
Frank Bächle

Optimierungsanalyse sportlicher Bewegungen

Die Suche nach optimalen Bewegungen mit algorithmischen Verfahren der Informatik
und modellierenden Verfahren der Biomechanik

Dissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Sozialwissenschaften

in der Fakultät

für Sozial- und Verhaltenswissenschaften

der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

2004

Gedruckt mit Genehmigung der
Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften
der Universität Tübingen

Hauptberichterstatter:	Prof. Dr. Ulrich Göhner
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Veit Wank
Dekan:	Prof. Dr. Andreas Boeckh
Tag der mündlichen Prüfung:	20. September 2004

Tübingen

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	5
2 Optimierungsanalysen	7
2.1 Optimierung sportmotorischer Techniken.....	7
2.2 Informationswissenschaftliche Optimierungsanalysen	12
2.3 Optimierungsanalysen von sportlichen Bewegungen.....	14
3 Simulation und Modellbildung.....	16
3.1 Simulation.....	16
3.2 Modellbildung	17
3.2.1 Zum Modellbegriff	17
3.2.2 Klassifikation von Modellen.....	20
3.2.3 Modellbildung – Modellanwendung.....	24
3.2.4 Modellaufbau	25
3.3 Die Werkzeuge für die Optimierungsanalyse.....	26
3.3.1 Modularer Systemaufbau.....	27
3.4 Arbeitsschritte zur Durchführung einer Optimierungsanalyse.....	29
4 Optimierungsanalyse am Beispiel einer fundamentalen Fertigkeit im Gerätturnen (Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck).	37
4.1 Bewegungsaufgabe	37
4.2 Aufarbeitung der fachmethodischen Literatur.....	38
4.3 Erkenntnisgewinn durch Modellierungen.....	40
4.4 Spezifische Fragestellungen	42
4.5 Erstellung einer Simulationseinheit zur Betrachtung der Bewegungsaufgabe Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck mit Hilfe eines Optimierungsalgorithmus	43
4.6 Starten der Optimierung	51
4.6.1 Auswahlkriterien.....	52
4.7 Ergebnisse der Optimierungsanalyse des Kippaufschwungs vorlings vorwärts am Reck	54

4.7.1 Klassifikation der Lösungen	54
4.7.2 Diskussion der Lösungen.....	56
4.7.3 Clusteranalyse als Hilfsmittel zur Ergebnisdiskussion.....	58
4.7.4 Vorüberlegungen zur Durchführung der Clusteranalyse	58
4.8 Auswertung der Ergebnisse	60
4.8.1 Durchführung der Clusteranalyse, zunächst für die Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$	60
4.8.2 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ und den Variablen der Stützpunkte des Schultermomentverlaufs (Variablen 1 bis 6)	61
4.8.3 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ und den Variablen der Stützpunkte des Hüftmomentverlaufs (Variablen 7 bis 12)	69
4.8.4 Diskussion der Ergebnisse aus der Clusteranalyse der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$	83
4.8.5 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 60 Nm$	85
4.8.6 Diskussion der Ergebnisse aus der Clusteranalyse der Spalte $T_{\max S} = \pm 60 Nm$	94
4.8.7 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 120 Nm$	95
4.8.8 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 120 Nm$ und den Variablen der Stützpunkte des Schultermomentverlaufs (Variablen 1-6).....	95
4.8.9 Diskussion der Ergebnisse aus der Clusteranalyse der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 Nm$	101
4.9 Interpretation der Ergebnisse	102
4.9.1 Allgemeines	102
4.9.2 Beantwortung der allgemeinen Fragen zum Untersuchungsgegenstand	102
4.9.3 Beantwortung der sportartspezifischen Fragen zum Untersuchungsgegenstand	104
5 Optimierungsanalyse am Beispiel einer Gliederkettenbewegung (beidhändiger Weitwurf eines Balles über den Kopf)	111
5.1 Problemstellung	111
5.2 Modellbildung als Hilfsmittel zur Klärung der Bewegungsstruktur von Würfeln. .113	
5.2.1 Wie hat die Bewegung von Gliederketten zu erfolgen, wenn sie das Bewegungsziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung verfolgen?.....	118
5.2.2 Ist die „prinzipiengetreue“ Bewegungsklassifizierung abhängig von der Leistungsklasse der Beweger?.....	121

5.2.3 Ist die „prinzipiengetreue“ Bewegungsausführung abhängig von der zu bewegenden Masse?	122
5.2.4 Ist die „prinzipiengetreue“ Bewegungsausführung geprägt von einem aktiven Stoppvorgang der proximalen Glieder?	123
5.3 Spezifische Fragestellungen	126
5.4 Erstellung einer Simulationseinheit zur Betrachtung der Bewegungsaufgabe der maximale Wurfweite mit einem beidhändigen Wurf über den Kopf mit Hilfe eines Optimierungsalgorithmus	127
5.5 Starten der Optimierung	140
5.5.1 Auswahlkriterien.....	141
5.6 Ergebnisse.....	141
5.6.1 Klassifikation der Lösungen	141
5.6.2 Diskussion der Lösungen.....	143
5.6.3 Vergleich der Optimalbewegungen anhand einzelner kinematischer Parameter.....	143
6 Zur Relevanz von zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen ausgewählter Gelenkpunkte bei der Beurteilung der Qualität von Gliederkettenbewegungen	160
6.1 Bisherige Betrachtungsweise bei Gliederkettenbewegungen.....	160
6.2 Auswirkungen des inversen kinematischen Problems.....	161
6.3 Berechnung der Bahngeschwindigkeit des distalen Punktes.....	164
6.4 Beispielhafte Berechnung der Bahngeschwindigkeit von Gelenkpunkt 4 (P4): ...	165
6.5 Beispielhafte Berechnung der Bahngeschwindigkeit von Gelenkpunkt 2 (P2): ...	170
6.6 Warum ist die Betrachtung der Bahngeschwindigkeiten ausgewählter Gelenkpunkte nicht ausreichend, um eine Gliederkettenbewegung endgültig beurteilen zu können?	171
6.7 Interpretation der Ergebnisse	180
6.7.1 Allgemeines	180
6.7.2 Interpretation der Simulationsergebnisse	182
7 Resümee	186
Anhang	188
Literaturliste	237

1 Einleitung

Optimierungsanalysen sportlicher Bewegungen sind seit den siebziger Jahren des letzten Jahrhunderts Gegenstand und Problembereich der biomechanischen Forschung. Dabei haben sich zwei Richtungen herausgeschält.

Die eine intensiv benutzte Methode beruht auf der statistischen Auswertung von realisierten Bewegungen (vgl. zum Beispiel Ballreich, 1976a; Ballreich, 1976b; Ballreich & Kuhlow, 1980). Beispielsweise werden damit Aussagen über den Anteil einzelner Teilbewegungen an der Gesamtbewegung gemacht. Diese Vorgehensweise wird auch Trendanalyse genannt. Dabei tritt das Problem auf, dass die vermessenen Bewegungen nur zum Zeitpunkt des Vermessens die optimalen Bewegungen sind; ob es bessere gibt, kann nur über Extra- oder Intrapolationen in Erfahrung gebracht werden. Mit dieser Methode können jedoch nicht grundsätzlich neue Bewegungen entdeckt werden.

Eine grundlegend andere Methode nutzt die deterministische Herangehensweise. Hierbei wird über die Aufstellung von problemadäquaten Bewegungsgleichungen versucht, die optimale Bewegung mit Hilfe der mathematischen Optimierungstheorie zu berechnen (vgl. zum Beispiel Bauer, 1983, S. 129-143; Hatze, 1974, S. 417-422). Diese Vorgehensweise benötigt eine genaue Vermessung von Probanden und gestaltet sich auch im Rechenaufwand sehr schwierig. Der Aufwand nimmt mit der Komplexität des Untersuchungsobjektes überproportional zu, so dass ab einer gewissen Komplexität keine Lösungen mehr gefunden werden können.

Optimierungsanalysen gibt es aber nicht nur in der Biomechanik. Sie sind auch Gegenstand in der Informatik. Hier wird der Computer mit Optimierungsalgorithmen als Hilfsmittel eingesetzt, um bei komplexen Problemstellungen nach optimalen Lösungen zu suchen. Die Vorgehensweise der informationswissenschaftlichen Optimierungsanalyse zeichnet sich durch die systematische Suche nach einer optimalen Lösung aus, bei der (fast) alle Lösungsmöglichkeiten berücksichtigt werden. Ein bekanntes und breites Anwendungsfeld für informationswissenschaftliche Optimierungsanalysen bieten ingenieurwissenschaftliche Probleme. Wenig bekannt ist die Anwendung bislang noch in der Sportwissenschaft, bzw. in der Bewegungsforschung.

Diese Verbindung zwischen informationswissenschaftlicher Optimierungsanalyse und den Optimierungsproblemen mit sportwissenschaftlichen Fragestellungen wurde bisher im Wesentlichen nur in zwei Fällen geleistet. Zum einen sind es die üblichen Material-

optimierungen von Sportgeräten (vgl. zum Beispiel Ertl, 2003; Maiber, 2001), zum anderen das Herausfinden der optimalen Trajektorie einer sportlichen Bewegungsaufgabe in Form von Fahrlinien beim Skifahren (vgl. Seifriz & Mester, 2001). Die Vorgehensweise, Lösungen komplexer Bewegungen unter verschiedenen Fragestellungen aus der Sportwissenschaft mit der Hilfe von Optimierungsalgorithmen zu finden und diese damit einem Analyseprozess zugänglich zu machen, ist bisher noch nicht unternommen worden. Die Zielsetzung dieser Arbeit ist so gewählt, dass sie diese Lücke schließt, was beim Aufbau der Arbeit wie folgt berücksichtigt wurde.

Beginnend mit Kapitel 2 wird auf die Bedeutung der verschiedenen Optimierungsanalysen für die Bewegungsforschung und letztendlich für diese Arbeit eingegangen.

Da die verwendeten Softwareprogramme ursprünglich nicht für die Suche nach einer optimalen Bewegung entwickelt wurden, müssen sie für diesen Zweck „präpariert“ werden. Zuerst ist es notwendig, Modelle sportlicher Bewegungen zu erstellen, um mit diesem Abbild der Realität Experimente durchführen zu können. In Kapitel 3 wird auf diesen Prozess der Simulation und Modellbildung eingegangen. Darüber hinaus werden in diesem Kapitel die weiteren Maßnahmen zur Verknüpfung von Optimierungsalgorithmus und Modell erklärt.

Nach diesen Vorbereitungen werden in den folgenden zwei Kapiteln explizit zwei sportliche Bewegungen unter sportwissenschaftlichen Fragestellungen untersucht und analysiert. Bei der ersten Untersuchung handelt es sich um einen Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck oder Barren. Die zweite Untersuchung betrifft eine Wurfbewegung, die unter der Zielsetzung der maximalen Weite untersucht wird. Die Zusammenfassung der Ergebnisse erfolgt jeweils am Ende der entsprechenden Kapitel.

Aufgrund der Ergebnisse aus der Wurfbewegung (Kapitel 5) wird in Kapitel 6 die bisher übliche Praxis in der Fachliteratur zur Bewertung von Gliederkettenbewegungen auf der Basis von zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen ausgewählter Gelenkpunkte diskutiert.

In Kapitel 7 werden weitere Anwendungsmöglichkeiten besprochen.

2 Optimierungsanalysen

In dieser Arbeit sollen Optimierungsanalysen von sportlichen Bewegungsabläufen durchgeführt werden. Dies setzt voraus, dass man weiß, in welchem Sinne die Optimierung durchgeführt wird. So kann Optimierung bedeuten, den Bewegungsablauf optimal zu gestalten. Es kann aber auch heißen, dass im Sinne der mathematischen Optimierungstheorie die optimale (also maximale bzw. minimale) Festlegung von Eigenschaften, Größen, zeitlichen Abläufen bestimmt wird, wobei Rand- und Nebenbedingungen zu beachten sind (vgl. Drosdowski, 1990, S. 553 und Lames, Perl & Uthmann, 1997, S. 92).

Im Folgenden wird sich zeigen, dass beide Bedeutungen in dieser Arbeit ihre Anwendung finden. Einerseits werden Rechenoperationen durchgeführt, die der mathematischen Optimierungstheorie zuzuordnen sind. Andererseits ist der damit verbundene Anspruch des strengen Determinismus bei dem äußerst komplexen System der (menschlichen) Bewegung, wie sich im Folgenden zeigen wird, sehr schwer oder gar nicht aufrecht zu erhalten.

„Generell sind diese Ansätze [wie sie hier in dieser Arbeit verwendet werden] dadurch gekennzeichnet, dass sie auf absolute Präzision und strengen Determinismus verzichten. Es geht vor allem darum, Lösungen zu einem Problem in den oft riesigen Suchräumen ‚überhaupt‘ zu finden: Man hat a priori nicht den Anspruch die *optimale* Lösung zu finden, sondern ist bereits zufrieden, wenn eine ‚gute‘ Lösung oder etwa eine Lösung, die z.B. 3% besser als die bisher bekannten Lösungen ist, ... gefunden werden kann“ (Lames, Perl & Uthmann, 1997, S. 92).

Zur Verdeutlichung der unterschiedlichen Vorgehensweise und der Relevanz für diese Arbeit sind die Diskussionen, die zur Optimierungsanalyse in der Biomechanik des Sports geführt wurden, hilfreich.

2.1 Optimierung sportmotorischer Techniken

Die beiden Ansätze, der mathematische Determinismus mit der Suche nach *der* optimalen Lösung und der „weichere“ Ansatz, bei dem gute Lösungen gesucht werden, finden sich ebenfalls in Arbeiten der Biomechanik des Sports. Beide Standpunkte wurden im deutschsprachigen Raum, vor allem in den sechziger bis weit in die achtziger Jahre des

letzten Jahrhunderts, zum Teil äußerst kontrovers diskutiert. Die Kontroverse, die ihren Höhepunkt ungefähr zwischen 1974 und 1984 hatte, lag vor allem in den unterschiedlichen Einschätzungen des Gegenstandes der Biomechanik des Sports und der dadurch abgeleiteten Vorgehensweise der Analyse (vgl. zum Beispiel Ballreich, 1972; Ballreich, 1978a; Ballreich, 1978b; Ballreich, 1980; Ballreich & Kuhlow, 1974; Ballreich & Kuhlow, 1980; Hatze, 1973; Hatze, 1974; Hatze, 1976a; Hatze, 1976b; Hatze, 1978; Hatze, 1984; Mendoza, 1989; Stucke, 1989).

Ohne diese Kontroverse zu rekapitulieren, zeigt sich, dass die Diskussion der Standpunkte für die Definition und Zielsetzung der Optimierung dieser Arbeit hilfreich ist, da sie verschiedene Sichtweisen, die es mit einzubeziehen gilt, beleuchtet.

Bei der Optimierung sportlicher Bewegungsabläufe gibt es Analysen, die auf einem deterministischen Modellansatz basieren (vgl. zum Beispiel Bauer, 1983, S. 129-143; Hatze, 1974, S. 417-422; Huber, 1989; Latash, Aruin & Zatsiorsky, 1999, S. 3-30; Sust, 1996, S. 196-218), während andere vorwiegend gemischte deterministisch-indeterministische Modelle wählen (vgl. zum Beispiel Kollath, 1996; Menzel, 1998, S. 525-528; Stucke, 1992, S. 8-29).

Eine deterministische Modellierung bietet sich bei streng mechanischer Betrachtung an. Wenn eine biomechanische Fragestellung auf die Optimierung der Bewegung abzielt, ist es von Vorteil, wenn die Zustandsgleichungen des Systems auf mechanischem Hintergrund basieren. Damit ist ein Zusammenhang zwischen Antriebsmomenten und der eigentlichen Bewegung gegeben. Über die Auflösung der Systemdifferentialgleichungen kann dann eine mathematische Optimierung gefunden werden. Hatze (1976b, S. 157) sieht in der mathematischen Optimierung die einzige Möglichkeit, um optimale Bahnkurven sportlicher Bewegungsabläufe nach einem vorgegebenem Leistungskriterium zu erhalten. Auf der Basis dieser Annahme leitete er seine „Fundamentalthypothese“ her. Mit ihr soll „das Grundsätzliche des willkürlichen Bewegungsprozesses in einem fundamentalen Gesetz“ ausgedrückt werden (Hatze, 1976b, S. 159).

Seine Fundamentalthypothese wird entsprechend formuliert: „Für jede vorgegebene (sportliche) Leistungsaufgabe und für jedes Individuum gibt es einen – und nur einen – vom motorischen System produzierten Transitionsprozeß, der den stipulierten Rand- und Nebenbedingungen genügt und durch den das aufgabenspezifische Leistungskriterium minimiert oder maximiert wird. Dieser Prozeß ist der optimale Transitionsprozeß und enthält die sichtbare Optimalbewegung als Submenge“ (Hatze, 1976b, S. 164-165). Die Zielsetzungen der „mathematischen Optimierungsverfahren beanspruchen somit,

die maximale individuelle sportmotorische Leistungshöhe exakt voraussagen, und lassen sich deshalb in zutreffender Weise unter die allgemeine Zielsetzung ‚Optimierung sportlicher Bewegungen‘ einordnen“ (Ballreich, 1980, S. 159). Die wichtige Aussage der Hypothese, dass es nur eine Optimallösung für eine Bewegungsaufgabe gibt, wird später bei der Analyse der in dieser Arbeit ausgewählten sportlichen Leistungsaufgaben aufgegriffen und überprüft (vgl. Kapitel 4 und Kapitel 5).

Damit ein in ein mathematisches Modell umgesetzter sportlicher Bewegungsablauf mittels einer Rechnersimulation optimiert werden kann, sind folgende Teilaufgaben zu lösen (vgl. Bauer, 1983, S. 129-143, am Beispiel einer Riesenfelge am Reck).

Es müssen

- die biomechanischen Modellgleichungen bestimmt,
- die Modellgleichungen des neuromuskulären Regelungs- und Steuerungssystems erstellt,
- die Optimierungsgleichungen berechnet (die optimale Steuerungsfunktionen gefunden werden),
- die Gleichungen für die Rechnersimulation programmiert,
- die Simulationsergebnisse mit Messungen am realen System verglichen,
- die Modellgleichungen und das Optimierungskriterium korrigiert oder verbessert und
- die Ergebnisse in die Praxis umgesetzt werden.

Die optimalen Steuerungsfunktionen werden durch numerische Berechnungen von mechanischen Bewegungsgleichungen gefunden. Dabei gibt es verschiedene Rand- und Nebenbedingungen, die während den Iterationen beachtet werden müssen (zum Beispiel kann die Anfangs- mit der Endposition eines Reckturners übereinstimmen). Die Vorgehensweise im Forschungsprozess beim deterministischen Ansatz sieht damit eine Modellbildung am Anfang vor. Die Validität wird erst in einem zweiten Schritt überprüft (vgl. Willimczik, 1999, S. 67).

Der deterministischen Vorgehensweise bei der Optimierung einer sportlichen Bewegung steht der gemischt deterministisch-indeterministische Ansatz gegenüber. Als wesentliche Bedingung für die Optimierung sportmotorischer Leistungen mit diesem Ansatz „ist die Entwicklung praktikabler biomechanischer Test- und Messverfahren“ zu sehen (Ballreich, 1972, S. 32). Die Zielsetzung der deterministisch-indeterministischen Optimierungsanalyse, auch statistische Trendanalyse genannt, ist es, nur eine statisti-

sche Wenn-dann-Aussage zu ermöglichen: „Wenn eine vergleichbare Änderung des Betrags biomechanischer Einflußgrößen vorliegt, dann ist eine Voraussage über die wahrscheinliche Einflußhöhe dieser Größen auf die sportmotorische (Teil-)Leistung möglich“ (Ballreich, 1980, S. 159). Da in diesem Forschungsansatz der Schwerpunkt auf dem Herausfinden stochastischer Gesetzmäßigkeiten zwischen einzelnen Bewegungsmerkmalen und der zu optimierenden Leistung mit Hilfe statistischer Optimierungsverfahren liegt, spielen mechanische Gesetzmäßigkeiten nur eine untergeordnete Rolle (vgl. Willimczik, 1999, S. 67). Die Vorgehensweise bei dem gemischten deterministisch-indeterministischen Ansatz geht somit von realisierten Bewegungsabläufen von Sportlern aus. Das bedeutet, dass sich die empirisch-statistische Modellbildung überwiegend auf die Optimierung von sportartspezifischen Fertigkeiten, also zum Beispiel den Speerwurf, den Weitsprung, den Kippaufschwung an einem Reck oder Barren, konzentriert (vgl. Göhner, 1987, S. 25; Willimczik, 1999, S. 67). „Als empirisch-statistisch wird diese Modellbildung bezeichnet, weil statistische Verfahren konstituierend für sie sind“ (Willimczik, 1999, S. 67). In einem zweiten Schritt werden die voraussichtlich relevanten Merkmale gemessen, um basierend auf diesen Merkmalen ein Modell zu erstellen und mit Hilfe von statistischen Mitteln die Modellpassung zu überprüfen.

Es wird ersichtlich, dass die angesprochenen Ansätze in der Regel von dem jeweiligen Standpunkt der Forscher, und zwar von ihrem Verständnis der Biomechanik des Sports, abhängen. Eine mathematisch-deterministische Formulierung des biologischen Systems Mensch wäre wünschenswert, wenn es darum geht, die inneren und äußeren Vorgänge mittels Bewegungsgleichungen zu formulieren und anhand dieser zu optimieren. Es zeigt sich jedoch sehr häufig, dass das Untersuchungsobjekt (die menschliche Bewegung) zu komplex ist, um es vollständig deterministisch darzustellen. Der Versuch, alle Merkmale einer optimalen Bewegung zu nennen, ist aufgrund der Komplexität des menschlichen Bewegungssystems nahezu unmöglich. Dies liegt unter anderem an den unzähligen (unabhängigen) Freiheitsgraden, die die menschliche Bewegung ausmachen (dies verdeutlichen zum Beispiel die von Wiemeyer & Friederich (2001, S. 182) vorgestellten Gelenk- und Muskelfreiheitsgrade, sowie neuronale, biochemische, elastische, dynamische und intentionale Freiheitsgrade, welche noch nicht das vollständige Spektrum der Möglichkeiten aufweisen).

Eine Approximation des realen Systems ist daher unvermeidbar (vgl. Stucke, 1989, S. 32). Um den biologischen Voraussetzungen des Menschen gerecht zu werden, kann deshalb nicht davon ausgegangen werden, dass nur die Gesetzmäßigkeiten der Mecha-

nik ausreichen. „Es sind nicht mehr deterministische, sondern nur noch stochastische Gesetze, die lediglich im Sinne von Wahrscheinlichkeiten nachweisbar erscheinen“ (Willimczik, 1999, S. 22).

Allgemein ist es vor einer Optimierungsanalyse äußerst wichtig, das Optimierungsziel genau zu formulieren und zu kennen. Dieses Optimierungsziel bestimmt die Vorgehensweise bei der Analyse der sportlichen Bewegung. Einerseits kann eine Analyse konkurrierender sportmotorischer Techniken auf Effektivität vorgenommen werden, „um festzustellen, welche dieser Techniken einen höheren Grad der Ansteuerung von Bewegungszielen im Sport aufweist“ (Ballreich, 1996, S. 29). Andererseits kann die „Entwicklung einer – gegenüber bereits verfügbaren – in höherem Maße zielangepassten neuartigen sportmotorischen Technik“ das Ziel einer Optimierung sein (Ballreich, 1996, S. 29). Die erstgenannte Analyse bedient sich vor allem der statistischen Modellbildung, während sich für die zweite Zielformulierung auch der deterministische Ansatz anbietet. Es können nur dann neuartige sportmotorische Techniken entwickelt werden, wenn dies unabhängig von den bisher praktizierten Techniken stattfindet. Es zeigt sich, dass Weltklasseathleten mit „ihrer“ individuellen Technik erfolgreich sind. Oftmals scheitern jedoch andere Athleten an der Aufgabe, die Techniken der Experten zu kopieren. Wird in diesem Fall eine empirische Sollwertbestimmung anhand der Expertentechnik mit Hilfe der statistischen Modellbildung vorgenommen, kann eine Aussage getroffen werden, welche Möglichkeiten im Rahmen des Machbaren liegen (vgl. z.B. Ballreich, 1996, S. 31). Die Frage, ob diese Technikausführung das (globale) Optimum im Sinne der mathematischen Optimierungstheorie darstellt, ob also mit ihr das Bewegungsziel bestmöglich erreicht werden kann, ist mit dieser Vorgehensweise nur ungenügend zu beantworten. In diesem Fall muss man sich von der Analyse einer von Experten ausgeführten Bewegung lösen und sollte somit auf die Vorgehensweise mit dem deterministischen Ansatz zurückgreifen. Man muss alle auf das Bewegungsziel hinsteuernden möglichen Bewegungen zulassen. Erst wenn alle möglichen Bewegungsvariationen beachtet werden, ist eine Entscheidung möglich, ob es sich um die (für dieses Modell) beste Lösung der Bewegungsaufgabe handelt. Wie oben erwähnt, können wegen der Komplexität des Untersuchungsobjektes weder der rein mechanisch-theoretische Ansatz, noch der empirisch-statistische Ansatz dieses für sich alleine leisten.

