servomotor	5,6 kg·cm (4,8 V) 6,2 kg·cm (6 V)	Closed Loop (PWM)
Master Servo DS4020	Servomotor	5 kg·cm (4,8 V) 6 kg·cm (6 V)	Closed Loop (PWM)
AMX Racing DC5821LV WP Digital Servo	Servomotor	16,5 kg·cm (4,8 V) 21,8 kg·cm (6 V)	Closed Loop (PWM)

Tabelle 6: Technische Eckdaten der verwendeten Komponenten

Hinweis: Die Drehmomente stammen aus den jeweiligen Herstellerdatenblättern. Die Steuerung der Servomotoren erfolgt über Pulsweitenmodulation (PWM), während die Schrittmotoren eine separate Treiberplatine benötigen.

Nur die final verwendeten Servomotoren der Marke AMX Racing verbleiben dauerhaft im Modell.

Quellen der technischen Daten: ACT Motor GmbH, o. J.; AMX Racing, o. J.; Jamara, o. J.; Joy-IT, 2023; Reichelt, o. J.

Stand: 24.06.2025

A4: Finales Modell

Das finale Modell unterscheidet sich in mehreren Aspekten von den vorherigen Versionen. Eine detaillierte Beschreibung des Modellaufbaus ist in Kapitel 4.2 zu finden. Im Folgenden sind exemplarische Aufnahmen des fertigen Modells dargestellt. **Abbildung 49** zeigt die Frontalansicht des andockten Myosinmoleküls im finalen Modell. Das Modell befindet sich in der Ausgangsposition des Kraftschlags.

Abbildung 50 zeigt Detailansichten der an den Servomotoren befestigten Lager. Wird ein Servomotor aktiviert, dreht sich das entsprechende Lager mit und zieht die daran befestigten Federn. Die dadurch entstehende Federspannung überträgt sich auf die Bauteile „Hals“ und „Kopf“ und versetzt sie in Bewegung.

Abbildung 51 veranschaulicht die Auswirkung unterschiedlich großer, am Aktin befestigter externen Lasten auf den Myosinhals. **Abbildung 51a** zeigt die Position des Kopfes ohne eine angehängte Last, **Abbildung 51b** zeigt die Position bei einer extern angehängten Last von 140 g. Deutlich zu erkennen ist die veränderte Kopfposition infolge der Krafteinwirkung.

Abbildung 52 zeigt die Hinteransicht des Myosinkopfes mit dem eingebauten Servomotor. Die Abbildung verdeutlicht, wie der Motor mechanisch im Acrylelement integriert wurde und welche Position er innerhalb des Modells einnimmt.

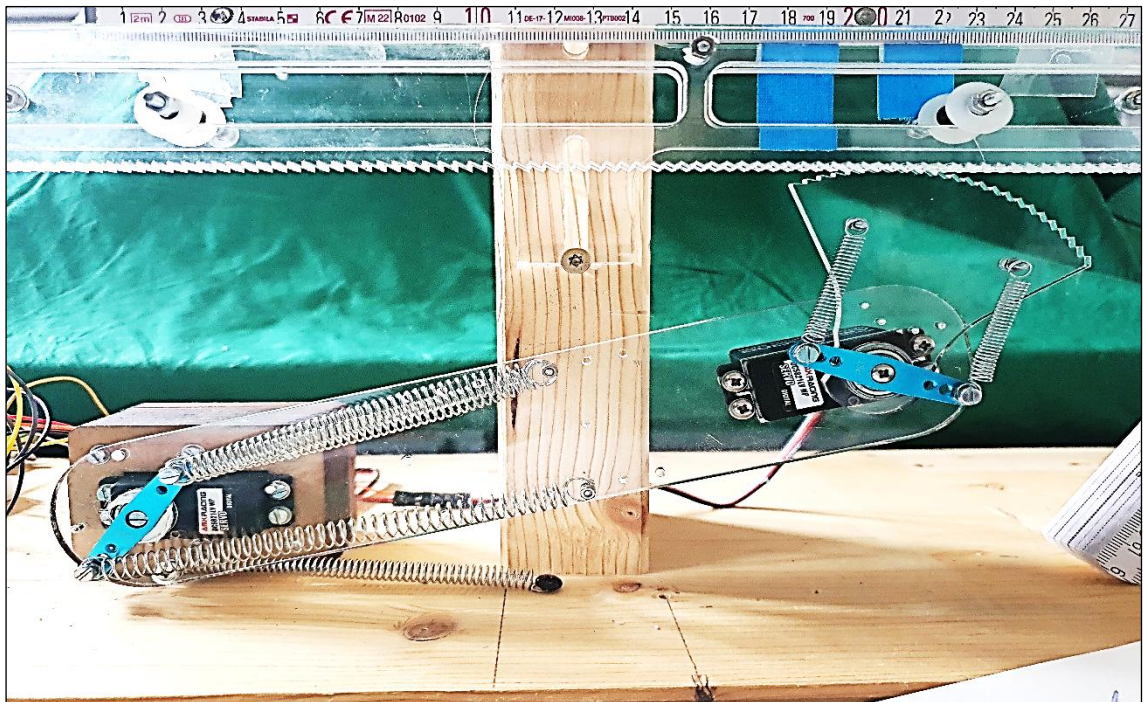


Abbildung 49: Frontalansicht des finalen Myosinmoleküls
Zu sehen ist das Myosinmolekül im andockten Zustand
Quelle: Eigene Aufnahme

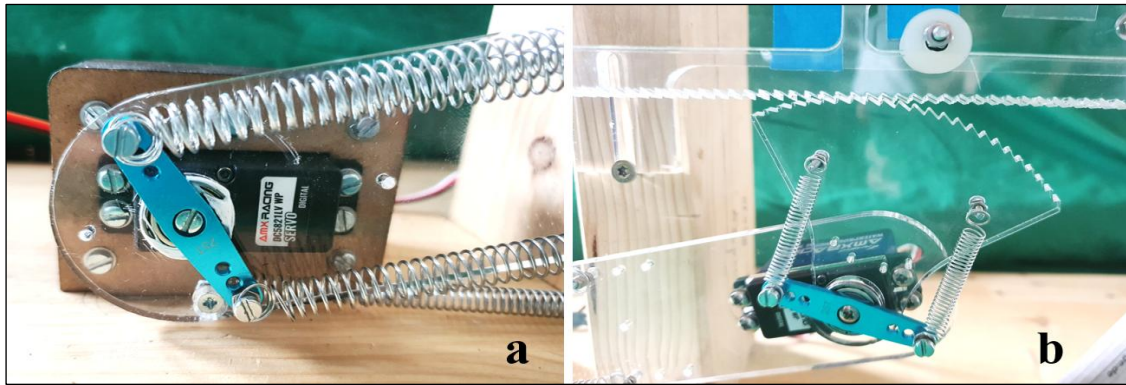


Abbildung 50: Detailansichten der Lager der Servomotoren

a Lager des Hals-Servomotors mit Federn; **b** Lager des Kopf-Servomotors mit Federn

Quelle: Eigene Aufnahme

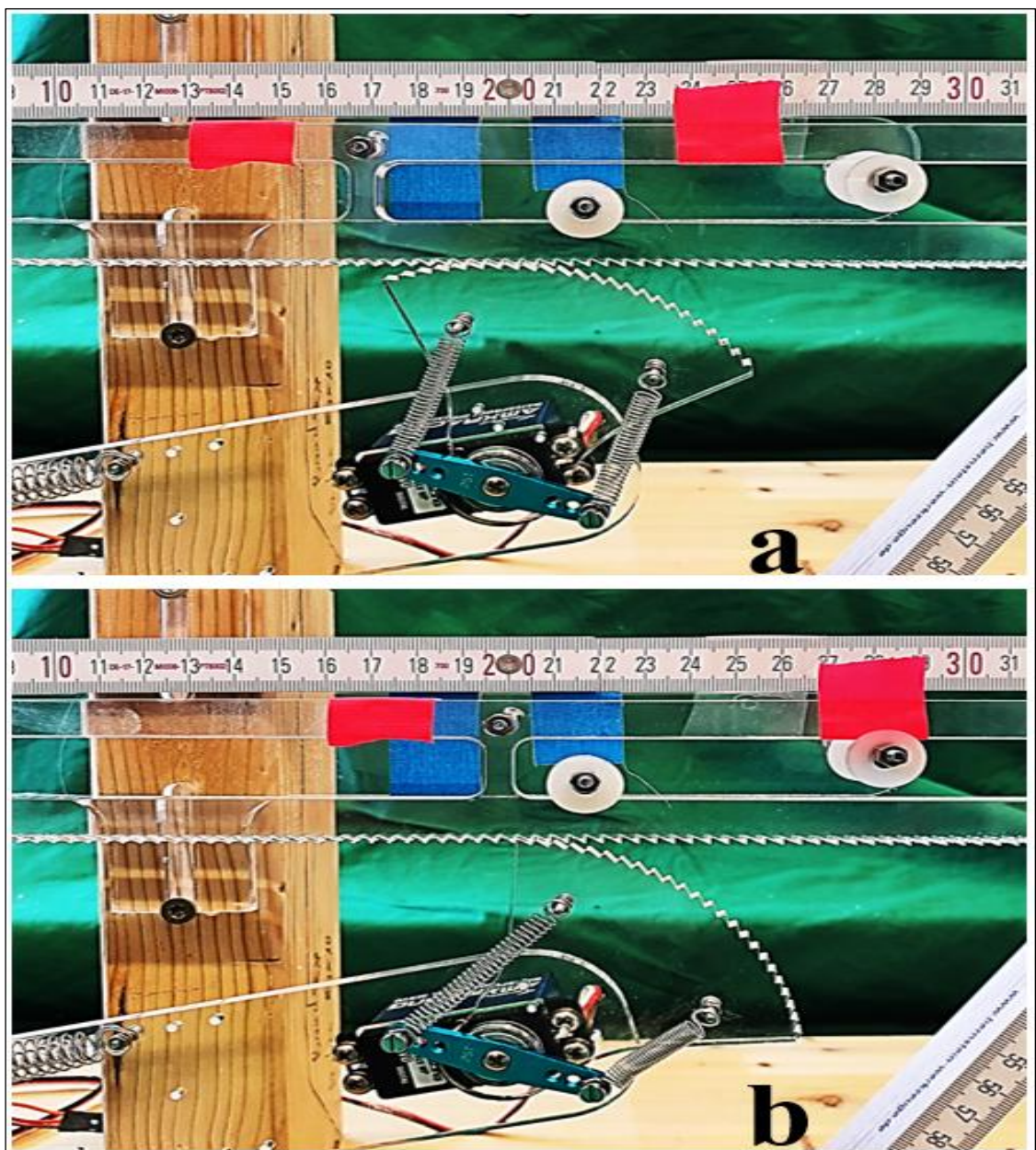


Abbildung 51: Vergleich der Myosinkopf-Position bei unterschiedlichen angehängten Lasten

a Position ohne angehängte Last; **b** Position bei einer externen Last von 140 g

Quelle: Eigene Aufnahme



Abbildung 52: Hinteransicht des Myosinkopfes

Zu sehen ist der verbaute Servomotor im Acrylelement

Quelle: Eigene Aufnahme

Vergleich finales Modell zu vorherigen Versionen:

Das finale Modell stellt eine deutlich stabilere, funktionsfähigere und anschaulichere Version dar als die vorherigen Zwischenstufen. Durch die Kombination aus Acryl, gelaserten Bauteilen und präzise platzierten Hochleistungsservomotoren konnte der Bewegungsablauf nicht nur klarer dargestellt, sondern auch die Bedienbarkeit insgesamt verbessert werden.

Besonders hilfreich ist, dass viele Elemente flexibel gestaltet sind. Sie lassen sich leicht austauschen oder anpassen. Dadurch eignet sich das Modell nicht nur für die direkte Demonstration, sondern auch für zukünftige Weiterentwicklungen oder den Einsatz in der Lehre.

Das finale physikalische Modell veranschaulicht die zentralen Prinzipien der Muskelkontraktion auf verständliche Weise. Das Andocken des Myosinkopfes am Aktin ist durch den Zackenkopf sichtbar gemacht. Während des Kraftschlags wird das Aktinfilament durch den Myosinkopf ohne sichtbare Höhenveränderung mitgezogen, dank des gebogenen Verlaufes des Zackenkopfes.

A5: Kräftebetrachtung und Messdurchläufe des Kontraktionsmodells

Die folgenden Messdaten beziehen sich auf die in Kapitel 5 beschriebenen Versuchsreihen zur Kräfteanalyse des physikalischen Modells.

A5.1: Messergebnisse der Versuchsreihen vom 12.6.2025

Dokumentiert sind sowohl die Einzelmessungen als auch die berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen.

A5.1.1: Rohdaten der Einzelmessungen

Die in Kapitel 5.2.2 beschriebenen Messungen mit dem erstellten physikalischen Modell zur Darstellung eines Kontraktionsmechanismus der menschlichen Skelettmuskulatur, wurden am 12.6.2025 von 13:47 bis 14:15 Uhr im Biomechanik Labor der HAW Hamburg durchgeführt. Anwesend waren Nicholas Bishop und Diema El Sakka. Die folgenden Rohdaten konnten in Anschluss an die Durchführung durch Sichtung der Videoaufnahmen erfasst werden.

Messrunde 1:

Masse: 0g 13:47 Uhr			Masse: 20g 13:51 Uhr			Masse: 40g 13:51 Uhr		
Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	20	0	0	20	0	0	20	0
50	19,9	0,1	50	19,3	0,7	50	19,7	0,3
100	19,7	0,3	100	18,6	1,4	100	19,3	0,7
150	18,4	1,6	150	16,7	3,3	150	17,8	2,2
200	17,45	2,55	200	15,6	4,4	200	16,8	3,2
250	15,5	4,5	250	14,5	5,5	250	14,9	5,1
272	15,6	4,4	270	14,4	5,6	270	14,4	5,6
300	14,8	5,2	300	14,5	5,5	275	14,4	5,6
305	14,9	5,1	305	14,3	5,7	300	14,4	5,6
350	14,6	5,4	307	14,5	5,5	341	14,7	5,3
400	14,7	5,3	350	14,8	5,2	350	14,7	5,3
439	14,7	5,3	400	14,9	5,1	400	14,9	5,1
450	14,8	5,2	443	15	5	450	15,3	4,7
500	14,8	5,2				470	15,4	4,6
506	14,8	5,2						

Masse: 60g 13:52 Uhr

Masse: 80g 13:53 Uhr

Masse: 100g 13:57 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	20	0	0	20	0	0	25,6	0
50	19,9	0,1	50	19,8	0,2	50	25,5	0,1
100	19,6	0,4	100	19,6	0,4	100	25,3	0,3
150	18,5	1,5	150	18,8	1,2	150	24,6	1
200	17,7	2,3	200	18,1	1,9	200	24,1	1,5
250	15,5	4,5	250	16,2	3,8	250	22,7	2,9
269	15,5	4,5	300	15,1	4,9	300	22	3,6
300	14,65	5,35	350	13,6	6,4	350	21	4,6
342	13,7	6,3	375	13,4	6,6	371	21	4,6
350	13,7	6,3	400	13,4	6,6	373	21	4,6
400	13,9	6,1	450	13,9	6,1	378	20,9	4,7
450	14,4	5,6	500	14,2	5,8	400	21	4,6
542	14,7	5,3	574	14,7	5,3	450	21,2	4,4
						500	21,3	4,3