Dieser Forderung, alle möglichen Bewegungsvariationen im Analyseprozess zu berücksichtigen, die auf das gewählte Bewegungsziel hinsteuern, kann nur durch eine Abstraktion des Untersuchungsgegenstandes entsprochen werden. Hier werden Hilfsmittel be-

nötigt, die es ermöglichen, die optimale Lösung einer Bewegung trotz einer hohen Komplexität des Untersuchungsgegenstandes zu finden. Diese Lösung der Bewegung sollte aber trotzdem auf mechanischen Gesetzmäßigkeiten fundiert sein. Diese Ansätze finden sich in informationswissenschaftlichen Optimierungsanalysen wieder, wie sie im Folgenden behandelt werden.

2.2 Informationswissenschaftliche Optimierungsanalysen

Systematische Ansätze zum Auffinden von extremen Funktionswerten in komplexen n-dimensionalen Suchräumen stellt die Informatik und die Bioinformatik in Form von Optimierungsalgorithmen zur Verfügung. Vor allem die technische Industrie steht bei Optimierungsaufgaben oft vor Problemstellungen, die aufgrund ihrer Komplexität keine trivialen Lösungswege beinhalten. Dabei soll aus einer extrem großen Menge möglicher Lösungen die Beste oder zumindest eine sehr gute Lösung gefunden werden.

Ein komplexes Beispiel, bei dem die optimale Lösung mit Hilfe eines Computerprogramms ermittelt wird, ist die Beladung eines sehr großen Containerschiffes. Die Anordnung der Container muss dabei nach mehreren Gesichtspunkten (Bewertungsfunktion oder Zielfunktion) erfolgen. Um so besser (optimaler) die Container gestapelt werden, um so geringer ist die Aufenthaltszeit in den einzelnen Häfen. Dabei müssen auch Beschränkungen (Limits oder besser: Constraints) beachtet werden. Ein paar mögliche Regeln und Constraints sollen zur Veranschaulichung genannt werden. So muss bei der Anordnung der Container zum Beispiel beachtet werden, dass

- ein schnelles Entladen der Container möglich ist. Es müssen jene Container möglichst weit oben gelagert sein, die bei der Anfahrt des ersten Zielhafens benötigt werden, während die Container für den letzten Zielhafen möglichst weit unten platziert sein sollten.
- die Stabilität des Schiffes durch geschickte Gewichtsverteilung mittels der Container gewährleistet wird.
- die räumlichen Verhältnisse berücksichtigt werden (z.B. müssen bei Tiercontainern die Luft- und Nahrungsversorgung möglich sein oder Kühlcontainer müssen in der Nähe eines Stromaggregats angeordnet werden).

Für solche und weitere Optimierungsaufgaben wurden in den sechziger Jahren des letzten Jahrhunderts evolutionäre Algorithmen (EA) entwickelt. „Zur Entstehung dürfte einerseits das Gedankengut der Kybernetik beigetragen haben. Andererseits ermöglichte es die allmähliche breitere Verfügbarkeit elektronischer Rechenanlagen, EA praktisch anzuwenden“ (Nissen, 1994, S. 15).

Die Suche nach einem Optimum bei verschiedenen Problemstellungen ist das zentrale Anliegen der Vorgehensweise von informationswissenschaftlichen Optimierungsanalysen. Abstrakt gesprochen besteht die Aufgabe der Optimierung darin, bei einer gegebenen Menge X und einer gegebenen Funktion $f : X \rightarrow R$, ein $x \in X$ zu finden, bei dem der Funktionswert $f(x)$ groß (oder klein) ist. Im Optimalfall ist der Funktionswert maximal (bzw. minimal).

„Mit diesem sehr allgemeinen Optimierungsbegriff kann man viele Aufgaben des täglichen Lebens, der Informatik oder irgendeiner anderen Disziplin als Optimierungsprobleme auffassen, es ist lediglich eine *Bewertungsfunktion* oder *Zielfunktion* $f(\cdot)$ erforderlich. Die Menge X der möglichen Lösungen wird auch als *Suchraum* bezeichnet“ (Poland, 2002, S. 55). Die Formulierung der Zielfunktion ist dabei essentiell für das Auffinden der Lösungen und beeinflusst die Qualität dieser.

Übertragen auf den in dieser Arbeit anstehenden Sachverhalt stellt die Menge X im Suchraum die Menge aller (innerhalb von festgelegten Nebenbedingungen und Randbedingungen) möglichen (sportlichen) Bewegungen dar. Wenn eine Bewegung x gefunden wird, bei der der Funktionswert $f(x)$ ein Extremum einnimmt, ist eine optimale Bewegung gefunden. Die Suche nach dem Minimum stellt keine Einschränkung dar, da durch die Minimierung der negativen *Zielfunktion* $-f(\cdot)$ das Maximum gefunden wird. Die Bewertungsfunktion könnte zum Beispiel so gewählt werden, dass der Energieaufwand, der für die Bewegung notwendig ist, minimal ausfällt (wie zum Beispiel bei Bauer, 1983, S. 141 oder Hatze, 1973, S. 138). Es gibt weitere mögliche Kriterien, die eine optimale Bewegung kennzeichnen können (vgl. S. 45). Ob die ermittelte optimale Lösung ein globales oder ein lokales Maximum im Suchraum darstellt, ob es neben dieser optimalen Lösung eine noch bessere gibt, kann nicht sofort beantwortet werden (vgl. dazu Anhang D).

Soll eine Bewegung, wie zum Beispiel der Wurf eines Balles beidhändig über den Kopf, auf das Bewegungsziel „maximale Wurfweite“ optimiert werden, müssten alle erdenklichen Möglichkeiten des Wurfes (mit Beachtung der Bewegungsregeln als Nebenbedin-

gungen) durchgeführt werden (vgl. S. 111 ff). Erst danach kann bestimmt werden, welches die beste, die optimale Bewegung ist. Es leuchtet ein, dass diese Aufgabe einen Athleten überfordern würde bzw. nicht erfüllbar ist.

Aus diesem Grund wird mit Hilfe einer geeigneten Mehrkörpersystem-Software (MKS-Software) ein Hanavanmodell am Computer erzeugt. Dieses Modell gehorcht den Gesetzen der Mechanik (vgl. S. 27). Durch die Möglichkeit, variable Drehmomente über die Zeit hinweg an Gelenken wirken zu lassen, können verschiedene Manipulationen und Lokomotionen erzeugt und somit viele, sehr unterschiedliche Bewegungen „produziert“ werden. Auch hier zeigt sich, dass es (bei komplexen Bewegungen) nahezu unmöglich ist, die optimale Bewegung durch die Methode von Trial and Error, also durch eine Eingabe aller möglichen Drehmomentverläufe von Hand, zu finden. „Moreover, the more complex the motion which is to be optimized, the less is the probability of achieving the goal by the method of trial and error in a reasonable period of time“ (Hatze, 1973, S. 138). Bei äußerst komplexen Modellierungen und Bewegungen sind auch der numerischen Lösung von Bewegungsgleichungen Grenzen im Hinblick auf Zeitaufwand und Genauigkeit der Lösung gesetzt. Daher bieten sich die oben erwähnten informationswissenschaftlichen Optimierungsanalysen für die Analyse von sportlichen Bewegungen an. Mit ihnen ist es möglich, wie im Folgenden zu sehen ist, dem Anspruch des komplexen Untersuchungsgegenstandes der sportlichen Bewegung Rechnung zu tragen.

2.3 Optimierungsanalysen von sportlichen Bewegungen

Da die evolutionären Algorithmen sich bei Optimierungsaufgaben komplexer Systeme bewährt haben, bieten sie sich auch bei der Lösung von Optimierungsproblemen komplexer Systeme in der Biomechanik des Sports an. In wenigen Fällen sind mit Optimierungsalgorithmen erste Versuche, wie zum Beispiel Materialoptimierungen von Sportgeräten (vgl. zum Beispiel Ertl, 2003; Maißer, 2001), sowie Optimierungen von Verlaufsbahnen (z.B. der Fahrlinie beim alpinen Skirennlauf) (vgl. Seifriz & Mester, 2001) oder andere Optimierungsaufgaben (vgl. z.B. Binding, Jinha & Herzog, 2000; Wiemeyer & Friederich, 2001) unternommen worden.

In dieser Arbeit sollen systematisch mit dem Einsatz von Optimierungsalgorithmen und eines biomechanischen Körpermodells (aktives Bewegervermodell) unterschiedliche Frage- und Zielstellungen zu verschiedenen sportlichen Bewegungen bearbeitet werden.

Die Lösungen werden danach auf der Basis von Expertenwissen und mechanischen Gesetzmäßigkeiten diskutiert.

Der Aufbau eines biomechanischen Modells mit Hilfe einer MKS-Software entspricht dem oben beschriebenen deterministischen Ansatz (vgl. S. 22). Die Strategie der Optimierungsalgorithmen ist an der mathematischen Optimierungstheorie orientiert, wobei hier stochastische Verfahren ebenfalls eine Rolle spielen (vgl. Anhang D).

Daran schließt die Optimierungsanalyse der gefundenen Lösungen (Bewegungen) an. In dieser Analyse werden auch indeterministische, stochastische Analyseverfahren verwendet. Es handelt sich somit um einen Mittelweg zwischen deterministischen und indeterministischen Verfahren. Beide Vorgehensweisen der Optimierung müssen bei dieser Analyse verwendet werden, um zu einem Ergebnis zu gelangen:

- Die Optimierungsalgorithmen verwenden die Daten, die von einer Bewegungssimulation auf der Basis von mechanischen Bewegungsgleichungen stammen, um ein oder das Optimum aus der äußerst hohen Anzahl von möglichen Bewegungen des Modells zu finden.
- Die Ergebnisse werden in einem gemischt deterministisch-indeterministischen Ansatz analysiert, um grundsätzliche Aussagen zur Bewegung treffen zu können.

Die Bewegungssimulation auf der Basis von mechanischen Bewegungsgleichungen ist neben der Validität der errechneten Bewegung auch für die Reproduzierbarkeit der Bewegung im Analyseprozess wichtig. Der gemischt deterministisch-indeterministische Ansatz ist erforderlich, damit von den Optimierungsalgorithmen überhaupt die Optimallösung im komplexen Suchraum gefunden werden kann. Weiterhin sind die stochastischen Analyseverfahren für die Auswertung der gefundenen Lösungen unter sportwissenschaftlicher Fragestellung notwendig.

Ein zentrales Anliegen dieser Arbeit ist die Simulation und Modellbildung. Nur mit einem im Computer entworfenen biomechanischen Bewegervermodell können die vielen für die Optimierungsanalyse erforderlichen Bewegungen (und kinetischen, bzw. kinematischen Daten) errechnet werden. Im folgenden Kapitel werden die Begriffe Simulation und Modellbildung erläutert. Außerdem wird gezeigt, welche Arbeitsschritte für die Modellierung von MKS- Modellen notwendig sind.

3 Simulation und Modellbildung

Seit Galileo Galilei (um 1593) werden Experimente verwendet, um Vorgänge in der Natur nachzubilden und sie dadurch verständlich zu machen. Um hinter die Gesetzmäßigkeit der Bewegung von Körpern zu kommen, ließ Galilei Kugeln in einer Fallrinne hinunterrollen und bestätigte damit seine zuvor aufgestellten Hypothesen. Experimente sind auch heutzutage überall dort anzutreffen, wo Phänomene erklärt und voraussagbar gemacht werden sollen. Experimente beinhalten sehr oft eine Simulation des zu betrachtenden Systems (der Abläufe in der Natur) mit Hilfe von Modellen. Simulation und Modell sind zentrale Begriffe im Zusammenhang eines Experiments und sollen daher im Weiteren näher betrachtet werden.

3.1 Simulation

Simulation kann in einem engen Sinne als die Anwendung eines Modells und das Experimentieren mit einem Modell verstanden werden. Dabei findet bei einem mechanischen System die Vorausberechnung einer Bewegung innerhalb von Zwangs- und Rahmenbedingungen statt (vgl. zum Beispiel Brüggemann, 1996, S. 209; Glitsch, 2001, S. 3).

Simulation kann aber auch - gemäß der Definition der VDI-Richtlinie 3633 - in einem weiten Sinne verstanden werden als „das Nachbilden eines Systems mit seinen dynamischen Prozessen in einem experimentierfähigen Modell, um zu Erkenntnissen zu gelangen, die auf die Wirklichkeit übertragbar sind“ (vgl. VDI-Richtlinie 3633). Dieses weite Verständnis soll dieser Arbeit zugrunde gelegt werden.

In dieser Kennzeichnung stecken damit (mindestens) drei Kernpunkte:

- Das interessierende System ist in einem Modell nachzubilden.
- Diese Nachbildung ist so anzulegen, dass mit ihr die relevanten dynamischen Prozesse abgebildet werden können.
- Die Ergebnisse aus den Experimenten sollen zu Erkenntnissen führen (die auf die Wirklichkeit übertragbar sein sollten).

Simulation ist somit mehr als eine bloße Rekonstruktion des dynamischen Verhaltens des modellierten Systems. Es beinhaltet auch den Akt der Modellbildung und, damit das Modell die relevanten Erkenntnisse liefern kann, die Notwendigkeit der Reflexion über das gebildete Modell. Damit eine Simulation erfolgen kann, muss daher klar sein, wel-

che Erkenntnisse von Interesse sind. Sind die Erwartungen an den Erkenntnisgewinn bekannt, determinieren sie als Zielsetzung die Modellbildung und damit die Berechnung der dynamischen Prozesse mit diesem System. Der Vorgang dieser Berechnung wird im weiteren Verlauf als „Bewegungssimulation“ oder auch als „Simulationslauf“ bezeichnet, der „unter Anwendung mechanischer Gesetzmäßigkeiten und unter Berücksichtigung der wirkenden Kräfte und Drehmomente und der für das System geltenden Zwangsbedingungen“ (Glitsch, 2002, S. 126) durchgeführt wird. Die zeitliche Dauer für diesen Vorgang ist die „Simulationsdauer“. Dabei ist es unabhängig, ob die Bewegungssimulation auf der Basis eines physischen Modells oder eines rechnergestützten Modells durchgeführt wird. Wie dieser Ablauf oder diese Berechnung der Bewegung in den Untersuchungen dieser Arbeit durchgeführt wird, wird im Folgenden erläutert. Doch zuvor wird der Begriff Modell und der zentrale Punkt der Modellbildung erklärt.

3.2 Modellbildung

Der folgende Abschnitt gibt eine Übersicht über den Modellbegriff und die Anwendung von Modellen in dieser Arbeit.

3.2.1 Zum Modellbegriff

Sobald sehr komplexe Sachverhalte untersucht werden, wird auf das Hilfsmittel „Modell“ zurückgegriffen. Modelle bilden immer nur einen begrenzten Ausschnitt des Originals ab. Das Modell ist somit ein abstraktes Abbild eines Systems (vgl. Perl, 2002, S. 15). Es stimmt also nicht in allem mit dem Original überein. Es besitzt aber die für den Forscher und die Untersuchung entscheidenden Eigenschaften. Die drei wichtigsten Hauptmerkmale eines Modells sind (in Anlehnung an Bossel, 1992; Glitsch, 2002 und Stachowiak, 1973)

- der Pragmatismus,
- der Abbildungscharakter und
- die Vereinfachung.

Das Modell zeichnet sich durch Pragmatismus aus, wenn es, dem Zweck angepasst, einen hohen Nutzen erbringt. Der Nutzen des Modells zeigt sich erst dann, „wenn die Anwender mit dem Modell, den Regeln entsprechend, umgehen können und den Ergebnissen für sie sinnvolle Bedeutung zuschreiben können“ (Glitsch, 2001, S. 16). Der Abbildungscharakter zeigt sich in einem begrenzten Ausschnitt des Originals. Das Modell

dient der Prognose des Systemverhaltens und der Diagnose des Systemzustandes (vgl. Perl & Uthmann, 1997, S. 43). Dabei ist es „einerseits wichtig, die für den Modellzweck bzw. die Fragestellung relevanten Parameter zu identifizieren ... Andererseits muss die Abbildung so gewählt sein, dass sie natürlich nicht nur alle möglichen Merkmalsausprägungen eindeutig abbildet, sondern auch wieder den Rückschluss auf das Original zulässt“ (Glitsch, 2002, S. 111). Ein Modell ist demnach nur dann ein (brauchbares) Modell, wenn es das als relevant erachtete Phänomen des Originals berücksichtigt. Letztendlich ist die Frage nach der Güte des Modells zu lösen (vgl. Haag, 1996, S. 27). Es geht also um die Frage, ob das Modell eine Gültigkeit besitzt, indem es tatsächlich ein realistisches Systemverhalten widerspiegelt. Dies ist auch „das pragmatische Merkmal der Modellbildung: Modelle sind nicht per se ihren Originalen zugeordnet, sondern erfüllen ihre Funktion nur für einen bestimmten Personenkreis, sie haben nur temporäre Gültigkeit, und sie beanspruchen ihre Gültigkeit nur für einen bestimmten Zweck“ (Lames, 2001, S.68).

Auch in der Bewegungswissenschaft ist die Verwendung von Modellen üblich. Es werden materielle oder physische Modelle als Ersatz von natürlichen Strukturen (zum Beispiel Prothesen von Gliedmaßen) oder zur Erklärung von komplexen Systemabläufen (zum Beispiel das Modell einer Radschleuder zur Veranschaulichung einer Gliederkettenbewegung, vgl. Bächle, 2001, S. 234-235), verwendet. In jüngerer Zeit werden dagegen vermehrt computergenerierte Modelle benutzt, um die Vorgänge komplexer biomechanischer Systeme begreifbar zu machen. Die Modelle, die in der Regel in der Bewegungswissenschaft genutzt werden, sind (dynamische) aktive Modelle. Sie thematisieren die Funktionsweise des Originals (vgl. Haag, 1996, S. 25), das bedeutet, dass bei ihnen der Zusammenhang zwischen der Ursache der Bewegung - den Kräften - und dem Ereignis - der Änderung des Bewegungszustandes eines Körpers - abgebildet wird. Dagegen bilden die (statischen) passiven Modelle lediglich die Struktur des Originals ab (zum Beispiel Spielzeugautos, Modell eines Hauses).

Die Methode der Modellierung in der Bewegungswissenschaft wird mit verschiedenen Absichten eingesetzt (in Anlehnung an Brüggemann, 1996, S. 207; 1998, S. 20; Glitsch, 2001, S. 22 und Perl & Uthmann, 1997, S. 71):

- Sie soll eine Theoriebildung im Sinne einer Grundlagenforschung nach allgemeinen Gesetzmäßigkeiten ermöglichen.

- Sie soll die mehr oder weniger komplexen Phänomene und Zusammenhänge eines biologischen Systems erklären, wobei es sich damit um das Beschreiben und Prognostizieren von Abläufen und Ereignissen handelt.
- Sie soll die Bestimmung von nicht unmittelbar messbaren Größen durch Experimente ermöglichen, auch wenn aufgrund der Gegebenheiten die Verwendung empirischer Messverfahren in vivo nicht möglich sind. Sie wird also bei jenen Fällen eingesetzt, bei denen klassische Experimente zu gefährlich, zu aufwändig oder gar nicht durchführbar sind.
- Sie soll die Veranschaulichung von Abläufen und Ereignissen ermöglichen. Das Modell wird in diesem Fall zu Demonstrationszwecken zu verwenden.

Die Forschungsmethoden können dabei zwei Richtungen einschlagen: die direkte Dynamik oder die indirekte Dynamik. Die direkte Dynamik, auch Vorwärtsdynamik bezeichnet, berechnet die Kinetik auf der Basis von vorgegebenen Kräften. Es wird dadurch ein direkter Zusammenhang zwischen der Ursache der Bewegung – den Kräften – und der Kinematik hergestellt. Diese Methode führt in der Regel zu einer eindeutigen Lösung. Dagegen werden bei der indirekten Dynamik auf der Basis einer vorgegebenen Kinematik (Bewegung) die Ursachen (Kräfte) berechnet. Dadurch können zum Beispiel die aufgewandten Kräfte einer real durchgeführten und auf Video aufgezeichneten sportlichen Bewegung ermittelt werden. Bei dieser Methode können in der Regel mehrere und damit nicht eindeutige Lösungen entstehen, da auch unterschiedliche Momentverläufe zu gleichen Bewegungen führen können.

Das Vorgehen bei der **direkten Dynamik** ist an der Auflösung jener mechanischen Grundgleichung (Zweites Newtonsches Gesetz) orientiert, bei der die Änderung $\ddot{\vec{s}}$ des Bewegungszustands eines Körpers über $\ddot{\vec{s}} = \frac{\vec{F}}{m}$ berechnet wird (bei konstanter Masse):

$$\boxed{\ddot{\vec{s}} = \dot{\vec{v}} = \vec{a} = \frac{\vec{F}}{m}} \quad 3.1$$

mit $\ddot{\vec{s}} = \dot{\vec{v}} = \vec{a}$: Beschleunigung
 \vec{F} : beschleunigende Kraft
 und m : Masse

Während beim Vorgehen der **indirekten Dynamik** die Kraft \vec{F} über die Impulsänderung $d\vec{p}$ im Zeitintervall dt berechnet wird:

$$\boxed{\vec{F} = \frac{d\vec{p}}{dt} = m \cdot \dot{\vec{v}}} \quad 3.2$$

Generell bilden dementsprechend (dynamische) Modelle den Zusammenhang zwischen Ursache und Wirkung ab. Zur Untersuchung dieses Zusammenhangs werden in der Bewegungswissenschaft verschiedene materielle, virtuelle, mathematische und andere Modelltypen und Modellkonzepte verwendet (vgl. zum Beispiel Bächle, 2001; Bächle, 2003a; Bächle, 2003b; Bauer, 1987; Brunke, 2003; Göhner, 1999; Haag, 1996; Krieg, 1992; Mader & Allmer, 1996; Mester & Perl, 1998; Perl, Lames & Glitsch, 2002; Schiebl, 2003a; Schiebl, 2003b; Schmalz, 1993; Zatsiorsky, 1980).

Mit Hilfe der folgenden Darstellung von Modellattributen soll eine Zuordnung und Einteilung dieser Modellvielfalt geleistet und die Einteilung und damit eine Einschätzung der in dieser Arbeit verwendeten Modelle ermöglicht werden.

3.2.2 Klassifikation von Modellen

Es ist nicht möglich alle unterschiedlichen Modelltypen vollständig und umfassend zu klassifizieren. Das zeigen auch schon die verschiedenen Nennungen von Modelltypen in der Fachliteratur. Ein Erleichterung der Einteilung von Modelltypen bietet eine Gegenüberstellung von unterschiedlichen Modellattributen in Anlehnung an Bossel (1992, S. 9-37), Brüggemann (1996, S.209-222; 1998, S. 21-30), Glitsch (2001, S. 17-20 ; 2002, S. 113-115) und Perl (2002, S. 19-25):

black box Modelle (verhaltensorientiert)	vs.	white box Modelle (strukturorientiert)
systembeschreibend	vs.	systemerklärend
datenbasiert	vs.	theoriebasiert
Regressionsmodelle (indeterministisch)	vs.	analytische Modelle (deduktiv, deterministisch)

black box Modell (verhaltensorientiert) vs. white box Modelle (strukturorientiert)

Ist die interne Struktur eines Systems vollständig unbekannt und ist seine beobachtbare Komponente die Interaktion des Systems mit der Umwelt, so spricht man von black box Modellen. Dabei handelt es sich um eine pragmatische Modellbildung, da nur die Be-

ziehung zwischen Input und Output und damit nur das Verhalten des Systems interessiert (vgl. Nigg, 1994, S. 374, sowie Perl, 2002, S. 19).

Demgegenüber ist bei white box Modellen die innere Struktur des Systems, bestehend aus Komponenten und Interaktionen, bekannt. Wie oben erwähnt, wird beim Prozess der Modellbildung in der Regel das System nach den Bedürfnissen des Anwenders modifiziert, reduziert und abstrahiert.

Systembeschreibend vs. systemerklärend

Im Falle eines black box Modells kann es ausreichend sein, das Verhalten oder den Aufbau des Systems ohne Kenntnis der Hintergründe der Struktur zu beschreiben. Zum Beispiel kann das Modell eines Automobils zur Verdeutlichung der Form dienen. Die Bedeutung der einzelnen Komponenten für das Systemverhalten (ein fahrendes Auto) ist damit noch nicht geklärt.

Ein umfangreiches Wissen über das System ist dagegen bei einem systemerklärenden Modell notwendig. Beispielsweise vermittelt das Modell für Körperlängsachsendrehungen beim alpinen Skilauf von Schiebl (2003b, S. 52) trotz eines einfachen Aufbaus aus zwei Zylindern umfassend die Funktionsweise des Vorausdrehens und gibt dadurch einen Einblick in das Verhalten des Systems wieder (vgl. Abbildung 1).

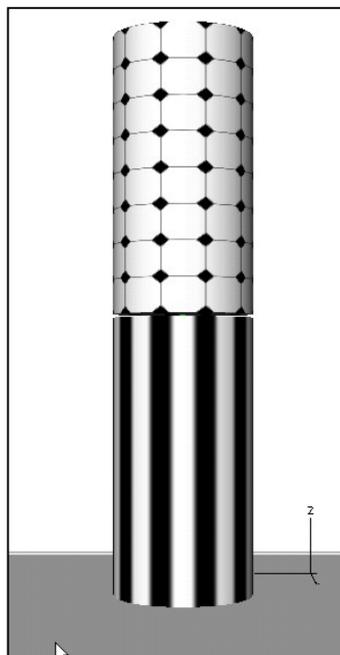


Abbildung 1: Modell für die Körperlängsachsendrehungen beim alpinen Skilauf, bestehend aus zwei Zylindern, die zueinander drehbar gelagert sind und auf einer Bodenplatte stehen (aus Schiebl, 2003b, S. 52).

Die Vorhersage des Systemverhaltens kann durch ein systemerklärendes Modell erfolgen, „zumal sie [die systemerklärenden Modelle] hierbei ihren Erklärungsanspruch unter Beweis stellen können und müssen“ (Glitsch, 2002, S. 114).

Datenbasiert vs. theoriebasiert

Ein datenbasiertes Modell versucht eine Relation zwischen abhängiger und unabhängiger Variable oder einen Zusammenhang zwischen Input und Output des Modells herzustellen. Dies kann mit Hilfe der Methoden der Stochastik erfolgen. Als Beispiel dient die datenbasierte Fuzzy-Modellierung der Luftrolle rückwärts am Parallelbarren (Überschlag rückwärts vom Handstand in den Handstand) von Schiebl (2000, S. 163). Hierzu wird ein spezielles Fuzzy-Clustering-Verfahren verwendet, um aus kinematographischen Daten Fuzzy-Regeln für die Luftrolle rückwärts zu ermitteln.

Theoriebasierte Modelle erfordern dagegen ein präzises Wissen oder wenigstens begründete Hypothesen über die inneren Strukturen des modellierten Systems. Beispiele für theoriebasierte Modelle finden sich in den „Gesetzen“ der Physik wieder. Es wird versucht, das theoriebasierte Wissen in entsprechende Modelle umzusetzen und diese Modelle über Experimente zu evaluieren.

Regressionsmodelle (indeterministisch) vs. analytische Modelle (deduktiv, deterministisch)

Bei indeterministischen Modellen ist das Systemverhalten entweder von so vielen Parametern abhängig oder das Modell ist so komplex, dass die Wirkung der einzelnen Parameter während des Experiments nicht abschätzbar ist. Eine mathematische Formulierung der Kinematik dieser komplexen Modelle ist in der Regel unterbestimmt, da das System mehr unbekannte Variablen als Gleichungen hat. Auch hier können mit Hilfe der Stochastik Funktionen zwischen Ausgangszustand und dem Systemverhalten gefunden werden oder es sind nicht-triviale Vereinfachungen notwendig, damit die Anzahl der unbekannt Variablen reduziert werden kann.

Bei analytischen (deterministischen) Modellen werden die Inputvariablen mit eindeutigen Vorschriften in die Outputvariablen überführt. Das Modelloriginal wird aufgrund der sehr großen Komplexität biologischer Systeme oft sehr einfach modelliert oder/und die Modellierung ist mit einem immensen mathematischen Aufwand verbunden. Ein Beispiel der letztgenannten Modellierung ist das geometrische Funktionsmodell von Hatze (1976b, S. 165). Hatze errechnete mit Methoden der mathematischen Optimie-

rungstheorie die schnellstmögliche Kickbewegung eines gewichtbeladenen Beines bis zu einem bestimmten Endpunkt hin.

Schon bei der Beschreibung der unterschiedlichen Modellattribute wird deutlich, dass Modelle in der Regel nicht eindeutig nur der einen oder der anderen Klasse zuzuordnen sind. Vielmehr sind oft verschiedene Kategorien bei der Modellbildung anzutreffen. Auch der Standpunkt des Anwenders kann die Zuordnung beeinflussen.

Welcher Modellklasse müssen nun die in dieser Arbeit verwendeten Modelle angehören, damit eine Analyse der Bewegung ermöglicht wird? Die sportartspezifischen Fragestellungen können nur dann angemessen beantwortet werden, wenn das Systemverhalten in ihrer inneren Struktur erklärbar gemacht wird. Unklarheit besteht jedoch darin, wie tief die innere Struktur des Systems ersichtlich sein muss. Reicht es bei der Analyse einer menschlichen Bewegung aus, lediglich die morphologische Erscheinungsform der Bewegung zu betrachten? Oder müssen die auf das Gelenk wirkenden Momente beachtet werden? Die Sichtweise kann zum Beispiel über die Muskelstruktur bis zu neuronalen Vorgängen im Gehirn stets weiter ausdifferenziert werden.

In dieser Arbeit wird die Bewegung eines mehrgliedrigen Körpers betrachtet, die durch zeitliche Wirkung von Kräften und Momenten zustande kommt. Der Vorgang entspricht daher der direkten Dynamik (vgl. S. 19). Für die Analyse der Bewegungsstruktur ist die alleinige Betrachtung des äußeren Erscheinungsbildes, wie in Kapitel 4 deutlich wird, nicht ausreichend. Insofern ist ein white box Modell erforderlich, welches das Systemverhalten der Wirkung der Kräfte und Momente in ihrer inneren Struktur erklärbar macht. Zur Analyse der Bewegung müssen somit (mindestens) die kinetischen und kinematischen Parameter *und* die äußere Erscheinungsform der Bewegung vorliegen. Erst damit kann das Systemverhalten entsprechend analysiert werden und erst dann kann die Bewegung vom ausführenden Athleten umgesetzt werden (vgl. Perl & Uthmann, 1997, S. 70 und z.B. S. 135 in dieser Arbeit). Der Einsatz von Muskelmodellen und auch neuromuskuläre Prozesse sind nicht erforderlich, da sie die Kenntnisse über die Bewegungsstruktur in dieser Analyse nicht erweitern. Aus diesem Grund stehen diese Strukturen nicht im Mittelpunkt der Modellierung.

Interessant ist die Erkenntnis, dass sich die Klassifikation durch den Standpunkt des Beobachters verändern kann. Während das MKS-Modell im Forschungsprozess durch das gleichzeitige Auftreten der äußeren Erscheinungsform der Bewegung und der dazugehörigen kinetischen und kinematischen Parameter ein white box Modell darstellt,

entspricht es aus der Sicht der zur Optimierung verwendeten Optimierungsalgorithmen einem datenbasierten black box Modell. Dem Optimierungsalgorithmus bleibt die innere Struktur des Modells verborgen, er kann daher lediglich einem Outputparameter den entsprechenden Inputparameter zuordnen (vgl. Anhang D).

3.2.3 Modellbildung – Modellanwendung

Der Modellbildungsprozess umfasst mehrere Schritte, die sich vereinfacht in die Begriffe Problemformulierung, Modellbildung, Implementierung, Modellvalidierung, Simulationslauf (Modellexperiment) und Modellbewertung gliedern lassen (vgl. Abbildung 2). Die Schritte der Modellbildung und der Modellanwendung stellen einen zyklischen Prozess dar, der in der Abbildung von oben nach unten begangen wird und mit zwei iterativ zu bearbeitenden Schleifen versehen ist.

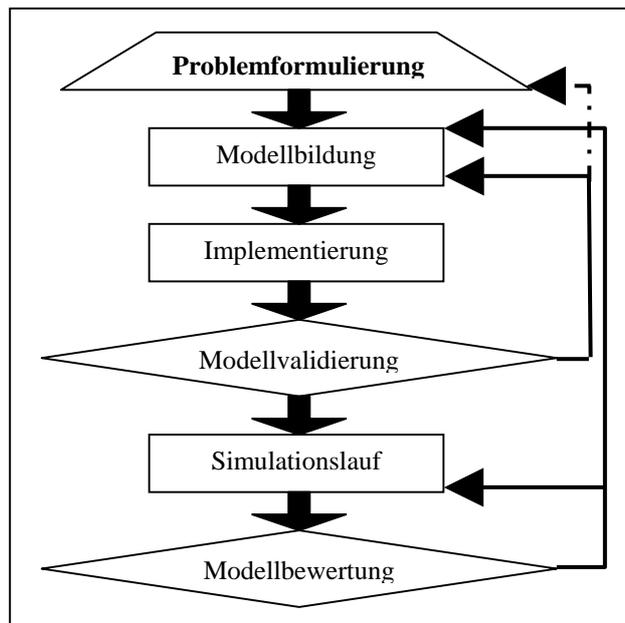


Abbildung 2: Ablaufplan für den zyklischen Prozess der Modellbildung und Modellanwendung.

In der **Problemformulierung** müssen die Erwartungen an das Modellverhalten präzise beschrieben werden. Die oben genannten Modellattribute können die Auswahl des Modelltyps entsprechend erleichtern. Im Schritt der **Modellbildung** sollen die Erwartungen umgesetzt werden. Nach der **Implementierung** des Modells erfolgt die **Validierung**. Entsprechend den wichtigsten Hauptmerkmalen von Seite 17 muss das Modell daraufhin geprüft werden, ob es dem erwarteten Modellzweck entspricht. Dabei besteht das Problem, dass die „Richtigkeit“ des Modells nicht beweisbar ist, sondern nur die Widerspruchsfreiheit in Einzelfällen belegt werden kann (vgl. Glitsch, 2001, S. 21). Bei auftretenden Widersprüchen muss das Modell bezüglich des Pragmatismus, des Abbil-

dungscharakters und der gewählten Vereinfachung überarbeitet werden. Eine Revision oder Überarbeitung der Problemformulierung kann in Einzelfällen dann notwendig sein, wenn sich bei der Validierung (unüberbrückbare) Probleme herausstellen. Nach der erfolgreichen Validierung des Modells können die eigentlichen **Simulationsläufe** gestartet werden. Erkenntnisse, die aus den Simulationsläufen gewonnen werden, führen zur **Bewertung** des betrachteten Systems. Oftmals werden explorativ weitere Fragen aufgeworfen, die mit demselben oder einem überarbeiteten Modell geprüft werden können.

Insgesamt findet die gesamte, in Abbildung 2 anschaulich dargestellte Entwicklung nicht einfach iterativ von oben nach unten statt. Vielmehr ergibt sich aufgrund der Wiederholungen einzelner Entwicklungsphasen eine komplexe und verschachtelte Struktur, die je nach Problemstellung sehr individuell ausfällt.

3.2.4 Modellaufbau

Für die Optimierungsanalyse wird ein rechnergestütztes (virtuelles) Mehrkörpersystem (MKS) aufgebaut. Die Verwendung eines Computermodells hat vielerlei Vorteile:

- Die Berechnung der Bewegung des Mehrkörpersystems (MKS) wird vom Computer bewältigt.
- Die aus der Berechnung resultierende Bewegung ist bei einem identischen Modell mit identischen Parametern (und identischer Software) immer gleich; das Verarbeitungsschemata ist also deterministisch, korrekt und überprüfbar.
- Es besteht die Möglichkeit, das MKS - Modell mit Optimierungsalgorithmen anzusteuern.
- Alle Input- und Outputvariablen der Bewegung (wie zum Beispiel die Drehmoment-, Geschwindigkeits-, Beschleunigungsverläufe über der Zeit) stehen jederzeit als gespeicherte Daten im Computer zur Verfügung. Sie können daher leicht zur Weiterverarbeitung, zum Beispiel in Form einer Clusteranalyse, verwendet werden (vgl. S. 54 ff).

Zur Erstellung des MKS-Modells (und zur Berechnung der Dynamik) wird die professionelle Software VisualNastran 4D 2001 R2, Version 6.4 von MSC Software verwendet. Diese Software ist ursprünglich für die Verwendung zur Analyse technischer Mehrkörpersysteme bei industriellen Fragestellungen konzipiert. Sie ist aber in dieser biomechanischen Untersuchung ebenfalls sehr gut einsetzbar. Mit Hilfe dieser Software können starre Körper mit entsprechenden Masseeigenschaften mittels kinematischen und physi-

kalischen Verbindungen (wie zum Beispiel Gelenken, Federn, Aktuatoren etc.) zusammengefügt und äußeren Kräften (wie zum Beispiel der Gravitationskraft) ausgesetzt werden. Die Arbeitsabfolge zur Erstellung eines experimentierfähigen Modells ist ein iterativer Prozess (vgl. Abbildung 3).

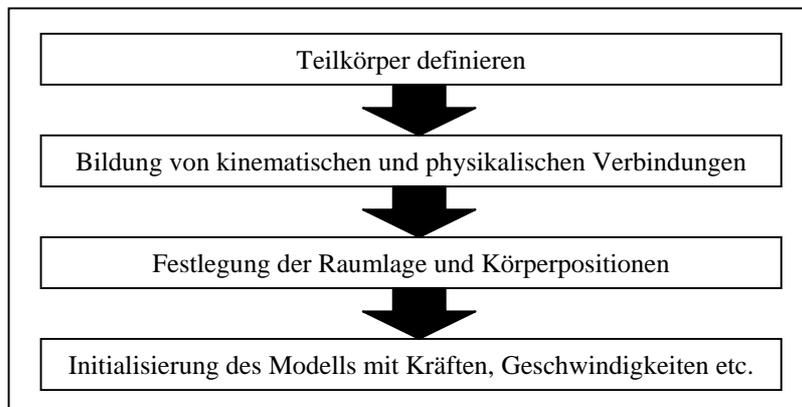


Abbildung 3: Ablaufplan des iterativen Prozesses zum Erstellen eines experimentierfähigen Modells.

Es müssen die Teilkörper definiert, kinematische und physikalische Verbindungen erzeugt, die Raumlage und Körperpositionen festgelegt sowie die initialen dynamischen und statischen Zustände des Modells eingegeben werden.

Die verwendeten Modelle differieren je nach der Problemformulierung des Untersuchungsgegenstandes. Ebenso unterscheiden sich die initialen Parameter (wie zum Beispiel Winkelstellungen, Gelenkansschläge etc.) je nach Art der untersuchten sportlichen Bewegung. Deshalb werden die MKS-Modelle in den entsprechenden Kapiteln im Einzelnen spezifiziert und erklärt (vgl. Kapitel 4 und Kapitel 5). Allgemein sind alle Körperteile starr und durch einfache geometrische Formen gekennzeichnet. Die Körperteile rotieren, wenn nicht anders erwähnt, reibungsfrei um feste, orthogonal angebrachte Achsen. Eine Verformung der Gewebe und Gewebeteile ist nicht vorgesehen.

3.3 Die Werkzeuge für die Optimierungsanalyse

Um die Optimierungsanalyse durchführen zu können, werden Werkzeuge benötigt, die vielfältigen Anforderungen genügen müssen:

- Die Verwendung von Optimierungsalgorithmen erfordert Werkzeuge zur Lösung mathematischer Gleichungssysteme. Im konkreten Fall bedeutet dies, dass der verwendete Algorithmus in der Software „Matlab“ der Firma Mathworks implementiert wird (vgl. S. 27).

- Es muss ein Werkzeug zur Verfügung stehen, das die Dynamik eines MKS-Modells berechnen kann. Diese Software muss also in der Lage sein, auf der Basis von Mehrkörpersystemformalismen, schrittweise und automatisiert Bewegungsgleichungen zu generieren und numerisch zu lösen. Die geeignete Software findet sich in „VisualNastran 4D“ der Firma MSC Software (vgl. S. 25 und S. 28).
- Es muss ein Werkzeug benutzt werden, welches als Bindeglied zwischen dem Optimierungsalgorithmus und der MKS-Software dient. Dieses muss außerdem in der Lage sein, die Inputdaten für die MKS-Software und die Outputdaten für den Optimierungsalgorithmus aufzubereiten. Das geeignete Werkzeug für diesen Zweck ist die Software „Simulink“ der Firma Mathworks (vgl. S. 28).

Erst ein gelungenes Zusammenspiel zwischen den ausgewählten Software-Werkzeugen ermöglicht eine erfolgreiche Bearbeitung der Untersuchungsgegenstände. Im Folgenden werden der geeignete Modulaufbau und die ausgewählten Werkzeuge beschrieben.

3.3.1 Modularer Systemaufbau

Das System ist aus drei Modulen aufgebaut (vgl. Abbildung 4).

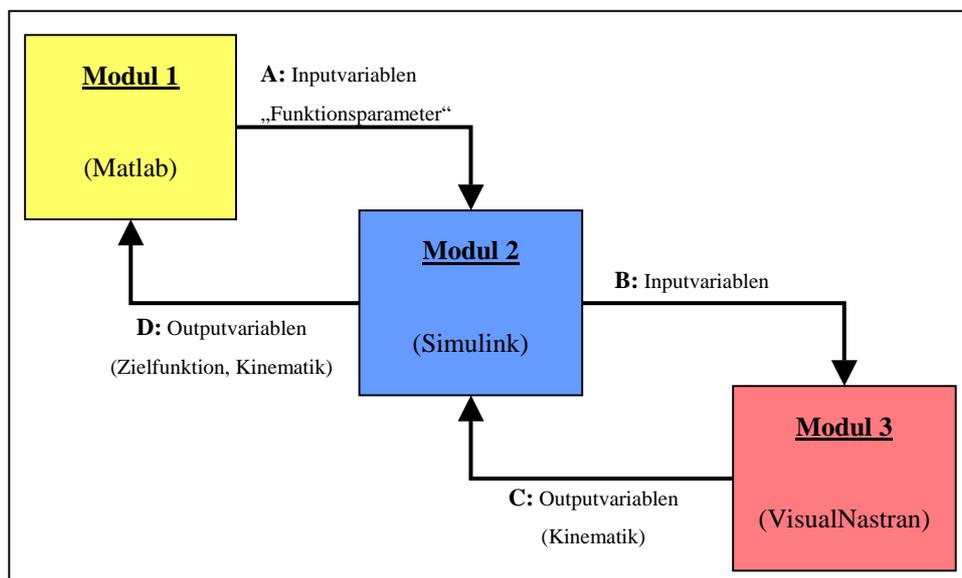


Abbildung 4: Modularer Systemaufbau der verschiedenen Werkzeuge, die für die Optimierungsanalyse benötigt werden.

Modul 1 (M1):

In M1 ist der Optimierungsalgorithmus verankert. Als Programmierumgebung wird die Software Matlab, Version 6.0.0.42a Release 12 der Firma Mathworks verwendet. Mat-

lab vereint mathematische Berechnungen, Visualisierung und eine einfache Modelliersprache in einer flexiblen Umgebung für technische Berechnungen. Durch die offene Architektur können weitere Werkzeuge unkompliziert eingebunden und dazu genutzt werden, Daten auszuwerten, Algorithmen zu erstellen und individuelle Tools zu entwerfen.

Das Modul ermöglicht die Ausgabe (Weg **A** in Abbildung 4) der Funktionsparameter des Algorithmus (Inputvariablen) und die Aufnahme (Weg **D** in Abbildung 4) der Funktionswerte der Bewegungssimulation (Outputvariablen). Zur Funktionsweise der Optimierungsalgorithmen siehe Anhang D.

Modul 2 (M2):

Das zweite Modul bildet die wichtige Schnittstelle zwischen den zwei anderen Modulen. Das dafür geeignete Werkzeug ist die Software Simulink, Version 4.0 Release 12 der Firma Mathworks. Simulink ist ein interaktives Werkzeug zur Modellierung, Simulation und Analyse von dynamischen Mehrdomänensystemen. Diese Software ermöglicht mittels Blockdiagrammen Systemverhalten zu simulieren und die Entwürfe zu verfeinern.

Die Aufgabe dieses Werkzeugs in M2 beschränkt sich in dieser Arbeit nicht nur auf die Aufgabe als Schnittstelle in Form eines Input/Outputmoduls. Simulink wird auch für die Aufbereitung der Daten von M1 (Weg **B** in Abbildung 4) und Modul 3 (Weg **D** in Abbildung 4) verwendet. Diese Funktion wird im entsprechenden Kapitel explizit beschrieben (vgl. Kapitel 5).

Modul 3 (M3):

Im dritten Modul findet die eigentliche Bewegungsberechnung statt. Die MKS-Software VisualNastran 4D 2001 R2 von MSC Software ist hier integriert. Einerseits kann mit diesem Werkzeug ein MKS-Modell erstellt werden. Andererseits setzt VisualNastran die Funktionsparameter des Optimierungsalgorithmus (Weg **B** in Abbildung 4) in eine sichtbare Bewegung um. Der Vorgang der Bewegungsberechnung unter VisualNastran ist in Anhang C beschrieben. Alle kinetischen Parameter werden an M2 zurückgereicht (Weg **C** in Abbildung 4), dabei gespeichert und sind daher jederzeit abrufbar.

3.4 Arbeitsschritte zur Durchführung einer Optimierungsanalyse

Wie schon oben deutlich wurde, werden verschiedene Arbeitsschritte benötigt, bis eine Optimierungsanalyse durchgeführt werden kann. Im Folgenden soll zusammenfassend eine Übersicht der wichtigsten Arbeitsschritte dargestellt werden (vgl. Abbildung 5). Die genannten Arbeitsschritte gehören zur Kategorie der Simulation (vgl. S. 16). Das bedeutet, dass die für eine Untersuchung elementaren Schritte wie Hypothesenbildung, Auswertung und Diskussion hier nicht behandelt werden. Die offen gebliebenen Punkte werden im Folgenden erläutert.

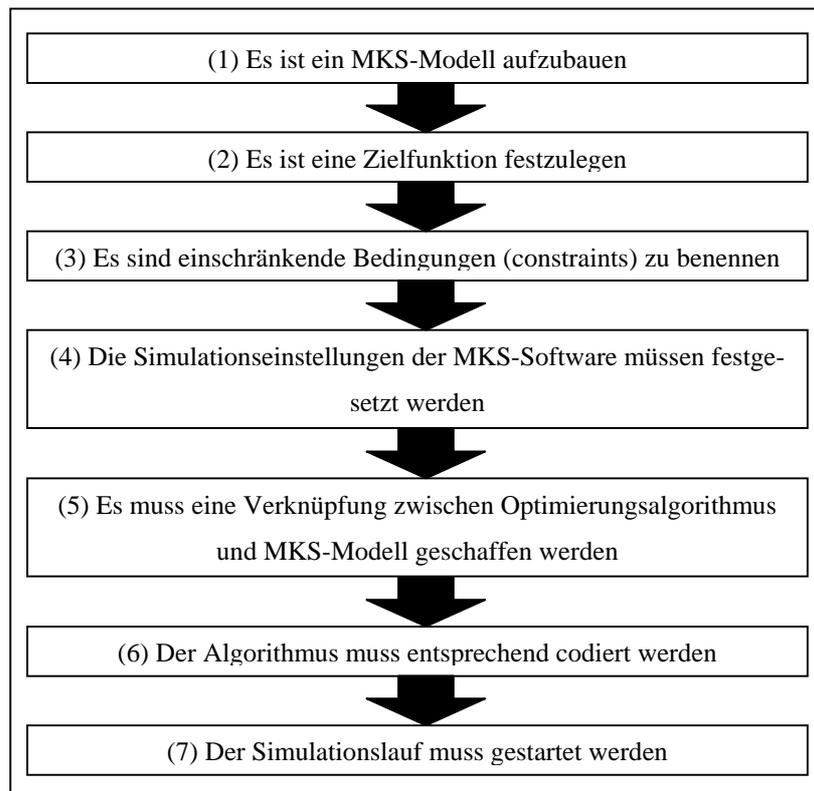


Abbildung 5: Die unter der Kategorie „Simulation“ notwendigen Arbeitsschritte zur Durchführung einer Optimierungsanalyse.