Masse: 110g 13:59 Uhr

Masse: 120g 14:00 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	25,6	0	0	25	0
50	25,5	0,1	50	24,9	0,1
100	25,3	0,3	100	24,7	0,3
150	24,6	1	150	24,1	0,9
200	24,1	1,5	200	23,7	1,3
250	23,1	2,5	250	22,8	2,2
300	22,5	3,1	300	22,3	2,7
350	21,9	3,7	350	21,5	3,5
400	21,8	3,8	375	21,25	3,75
409	21,85	3,75	400	21,2	3,8
			410	21,1	3,9
			439	21,1	3,9

Masse: 140g 14:01 Uhr

Masse: 130g 14:01 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	24	0	0	25	0
50	24	0	50	25	0
100	24	0	100	25	0
150	24	0	150	25	0
200	24	0	200	25	0
300	24	0	300	25	0
400	24	0	400	25	0
500	24	0	500	25	0

kein erfassbares Ziehen am Aktin

kein erfassbares Ziehen am Aktin

Tabelle 7: Messergebnisse der ersten Messrunde

10 einzelne Tabellen für jede gemessene Last.

Hinweis: Blau markiert ist jeweils die maximale Strecke vor Rückbewegung. Die Spalte „|s|“ zeigt die durchlaufende Strecke während des Kraftschlags in cm. Eine Einordnung der Ergebnisse erfolgt in Kapitel 5.2.3

Messrunde 2:

Masse: 120g 14:02 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	25,6	0
50	25,3	0,3
100	25	0,6
150	24,3	1,3
200	23,8	1,8
250	22,7	2,9
300	22,1	3,5
350	21,4	4,2
375	21,3	4,3
400	21,3	4,3
410	21,3	4,3
439	21,4	4,2
500	21,65	3,95

Masse: 100g 14:03 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	26	0
50	25,9	0,1
100	25,7	0,3
150	25,1	0,9
200	24,6	1,4
250	23,2	2,8
300	22,4	3,6
350	21,1	4,9
371	21,1	4,9
373	20,9	5,1
378	20,8	5,2
400	20,9	5,1
450	21,1	4,9
500	21,4	4,6

Masse: 80g 14:05 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	27	0
50	26,6	0,4
100	26,4	0,6
150	25,3	1,7
200	24,5	2,5
250	22,7	4,3
300	21,9	5,1
350	21	6
375	21,2	5,8
450	22	5
579	23	4

Masse: 60g 14:05 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	26,6	0
50	26,4	0,2
100	26,1	0,5
150	24,8	1,8
200	23,9	2,7
250	21,9	4,7
269	21,8	4,8
300	21	5,6
342	20,2	6,4
350	20,2	6,4
450	21,4	5,2
576	22,4	4,2

Masse: 40g 14:06 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	27	0
50	26,9	0,1
100	26,7	0,3
150	25,9	1,1
200	25,2	1,8
250	23,2	3,8
270	23,2	3,8
275	22,2	4,8
300	22,1	4,9
341	20,8	6,2
350	20,8	6,2
450	21,7	5,3
613	22,9	4,1

Masse: 20g 14:07 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	26,4	0
50	26,3	0,1
100	26,1	0,3
150	25	1,4
200	24,2	2,2
250	21,8	4,6
270	20,8	5,6
300	20,8	5,6
305	20,2	6,2
307	20,2	6,2
400	20,7	5,7
540	22,3	4,1

Masse: 0g 14:07 Uhr

Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	24,9	0
50	24,6	0,3
100	24,1	0,8
150	22,2	2,7
200	21,1	3,8
250	19	5,9
272	18,65	6,25
300	18,65	6,25
305	18,9	6
350	19,3	5,6
400	19,7	5,2
439	20	4,9
450	20	4,9
500	20	4,9
506	20	4,9

Tabelle 8: Messergebnisse der zweiten Messrunde

7 einzelne Tabellen für jede gemessene Last.

Hinweis: Blau markiert ist jeweils die maximale Strecke vor Rückbewegung. Die Spalte „|s|“ zeigt die durchlaufende Strecke während des Kraftschlags in cm. Eine Einordnung der Ergebnisse erfolgt in Kapitel 5.2.3

Messrunde 3:

Masse: 0g 14:08 Uhr			Masse: 20g 14:10 Uhr			Masse: 40g 14:11 Uhr		
Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	25	0	0	26,4	0	0	27,4	0
50	24,9	0,1	50	26,3	0,1	50	27	0,4
100	24,7	0,3	100	26,1	0,3	100	26,5	0,9
150	23,5	1,5	150	24,9	1,5	150	24,9	2,5
200	22,5	2,5	200	24	2,4	200	23,8	3,6
250	20,4	4,6	250	21,7	4,7	250	21,8	5,6
272	19,4	5,6	270	21,6	4,8	270	21,1	6,3
300	19,4	5,6	300	20,8	5,6	275	21,1	6,3
305	18,9	6,1	305	20,3	6,1	300	21,1	6,3
350	18,9	6,1	307	20,3	6,1	341	21,5	5,9
400	19,2	5,8	400	20,9	5,5	400	22,1	5,3
439	19,8	5,2	540	22,3	4,1	505	23,5	3,9

Masse: 60g 14:12 Uhr			Masse: 80g 14:12 Uhr			Masse: 100g 14:13 Uhr		
Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	26,9	0	0	26,9	0	0	27,05	0
50	26,3	0,6	50	26,8	0,1	50	26,9	0,15
100	25,8	1,1	100	26,6	0,3	100	26,6	0,45
150	23,9	3	150	25,9	1	150	25,8	1,25
200	22,9	4	200	25,3	1,6	200	25,2	1,85
250	21,1	5,8	250	23,2	3,7	250	23,6	3,45
269	20,1	6,8	300	22,7	4,2	300	22,8	4,25
300	20,6	6,3	350	21,4	5,5	350	21,7	5,35
342	21	5,9	373	21,1	5,8	371	21,5	5,55
400	21,5	5,4	500	22	4,9	373	21,5	5,55
505	22,8	4,1	603	23	3,9	378	21,5	5,55
						500	22,3	4,75

Masse: 120g 14:14 Uhr			Masse: 130g 14:14 Uhr			Masse: 140g 14:15 Uhr		
Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]	Zeit [ms]	Strecke [cm]	s [cm]
0	27,6	0	0	27,1	0	0	27,5	0
50	27,5	0,1	50	27,1	0	50	27,5	0
100	27,4	0,2	100	27,1	0	100	27,5	0
150	26,9	0,7	150	27,1	0	150	27,5	0
200	26,5	1,1	200	27,1	0	200	27,5	0
250	25,4	2,2	250	27,1	0	250	27,5	0
300	24,8	2,8	300	27,1	0	300	27,5	0
350	23,5	4,1	350	27,1	0	350	27,5	0
375	22,9	4,7	400	27,1	0	400	27,5	0
400	22,9	4,7	450	27,1	0	450	27,5	0
410	22,5	5,1	500	27,1	0	500	27,5	0
439	22,3	5,3	kein erfassbares Ziehen am Aktin			kein erfassbares Ziehen am Aktin		
550	22,6	5						
640	23	4,6						

Tabelle 9: Messergebnisse der dritten Messrunde

9 einzelne Tabellen für jede gemessene Last.