(1) Aufbau eines MKS-Modells

Der unter Abbildung 3 genannte iterative Prozess zum Erstellen eines experimentierfähigen Modells muss hier vollzogen werden. Da sich die einzelnen Modelle der verschiedenen Untersuchungsgegenstände unterscheiden, wird dieser Punkt in den jeweiligen Kapiteln (4 und 5) behandelt.

(2) Festlegen einer Zielfunktion

In diesem Schritt muss die Zielfunktion gefunden werden, nach der die Suche nach einem Optimum durch den Optimierungsalgorithmus stattfinden kann. Die Bedeutung der Zielfunktion wird in den Kapiteln 4 und 5 aufgeführt. Ebenso werden in diesen beiden Kapiteln die Zielfunktionen für die entsprechenden Fragestellungen entwickelt und erklärt.

(3) Benennen der einschränkenden Bedingungen (Constraints)

Um unfunktionelle, unphysiologische bzw. unrealistische Bewegungen a priori auszuschließen, müssen Beschränkungen eingeführt werden. Dies kann unter anderem direkt durch entsprechende Modifikationen am MKS-Modell in Modul 3 geschehen. Zum Beispiel wird durch die Auswahl der kinematischen und physikalischen Verbindungen zwischen den Teilkörpern des Modells die Zahl der Freiheitsgrade des mechanischen Systems reduziert. Unter der Zahl der Freiheitsgrade eines Körpers versteht man die Zahl der unabhängigen Parameter, die zur Festlegung der Lage und Orientierung des Körpers notwendig sind. Wird durch innere oder äußere Zwangsbedingungen die Bewegung eines Systems aus N Massepunkten eingeschränkt, so dass k Nebenbedingungen zwischen den Koordinaten $\vec{r}_1, \vec{r}_2, \dots, \vec{r}_N$ bestehen,

$$g_\alpha(\vec{r}_1, \vec{r}_2, \dots, \vec{r}_N, t) = 0, \quad \alpha = 1, 2, \dots, k$$

dann hat das System nur noch $f = 3 \cdot N - k$ Freiheitsgrade.

Ein starrer Körper besitzt zum Beispiel sechs Freiheitsgrade, nämlich drei translatorische und drei rotatorische Freiheitsgrade. Eine Schwingung des Systems in Form einer Veränderung der Relativabstände der einzelnen Massepunkte zueinander ist bei einem starren Körper ausgeschlossen. Deshalb reichen die sechs Parameter zur eindeutigen Festlegung der Lage und Orientierung des Körpers im Raum. Wird ein Körper mit einem anderen Körper über ein Scharniergelenk verbunden, kann er sich nur noch um diese feste Achse drehen. Es handelt sich dann im übertragenen Sinne um ein physisches Pendel und die Anzahl der Rotationsfreiheitsgrade für den betrachteten Körper reduziert sich auf eins.

Als weiteres Constraint kann zum Beispiel der Bewegungsspielraum durch Gelenkschläge limitiert werden (vgl. S. 46 und S. 131).

Es gibt aber auch Beschränkungen, die nicht direkt das MKS-Modell betreffen. So wird beispielsweise die Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf des Optimierungsalgorithmus auf eine maximale Zahl festgelegt.

Zudem wird bei der Optimierung des Wurfes durch die Berechnung der Zielfunktion in Modul 2 eine Beschränkung so durchgeführt, dass erst ab einem Winkel kleiner 55° zur Horizontalen die Weite der Würfe gemessen werden (vgl. S. 131).

Alle Constraints werden aus Plausibilitätsgründen durchgeführt und sind entweder theorie- oder datenbasiert. Dies soll die Widerspruchsfreiheit des Modells bezüglich seines Abbildungscharakters und der Vereinfachung gewährleisten (vgl. S. 17) und damit eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Realität sicherstellen (vgl. S. 24).

(4) Festlegung der Simulationseinstellungen der MKS-Software

Dieser Arbeitsschritt beinhaltet vor allem die Einstellungen, die für die Bewegungsrechnung notwendig sind. Generell lauten dabei die Zielsetzungen, einerseits die Computerzeit in einem angemessenen Rahmen zu halten und andererseits die Genauigkeit der errechneten Bewegung in einem gewünschten Rahmen zu gewährleisten.

Mit **Computerzeit** (t_C) ist die Zeit gemeint, die der Computer real vom Start des Simulationslaufes bis zum Ende des Simulationslaufes (also für einen Optimierungslauf) benötigt (vgl. Abbildung 6).

Die Modellzeit (oder auch Simulationsdauer) (t_S) „ist die Nachbildung der Realzeit im abstrakten Modell“ (Perl & Uthmann, 1997, S. 74). Sie ist nicht zu verwechseln mit der Computerzeit t_C .

Die **Realzeit** (t_R) entspricht dem messbaren und beobachtbaren Zeitablauf im realen System.

Zum Beispiel wird die Realzeit beim Untersuchungsobjekt „Kippaufschwung“ auf Seite 48 mit einer Simulationsdauer $t_S = 1 \text{ s}$ in der MKS-Software nachgebildet. Der Modellturnerin steht damit eine Sekunde „der Realzeit“ zur Verfügung, um aus dem ausgelenkten Kipphang über einen Kippaufschwung die hüftnahe Stützposition zu erreichen. Übertragen würde dieser Zeitraum auch einer realen Turnerin zur Ausführung der Technik zur Verfügung stehen.

Im Gegensatz dauert die Berechnung der Bewegung (**Rechenzeit von Modul 3**, (t_{M3})) in der Regel durch die numerische Lösung der Gleichungssysteme viel länger als $t_S = 1\text{ s}$ des Beispiels.

Allerdings ist bei dem gewählten Systemaufbau die Computerzeit nicht gleich t_{M3} . Für die Bearbeitung der Zielfunktion und der kinematischen Daten in M2 (**Rechenzeit von Modul 2**, (t_{M2})), sowie für die Auswertung der Zielfunktion und die Bildung und Ausgabe neuer Funktionsparameter durch den Optimierungsalgorithmus in M1 wird ebenfalls Zeit beansprucht (**Rechenzeit von Modul 1** (t_{M1})). Zusätzlich wird eine (geringe) **Zeit zur Datenübertragung** (t_{DT}) zwischen den einzelnen Modulen benötigt. Der Vorgang der Optimierung ist ein iterativer Prozess, der zyklisch bis zum Abbruchkriterium „Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf“ (N) wiederholt wird (vgl. S. 35). Deshalb ist die Computerzeit t_C die Summe der kulminierten Zeiten t_{M1} , t_{M2} , t_{M3} und t_{DT} über die Anzahl der Funktionsauswertungen N:

$$t_C = \sum_{i=1}^N (t_{M1} + t_{M2} + t_{M3} + t_{DT})_i \quad 3.3$$

Realzeit	t_R	Messbarer und beobachtbarer Zeitablauf eines realen Systems.
Modellzeit oder Simulationsdauer	t_S	Nachbildung der Realzeit im abstrakten Modell.
Rechenzeit von M1	t_{M1}	Zeit zwischen Eingang von Daten in M1 und Ausgabe der bearbeiteten Daten von M1.
Rechenzeit von M2	t_{M2}	dito M1 für M2
Rechenzeit von M3	t_{M3}	dito M1 für M3
Zeit zur Datenübertragung	t_{DT}	Für Datentransfer zwischen den einzelnen Modulen benötigte Zeit.
Computerzeit	t_C	Die Zeitdauer zwischen Start und Ende eines Optimierungslaufes.

Abbildung 6: Übersicht über die Definitionen der verschiedenen Zeitabläufe bei der Durchführung einer Simulation.

In M3 kann die Computerzeit unter anderem über die Wahl verschiedener Parameter der MKS-Software, wie zum Beispiel der Integrationsmethode, der Zeitabstände und der Toleranzgrenzen, kontrolliert werden. In diesem Arbeitsschritt müssen weitergehend auch die Initialisierung des Modells mit Kräften, wie zum Beispiel die Gravitationskraft, festgelegt werden. Die genaue Beschreibung der einstellbaren Parameter erfolgt in Kapitel Anhang C.

(5) Verknüpfung von Optimierungsalgorithmus und MKS

Die Verknüpfung zwischen Modul 1 (Optimierungsalgorithmus) und Modul 3 (Modellturnerin) entspricht dem oben beschriebenen modularen Systemaufbau (vgl. S. 27). Die speziellen Operationen, die Modul 2 bei der Optimierungsanalyse „Wurf beidhändig über Kopf“ übernimmt, werden in Kapitel 5 explizit beschrieben.

(6) Codierung des geeigneten Optimierungsalgorithmus

Geeignet für die Untersuchung ist der Optimierungsalgorithmus, der sich in der Optimierung mit dem Testmodell bewährt hat (vgl. Anhang D).

Unabhängig vom ausgewählten Algorithmus müssen in diesem Arbeitsschritt

- die Simulationsdauer,
- spezifische Parameter (die späteren Funktionsparameter des Algorithmus) und
- die Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf

codiert werden. Diese Parameter entscheiden neben den Modellattributen und den Simulationseinstellungen der MKS-Software über die Qualität des Ergebnisses. Die Auswahl hat daher mit Bedacht zu erfolgen.

Zur Simulationsdauer:

Die Simulationsdauer (t_s) wird durch den Algorithmus vorgegeben. Die MKS-Software folgt dieser Vorgabe nach dem Master-Slave-Prinzip. t_s ist, wie oben besprochen, die Nachbildung der Realzeit im abstrakten Modell (vgl. S. 32). Je nachdem, welche sportliche Bewegung untersucht werden soll, muss der Zeitraum individuell angepasst werden. So reicht zum Beispiel für die ballistische Bewegung des Weitwurfes eine kleinere Simulationsdauer gegenüber der langsameren Bewegung „Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck“. Der positive Effekt einer kleinen Simulationsdauer ist eine

kürzere Computerzeit (vgl. S. 32). Wird dagegen t_s für die betrachtete sportliche Bewegung zu kurz gewählt, kann das Bewegungsziel nie erreicht werden, wie auch ein 100 m Läufer nie die Ziellinie erreichen wird, wenn ihm lediglich fünf Sekunden für diese Laufstrecke zur Verfügung stehen.

Zu den spezifischen Parametern:

Die spezifischen Parameter sind die Funktionsparameter für die Berechnung der Bewegung. In dieser Untersuchung wird die Bewegung durch Drehmomente hervorgerufen, die an den einzelnen als Drehmotoren modellierten Gelenken des MKS-Modells anliegen.

Die Höhe der Momente muss für jeden Zeitschritt der Bewegungsberechnung („Animation Frame Rate“, vgl. S. 194) vom Algorithmus vorgegeben werden. Es gestaltet sich schwierig, reelle Werte für die einzelnen Gelenkmomente zu finden, da die Daten in der Fachliteratur zum Teil enorme Unterschiede aufweisen (vgl. zum Beispiel Kranenberg, 1995; Latash, Alexander & Zatsiorsky, 1999; Mayer, 1998; Schleysing 1999; Song & Garvie, 1980; Sprigings, Lanovaz & Russell 2000). Die Momenthöhen wurden in diesen Untersuchungen entweder durch inverse Berechnungen von Videoaufnahmen sportlicher Bewegungen oder durch isokinetische Experimente ermittelt. Die Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Daten ist erschwert, weil die Sportarten und die Versuchsaufbauten unterschiedlich gewählt sind. Wie oben beschrieben, tritt bei der indirekten Dynamik das Problem auf, dass bei dieser Strategie in der Regel mehrere und damit nicht eindeutige Lösungen entstehen und somit unterschiedliche Momente für die Bewegung ermittelt werden können (vgl. S. 20, sowie Vaughan, 1996, S. 441 und Zatsiorsky, 2002, S. 435). Die Momenthöhen hängen auch davon ab, wie hoch die Bewegungsgeschwindigkeit ist, ob es sich dementsprechend um ballistische Bewegungen handelt oder um sehr viel langsamer ausgeführte Bewegungen, wie dies bei den isokinetischen Experimenten der Fall ist. Daher stehen letztendlich für sehr hohe Winkelgeschwindigkeiten (ballistische Bewegungen) keine brauchbaren Daten zur Verfügung (vgl. Yeadon & King, 2002, S. 205).

Zur Reduzierung der Dimension des Suchraumes wird der zeitliche Verlauf der Gelenkmomente über einen kubischen Spline mit möglichst wenigen Stützpunkten gebildet. Auf Seite 48 wird die Bildung der Drehmomente exemplarisch vorgeführt.

Zur Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf:

Unabhängig vom verwendeten Algorithmus wird die Wahrscheinlichkeit, ein Optimum oder das Optimum im Suchraum zu finden, mit einer höheren Anzahl von Funktionsauswertungen N je Optimierungslauf größer. N ist das Abbruchkriterium für den Algorithmus. Bei jedem Schritt werden durch Modul 1 (M1) Funktionsparameter (über M 2) an M 3 zur Berechnung der Bewegung weiter gegeben (vgl. Abbildung 4). M 3 seinerseits gibt die kinematischen Daten zur Funktionsauswertung (über M 2) zurück an M 1. Auf der Basis dieser Daten werden daraufhin neue Funktionswerte ausgegeben und der zyklische Prozess beginnt von Neuem. Mit jeder Funktionsauswertung wird deshalb das System der möglichen Bewegungen immer besser evaluiert.

Die Anzahl N der Funktionsauswertungen muss nach den pragmatischen Gründen *Qualität der Ergebnisse* und *vertretbarer Zeitaufwand* gewählt werden. Die zwei pragmatischen Gründe verhalten sich diametral. Einerseits erhöht sich mit jeder weiteren Auswertung die Computerzeit, da beim vorhandenen zyklischen Prozess jedes Mal eine neue Bewegung errechnet werden muss (vgl. S. 203 ff). Andererseits wird mit einem hohen N das Ergebnis verbessert. Man kann dabei nicht, wie in Kapitel 2 beschrieben, davon ausgehen, „die“ optimale Lösung zu finden; schon eine gute Lösung kann zur weiteren Auswertung ausreichend sein. N muss daher für jede zu betrachtende sportliche Bewegung im Einzelnen durch Abwägung der genannten pragmatischen Gründe festgelegt werden. Diese Abschätzung bleibt dem Anwender überlassen. Die Anzahl der Funktionsauswertungen wird in den entsprechenden Kapiteln explizit genannt (vgl. Kapitel 4 und 5).

(7) Starten der Simulationsläufe

Nachdem alle Arbeitsschritte entsprechend bearbeitet wurden, kann der Optimierungslauf gestartet werden. Der Optimierungsalgorithmus bildet einen Startversuchsplan, nachdem die Funktionswerte ausgegeben werden (vgl. Anhang D). Damit beginnt der zyklische Prozess aus Bewegungsberechnung, Überprüfung der Zielfunktion, Evaluierung und Neubewertung, sowie Ausgabe der neuen Funktionswerte. Dieser Prozess findet bis zum Abbruchkriterium „Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf“ vollständig autonom statt.

In den folgenden zwei Kapiteln werden Optimierungsanalysen von ausgewählten sportlichen Bewegungen durchgeführt. Im ersten Fall handelt es sich um einen Kippauf-

schwung vorlings vorwärts am Reck und im zweiten Fall ist die betrachtete Bewegung ein (Weit-) Wurf.

4 Optimierungsanalyse am Beispiel einer fundamentalen Fertigkeit im Gerätturnen (Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck).

In diesem Kapitel wird der Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck oder Barren analysiert. Die Analyse beginnt mit der Aufarbeitung der fachmethodischen Literatur. Diese führt zu Fragen, die durch die nachfolgende Optimierungsanalyse beantwortet werden. Wesentliche Hilfsmittel zur Beantwortung kommen aus der Informatik. Damit können kinetische Daten gewonnen und durch die Analyse dieser Daten neue Erkenntnisse über die Bewegung erworben werden.

4.1 Bewegungsaufgabe

Beim hier zu untersuchenden Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck oder Stufenbarren handelt es sich um ein turnerisches Element, das zu den fundamentalen Fertigkeiten im Bereich der Grundschulung zählt (vgl. u.a. Knirsch 1996b, S.77; Nolte 1987, S. 215). Daher wird diese Technik zahlreich in der Fachliteratur zur Turnmethodik behandelt.

Als Bewegungsaufgabe des Kippaufschwungs gilt in der Fachliteratur übereinstimmend, den Körper aus einer spezifischen Hangposition (Kopf-unten-Position) als Ausgangsstellung in eine hüftnahe Stützposition (Kopf-oben-Position) als Endstellung zu verlagern (vgl. Abbildung 7).

In der Bewegungsaufgabe wird nichts über die Aktion ausgesagt, mit der man die Aufgabe zu lösen hat. Dennoch gibt es viele Hinweise und Vorschläge, wie die Aufgabe zu bewältigen ist.

In diesem Kapitel gilt es zu klären, welche Aktionen zum Lösen der Bewegungsaufgabe geeignet sind und aus der Sicht der Biomechanik in Frage kommen. Dazu wird ein Mehrkörpersystemmodell - eine Modellturnerin - erstellt. Die Modellturnerin ist mit masselosen Motoren ausgestattet (vgl. S. 43). Motor 1a und Motor 1b entsprechen den Schultergelenken, Motor 2 stellt das Hüftgelenk dar (siehe 4.5). Da Motor 1a und Motor 1b denselben Input erhalten, wird im Weiteren nur noch von Motor 1, der beide Schultergelenke repräsentiert, gesprochen.

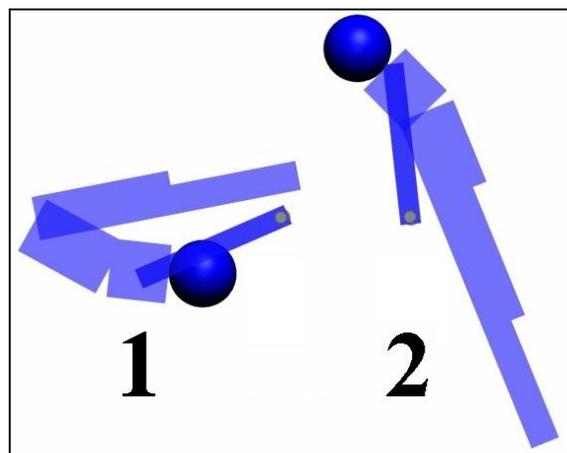


Abbildung 7: Die Bewegungsaufgabe der Turnerin beim Kippaufschwung besteht darin, vom ausgelegten Kipphang (1, Kopf-unten-Position) in eine hüftnahe Stützposition (2, Kopf-oben-Position) zu gelangen.

Wie kann die Modellturnerin, die an einem als Reckstange modellierten Zylinder drehbar gelagert ist, die Bewegungsaufgabe „Kippaufschwung“ lösen? Prinzipiell stehen ihr dazu drei Möglichkeiten zur Verfügung:

Möglichkeit 1: Die Aufgabe wird (vorrangig) über eine Drehmomentansteuerung des ersten Motors, welcher zwischen Armen und Rumpf platziert ist, gelöst.

Möglichkeit 2: Die Aufgabe wird (vorrangig) über eine Drehmomentansteuerung des zweiten Motors, also einem Hüfteinsatz der Modellturnerin gelöst.

Möglichkeit 3: Die Aufgabe wird durch eine zeitlich abgestimmte Drehmomentansteuerung beider Motoren gelöst.

4.2 Aufarbeitung der fachmethodischen Literatur

Mechanische Gesetze oder biomechanische Prinzipien können auf den ersten Blick keine Entscheidung zwischen den drei Möglichkeiten bringen. Dagegen scheint Klarheit über die angemessenen Aktionen beim Kippaufschwung beim größten Teil der Fachliteratur zu bestehen. Die Beschreibungen der Technik des Kippaufschwungs in einer Vielzahl von Lehrbüchern für das Gerät- und Kunstturnen dokumentieren dies und so kann man davon ausgehen, dass in der Praxis ein bewährtes Expertenwissen vorliegt (z.B. Adatte & Günthard 1976; Baumann 1980; Knirsch 1994; Knirsch 1996b; Nolte 1987; Zinke 1986).

Am häufigsten wird die Hüftstreckung als elementar für das Gelingen des Kippaufschwungs beim Rückschwung aus der Kiplage angesehen: „Die entscheidende Phase

bei der Kippe ist die Hüftstreckung“ (Dieckert & Koch, 1993, S. 63; vgl. auch Deutscher Turner-Bund, 1985, S. 71; Knirsch, 1994, S. 225; Nolte, 1980, S. 42).

Kippbewegungen sind dadurch gekennzeichnet, „dass der Körper durch eine Beinbeschleunigung, die abgebremst wird, in eine höhere Position gelangt. Durch Impulsübertragung von den Beinen auf den Rumpf ... wird der Schultergürtel über die Stützstellen angehoben“ (Baumann, 1980, S. 145). „Je schneller die Hüftstreckung erfolgt, desto abrupter wird auch das Abbremsen dieser Hüftstreckung sein. Mit dem Abbremsen beginnt der translatorische Bewegungsabschnitt dieses Elements. Durch die Impulsübertragung erfolgt eine Entlastung an den Griffstellen Nur so ist es möglich, die Hände vom Hang in den Stütz umzusetzen (zu drehen), wenn der KSP die Horizontale ... passiert“ (vgl. Knirsch, 1996a, S. 174). Dementsprechend kennzeichnen die Autoren diese Aktion als „Kippstoß“ (Baumann, 1980, S. 145; Schmidt, D., 1986, S. 258; Timmermann, 2001, S. 62, Wiemann, 1971, S. 59), „Kippschub“ (Baumann, 1980, S. 145), „Kippstreckung“ (Kassat, 1993, S. 129; Zinke, 1986, S. 98) oder auch „Kippschlag“ (Wiemann, 1971, S. 12). Als entscheidend gilt, dass die Hüftstreckung durch den Beweger verursacht wird, „die Hüftgelenke [werden] schnell gestreckt, wobei die Füße zunächst vorwärts-aufwärts und dann abwärts geschwungen und abgebremst werden“ (Zinke, 1986, S. 98). Als spezielle Vorübung zur (echten) Kippbewegung werden deshalb vor allem nur solche Hüftstreckungen dienen, bei denen die Bewegungsvorstellung „kräftiges Schlagen der Beine bei (fast) ruhendem Rumpf“ vorherrscht (vgl. Wiemann, 1971, S. 19).

Manche Autoren weisen allerdings auch auf die Notwendigkeit eines Stemmens der gestreckten Arme hin (vgl. zum Beispiel Göhner, 1987, S. 158; Schwope, 1975, S. 114). Die Bedeutung der Tätigkeit der Arme ist dort jedoch immer gepaart mit einer durch bewegerinternen Muskelkraft verursachten Hüftstreckung: „Letztlich verbleiben daher nur die Alternativen des Heranführens des Körpers durch die abwärts drückenden Arme mit oder ohne Heranziehen durch Beugen der Ellbogen, wobei zu beiden auch die Hüften zu strecken sind“ (Göhner, 1987, S. 158).

Im Gegensatz dazu äußert sich Kassat (1993, S. 129), dass durch die Drucktätigkeit der Arme kaum eine Verkleinerung des Schulterwinkels bis hin zum Stütz bewirkt werden könne. Das Stemmen gilt teilweise in der Sportpraxis als Fehler: „Die Beine wurden nicht der Stange entlang nach oben geschoben, sondern der Turner versuchte, sich mit den Armen hinauf zu stemmen“ (vgl. Adatte & Günthard, 1976, S. 216).

Werden die bisherigen Überlegungen aus funktionsanalytischer Perspektive betrachtet, gehen alle genannten Analysen von einer großen Bedeutung der durch bewegerinternen Muskelkraft verursachten Hüftstreckung, also einer „aktiven“ Hüftstreckung¹, aus.

Daraus lässt sich folgende Synopse festhalten: Der Hüftstreckung werden verschiedene funktionale Belegungen zugeschrieben, welche aber immer als essentiell für das Gelingen des Kippaufschwungs angesehen werden! Genannt werden unter anderem eine Übertragung der kinetischen Energie vom Unterkörper auf den Oberkörper; eine Impulsübertragung, die den Gesamtimpuls des Körpersystems zu einer Schwungsteigerung ausnutzt oder die Verringerung des Trägheitsmoments durch eine Annäherung der Hüfte an das Reck. Ebenfalls wird die Hüftstreckung mit einer radialen Verkürzung der Pendellänge im unteren Umkehrpunkt, welches Hubarbeit und damit Aufschwunghöhe liefert, in Verbindung gebracht (vgl. Bürger, 1998, S. 123-127; Göhner, 2002, S. 61; Göhner, 1987, S. 156; Kassat, 1993, S. 182; Wiemann, 1993, S. 161).

Die funktionale Belegung der Aktion „Stemmen der Arme“ in Verbindung mit einer aktiven Hüftstreckung weist indessen ein Spektrum von einer geringen Bedeutung zur Erfüllung der Bewegungsaufgabe bis zur unterstützenden Handlung bei der Verkürzung der Pendellänge auf.

Schließlich gibt es auch einige wenige Hinweise, dass ein Kippaufschwung durchaus ohne eine aktive Hüftstreckung im Pendelrückschwung geturnt werden kann, so dass die aktive Hüftstreckung funktional gesehen sogar bedeutungslos sein kann (vgl. Brunke & Zaiss, 2003; Wiemann, 1969; Wiemann, 1971).

4.3 Erkenntnisgewinn durch Modellierungen

Zur Klärung der kontroversen Funktionsbelegung der Aktion(en), die zu einem gelungenen Kippaufschwung führt, können unter anderem

- physische/reale/materielle Modellierungen (durchgeführt unter anderem mit einem dreigliedrigen Fadenzugmodell nach Bauer, 1987; Wiemann, 1993, S. 163; vgl. auch Göhner, 1999, S. 51) oder
- computergenerierte Modellierungen

beitragen.

¹ Zur Definition der Begriffe „aktiv“ und „passiv“ in Verbindung mit Gelenkwinkelveränderungen siehe Anhang B

Die ersten Erkenntnisse, die aus materiellen Modellierungen und aus Computersimulationen (vgl. Brunke & Zaiss, 2003, S. 44-48) gewonnen wurden, unterstützen die Hinweise, dass eine erfolgreiche Bewältigung der Bewegungsaufgabe unter Vernachlässigung der Aktion der Hüfte möglich ist; es muss lediglich eine intensive Stemmbewegung der Arme durchgeführt werden.

Die Ergebnisse der oben genannten Computersimulation, genauer der Vorwärtssimulation, wurden bisher jedoch nur nach dem Prinzip von Versuch und Irrtum gewonnen. Es wurden dabei verschiedene Parameter, wie zum Beispiel die Drehmomentverläufe für die Gelenke, von Hand eingegeben und jedes Mal geprüft, ob ein erfolgreicher Kippaufschwung gelingt. Das Auffinden einer Lösung hängt somit vom Geschick und Spürsinn, aber auch vom Glück der Untersuchenden ab. Die Aussicht auf eine umfassende Betrachtung verschiedener Möglichkeiten sind bei diesem Verfahren sehr begrenzt. Aufgrund der Komplexität des Untersuchungsobjektes kann nur sehr schwer überprüft werden, ob neben der gefundenen Lösung noch andere Lösungen möglich sind. Die Eingabe von Momentverläufen von Hand zum Auffinden von Lösungen reicht demzufolge nicht aus, um den oben genannten Klärungsbedarf erschöpfend zu behandeln.

Ein automatisierter und systematischer Ansatz stellt dagegen die Suche nach Lösungen mit der Hilfe von Optimierungsalgorithmen dar. Diese versuchen mit verschiedenen Methoden die besten Lösungen aus der Grundgesamtheit aller, mit dem Modell möglichen Bewegungen auszuwählen (vgl. Anhang D). Verschiedene Momentverläufe (Inputvariablen) führen die Modellturnerin bei der Berechnung der Bewegung von der Ausgangsstellung über verschiedene Bewegungen ($L_1, L_2, L_3, \dots, L_n$) in eine Endstellung, welche jedoch nicht zwangsläufig im hüftnahen Stütz endet (vgl. Abbildung 8). Auf der Basis der besten Lösungen werden neue Momentverläufe gebildet, um den hüftnahen Stütz (auf verschiedenen Wegen) zu erreichen. Dieser Vorgang findet automatisiert statt. Anhand der zur Verfügung stehenden kinetischen Parameter (Outputvariablen) aller errechneten Bewegungen lassen sich dann die gelungenen von den nicht gelungenen Bewegungen unterscheiden.

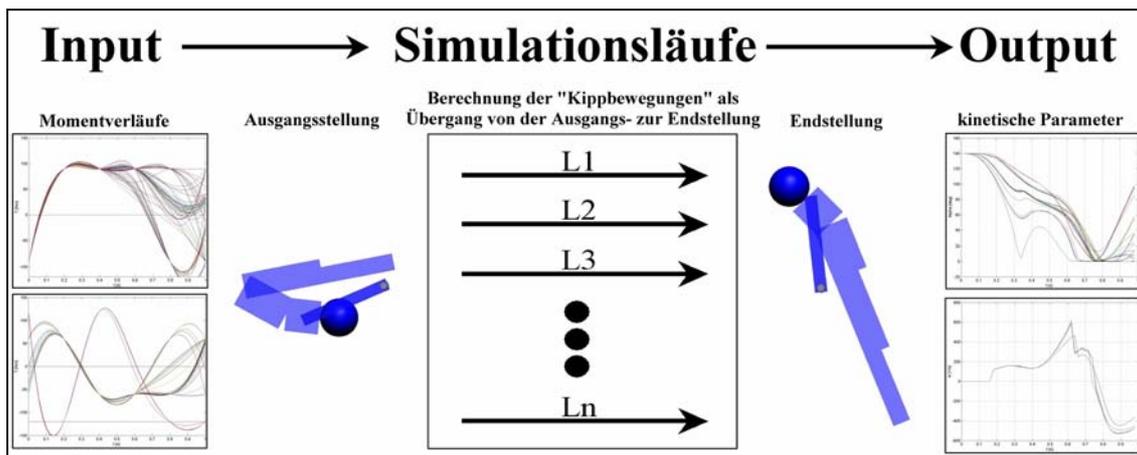


Abbildung 8: Schematischer Ablauf der Bewegungsberechnung. Die Berechnung der Bewegung mit den Inputvariablen führen die Turnerin von der Ausgangsstellung in eine Endstellung. Die erwünschte Endstellung ist dabei der hüftnahe Stütz. Zu jeder Lösung ($L_1, L_2, L_3, \dots, L_n$) stehen die kinetischen Parameter als Output zur Verfügung.

4.4 Spezifische Fragestellungen

Eingangs ist noch ganz allgemein nach den Teilbewegungen gefragt worden, die vom ausgelenkten Kipphanh in den Stütz führen. Jetzt kann die Frage für die Untersuchung präzisiert werden. Dazu müssen systematische Entscheidungsverfahren herangezogen werden, um die Unklarheiten, die in der Fachliteratur zum sportartspezifischen Problem bestehen, zu beseitigen.

Die zentralen Fragestellungen für das ausgewählte Beispiel beziehen sich sowohl auf das Verfahren der Optimierungsanalyse als auch auf das sportartspezifische Problem.

Fragen zum Verfahren der Optimierungsanalyse:

- F₁: Lässt sich ein Modell einer Turnerin für den Kippaufschwung entwickeln, das bei der Anwendung von Optimierungsalgorithmen die gewünschte Bewegung generiert?
- F₂: Lässt sich ein Optimierungsalgorithmus finden, der für den Untersuchungsgegenstand geeignet ist?
- F₃: Welcher bewegungsanalytische Zugang ergibt sich aufgrund der Bearbeitung der Fragestellung mit Hilfe von Optimierungsalgorithmen?

Fragen zum sportartspezifischen Problem des Kippaufschwungs vorlings vorwärts am Reck:

- F₄: Ist die von einigen Experten beschriebene Aktion des aktiven Öffnens (und Abbremsens) der Hüfte unverzichtbar für das Gelingen eines Kippaufschwunges?
- F₅: Geht die entscheidende Aktion zum Lösen der Bewegungsaufgabe von einem Gelenk aus oder müssen Schulter- und Hüftgelenk gemeinsam dazu beitragen?
- F₆: Gibt es Bewegungsspielräume in Hüft- und Schulteraktion, die zu einem gelungenen Kippaufschwung führen?
- F₇: Kann man aus der Optimierungsanalyse dieser Technik Rückschlüsse für die Methodik der Sportpraxis ziehen?

4.5 Erstellung einer Simulationseinheit zur Betrachtung der Bewegungsaufgabe Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck mit Hilfe eines Optimierungsalgorithmus

Die zur Durchführung einer Optimierungsanalyse in Kapitel 3.2.4 vorgestellten notwendigen Arbeitsschritte müssen für das jetzt interessierende Kippaufschwungproblem präzisiert werden. Das heißt,

- (1) es ist ein MKS-Modell aufzubauen,
- (2) es ist eine Zielfunktion festzulegen,
- (3) es sind einschränkende Bedingungen (constraints) zu benennen,
- (4) es müssen die Simulationseinstellungen der MKS-Software festgesetzt werden,
- (5) es muss eine Verknüpfung zwischen Optimierungsalgorithmus und MKS-Modell geschaffen werden,
- (6) der Algorithmus muss entsprechend codiert werden,
- (7) und letztendlich müssen die Simulationsläufe gestartet werden.

Zu (1): Erstellen eines experimentierfähigen Modells

Als experimentierfähiges Modell wird ein Mehrkörpersystem mit folgenden Eigenschaften gewählt: Das Modell setzt sich aus zwei Armen, Kopf, Oberrumpf, Unterarm, Oberschenkel und Unterschenkel zusammen (vgl. Abbildung 9). Die Gesamtmasse der Modellturnerin beträgt, bei einer Größe von 1,63 m, $M = 64,13$ kg. Die Teil-

massen und die Maße der Teilkörper sind am Hanavanmodell orientiert (vgl. Hanavan 1964; Hong 1991).

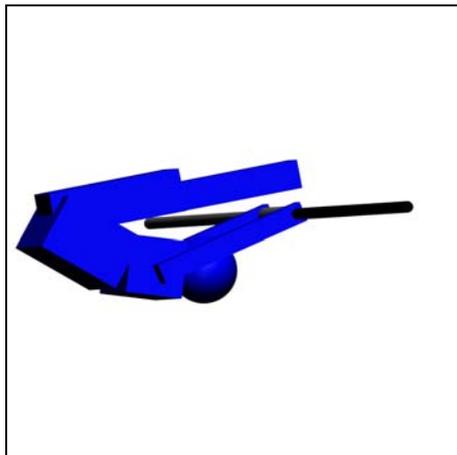


Abbildung 9: Die aus sieben Körpern bestehende Modellturnerin im ausgelenkten Kipphang.

Die einzelnen Teilkörper sind mit insgesamt fünf Gelenken verbunden: Zwei davon bestehen aus masselosen reibungsfreien Scharniergelenken, die die Hände mit der Reckstange verbinden. Sie ermöglichen Rotationen um die Reckstange. Dagegen sind drei Scharniergelenke als masselose Drehmotoren modelliert. Zwei der Drehmotoren sind als Schultergelenke und einer als Hüftgelenk vorgesehen. Die anderen Teilkörper sind mit starren Verbindungen aneinander gebunden.

Die Modellturnerin hat weitere deutliche Vereinfachungen, auf die im Folgenden lediglich hingewiesen wird, die jedoch bei der Diskussion am Ende des Kapitels ihre Beachtung finden. So sind zum Beispiel die Ober- und Unterschenkel nicht aufgeteilt, sondern sie bestehen jeweils aus einem Quader mit der Masse von jeweils zwei Ober- und Unterschenkel. Eine Flexion im Ellenbogengelenk ist ebenfalls nicht vorgesehen, da die Arme nicht in Ober- und Unterarm unterteilt sind. Weiterhin ist die Modellturnerin nicht mit Handgelenken versehen.

In der Ausgangsstellung befindet sich die Turnerin im ausgelenkten Kipphang (vgl. Abbildung 9). Aus dieser Position beginnt die Bewegung im Gravitationsfeld (der Erde) mit einem Pendelschwung rückwärts (aus der Sicht eines außenstehenden Beobachters ist dieser Schwung rückwärts gerichtet, aus der Sicht der Turnerin ist er dagegen vorwärts gerichtet). Um diesem Pendelschwung eine gewisse Größe zu geben, wird eine weite Auslenkung gewählt, konkret beträgt der Winkel zwischen der Horizontalen und den Armen $\alpha = -156.39^\circ$. Die Ausgangsstellung wird während der Untersuchung nicht verändert. Bei einer geringeren Auslenkung ist die Dynamik des Rückschwungs, den die Turnerin durch Beschleunigung im Gravitationsfeld erreicht, zu gering um in

den hüftnahen Stütz gelangen zu können. Da die Auslenkung nicht variiert wird, verbleiben als einzige variierbare Parameter die bewegerinternen Momente für die Drehmomentmotoren der Hüfte und der Schultern. Die Ansteuerung der Drehmomentmotoren mit zeitlichen Momentverläufen führen zu Flexionen und Extensionen in den beschriebenen Gelenken. Durch die Amplitudenvariation der Momente über der Zeit entstehen im Rahmen der vorgegebenen Zwangsbedingungen und Beschränkungen unterschiedliche Bewegungen. Zu ergänzen ist noch, dass als äußere Kraft nur die (unveränderliche) Gravitationskraft wirken soll und dass bei der Modellturnerin das Gewicht, die Maße der Körperteile usw. während der Untersuchung nicht verändert werden.

Zu (2): Auswahl der Zielfunktion

Dem Arbeitsschritt 2 entsprechend muss eine Zielfunktion gefunden werden.

Eine Zielfunktion ist ein Maß, bezüglich dem der Optimierungsalgorithmus die Suche nach einem Optimum durchführen kann (vgl. S. 13). Die Zielfunktion ist nicht kongruent zum Bewegungsziel, das üblicherweise bei sportlichen Bewegungsaufgaben anzugeben ist. Letzteres ist das Erreichen eines hüftnahen Stützes, was abstrakt ausgedrückt ein Erreichungsziel ist (vgl. Göhner, 1992, S. 39). Zur Bearbeitung des Untersuchungsgegenstandes mit dem Computer muss die sportartübliche Beschreibung zu einem operationalisierbaren Parameter gemacht werden. Dies bedeutet, dass deterministische Parameter angegeben werden müssen, deren Maximierung eine erfolgreiche Bewältigung der Bewegungsaufgabe „Kippaufschwung in einen hüftnahen Stütz“ zur Folge hat. Diese Parameter werden dann Zielfunktion genannt.

Zusätzlich sollte die Zielfunktion singlekriteriell sein, d.h. nur von einem Parameter abhängig sein. Dies hat den Vorteil, dass der Einfluss eines Parameters auf die gefundene Lösung nachvollziehbar bleibt, während bei der Formulierung einer Zielfunktion mit mehreren Parametern nicht ersichtliche Interdependenzen auftreten können. Eine für den Zweck dieser Untersuchung geeignete singlekriterielle Zielfunktion lässt sich für das Untersuchungsobjekt mittels eines auf dem Kopf der Turnerin platzierten Referenzpunktes gewinnen. Wie in Abbildung 10 ersichtlich, befindet sich der Referenzpunkt in z-Richtung dann an der höchsten Stelle, wenn die Modellturnerin die Stützposition erreicht hat und dabei die Hüfte die Stange berührt (vgl. Position 3, Modellturnerin befindet sich nahezu im Stütz). Der Ursprung der z-Achse liegt dabei im Mittelpunkt der Reckstange. Daher kann das möglichst weite nach-oben-Bringen des obersten Kopfpunktes als Zielfunktion gesetzt werden.

Als Zielfunktion sei daher der Abstand vom Mittelpunkt der Reckstange zum auf dem Kopf platzierten Referenzpunkt in z-Richtung gewählt.

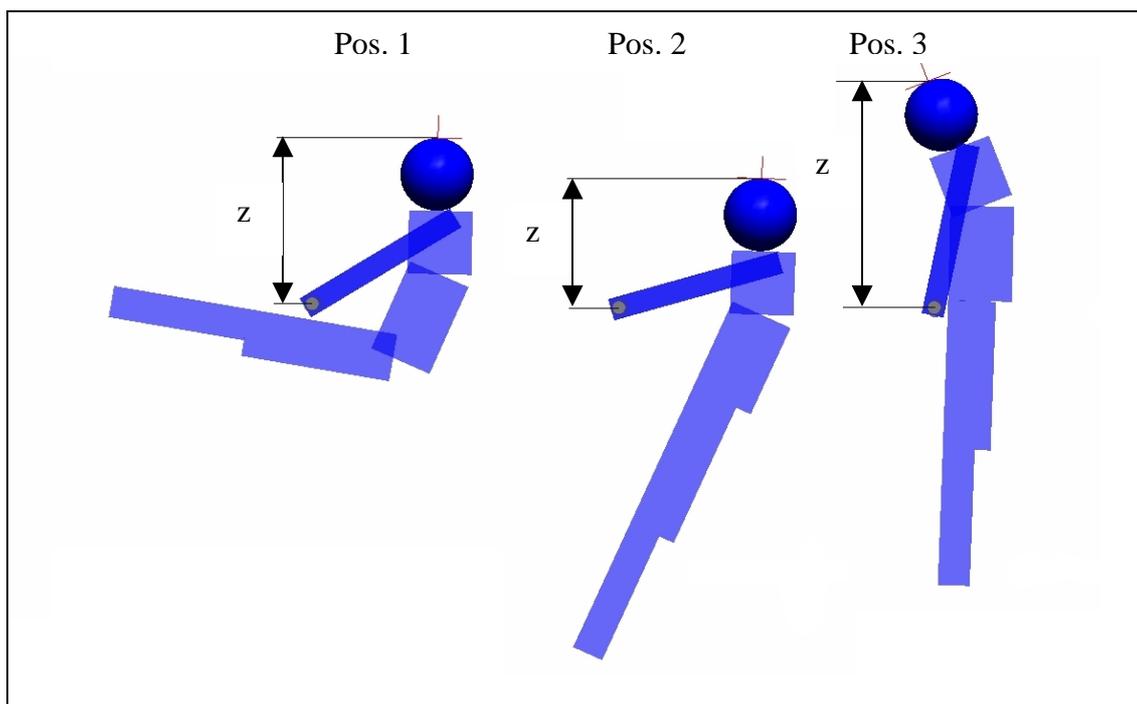


Abbildung 10: Beispiele verschiedener möglicher Positionen mit unterschiedlichem Abstand zwischen Ursprung z-Achse und dem auf dem Kopf platzierten Referenzpunkt.

Bei unsinnigen Endpositionen, wie zum Beispiel ein Handstand auf dem Reck, ergeben sich in der Regel geringere Funktionswerte als bei einem hüftnahen Stütz. Trotzdem deckt die Wahl der Zielfunktion nicht diejenigen Ausführungen ab, die zwar im hüftnahen Stütz enden, deren Verlauf aber nicht einem Kippaufschwung zuzuordnen sind. Dies kann zum Beispiel beim Stemmaufschwung rückwärts der Fall sein. Diese unerwünschten Lösungen müssen durch gewisse Auswahlkriterien, die in Kapitel 4.6.1 explizit aufgeführt werden, aussortiert werden.

Zu (3): Festlegung der Constraints (Beschränkungen)

Eine Festlegung von Constraints für die Modellbildung ist notwendig, um unphysiologische Bewegungen während der Simulation auszuschließen. Die Bewegungseinschränkungen für die Schultergelenke und das Hüftgelenk erfolgen gemäß der anatomischen Durchschnittswerte von Russe & Gerhardt (1982). Da Auswirkungen des Gelenkanschlages beim Kippaufschwung anders als beim Untersuchungsobjekt „Weitwurf“ (vgl. S. 131) bei der Art und Weise der Ausführung der sportlichen Bewegung nicht zu erwarten sind, wird ein harter Gelenkansschlag verwendet.

Zu (4): Festlegung der Simulationseinstellungen der MKS-Software

Wie unter Kapitel 3 erläutert, müssen Simulationseinstellungen gefunden werden, die es einerseits ermöglichen, die Bewegung möglichst genau zu ermitteln und andererseits die Computerzeit in einem akzeptablen Rahmen zu halten.

Folgende Parametereinstellung werden für die Optimierung des Kippaufschwungs verwendet (zur Bedeutung der einzelnen Parameter vgl. Anhang C):

Motion Accuracy:

- Configuration Tolerance: Position: 0.01 m
Orientation: 1 deg
- Overlap Tolerance: 0.01
- Assembly Tolerance: 0.001 m
- Significant Digits: 5

Integration:

- Animation Frame Rate: Time: 0.02 s
Rate 50 /s
- Integrator: Kutta-Merson
- Integration Step: 0.01 s
- Steps per Frame: 2
- Modus: Variable

Gravity:

- Gravity on: $a_z = -9.81 \text{ m/s}^2$

Zu (5): Verknüpfung von Optimierungsalgorithmus und MKS

Die Verknüpfung zwischen Modul 1 (Optimierungsalgorithmus) und Modul 3 (MKS-Software mit Modellturnerin) erfolgt identisch mit der auf Seite 27 beschriebenen Verknüpfung. Das in Modul 2 implementierte Werkzeug Simulink hat für diese Optimierungsanalyse lediglich die Aufgabe, das Verbindungsglied zwischen Modul 1 und Modul 3 herzustellen, also die Funktionsparameter (Drehmomentverläufe für die Gelenke) an Modul 3 weiterzugeben und die Kinematik der Zielfunktion, sowie andere kinematische Parameter an Modul 1 zurückzuleiten.

Zu (6): Codierung des geeigneten Optimierungsalgorithmus

Aufgrund der gesammelten Erfahrungen der Optimierung mit dem Testmodell (vgl. S. 203) wird der RBF-Algorithmus zur Optimierung des Kippaufschwungs herangezogen. Die Codierungsparameter, die das Ergebnis entscheidend beeinflussen, werden im Folgenden an die Bewegungsaufgabe angepasst.

Simulationsdauer:

Die Simulationsdauer (T_s) beträgt eine Sekunde (vgl. S. 32). Die Zeit genügt, um mit den vorgesehenen „Aktionen“ vom ausgelenkten Kipphang in die hüftnahe Stützposition zu gelangen.

Spezifische Parameter:

Den Drehmotoren des Modells der Turnerin, also dem „Hüftmotor“ und den zwei „Schultermotoren“, werden Drehmomente über der Zeit vorgegeben. Die Vielzahl dieser Drehmomentverläufe kommt dabei folgendermaßen zustande:

- Im Intervall eines Simulationslaufes von einer Sekunde werden sechs Stützpunkte in einem Abstand von jeweils 0,2 s bestimmt (vgl. Abbildung 11). Trotz der zunächst willkürlich festgelegten Abstände der Stützpunkte, sind durch den nächsten Schritt äußerst unterschiedliche Drehmomentverläufe möglich.
- Die sechs Stützpunkte werden mit Hilfe eines kubischen Splines verbunden (vgl. Abbildung 11). Ein kubischer Spline ist stückweise aus Polynomen 3. Grades zusammengesetzt, die auch an den Stützpunkten zwei Mal stetig differenzierbar sind. Dabei interpolieren sie die Stützpunkte so, dass sie näherungsweise den Kurven am nächsten kommen, die man auch von Hand durch diesen Punkte zeichnen würde (vgl. Wagenführer, 1999, S. 39).

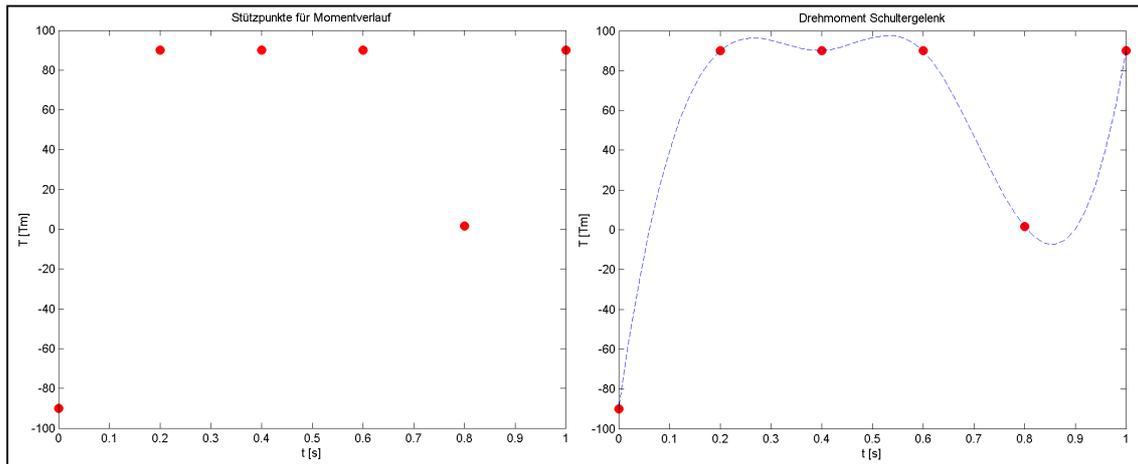


Abbildung 11: Beispiel der Bildung eines Drehmomentverlaufes über der Zeit für das Schultergelenk aus sechs Stützpunkten (linkes Bild) mit der Benutzung eines kubischen Splines (rechtes Bild).