Hinweis: Blau markiert ist jeweils die maximale Strecke vor Rückbewegung. Die Spalte „|s|“ zeigt die durchlaufende Strecke während des Kraftschlags in cm. Eine Einordnung der Ergebnisse erfolgt in Kapitel 5.2.3

A5.1.2: Mittelwert und Standardabweichung

Die in Anhang A5.1.1 aufgeführten Rohdaten wurden anschließend für jede Masse zusammengeführt. Für jeden Zeitwert wurden der Mittelwert sowie die Standardabweichung berechnet. Die resultierenden Tabellen sind im folgenden Abschnitt dargestellt.

Masse: 0g

Zeit [ms]	Mittelwert s [cm]	Standardabweichung [cm]
0	0	0
50	0,1667	0,1155
100	0,4667	0,2887
150	1,9333	0,6658
200	2,95	0,7365
250	5	0,7810
272	5,4167	0,9385
300	5,6833	0,5299
305	5,7333	0,5508
350	5,7	0,3606

Masse: 20g

Zeit [ms]	Mittelwert s [cm]	Standardabweichung [cm]
0	0	0
50	0,3	0,3464
100	0,6667	0,6351
150	2,0667	1,0693
200	3	1,2166
250	4,9333	0,4933
270	5,3333	0,4619
300	5,5667	0,0577
305	6	0,2646

Masse: 40g

Zeit [ms]	Mittelwert s [cm]	Standardabweichung [cm]
0	0	0
50	0,2667	0,1528
100	0,6333	0,3055
150	1,9333	0,7371
200	2,8667	0,9452
250	4,8333	0,9292
270	5,2333	1,2897
275	5,5667	0,7506
300	5,6	0,7
341	5,8	0,4583

Masse: 60g

Zeit [ms]	Mittelwert s [cm]	Standardabweichung [cm]
0	0	0
50	0,3	0,2646
100	0,6667	0,3786
150	2,1	0,7937
200	3	0,8888
250	5	0,7
269	5,3667	1,2503
300	5,75	0,4924
342	6,2	0,2646

Masse: 80g

Zeit [ms]	Mittelwert s [cm]	Standardabweichung [cm]
0	0	0
50	0,23333	0,15275
100	0,43333	0,15275
150	1,3	0,36056
200	2	0,45826
250	3,93333	0,32146
300	4,73333	0,47258
350	5,96667	0,45092
375	6,06667	0,46188

Masse: 100g

Zeit [ms]	Mittelwert s [cm]	Standardabweichung [cm]
0	0	0
50	0,11667	0,02887
100	0,35	0,08660
150	1,05	0,18028
200	1,58333	0,23629
250	3,05	0,35
300	3,81667	0,37528
350	4,95	0,37749
371	5,01667	0,48563
373	5,08333	0,47522
378	5,15	0,42720

Masse: 120g

Zeit [ms]	Mittelwert s [cm]	Standardabweichung [cm]
0	0	0
50	0,1667	0,1155
100	0,3667	0,2082
150	0,9667	0,3055
200	1,4	0,3606
250	2,4333	0,4041
300	3	0,4359
350	3,9333	0,3786
375	4,25	0,4770
400	4,2667	0,4509
410	4,4333	0,6110
439	4,4667	0,7371

Masse: 130g und 140g

Zeit [ms]	Mittelwert s [cm]	Standardabweichung [cm]
0	0	0
50	0	0
100	0	0
150	0	0
200	0	0
250	0	0
300	0	0
350	0	0
375	0	0
400	0	0
450	0	0
475	0	0

Tabelle 10: Gemittelte Messdaten für alle untersuchten Massen

8 einzelne Tabellen für jede untersuchte Masse. Dargestellt sind die Mittelwerte und Standardabweichung der Wegstrecke in Abhängigkeit von der Zeit, jeweils aus den drei Messrunden berechnet.

A5.2: Berechnung der mechanischen Arbeit und Leistung im Modell

Um die Energie des Kraftschlages im physikalischen Muskelmodell zu verstehen, wurde die mechanische Arbeit berechnet, die vom Kopf-Servomotor während seiner Bewegung verrichtet wird. Die Berechnung erfolgt in mehreren Schritten.

1. Drehmoment laut Datenblatt

Laut Herstellerdatenblatt beträgt das maximale Drehmoment:

- Bei 4,8 V: 16,5 kg·cm
- Bei 6 V: 21,8 kg·cm

Da im Modell eine Betriebsspannung von 5 V anliegt, wurde das Drehmoment linear interpoliert:

$$\begin{aligned}M_{5V} &= 16,5 \text{ kg} \cdot \text{cm} + \frac{5 \text{ V} - 4,8 \text{ V}}{6 \text{ V} - 4,8 \text{ V}} \cdot (21,8 - 16,5) \text{ kg} \cdot \text{cm} \\&= 16,5 \text{ kg} \cdot \text{cm} + \frac{0,2}{1,2} \cdot 5,3 \text{ kg} \cdot \text{cm} \\&= \underline{\underline{17,383 \text{ kg} \cdot \text{cm}}}\end{aligned}$$

2. Umrechnung in SI-Einheit

Einheitsumrechnung von kg·cm in Newtonmeter:

- 1 kg = 9,81 N
- 1 cm = 0,01 m

$$M = 17,383 \text{ kg} \cdot \text{cm} \cdot 9,81 \text{ N} \cdot 0,01 \text{ m} = 1,704 \text{ Nm}$$

Das angenommene Drehmoment beträgt somit:

$$= \underline{\underline{1,7 \text{ Nm}}}$$

3. Berechnung des Winkels

Der Servomotor bewegt sich laut Programmcode von 65 ° auf 105 °, also um:

$$\theta = 105^\circ - 65^\circ = 40^\circ$$

Umrechnung in Radiant:

$$\theta = 40^\circ \cdot \frac{\pi}{180^\circ} = 0,698 \text{ rad}$$

4. Berechnung der mechanischen Arbeit W

$$W = M \cdot \theta = 1,7 \text{ Nm} \cdot 0,698 \text{ rad} = 1,187 \text{ J}$$

$$\underline{\underline{W \approx 1,19 \text{ J}}}$$

5. Berechnung der Leistung P

Die Bewegung des Servomotors erfolgt laut Programmcode innerhalb von 100 ms:

$$\begin{aligned} t &= 0,1 \text{ s} \\ P &= \frac{W}{t} = \frac{1,19 \text{ J}}{0,1 \text{ s}} \\ &= \underline{\underline{11,9 \text{ W}}} \end{aligned}$$

Ergebnis:

- Mechanische Arbeit pro Kraftschlag: ca. 1,19 J
- Leistung: ca. 11,9 W

Das physikalische Modell erreicht mit nur einem Myosinmolekül eine mechanische Arbeit und Leistung, die in einer realistischen Größenordnung liegen und gut mit biologischen Werten vergleichbar sind (vgl. Kapitel 5.2.3).

A6: Technische Zeichnungen der im finalen Modell verwendeten Bauteile

Im Folgenden werden die technischen Zeichnungen und Detailansichten der im finalen physikalischen Modell verwendeten Bauteile dargestellt. Die Zeichnungen dienen als Grundlage für die Herstellung der Komponenten im Laserschnittverfahren.

Abbildung 53 bis **Abbildung 55** zeigen exemplarisch die charakteristischen Zackenstrukturen am Aktinfilament sowie am Myosinkopf. Dabei werden sowohl die geometrischen Abmessungen der Zacken als auch deren Positionierung dargestellt. **Abbildung 55** kombiniert beide Strukturen, um das Andocken des Myosinkopfes an das Aktin visuell zu verdeutlichen. Ein geringer Abstand zwischen beiden Komponenten symbolisiert den Moment kurz vor dem Kraftschlag.

Die **Abbildung 56** bis **Abbildung 59** zeigen die technischen Laserschnittzeichnungen der einzelnen Modellbauteile: den Myosinhals (**Abbildung 56**), den Myosinkopf (**Abbildung 57**), das Aktinfilament (**Abbildung 58**) sowie die Halterung des Aktins (**Abbildung 59**). In den Zeichnungen von Hals und Kopf sind die relevanten Bohrungen und Montagepunkte farblich markiert.

Die Halterung des Aktins ist fest an einem Holzstab verbunden, an dem das Aktinfilament während der Kontraktionsbewegung entlang von Lagern hin und her gleiten kann. Diese mechanische Lösung ermöglicht eine möglichst realistische Darstellung der translatorischen Bewegung im Modell.

Abbildung 60 zeigt eine zusammengesetzte Übersichtsgrafik aller Laserteile in ihrer vorgesehenen Anordnung auf der Grundplatte. Diese Darstellung bildet den mechanischen Aufbau des finalen Modells ab, ohne die externe Lastenaufhängung. Auch wenn die Darstellung nicht maßstabsgetreu ist, vermittelt sie dennoch einen Anschaulichen Eindruck von Funktion und Zusammenspiel der Bauteile im finalen Modell.

Hinweis:

Alle technischen Zeichnungen dienen ausschließlich der Dokumentation und sind nicht maßstabsgetreu.

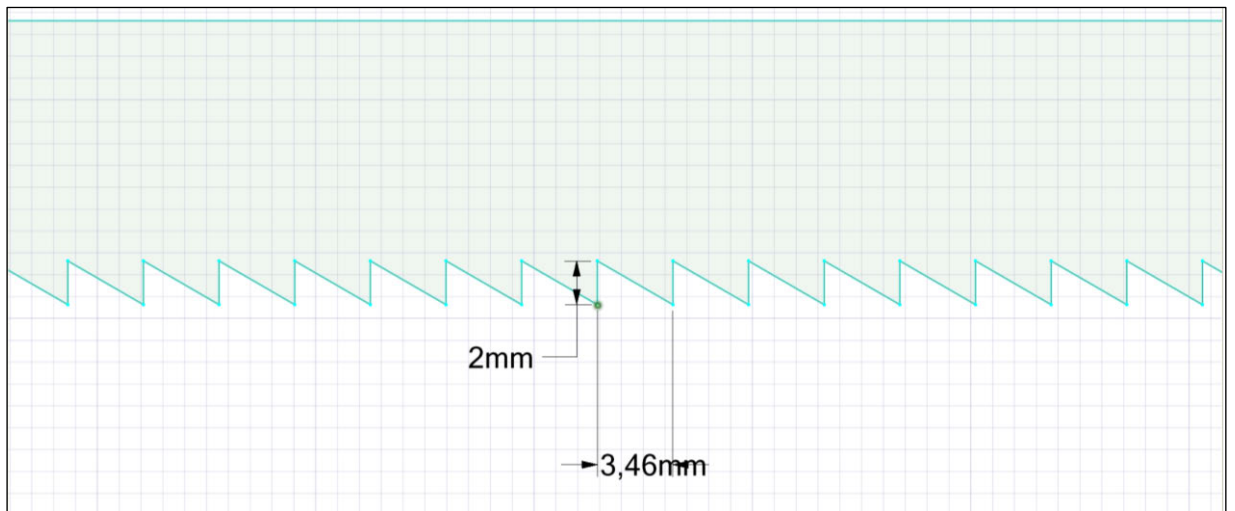


Abbildung 53: Detailansicht der Zackenstruktur am Aktin mit Maßangaben
 Quelle: Prof. Nicholas Bishop, 2025

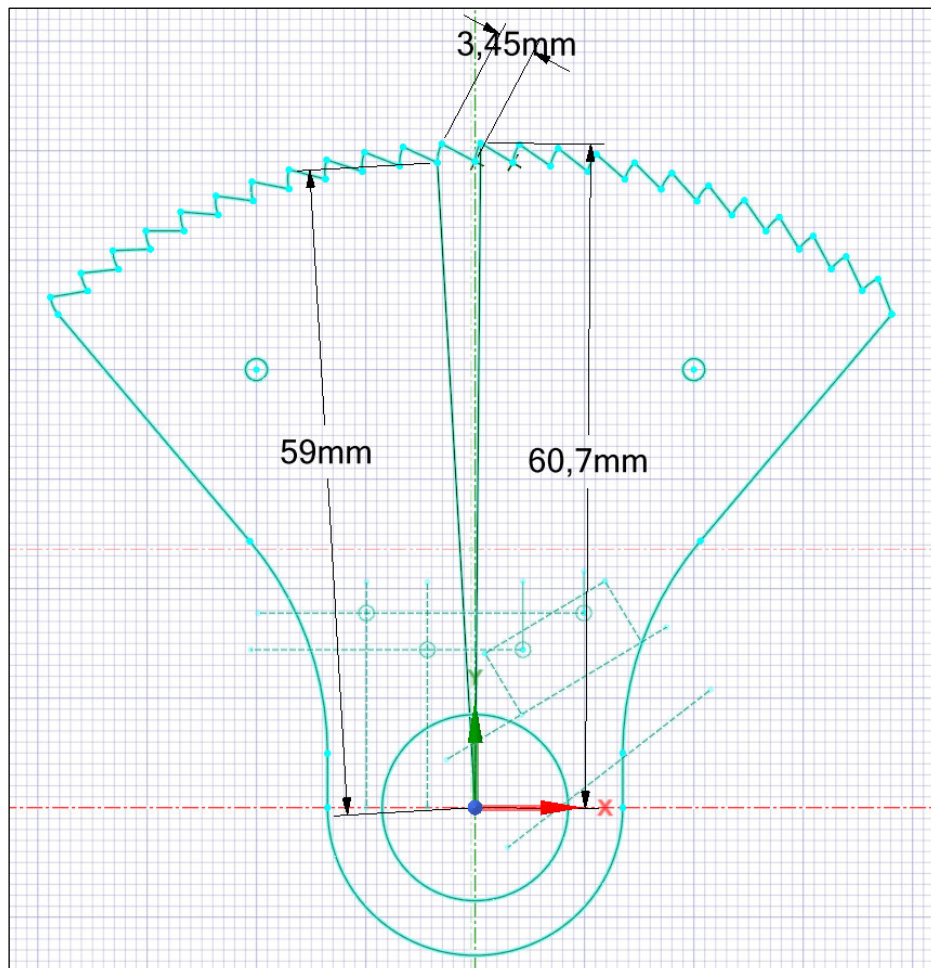


Abbildung 54: Technische Zeichnung des Myosinkopfes mit Maßangaben der Zackenstruktur
 Quelle: Prof. Nicholas Bishop, 2025