Der Verlauf der Drehmomente für Schulter- und Hüftgelenke soll systematisch variiert werden. Konkret werden die Werte für die maximalen Momenthöhen für die Stützpunkte der Schultergelenke $T = 30 \text{ Nm}$, 60 Nm , 90 Nm und 120 Nm und für das Hüftgelenk $T = 0 \text{ Nm}$, 60 Nm und 120 Nm sein (vgl. Tabelle 1). Diese maximalen Stützpunkthöhen werden aber jeweils während einem Optimierungslauf konstant gehalten.

		Maximale Höhe der Stützpunkte für das Schultermoment			
		$T_{\max S} = [Nm]$			
		± 30	± 60	± 90	± 120
Maximale Höhe der Stützpunkte für das Hüftmoment	$T_{\max H} = [Nm]$				
	± 0				
	± 60				
± 120				—	

Tabelle 1: Matrixdarstellung der, für die einzelnen Optimierungsläufe verwendeten maximalen Stützpunkthöhen zur Bildung der Momentverläufe für das Hüftgelenk und die Schultergelenke. In den einzelnen Matrixelementen wird die Anzahl der gefundenen Lösungen von Kippaufschwüngen eingetragen.

Die Wahl der maximalen Momenthöhen der Stützpunkte für Hüfte und Schulter erfolgt so, dass „realistische“ Momentwerten angenommen werden. Sie orientieren sich an den in der Fachliteratur durch isokinetische Kraft-Zeitverläufe oder von Videoaufnahmen

sportlicher Bewegungen invers genannten Werten (vgl. u.a. Kranenberg, 1995; Mayer, 1998; Schleysing 1999; Song & Garvie, 1980; Sprigings, Lanovaz & Russell 2000). Durch die Interpolation der Stützpunkte mit einem kubischen Spline können sich an den Gelenken durchaus höhere Momente als die maximalen Stützpunkthöhen ergeben (konkret können zum Beispiel bei einer maximalen Stützpunkthöhe von 120 Nm Momenthöhen bis zu 170 Nm auftreten, was mehr als 40 % Unterschied entspricht). Dies ist zum Beispiel dann der Fall, wenn die Stützpunkte zwischen den positiven und negativen Maxima in der Simulationsdauer alternieren. Bei einer maximalen Stützpunkthöhe für die Schulter von $T = 30 \text{ Nm}$ können so Momente bis ca. $T = 42 \text{ Nm}$ auftreten. Dies entspricht einer schwach ausgeprägten Schultermuskulatur. Bei $T = 60 \text{ Nm}$ sind Werte bis $T = 85 \text{ Nm}$ möglich, was sich von der Momenthöhe im Durchschnittsbereich untrainierter Personen bewegt. Bei $T = 90 \text{ Nm}$ können Werte bis $T = 128 \text{ Nm}$ erreicht werden. Diese Werte erreichen Personen mit einer ausgeprägten Schultermuskulatur. Wie oben erwähnt, können bei einer Stützpunkthöhe von $T = 120 \text{ Nm}$ Werte bis ca. $T = 170 \text{ Nm}$ erreicht werden.

Die stufenweise Einteilung ergibt eine Matrix der Drehmomentmaxima für die maximale Momenthöhe der Stützpunkte, wobei das mit „-“ bezeichnete Matrixelement nicht zur Optimierung herangezogen wird (vgl. Tabelle 1).

Insgesamt werden somit aus $2 \times 6 = 12$ Parameter (den Stützpunkten) die Drehmomentverläufe gebildet, die über die Berechnung der Bewegungsgleichungen der MKS-Software eine Bewegung determinieren. Die ersten sechs Parameter (Variablen 1 bis 6) bilden Stützpunkte in dem Intervall für den Spline des zeitlichen Momentverlaufs, der jeweils auf beide Schultergelenke einwirkt und die restlichen sechs Parameter (Variablen 7 bis 12) sind die Stützpunkte für den Spline des Hüftgelenks.

Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf:

Die Anzahl der Funktionsauswertungen N je Optimierungslauf muss nach den pragmatischen Gesichtspunkten *Qualität der Ergebnisse* und *vertretbarem Zeitaufwand* (Computerzeit) gewählt werden (vgl. S. 32). Da nach ca. 80-100 Iterationen die ersten erfolgreichen Kippaufschwünge gefunden werden, muss $N \geq 100$ sein. Für eine berechnete Bewegung für die Simulationsdauer von $t_s = 1 \text{ s}$ benötigt die MKS-Software ca. 25 Sekunden Rechenzeit. Aus diesem Grund wird die Anzahl der Funktionsauswertungen auf $N = 180$ festgesetzt. Dadurch können pro Optimierungslauf mehrere Lösungen ge-

funden und für eine Auswertung verwendet werden. Die Computerzeit je Optimierungslauf, die sich nicht nur aus der Rechenzeit der MKS-Software zusammensetzt (vgl. S. 32), bewegt sich dann immer noch in einem akzeptablen Rahmen von 1.5 h bis 2.5 h.

Zu (7): Starten der Simulationsläufe

Nachdem die vorbereitenden Arbeitsschritte für das Kippmodell erfolgreich abgeschlossen sind, kann der letzte Arbeitsschritt erfolgen und die Simulationsläufe gestartet werden. Der Kreislauf des Optimierungsvorganges im Sinne der Informatik, also Ausgabe der Funktionswerte des Optimierungsalgorithmus, Berechnung der Bewegung, Rückgabe der kinematischen Daten und der Zielfunktion, Einschätzung der Bewegung und daraufhin Ausgabe neuer Funktionsparameter, beginnt damit (vgl. S. 27). Die Optimierung mit den Hilfsmitteln der Informatik ist abgeschlossen, sobald mit der systematischen Suche im Funktionsraum aller, innerhalb der Rahmenbedingungen des MKS-Modells, möglichen Bewegungen, optimale Lösungen gefunden wurden.

Nun muss in einem zweiten Schritt geklärt werden, ob die Optimallösungen des Algorithmus der geforderten Bewegungsaufgabe „Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck“ entsprechen. Erst danach kann die Optimierungsanalyse im Sinne der Sportwissenschaft beginnen. Dabei sollen die Eingangs durch die Betrachtung der Fachliteratur und der Simulationen mit physischen und computergenerierten Modellen aufgeworfenen Fragen behandelt werden (vgl. S. 42).

4.6 Starten der Optimierung

Der Optimierungsvorgang des RBF-Algorithmus wird mit folgenden Parametern durchgeführt.

Die MKS-Software betreffend:

- Verwendung eines am Hanavanmodell orientierten modifizierten MKS-Modells.

Den Optimierungsalgorithmus betreffend:

- Verwendung des modellbasierten RBF-Algorithmus
- Simulationsdauer: $t_s = 1 \text{ s}$.

- Anzahl der Stützpunkte für den Spline der Schulter- und Hüftdrehmomente: Jeweils sechs im Abstand von 0.2 s. Die Dimension des Suchraumes ist damit $\dim V = 12$.
- Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf: $N = 180$.

Die Anzahl der gefundenen Lösungen hängt vom Startversuchsplan des modellbasierten Optimierungsalgorithmus ab (vgl. Anhang D). Dies bedeutet, dass zuerst verschiedene Punkte im Suchraum (das ist der Raum der alle möglichen Bewegungen für das verwendete Modell beinhaltet) vermessen werden. Aufgrund des vermessenen Startversuchsplanes wird ein Modell errechnet und daraufhin werden die neuen Punkte bestimmt, die in einem weiteren Schritt wiederum von Neuem vermessen werden (vgl. Anhang D). Je näher manche Punkte des Startversuchsplanes an Lösungen liegen, die einen Kippaufschwung ermöglichen, desto schneller können entsprechende Lösungen gefunden werden. Es reicht daher nicht aus, die Optimierung in jedem Matrixelement nur ein Mal zu starten. Einerseits sollten aus diesem Grund möglichst viele Abläufe erkundet werden, denn es werden viele Lösungen benötigt um eine systematische Analyse zu ermöglichen; andererseits sollte zugleich der Rahmen überschaubar bleiben, um nicht überflüssig viele Bewegungen auswerten zu müssen. Die Optimierung für jedes Matrixelement wird deshalb für jedes Matrixelement drei Mal durchgeführt. Damit stehen für jedes Matrixelement mit $N = 180$ Funktionsauswertungen je Optimierungslauf $180 \times 3 = 540$ Funktionsauswertungen zur Verfügung. In der Summe über die elf zur Untersuchung herangezogenen Matrixelemente ergeben sich folglich 5940 vermessene Punkte im Suchraum. Jede dieser 5940 Funktionsauswertungen ist eine von 5940 Bewegungen der Modellturnerin am Reck, die jedoch nicht zwangsläufig den Bewegungsregeln eines Kippaufschwungs entsprechen.

Im weiteren Verlauf müssen daher Auswahlkriterien bestimmt werden, die helfen, die gelungenen Kippaufschwünge von unbrauchbaren Lösungen (d.h. Bewegungen) zu trennen.

4.6.1 Auswahlkriterien

Bisher ist die Zielfunktion die wichtigste Bedingung, für die Ermittlung von Lösungen durch den Optimierungsalgorithmus. Die einfache Formulierung der Zielfunktion (Maximierung der Kopfhöhe) fördert viele, zu viele Lösungen von Bewegungen, weil allein durch die Zielfunktion noch keine Aussage über die Bewegung an sich möglich ist. Das

liegt vor allem daran, dass bei jeder Funktionsauswertung des Optimierungsalgorithmus eine Bewegung berechnet wird. Das Modell der Turnerin stellt für den Optimierungsalgorithmus eine black-box dar, d.h. einem Input (den zeitlichen Momentverläufen für die Gelenke) wird lediglich ein Output (Zielfunktion) zugeordnet (vgl. S. 20). Es ist damit nicht gewährleistet, dass die Lösung mit dem höchsten Wert der Zielfunktion zu einer Bewegung führt, die einem Kippaufschwung entspricht. Erst bei einer morphologischen Betrachtung der Bewegung kann entschieden werden, ob die berechnete Bewegung auch die geforderte ist. In diesem Moment hat ein Übergang von einem black-box- zu einem white-box Modell stattgefunden. Das Interesse besteht somit nicht nur in der Input-Output Relation sondern auch in der äußeren Erscheinungsform der Bewegung. Deshalb wird eine Auswahl nötig, die aus den insgesamt 5940 verschiedenen Bewegungen der Modellturnerin am Reck diejenigen separiert, die einem Kippaufschwung entsprechen.

Es müssen somit alle Funktionsauswertungen mit folgenden Auswahlregeln betrachtet werden, damit festgestellt werden kann, ob es sich bei den Lösungen um Kippaufschwünge handelt.

- Die Modellturnerin muss sich innerhalb der zur Verfügung stehenden Simulationsdauer von einer Sekunde im hüftnahen Stütz befinden. Das kann dadurch geleistet werden, dass das Lot, das vom Mittelpunkt des Schultergelenks aus geht, sich mindestens über der Reckstange befinden muss, während der Abstand der Hüfte zur Stange nicht mehr als 0.2 m betragen darf. In dieser Position ist auch ohne ein weiter wirkendes Moment an den Gelenken ein rückwärtiges Abfallen des Körpers und damit ein Scheitern des Kippaufschwunges weitestgehend ausgeschlossen.
- Die Beine müssen sich, um eine Abgrenzung zur Schwungstemme zu ermöglichen, während des Rückschwungs aus der Kipplage in einer zur Reckstange nahen Position befinden. Das heißt, dass der Abstand X zwischen dem Mittelpunkt des Kniegelenks und dem Mittelpunkt der Stange während der Ausführung des Rückschwungs zu keinem Zeitpunkt sehr viel mehr als eine Oberschenkellänge betragen darf (vgl. Abbildung 12). Der Oberschenkel hat eine Länge von 0.47 m. Es wird ein maximal zulässiger Abstand X von 0.55 m gewählt. Befindet sich die Turnerin im Stütz (Hüfte berührt die Stange), beträgt dieser Abstand ca. 0.46 m.

Erfüllen die Funktionsauswertungen (d.h. die dadurch generierten Bewegungen) diese Bedingungen, liegt ein Kippaufschwung vor. Diese ausgewählten Lösungen können damit zur weiteren Auswertung verwendet werden.

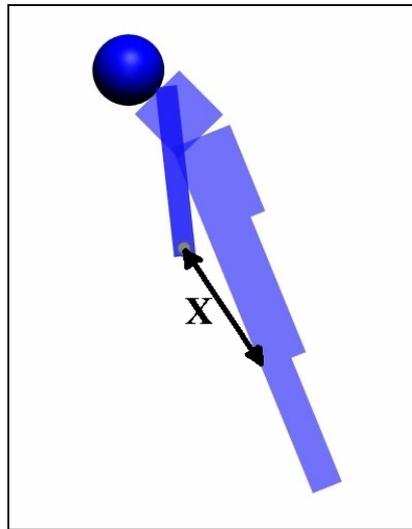


Abbildung 12: Die Turnerin befindet sich in einer gelungenen Stützposition.

Die Zielfunktion und die Bewegungsregeln geben nicht vor, zu welchem Zeitpunkt sich die Turnerin im Stütz befinden muss. Es ist lediglich wichtig, dass sie sich während der zur Verfügung stehenden Simulationsdauer von einer Sekunde mindestens ein Mal im Stütz befunden hat. Alle Lösungen, die nicht nur die Zielvorgabe der Zielfunktion, sondern auch noch die Auswahlregeln erfüllen, sollen ausgewählt und zur weiteren Analyse verwendet werden. Im Folgenden werden diese ausgewählten Lösungen systematisch analysiert, um Aussagen über die Bewegung machen zu können. Hier setzt die Optimierungsanalyse im Sinne der Sportwissenschaft an, da nun die sportspezifischen Fragestellungen bearbeitet werden. Dies geschieht auf der Basis der gewonnenen Daten von „optimalen Bewegungen“ (vgl. Kapitel 2.3).

4.7 Ergebnisse der Optimierungsanalyse des Kippaufschwungs vorwärts am Reck

4.7.1 Klassifikation der Lösungen

Wie oben beschrieben werden nach der Durchführung aller Simulationsläufe insgesamt 5940 vermessene Punkte aus dem Suchraum, der alle (mit dem Modell) möglichen Bewegungen beinhaltet, zur Verfügung stehen. Sie bedeuten allesamt verschiedene Bewegungen der Modellturnerin am Reck, von denen nur manche zu einem hüftnahen Stütz

führen. Die Betrachtung aller 5940 vermessenen Punkte unter den zusätzlichen Auswahlregeln führt zu einer Reduktion auf 272 verbleibenden Lösungen.

Die 272 Lösungen teilen sich in der Matrix der maximalen Momenthöhen der Stützpunkte für die Schultergelenke und das Hüftgelenk folgendermaßen auf (vgl. Tabelle 2):

		Maximale Höhe der Stützpunkte für das Schultermoment $T_{\max S} = [Nm]$			
		± 30	± 60	± 90	± 120
Maximale Höhe der Stützpunkte für das Hüftmoment $T_{\max H} = [Nm]$	± 0	0	0	74	43
	± 60	0	1	64	70
	± 120	0	14	6	-

Tabelle 2: Anzahl der gefundenen Lösungen in Abhängigkeit von unterschiedlichen Schulter und Hüftmomenten (zum Beispiel gibt es sechs Lösungen bei ± 90 Nm Schulter- und ± 120 Nm Hüftmoment).

In der Spalte mit $T_{\max S} = \pm 30$ Nm findet der Optimierungsalgorithmus keine Lösung. Bei den Schultermomenten von $T_{\max S} = \pm 60$ Nm findet sich in der Zeile mit $T_{\max H} = \pm 60$ Nm eine einzige Lösung und bei $T_{\max H} = \pm 120$ Nm sind es 14 Lösungen. In der Zeile $T_{\max H} = \pm 0$ Nm finden sich in der dritten Spalte 74 Kippaufschwünge. Hier nehmen im Unterschied zu den anderen Spalten die Anzahl der gefundenen Lösungen mit zunehmender maximaler Momenthöhe der Stützpunkte des Hüftgelenks von 64 Lösungen bei $T_{\max H} = \pm 60$ Nm bis zu lediglich sechs Lösungen bei $T_{\max H} = \pm 120$ Nm ab! In der Spalte mit dem höchsten zulässigen Moment für die Stützpunkte des Schultermoments ($T_{\max S} = \pm 120$ Nm) ergibt die Suche 43 Lösungen bei $T_{\max H} = \pm 0$ Nm und 70 Lösungen bei $T_{\max H} = \pm 60$ Nm.

Das Matrixelement $T_{\max H} = \pm 120$ Nm, $T_{\max S} = \pm 120$ Nm wurde nicht zur Optimierungsanalyse herangezogen, weil es sich bei verschiedenen Probeläufen zeigte, dass die Modellturnerin bei den Parametern dieses Matrixelements den hüftnahen Stütz sehr leicht erreichte. Viele dieser Lösungen sind aber nicht der Strukturgruppe der Kippbewegung

gen zugehörig und müssten nach den oben genannten Bewegungsregeln, die die gelungenen Kippaufschwünge von anderen Bewegungen trennen, ausgemustert werden (vgl. S. 53). Zum Beispiel werden viele Lösungen gefunden, die einem Stemmaufschwung rückwärts am Reck zuzuordnen sind. Der Stemmaufschwung ist unter anderem dadurch gekennzeichnet, dass die Turnerin im Langhang den unteren Umkehrpunkt durchquert. Die verschiedenen Lösungen lassen sich damit erklären, dass die maximale Momenthöhe der Stützpunkte dieses Matrixelements ausreichend sind, um den hüftnahen Stütz in unterschiedlicher Art und Weise zu erreichen. Der Suchraum bietet dementsprechend viele Lösungen an, bei denen die Zielfunktion maximal wird. Die Suche des Optimierungsalgorithmus nach den gewünschten Bewegungen (sprich den Kippaufschwüngen) wird dadurch erschwert. Die Aussagekraft der verwendbaren Lösungen, die aus den durchgeführten Optimierungsläufen gewonnen würden, wäre begrenzt. Um dies zu vermeiden, müssten die aufgestellten Bewegungsregeln in die Zielfunktion mit einfließen. Die Zielfunktion wäre damit nicht mehr singlekriteriell, und die oben beschriebene Einflussabschätzung der Parameter der Zielfunktion auf die Lösungsfindung würde erschwert (vgl. S. 53). Der Gewinn an Informationen durch die Betrachtung von Lösungen des Matrixelements steht dadurch in keinem Verhältnis zu den Nachteilen, die sich aus einer komplexeren Formulierung der Zielfunktion ergeben würde. Deshalb wird von einer Betrachtung dieses Matrixelements abgesehen.

4.7.2 Diskussion der Lösungen

Im Zusammenhang mit der Verteilung der ausgewählten Lösungen in der Matrix ist zu überlegen, ob darin schon teilweise Antworten auf die oben von der Fachliteratur aufgeworfenen Fragen zu finden sind (vgl. S. 42). Deshalb wird zuerst die Verteilung der Lösungen in den Matrixelementen diskutiert.

Ein herausragendes Ereignis ist das Vorkommen von Lösungen gelungener Kippaufschwünge in der Zeile $T_{\max H} = \pm 0 Nm$, da die bisher vertretene These der Fachliteratur einen gelungenen Kippaufschwung ohne jeglichen aktiven Hüfteinsatz nicht vorsah (vgl. Kapitel 4.2).

Demgegenüber steht das Ausbleiben von Lösungen beim geringsten Schultermoment ($T_{\max S} = \pm 30 Nm$). Ein Minimum an Krafteinsatz im Schulterbereich scheint notwendig

zu sein, während die Kraft, die im Hüftbereich eingesetzt werden muss, nicht determinierend für einen gelungenen Kippaufschwung ist.

Da es nur eine Lösung in der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ und 14 Lösungen in der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ der Spalte $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$ gibt, stellt sich die Frage, ob die Aktion der Hüfte einen unterstützenden Effekt haben kann, der eine Lösung der Bewegungsaufgabe mit diesen geringen Schultermomenten überhaupt erst ermöglicht.

Des Weiteren ist interessant, dass die Anzahl der gefundenen Lösungen in der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ mit der Zunahme der maximalen Höhe der Stützpunkte für die Bildung des Hüftmoments abnimmt. Ein Erklärungsansatz hierfür ist, dass die Kraftvoraussetzungen im Schulterbereich ausreichen, um erfolgreiche Kippaufschwünge ohne eine (aktive) Aktion der Hüfte absolvieren zu können. Diese Kraftvoraussetzungen scheinen aber nicht indifferent gegenüber der Aktion der Hüfte zu sein. Eine (aktive) Aktion des Hüftgelenks, die nicht koordiniert zur Schulteraktion abläuft, kann somit in diesem Fall kontraproduktiv wirken und zu einem Scheitern der Bewegungsaufgabe führen. Die Lösungen, die zu einem gelungenen Kippaufschwung führen, scheinen in einem engeren Rahmen zu liegen, der keine große Variation der zeitlichen Momentverläufe für die Gelenke zulässt. Die Suche des Optimierungsalgorithmus nach dem Optimum gestaltet sich in dem hochdimensionalen Suchraum aller im Rahmen der Randbedingungen möglichen Bewegungen entsprechend aufwendiger (vgl. Anhang D). Die Kraftvoraussetzungen des Schulterbereichs der letzten Spalte ($T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$) scheinen dagegen auszureichen, um gegenüber den Aktionen der Hüfte indifferent zu sein, d.h. um unkoordinierte Aktionen der Hüfte ausgleichen zu können.

Diese Aussagen, die durch die Verteilung der gefundenen Lösungen in der Matrix gemacht wurden, gilt es im Weiteren zu prüfen. Die Klassifikation der ermittelten Bewegungen aufgrund einer morphologischen Betrachtungsweise erweist sich als unzureichend, da die Außenperspektive nicht ausreicht, um die Bewegungsstruktur und die Hintergründe des Kippaufschwungs zu erklären (vgl. S. 54). Es kann zum Beispiel, wie im Falle der Hüftstreckung, keine Aussage zur Funktion einer Aktion gemacht werden, wenn nicht bekannt ist, ob diese Gelenkwinkelveränderung aktiv oder passiv durchgeführt wurde (vgl. Anhang B). Um darüber Aussagen zu treffen, werden die gefundenen Lösungen nach kinematischen Kriterien geordnet. Dahinter steckt das Problem, dass gleichartige Trajektorien bzw. Bewegungslösungen durch unterschiedliche Wege (zeitlicher Momentverläufe) erhalten werden können. Zur statistischen Ermittlung ähnlicher

Moment-Zeitverläufe bietet es sich daher an, auf clusteranalytische Verfahren zurückzugreifen, die die vorhandene Datenmenge in Teilmengen zerlegt. Damit muss nicht mehr jede einzelne der 272 Lösungen zu den gestellten Fragen untersucht werden, sondern es können mit der Clusteranalyse Gruppen ähnlicher Trajektorien der Untersuchung zugänglich gemacht werden.

4.7.3 Clusteranalyse als Hilfsmittel zur Ergebnisdiskussion

Die Clusteranalyse bildet Gruppen aus Objekten, die in sich möglichst homogen, zu anderen aber möglichst heterogen sind. Das Ziel ist die Zusammenführung ähnlicher Momentverläufe zu einer Gruppe, um durch die Abgrenzung zu anderen Gruppen Funktionsäquivalenzen zu erkennen. Funktionsäquivalenzen liegen dann vor, wenn unterschiedliche Aktionen dieselbe Funktion erfüllen (Göhner, 2002, S. 60).

Die – unter anderem - durchzuführenden Tätigkeiten im Rahmen einer Clusteranalyse sind in Abbildung 13 aufgeführt und werden im nachfolgenden Kapitel näher erläutert (vgl. z.B. Backhaus et al., 1994, S. 157; Henze, 1994, S. 116).