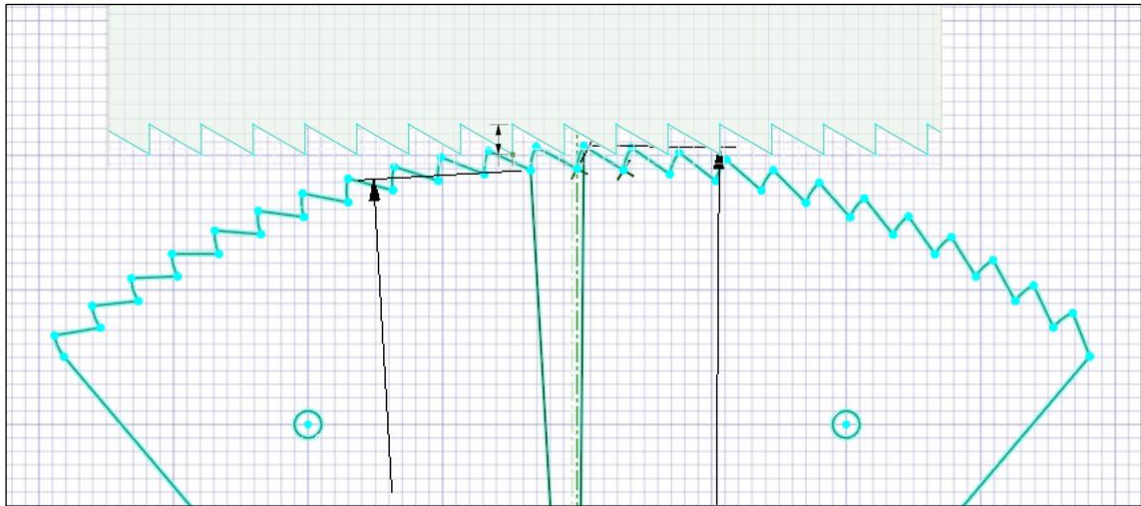


Abbildung 55: Technische Zeichnung der kombinierten Ansicht von Aktin und Myosinkopf
 Gezeigt ist der zackenhaltige Teil des Myosinkopfes und seine Passform vor dem Andocken am Aktinfilament
 Quelle: Prof. Nicholas Bishop, 2025

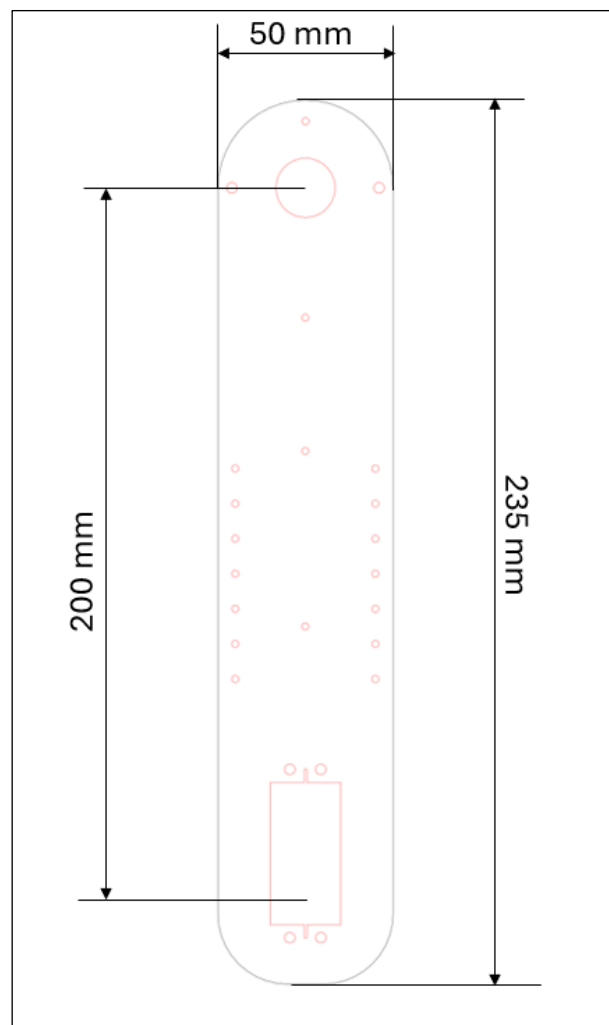


Abbildung 56: Laserschnittzeichnung des Myosinhals
 Mit eingezeichneten Maßangaben des Bauteils und rot markierten Bohrlöchern
 Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025

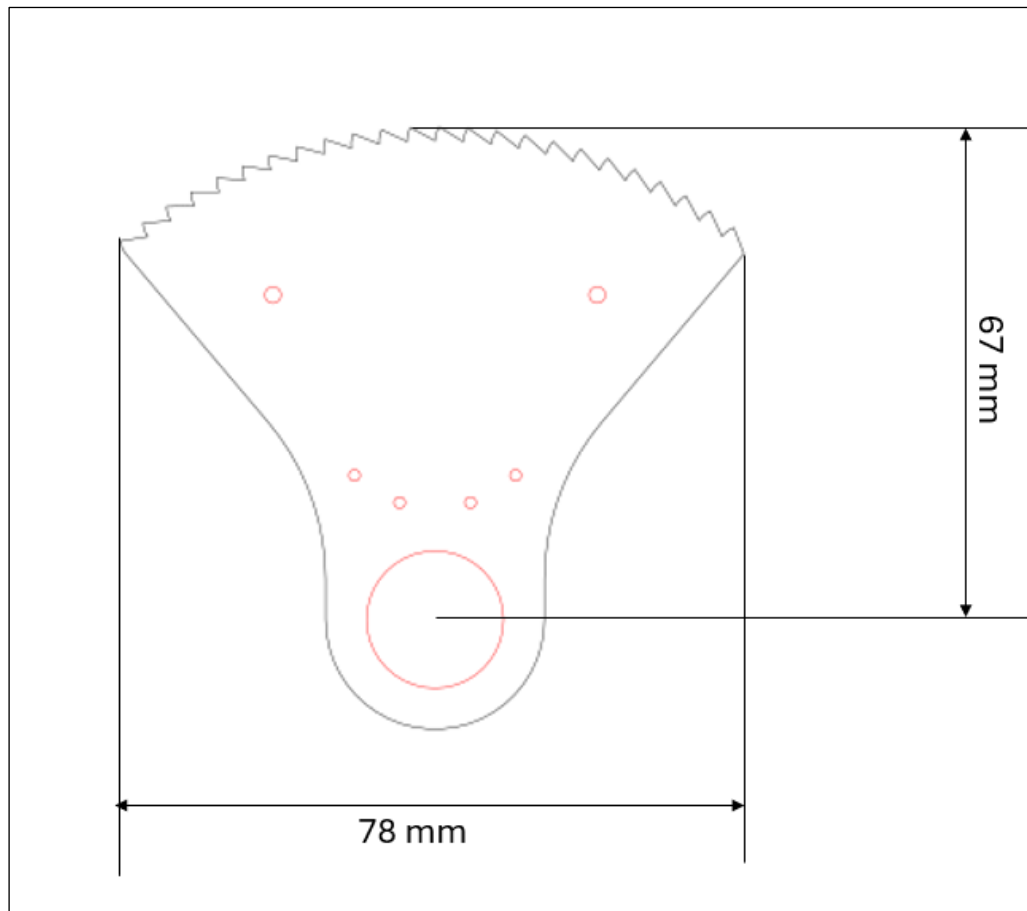


Abbildung 57: Laserschnittzeichnung des Myosinkopfes
 Mit eingezeichneten Maßangaben des Bauteils und rot markierten Bohrlöchern
 Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025