- (1) Bestimmung der zu klassifizierenden Objekte
- (2) Auswahl der Variablen
- (3) Festlegung eines Ähnlichkeits- oder Distanzmaßes
- (4) Auswahl eines Fusionierungsalgorithmus
- (5) Durchführung der Clusteranalyse
- (6) Bestimmung der Clusterzahl
- (7) Beschreibung und Interpretation der Cluster

Abbildung 13: Analyseschritte der Clusteranalyse.

4.7.4 Vorüberlegungen zur Durchführung der Clusteranalyse

Bestimmung der zu klassifizierenden Objekte: Die Grundlage für die Analyse bilden alle nach den oben genannten Kriterien und Merkmalen (Zielfunktion und Bewegungsregeln) ausgewählten Lösungen. Da zur Analyse der Bewegung mehrere Clusteranalysen durchgeführt werden müssen, wird die Auswahl der Objekte jeweils explizit erwähnt.

Auswahl der Variablen: Die Variablen der Clusteranalyse bestehen aus den Stützpunkten für den kubischen Spline. Er bildet, wie oben beschrieben, den zeitlichen Verlauf

der Gelenkmomente (vgl. S. 48). Dabei bilden die Variablen 1 bis 6 die Stützpunkte für den kubischen Spline des Schultermoments im Abstand von jeweils $t = 0.2 s$ und die Variablen 7 bis 12 die Stützpunkte für den kubischen Spline des Hüftmoments im gleichen zeitlichen Abstand (vgl. S. 48). In der Analyse werden nicht immer alle Variablen verwendet. Auch hier wird die Auswahl der Variablen im jeweiligen Analyseschritt erwähnt und begründet.

Die metrischen Variablen sind rational skaliert. Um die Pearson-Korrelation als Ähnlichkeitsmaß verwenden zu können, werden die Variablen anhand einer z-Transformation standardisiert (zur Pearson-Korrelation, siehe unten).

Festlegung eines Ähnlichkeits- oder Distanzmaßes: Da jedes Objekt, das hier zur Analyse herangezogen wird, einen gelungenen Kippaufschwung generiert, ist vor allem die Ähnlichkeit der Profilverläufe der Momente, unabhängig von der Höhe des Drehmoments von Interesse. Aus diesem Grund ist ein Ähnlichkeitsmaß das geeignete Proximitätsmaß (vgl. Backhaus et al., 1994, S. 130; Bortz, 1993, S. 527).

Als Ähnlichkeitsmaß zur Erstellung der Ähnlichkeitsmatrix wird die Pearson-Korrelation verwendet (vgl. 5.1):

$$\boxed{\text{Ähnlichkeit}_{x,y} = \frac{\sum (Z_{X_i} \cdot Z_{Y_i})}{N - 1}}$$
5.1

Z_X und Z_Y sind standardisierte Werte der Objekte X und Y (Stützpunkte der Gelenkmomente für zwei Lösungen). Auf diese Weise werden die Werte der Stützpunkte standardisiert, so dass lediglich der Verlauf der Momente in die Bewertung mit einfließt.

Auswahl eines Fusionierungsalgorithmus: Als hierarchisch-agglomeratives Verfahren wird im Folgenden der average-linkage (between groups, auch group average genannt) verwendet (vgl. Tabelle 3). Dieses Verfahren verhält sich konservativ, d.h. es weist weder Tendenzen zur Dilatation noch zur Kontraktion auf und es ist für Ähnlichkeitsmaße geeignet (vgl. Backhaus et al., 1994, S. 148 f).

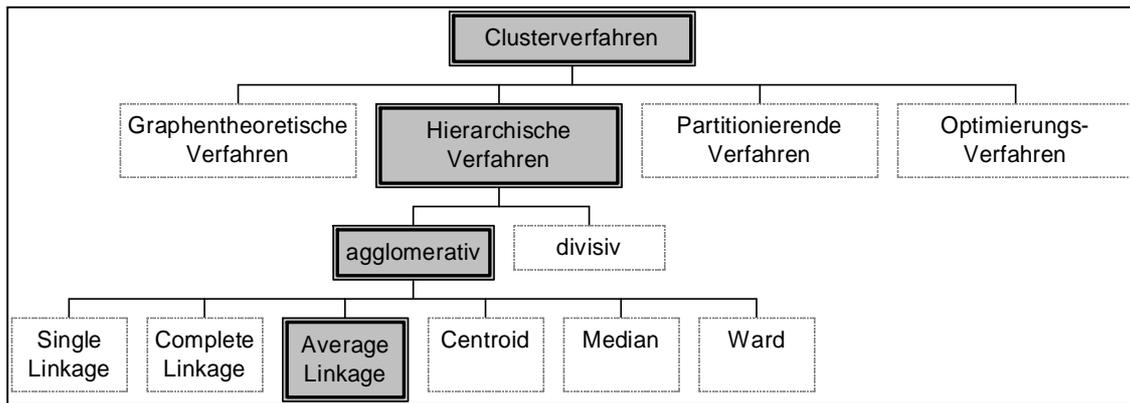


Tabelle 3: Überblick über verschiedene Clusteralgorithmen (aus Backhaus et al., 1994, S. 133).

Die notwendigen Vorüberlegungen für die Clusteranalyse sind mit den vier vorgestellten Schritten abgeschlossen. Im weiteren Verlauf kann die Clusteranalyse durchgeführt werden (Schritt 5). Der darauf folgende sechste Schritt, die Bestimmung der Clusterzahl, beeinflusst den siebten Schritt (die Beschreibung und Interpretation der Cluster) in einem hohen Maße und muss daher mit Bedacht ausgeführt werden. Diese Schritte werden im nachfolgenden Abschnitt ausführlich beschrieben.

4.8 Auswertung der Ergebnisse

Die vorbereitenden Schritte, die für eine Clusteranalyse mit den ausgewählten Lösungen notwendig sind, sind oben ausführlich dargestellt worden. Im Folgenden werden die selektierten Kippaufschwünge analysiert, so dass Aussagen zu den aufgeworfenen Fragestellungen gemacht werden können (vgl. S. 42). Dazu werden nicht alle 272 Lösungen gleichzeitig zur Clusteranalyse herangezogen. Vielmehr interessiert, welche Unterschiede bzw. Gemeinsamkeiten innerhalb einer Spalte oder Zeile vorhanden sind. Ausgehend von den Objekten der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ werden im Verlauf der Auswertung die für die Clusteranalyse verwendeten Objekte und Variablen weiter differenziert. Das bedeutet, dass zuerst eine Clusteranalyse mit den Variablen der Stützpunkte für die zeitlichen Schultermomentverläufe und danach mit den Stützpunkten der zeitlichen Hüftmomentverläufe durchgeführt wird. Dies ist notwendig, da sonst die Clusteranalyse, wie im Folgenden beschrieben wird, keine Aussage zur Bewegung ermöglicht.

4.8.1 Durchführung der Clusteranalyse, zunächst für die Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$

Die einzige Spalte mit einer genügenden Anzahl von Lösungen in allen drei Zeilen ist die Spalte mit einer maximalen Höhe der Stützpunkte von $T_{\max S} = \pm 90 Nm$. Um Gesetzmäßigkeiten im zeitlichen Verlauf der Gelenkmomente leichter zu erkennen,

setzmäßigkeiten im zeitlichen Verlauf der Gelenkmomente leichter zu erkennen, werden deshalb in einem ersten Schritt allein Objekte dieser Spalte zur Betrachtung herangezogen. Diese Objekte können damit isoliert von den Objekten der anderen Spalten explorativ auf Auffälligkeiten analysiert werden. Nachdem die Cluster dieser Spalte beschrieben worden sind, werden in den weiteren Schritten die anderen Spalten zur clusteranalytischen Untersuchung herangezogen.

Werden alle Variablen (d.h. die Variablen 1 bis 12) aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ mit einer Clusteranalyse betrachtet, ergibt sich zunächst ein uneinheitliches Bild. Die Interpretation der Cluster gestaltet sich dementsprechend schwierig. Aus diesem Grund werden zur Vereinfachung zuerst isoliert die Moment-Zeit-Verläufe der Schultergelenke und erst danach die des Hüftgelenks betrachtet, damit Auffälligkeiten im Bewegungsverlauf einfacher erkannt werden können. Dies bedeutet, dass zuerst lediglich die Variablen der Stützpunkte, die für den Schultermomentverlauf verantwortlich sind (Variablen 1 bis 6) isoliert betrachtet werden. Erst in einem zweiten Schritt werden die Variablen der Stützpunkte für den Hüftmomentverlauf einer Analyse unterzogen (Variablen 7 bis 12).

4.8.2 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ und den Variablen der Stützpunkte des Schultermomentverlaufs (Variablen 1 bis 6)

Wie beschrieben werden die Variablen 1 bis 6 mit Hilfe der im vorangegangenen Abschnitt besprochenen Clusteranalysealgorithmen untersucht. Dabei liegt dem Verfahren die Pearson-Korrelation als Proximitätsmaß zugrunde. Daraus erhält man eine Korrelationsmatrix, wie sie in Tabelle 4 auszugsweise ersichtlich ist. Mit Hilfe der Werte dieser Korrelationsmatrix kann entschieden werden, wie viele Cluster notwendig und für eine Interpretation bzw. Beschreibung der Cluster geeignet sind. Das „Elbow-Kriterium“ stellt eine Möglichkeit dar, dies zu entscheiden (vgl. Backhaus et al., 1994, S.147).

Fall	1:Case 120	2:Case 123	3:Case 126	4:Case 131	5:Case 132	6:Case 137	7:Case 140	8:Case 144
1:Case 120	1.000	.138	.138	.138	1.000	-.188	.138	.138
2:Case 123	.138	1.000	1.000	1.000	.138	.134	1.000	1.000
3:Case 126	.138	1.000	1.000	1.000	.138	.134	1.000	1.000
4:Case 131	.138	1.000	1.000	1.000	.138	.134	1.000	1.000
5:Case 132	1.000	.138	.138	.138	1.000	-.188	.138	.138
6:Case 137	-.188	.134	.134	.134	-.188	1.000	.134	.134
7:Case 140	.138	1.000	1.000	1.000	.138	.134	1.000	1.000
8:Case 144	.138	1.000	1.000	1.000	.138	.134	1.000	1.000
9:Case 145	-.199	.192	.192	.192	-.199	.981	.192	.192
10:Case 150	-.487	-.661	-.661	-.661	-.487	-.446	-.661	-.661
11:Case 151	-.510	-.659	-.659	-.659	-.510	-.420	-.659	-.659
12:Case 154	-.219	-.740	-.740	-.740	-.219	-.626	-.740	-.740
13:Case 156	-.482	-.674	-.674	-.674	-.482	-.460	-.674	-.674
14:Case 159	-.487	-.673	-.673	-.673	-.487	-.446	-.673	-.673
15:Case 160	.142	-.475	-.475	-.475	.142	-.668	-.475	-.475
16:Case 161	-.451	-.693	-.693	-.693	-.451	-.471	-.693	-.693
17:Case 162	-.117	-.492	-.492	-.492	-.117	-.419	-.492	-.492
18:Case 163	.158	-.306	-.306	-.306	.158	-.417	-.306	-.306
19:Case 172	-.245	.189	.189	.189	-.245	-.256	.189	.189
20:Case 175	-.160	-.542	-.542	-.542	-.160	-.454	-.542	-.542
21:Case 176	-.525	.132	.132	.132	-.525	-.065	.132	.132
22:Case 179	-.495	-.698	-.698	-.698	-.495	-.430	-.698	-.698
23:Case 304	-.509	-.670	-.670	-.670	-.509	-.432	-.670	-.670
24:Case 313	-.537	.050	.050	.050	-.537	-.228	.050	.050
25:Case 316	-.125	-.413	-.413	-.413	-.125	-.258	-.413	-.413
26:Case 317	-.231	.251	.251	.251	-.231	-.095	.251	.251
27:Case 320	.138	1.000	1.000	1.000	.138	.134	1.000	1.000

Tabelle 4: Auszug aus einer Korrelationsmatrix.

In einem Struktogramm werden die Anzahl der Cluster von 1 bis k auf der Abszisse gegenüber dem Korrelationskoeffizienten auf der Ordinate aufgetragen (vgl. Abbildung 14). Bei dem verwendeten hierarchisch-agglomerativen Verfahren wird mit jedem Schritt die Clusteranzahl durch Zusammenführen zweier Objekte oder Cluster mit den größten Ähnlichkeiten um eins verringert. Ein gleichmäßiger Verlauf des Graphen deutet auf eine Fusion von jeweils homogenen Objekten oder Clustern hin. Bei fortschreitender Fusion der einzelnen Gruppen können sich ab einer bestimmten Clusteranzahl sehr heterogene Objekte zu einer Gruppe zusammenfinden. Dies macht sich durch einen Knick („Elbow“) im Struktogramm bemerkbar. An diesem Knick liegt dann die „beste“ Anzahl der Cluster. Dieses Diagramm ist lediglich ein Hilfsmittel zur Bestimmung der richtigen Clusteranzahl und deckt daher nicht immer die reale Struktur auf. Deshalb ist es immer notwendig, die Lösungen anhand theoretisch-inhaltlicher Kriterien zu überprüfen. Unter Umständen müssen mehrere, inhaltlich geeignete Clusterlösungen weiter untersucht werden (vgl. Bacher, 2000, S. 49).

Das Elbow-Kriterium legt bei der Betrachtung der Variablen 1 bis 6 bei der vorliegenden Clusteranalyse nahe, den Fusionierungsalgorithmus bei drei oder neun Clustern abubrechen (vgl. Abbildung 14).

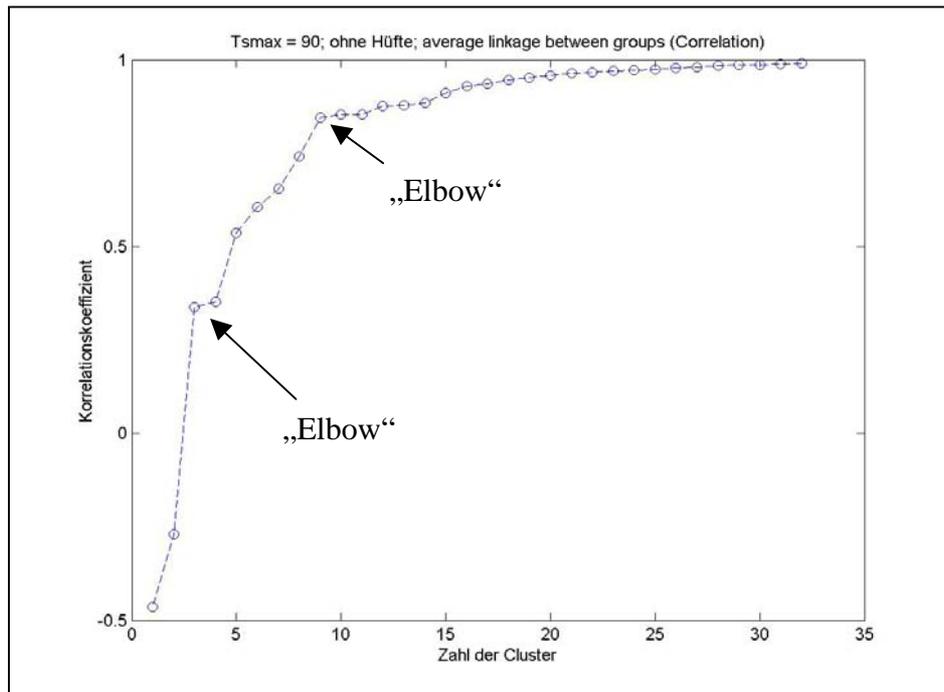


Abbildung 14: Struktogramm (Elbow-Kriterium) einer Clusteranalyse bei der Betrachtung der Variablen 1 bis 6 bei $T_{\max S} = T_{s \max} = \pm 90 \text{ Nm}$.

Bei näherer Betrachtung der Kreuztabellen zu den Variablen 1 bis 6 wird jedoch deutlich, dass die ersten drei Stützpunkte aller Objekte der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ identisch sind (vgl. Abbildung 15). Erst im weiteren Verlauf, ab Variable 4, unterscheiden sich die Werte der Stützpunkte, wobei sich die Momente immer noch im positiven Bereich befinden (vgl. Abbildung 16).

Ab Variable 5 (Stützpunkt zum Zeitpunkt $t = 0.8 \text{ s}$) kommen auch Stützpunkte mit negativen Momenten vor (vgl. Abbildung 17).

V1 * Average Linkage (Between Groups) Kreuztabelle

Anzahl		Average Linkage (Between Groups)									Gesamt
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	
V1	-90.00	37	39	15	4	1	7	1	39	1	144
Gesamt		37	39	15	4	1	7	1	39	1	144

V2 * Average Linkage (Between Groups) Kreuztabelle

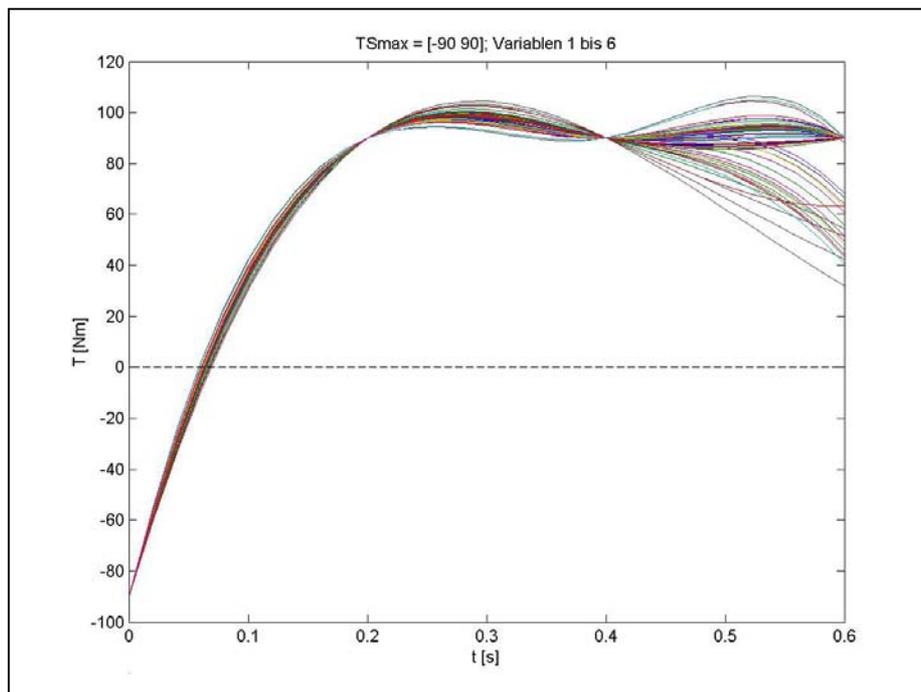
Anzahl		Average Linkage (Between Groups)									Gesamt
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	
V2	90.00	37	39	15	4	1	7	1	39	1	144
Gesamt		37	39	15	4	1	7	1	39	1	144

V3 * Average Linkage (Between Groups) Kreuztabelle

Anzahl		Average Linkage (Between Groups)									Gesamt
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	
V3	90.00	37	39	15	4	1	7	1	39	1	144
Gesamt		37	39	15	4	1	7	1	39	1	144

V4 * Average Linkage (Between Groups) Kreuztabelle

Anzahl		Average Linkage (Between Groups)									Gesamt
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	
V4	32.05				1						1
	40.50			1							1
	42.36				1						1
	43.20			1							1
	43.34			1							1
	44.23			1							1
	45.90			1							1
	48.18			1							1
	49.34			1							1
	49.39			1							1
	51.38			1							1
	51.44				1						1
	54.46				1						1
	55.68			1							1
	60.73			1							1
	62.97			1							1
	63.39					1					1
	64.04			1							1
	66.53			1							1
	68.37			1							1
	87.96							1			1
	90.00	37	39				7		39	1	123
Gesamt		37	39	15	4	1	7	1	39	1	144

Abbildung 15: Kreuztabellen für die Variablen 1 bis 4 mit $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$.Abbildung 16: Plot aller Lösungen des Schultermoments im Intervall von 0 bis 0.6 Sekunden der Spalte $T_{\max S} = TS_{\max} = \pm 90 \text{ Nm}$

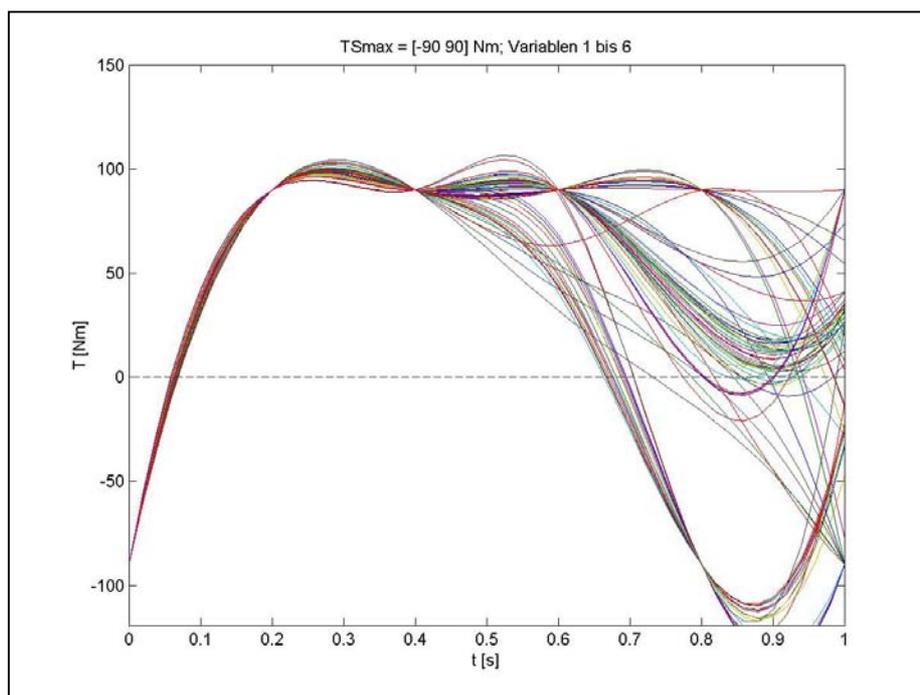


Abbildung 17: Plot aller Lösungen des Schultermoments im Intervall von 0 bis 1 Sekunde der Spalte $T_{\max S} = TS_{\max} = \pm 90 \text{ Nm}$.

Der Kippaufschwung ist bei allen Lösungen spätestens nach $t = 0.88 \text{ s}$ ($\alpha = (94.613 \pm 4.189)^\circ$) beendet (vgl. Abbildung 18). In dieser Abbildung sind alle Winkel-Zeit-Verläufe von gelungenen Kippaufschwüngen der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ vertreten. Der Winkel wird dabei zwischen den Armen und der Horizontalen durch den Mittelpunkt der Reckstange gebildet (vgl. Abbildung 20). In der Ausgangsstellung beträgt der Winkel zwischen der Horizontalen und den Armen $\alpha = -156.39^\circ$. Bei einem Winkel von $\alpha = 90^\circ$ befinden sich die Arme vertikal über der Reckstange. Bei einem Winkel von $\alpha = -90^\circ$ sind die Arme vertikal unter Stange, d.h. die Turnerin befindet sich dann im Hang.

In Abbildung 18 wird deutlich, dass die Turnerin die Zielposition „Stütz“ bei allen gefundenen Lösungen zwischen einer Zeit von ca. $t = 0.78 \text{ s}$ und $t = 0.88 \text{ s}$ nach Startbeginn erreicht. Die überwiegende Anzahl der Lösungen liegt zwischen $t = 0.79 \text{ s}$ und $t = 0.86 \text{ s}$. Den Stütz hat die Modellturnerin dann erreicht, wenn die Trajektorien der Arm-Rumpf-Winkel die horizontale Linie bei $\alpha = 90^\circ$ schneiden. Die Zeitdauer, bis der Stütz erreicht wird, ist dabei unabhängig von einer aktiven Hüftstreckung. Das bedeutet, dass sowohl bei den Lösungen ohne Hüftmoment, als auch bei den Lösungen mit Hüftmoment der Stütz schneller oder langsamer erreicht wird, ohne dass eine Tendenz ersichtlich ist.

Fazit

Somit lässt sich festhalten, dass sich die Momentverläufe des Schultergelenks aller gefundenen Lösungen im Intervall von $t = [0,0.6]s$ nur geringfügig unterscheiden. Des Weiteren sind die zeitlichen Unterschiede bis zum Erreichen des Stützes bei allen Lösungen sehr gering.