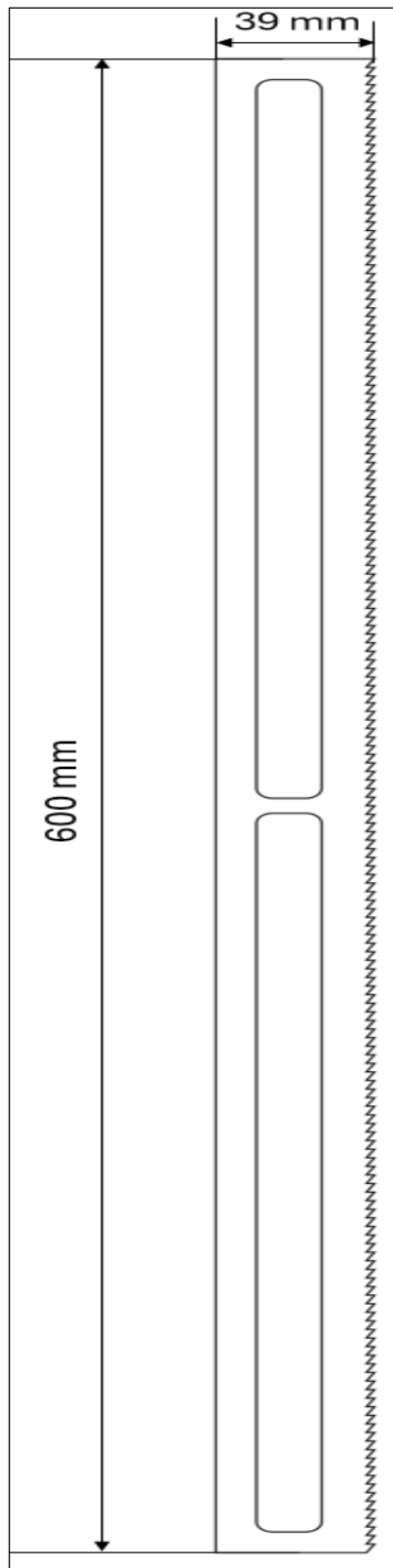


Abbildung 58: Laserschnittzeichnung des Aktinfilaments
Mit eingezeichneten Maßangaben des Bauteils
Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025

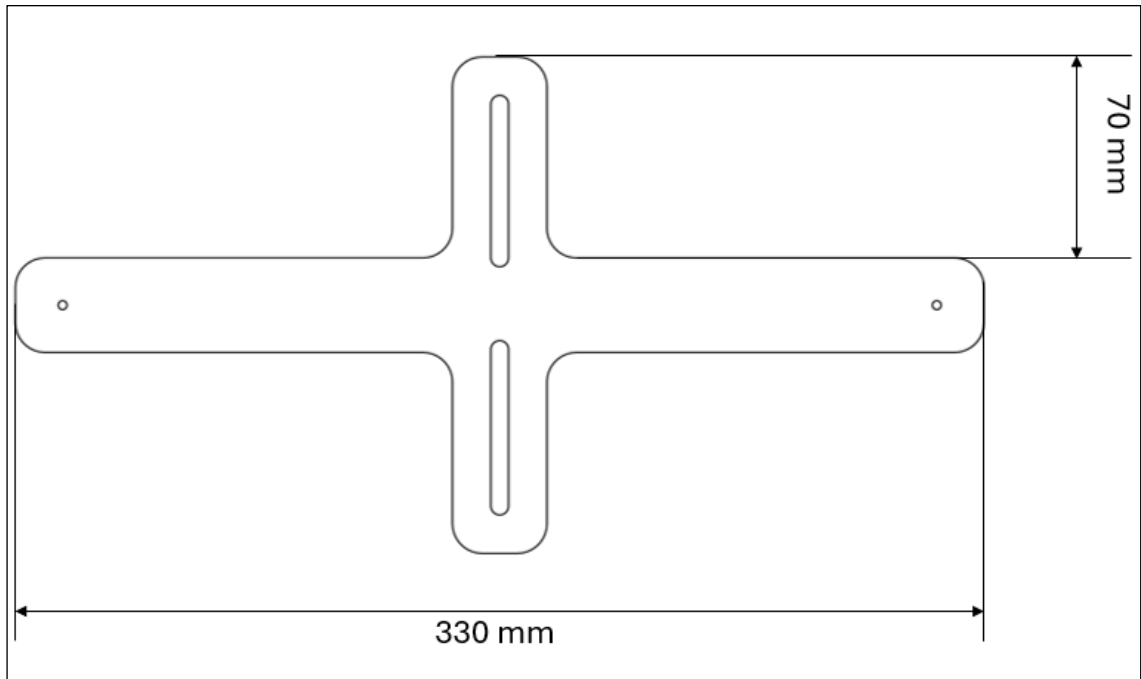


Abbildung 59: Laserschnittzeichnung der Aktinhalterung

Mit eingezeichneten Maßangaben des Bauteils

Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025

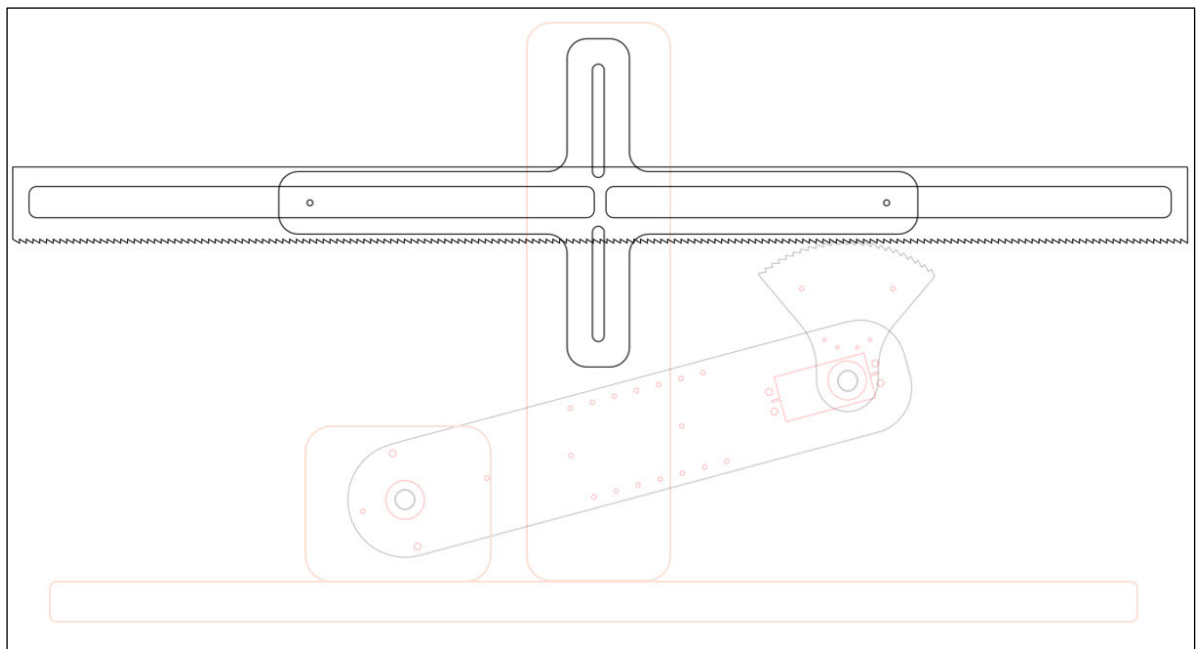


Abbildung 60: Gesamtübersicht des finalen Modells (ohne externe Last)

Zusammengesetzte Darstellung aller Bauteile auf der Grundplatte. Die Abbildung zeigt die mechanische Anordnung der Komponenten im Modell.

Nicht maßstabsgetreu

Quelle: Eigene Darstellung nach Prof. Bishop, 2025

Literaturverzeichnis

ACT Motor GmbH. ACT Motor GmbH 17HS4417.

Alcazar, Julian, Robert Csapo, Ignacio Ara, und Luis M. Alegre. 2019. „On the Shape of the Force-Velocity Relationship in Skeletal Muscles: The Linear, the Hyperbolic, and the Double-Hyperbolic“. [frontiersin.org](https://www.frontiersin.org/journals/physiology/articles/10.3389/fphys.2019.00769).
<https://www.frontiersin.org/journals/physiology/articles/10.3389/fphys.2019.00769> (letzter Zugriff: 14. Juni 2025).

AMX Racing. Produktdatenblatt DC5821.
<https://amewi.com/AMXRacing-DC5821LV-WP-Digital-Servo-Standard-218kg> (letzter Zugriff: 26. Juni 2025).

„Arten von Muskelgewebe“. 2023. [lecturio.de](https://www.lecturio.de/artikel/medizin/arten-von-muskelgewebe).
<https://www.lecturio.de/artikel/medizin/arten-von-muskelgewebe> (letzter Zugriff: 28. Mai 2025).

Barclay, Chris J., und Nancy A. Curtin. 2022. „The legacy of A. V. Hill’s Nobel Prize winning work on muscle energetics“. [wiley.com](https://physoc.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/JP281556).
<https://physoc.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/JP281556> (letzter Zugriff: 14. Juni 2025).

ChatGPT. 2025. „Gespräch mit einer KI zu Recherchezwecken“. OpenAI.
<https://chatgpt.com/> (letzter Zugriff: 04.08.2025).

Christen, Philipp, und Rolf Jaussi. 2005. Biochemie Eine Einführung mit 40 Lerneinheiten. Springer Verlag.

Ciferri, Alberto, und Alvin L. Crumbliss. 2018. „The Assembling and Contraction Mechanisms of Striated Muscles“. [frontiersin.org](https://www.frontiersin.org/journals/chemistry/articles/10.3389/fchem.2018.00570/full).
<https://www.frontiersin.org/journals/chemistry/articles/10.3389/fchem.2018.00570/full> (letzter Zugriff: 10. Juni 2025).

Czihak, G., und H. Langer. 1996. Biologie. 6. Aufl. Hrsg. H. Ziegler. Heidelberg: Springer- Verlag.

Dr. Craft, Naomi. 2002. Der menschliche Körper. München: arsEdition.

Dr. med. Nonnenmacher. 2024. „Herzmuskulatur“. [medlexi.de](https://medlexi.de/Herzmuskulatur?).
<https://medlexi.de/Herzmuskulatur?> (letzter Zugriff: 28. Mai 2025).

Espressif Systems. 2025. ESP32 Technical Reference Manual (Version 5.4).
https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_technical_reference_manual_en.pdf (letzter Zugriff: 26. Juni 2025).

Faller, Adolf, und Michael Schünke. 1999. Der Körper des Menschen - Einführung in Bau und Funktion. 13. Aufl. Stuttgart: Thieme.

Faller, Adolf, und Michael Schünke. 2020. Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion. 17. Aufl. Stuttgart: Thieme.

- Franchi, Martino V., Neil D. Reeves, und Marco V. Narici. 2017. „Skeletal Muscle Remodeling in Response to Eccentric vs. Concentric Loading: Morphological, Molecular, and Metabolic Adaptations“. <https://www.frontiersin.org/journals/physiology/articles/10.3389/fphys.2017.00447> (letzter Zugriff: 15. Juni 2025).
- Gerstorfer, Michael. 2004. Crashkurs Physiologie. 1. Aufl. München: Elsevier - Urban & Fischer.
- Horn, Florian. 2021. Biochemie des Menschen Das Lehrbuch für das Medizinstudium. 8. Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Jamara. Q7 Standard Servo. <https://jamara-shop.com/Servo-Q7-ST6212> (letzter Zugriff: 26. Juni 2025).
- Joy-IT. 2023. Datenblatt NEMA17-05-GM. <https://joy-it.net/files/files/Produkte/Drehstrommotoren/Nema17-05/Nema17-05GM-Datenblatt.pdf> (letzter Zugriff: 26. Juni 2025).
- Knupp, Carlo, und John M. Squire. 2019. „Myosin Cross-Bridge Behaviour in Contracting Muscle—The T1 Curve of Huxley and Simmons (1971) Revisited“. [mdpi.com](https://www.mdpi.com/1422-0067/20/19/4892). <https://www.mdpi.com/1422-0067/20/19/4892> (letzter Zugriff: 11. Juni 2025).
- Müller, Werner A., Stephan Frings, und Frank Möhrle. 2018. Tier- und Humanphysiologie Eine Einführung. 6. Aufl. Berlin: Springer Spektrum.
- Prof. Bishop, Nicholas. 2023. Biomechanik HAW SS23.
- Rassow, Joachim, Karin Hauser, Roland Netzker, und Rainer Deutzmann. 2016. Biochemie. 4. Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Reichelt. Produktdetails Master Servo DS4020. https://www.reichelt.de/de/de/shop/produkt/standardservo_6_kg_digital-226367 (letzter Zugriff: 26. Juni 2025).
- dos Remedios, Cris, und Darcy Gilmour. 2017. „An historical perspective of the discovery of titin filaments“. [springer](https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5498331/). <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5498331/> (letzter Zugriff: 13. Juni 2025).
- Schmid, Manuel, und Christopher N. Töpfer. 2021. „Cardiac myosin super relaxation (SRX): a perspective on fundamental biology, human disease and therapeutic“. The Company of Biologists Ltd. <https://journals.biologists.com/bio/article/10/2/bio057646/237268/Cardiac-myosin-super-relaxation-SRX-a-perspective> (letzter Zugriff: 10. Juni 2025).
- Schmidt, Robert F., Florian Lang, und Manfred Heckmann. 2010. Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie. 31. Aufl. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Tecchio, Paolo, Brent J. Raiteri, und Daniel Hahn. 2024. „Eccentric exercise=eccentric contraction“.

<https://journals.physiology.org/doi/epdf/10.1152/japplphysiol.00845.2023> (letzter Zugriff: 15. Juni 2025).

Wang, Zhexin, Michael Grange, Thorsten Wagner, Ay Lin Kho, Mathias Gautel, und Stefan Raunser. 2021. „The molecular basis for sarcomere organization in vertebrate skeletal muscle“. cell.com.

[https://www.cell.com/cell/fulltext/S0092-8674\(21\)00236-1](https://www.cell.com/cell/fulltext/S0092-8674(21)00236-1) (letzter Zugriff: 29. Mai 2025).

Wang, Zhexin, und Stefan Raunser. 2023. „Structural Biochemistry of Muscle Contraction“. annualreviews.org.

[https://www.annualreviews.org/docserver/fulltext/biochem/92/1/annurev-biochem-052521-](https://www.annualreviews.org/docserver/fulltext/biochem/92/1/annurev-biochem-052521-042909.pdf?expires=1749759746&id=id&accname=guest&checksum=EDB71294269121F185AEBF9F2C6CABEF)

[042909.pdf?expires=1749759746&id=id&accname=guest&checksum=EDB71294269121F185AEBF9F2C6CABEF](https://www.annualreviews.org/docserver/fulltext/biochem/92/1/annurev-biochem-052521-042909.pdf?expires=1749759746&id=id&accname=guest&checksum=EDB71294269121F185AEBF9F2C6CABEF) (letzter Zugriff: 13. Juni 2025).

Yamada, Kazuhiro. 2016. „Energetics of muscle contraction: further trials“. The Physiological Society of Japan and Springer Japan.

https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1880654624005808?ref=pdf_download&fr=RR-2&rr=95a1156f6b5c6a77 (letzter Zugriff: 4. Juli 2025).

Zhao, Jing, Xu Du, Wei Fang, Hongxia Zhu, und Binglin Yue. 2025. „Architecture and molecular machinery of skeletal myofibers: a systematic review of the structure–function relationships“. frontiersin.org.

<https://www.frontiersin.org/journals/cell-and-developmental-biology/articles/10.3389/fcell.2025.1602607/full> (letzter Zugriff: 29. Mai 2025).