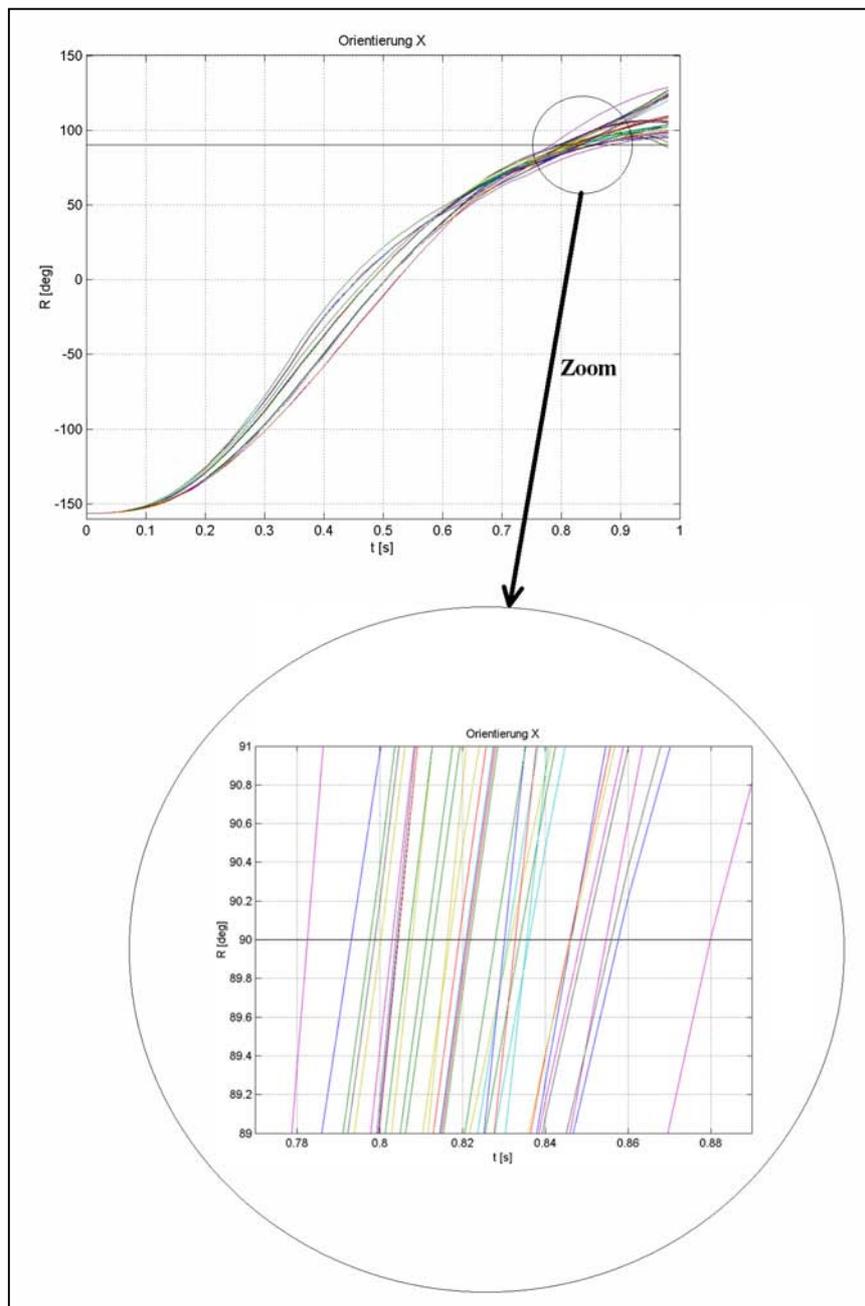


Abbildung 18: Zeitlicher Verlauf des Winkels zwischen den Armen und der Horizontalen aller Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$. Die Modellturnerin hat den Kippaufschwung erfolgreich beendet, wenn der Winkel $R \geq 90^\circ$ beträgt. Dieser entscheidende Moment ist vergrößert dargestellt.

Die Betrachtung der zeitlichen Verläufe des Schultermoments im Kontext zur Bewegung (der Winkel-Zeit-Verläufe der Arme) ergibt, dass

- an der Schulter der Turnerin im Intervall von $t = 0 \text{ s}$ ($\alpha = -156.39^\circ$) bis $t = 0.06 \text{ s}$ ($\alpha = (-155.349 \pm 0.0821)^\circ$) ein negatives Moment angreift, welches eine Extension im Schultergelenk bewirkt.
- ab dem Zeitpunkt $t > 0.06 \text{ s}$ ($\alpha = (-155.349 \pm 0.0821)^\circ$) ein positives Moment auf die Schulter wirkt, welches eine Flexion im Schultergelenk bewirkt (vgl. Abbildung 19, Position 1).
- das höchste Schultermoment zwischen dem Bereich von $t = 0.4 \text{ s}$ ($\alpha = (-43.178 \pm 9.57)^\circ$) bis $t = 0.6 \text{ s}$ ($\alpha = (41.244 \pm 4.296)^\circ$) wirkt (vgl. Abbildung 20, schraffierte Fläche).
- das positive Moment bei allen Objekten bis zum Zeitpunkt $t = 0.66 \text{ s}$ ($\alpha = (59.741 \pm 2.9207)^\circ$) anhält (vgl. Abbildung 19, schraffierte Fläche bis Position 2).

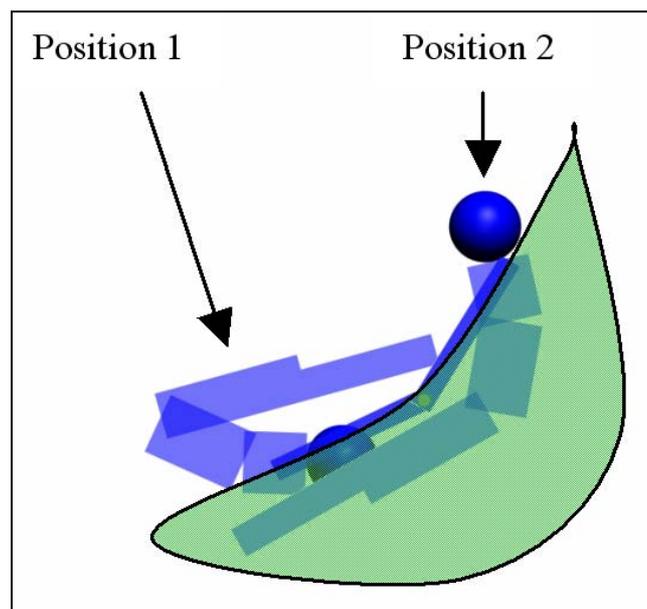


Abbildung 19: Positives Schultermoment zwischen den Positionen 1 und 2 (schraffierte Fläche)

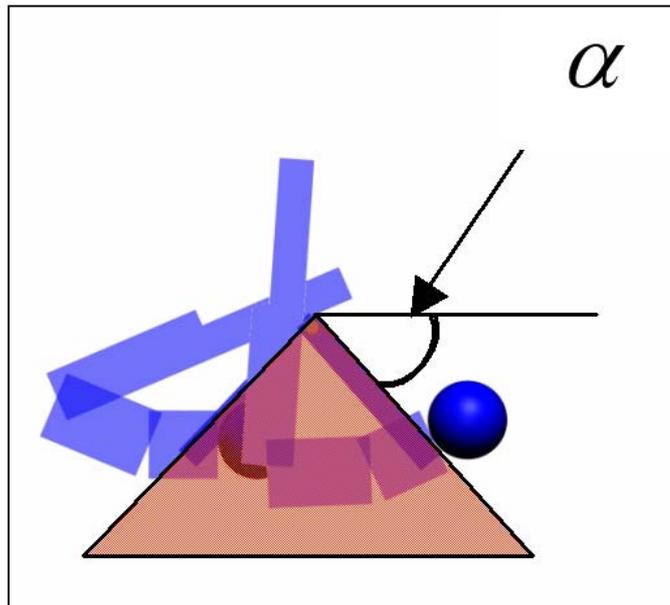


Abbildung 20: Bereich des maximalen positiven Schultermoments (schraffierte Fläche)

Die Variable 5 (Stützpunkt bei $t = 0.8 \text{ s}$) und insbesondere die Variable 6 (Stützpunkt bei $t = 1 \text{ s}$) sind somit an der Lösung der Bewegungsaufgabe nur peripher beteiligt, da das Bewegungsziel, die Stützstellung, bei allen Objekten nach spätestens $t = 0.88 \text{ s}$ erreicht wird (siehe S. 65). Durch die Ähnlichkeit der zeitlichen Momentverläufe des Schulterbereichs im für die Bewegung entscheidenden Bereich und dem erwähnten peripheren Anteil der Variablen 5 und 6 an der Bewegungsgestaltung ist eine Einteilung des Untersuchungsgegenstandes in drei oder neun Cluster aufgrund der isolierten Betrachtung der Variablen 1 bis 6 aus Plausibilitätsgründen nicht sinnvoll. Die sprunghafte Abnahme der Korrelationen („Elbow“) bei der Anzahl der Cluster von neun und drei (vgl. Abbildung 14) werden vor allem durch die Variablen 5 und 6 hervorgerufen. Somit bietet es sich an, alle Lösungen der Variablen für die Stützpunkte der Schultermomente aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ als ein Cluster zu behandeln. Es ist davon auszugehen, dass es für die Schulterpartie des Untersuchungsgegenstandes mit diesen Modellierungs- und Simulationseinstellungen bei der maximalen Momenthöhe der Stützpunkte von $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ nur einen Transitionsprozess gibt, der die vorgegebene Bewegungsaufgabe erfolgreich abschließt (vgl. S. 7 ff).

Im Weiteren soll untersucht werden, ob eine Klassifizierung der Bewegung in dieser Spalte mittels der Aktion der Hüfte möglich ist.

4.8.3 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ und den Variablen der Stützpunkte des Hüftmomentverlaufs (Variablen 7 bis 12)

Das Elbow-Kriterium legt bei der Betrachtung der Variablen 7 bis 12 der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ nahe, den Fusionsalgorithmus entweder nach zwölf, nach fünf oder zwei Clustern abubrechen (ohne Abbildung). Diese Betrachtung hilft jedoch nicht weiter, da der Kippaufschwung, wie oben erwähnt, bei allen Objekten nach spätestens $t = 0.88 \text{ s}$ erfolgreich beendet ist. Deshalb empfiehlt es sich auch hier lediglich die Variablen 7 bis 10 (das sind die Stützpunkte für 0 s, 0.2 s, 0.4 s und 0.6 s) für die Clusteranalyse heranzuziehen, da diese den größten Einfluss an der Bewegungsgestaltung haben. Damit lassen sich eventuelle Ähnlichkeiten leichter erkennen. Allgemein zeigen die zeitlichen Hüftmoment-Verläufe kein einheitliches Bild, wie dies bei den zeitlichen Momentverläufen für die Schultergelenke der Fall ist (vgl. Abbildung 21).

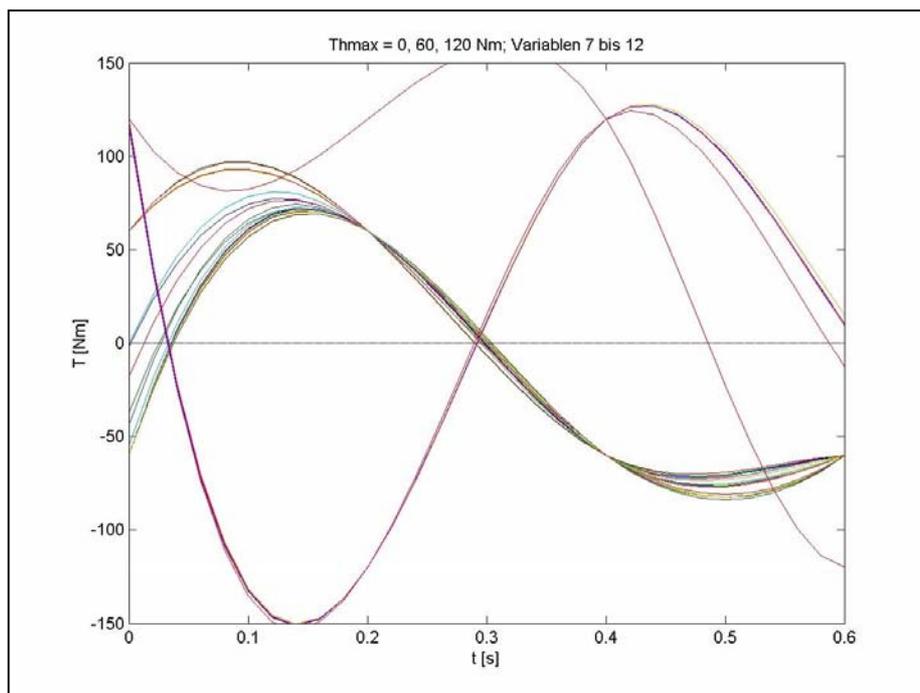


Abbildung 21: Zeitliche Verläufe der Hüftmomente im Intervall von 0 bis 0.6 s aller Lösungen.

Das Elbow-Kriterium legt bei der Betrachtung der Variablen 7 bis 10 nahe, die Gruppenbildung entweder bei zwei oder bei vier Clustern zu beenden (vgl. Abbildung 22). In der Zwei-Clusterlösung sind im ersten Cluster die Momentverläufe der Zeile $T_{\max H} = Th_{\max} = \pm 0 \text{ Nm}$ (entspricht der horizontalen Linie bei $T = 0 \text{ Nm}$ in Abbildung 21) mit den Momentverläufen, die zu Beginn eine negative Steigung aufweisen, vereinigt. Im zweiten Cluster sind dagegen alle Momentverläufe vertreten, die zu

Beginn eine positive Steigung haben. Diese Einteilung in nur zwei Cluster ist für eine Analyse zu undifferenziert, d.h. die Aussagekraft die in der Betrachtung der Zwei-Clusterlösung steckt ist zu gering. Es wird deshalb im Weiteren die Vier-Clusterlösung zur Betrachtung herangezogen.

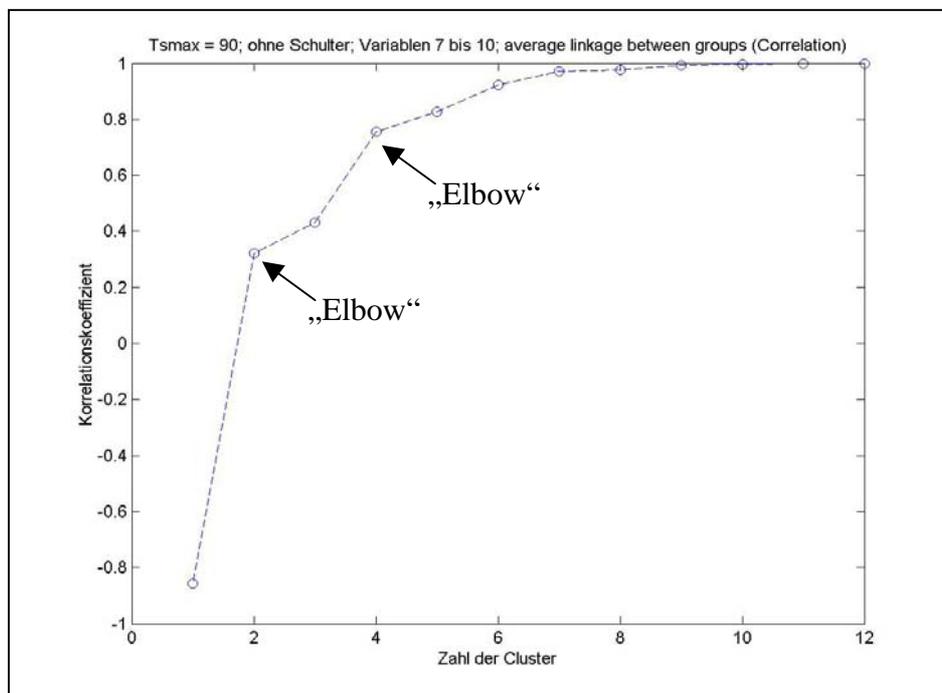


Abbildung 22: Struktogramm (Elbow-Kriterium) der Pearson-Korrelation bei der Betrachtung der Variablen 7 bis 10.

Die vier Cluster lassen sich folgendermaßen charakterisieren (vgl. Anhang G):

Cluster 1:

Cluster 1 beinhaltet alle Lösungen mit $T_{\max H} = \pm 0 Nm$ (74 Lösungen) und fünf Lösungen aus dem Matrixelement mit $T_{\max H} = \pm 120 Nm$, deren Kurve zu Beginn eine negative Steigung aufweist. Die Zusammenführung in ein gemeinsames Cluster kommt durch die Wahl des Ähnlichkeitsmaßes zustande. Die Lösungen sollten jedoch aus Plausibilitätsgründen unabhängig voneinander betrachtet werden.

Betrachtung der Lösungen mit $T_{\max H} = \pm 0 Nm$:

Der zeitliche Verlauf des Hüftwinkels ist geprägt von einem gleichmäßigen Öffnen des Winkels bis hin zur Streckung des Hüftgelenks (vgl. Abbildung 23). Da kein Drehmoment wirken kann, kommt die Hüftöffnung lediglich durch ein Anlegen der Beine an

der Reckstange zustande. Es handelt sich deshalb um eine passive Hüftstreckung der Modellturnerin (vgl. Anhang B). Der Kippaufschwung funktioniert nur dann, wenn die Koordination der Armaktion so gestaltet ist, dass ein frühzeitiges, durch äußere Kräfte (Gravitationskraft, Fliehkräfte) bedingtes Abfallen oder Entfernen der Beine von der Reckstange vermieden wird.

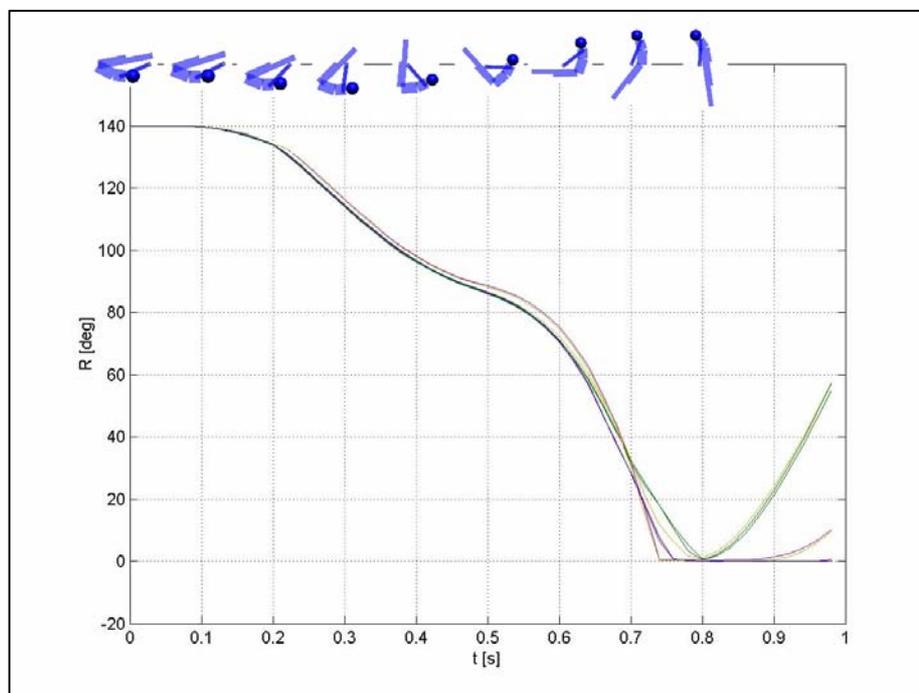


Abbildung 23: Eine Auswahl von zeitlichen Verläufen der Winkel des Hüftgelenks bei $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$ in Cluster 1.

Fazit

Die zahlreichen Lösungen (74 Stück), die bei einem Schulterdrehmoment von $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ und einem Hüftmoment von $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$ gefunden werden, geben einen Hinweis darauf, dass die Aktion „aktive Hüftstreckung“ nicht elementar für das Erreichen des Zieles „Kippaufschwung“ sein kann! Das Öffnen des Hüftwinkels kann, wie in diesem Fall deutlich wird, durch eine morphologische Betrachtung nicht richtig gedeutet werden, da durch das äußere Erscheinungsbild nicht ersichtlich wird, ob eine aktive oder passive Hüftstreckung der Turnerin vorliegt!

Durch die Möglichkeiten der Computersimulation, die die Eingabe eines Hüftmoments von 0 Nm ermöglicht, wird eine aktive Beteiligung des Hüftgelenks ausgeschlossen. In diesem Fall kann also nicht von einem Kippstoß, Kipp Schub, einer Kippstreckung oder

einem Kippschlag gesprochen werden, da diese Begrifflichkeiten immer, wie oben erwähnt, eine aktive Hüftstreckung zum Ausdruck bringen (vgl. S. 38 ff).

Betrachtung der Lösungen mit $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$:

Auch diese fünf Lösungen zeigen ein gleichmäßiges Öffnen des Hüftwinkels. Das Hüftmoment dieser Lösungen wird gleich zu Beginn negativ und erst nach $t = 0.3 \text{ s}$ positiv (vgl. Abbildung 21). Das bedeutet, dass zu Beginn der Bewegung die Beine an die Stange gepresst werden. Der Hüftwinkel öffnet sich durch die Zwangsbedingung der Reckstange trotzdem zu einer ähnlichen Zeit wie bei den Lösungen bei $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$ (vgl. Abbildung 24). Nach der Zeit $t = 0.3 \text{ s}$ wird das Hüftmoment positiv, die Hüfte wird gestreckt.

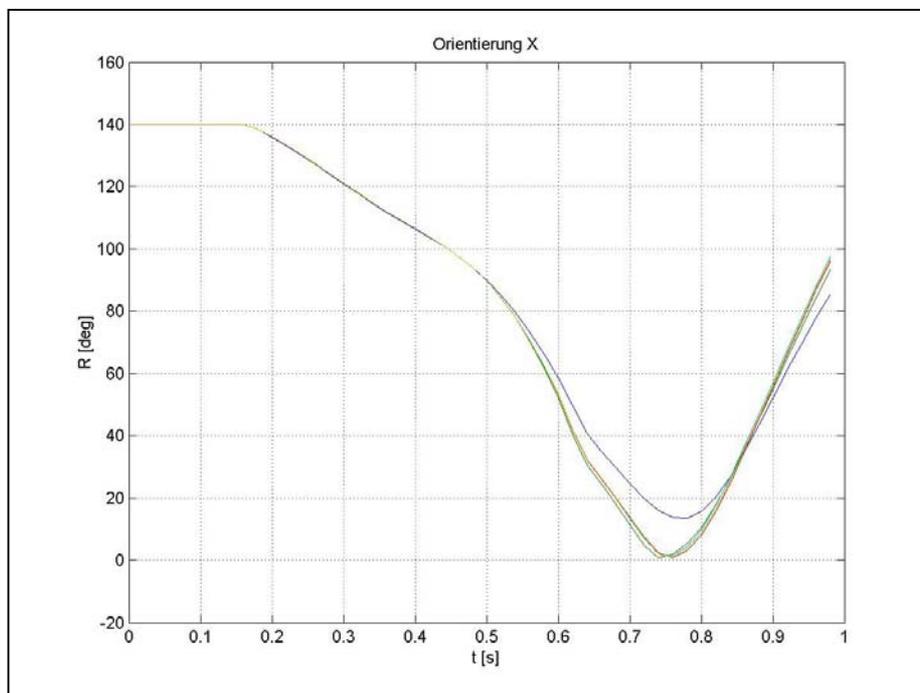


Abbildung 24: Zeitliche Verläufe der Winkel des Hüftgelenks bei $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ in Cluster 1.

Ab einer Zeit von ca. $t = 0.4 \text{ s}$ bricht der Kontakt zwischen Reckstange und Beinen ab und die Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks vergrößert sich (vgl. Abbildung 25). Dabei werden die Beine nicht nennenswert von der Stange entfernt. Bei $t = 0.62 \text{ s}$ oder $t = 0.64 \text{ s}$ (je nach Lösung) berühren die Beine wieder die Reckstange und die Winkelgeschwindigkeit im Hüftgelenk nimmt durch den harten Anschlag abrupt ab. Die Hüftstreckung wird bei $t = 0.74 \text{ s}$ oder $t = 0.76 \text{ s}$ erreicht. Damit wird die Hüftstreckung zur selben Zeit wie bei manchen der Lösungen von $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$ erreicht. Bei einer

Lösung wird die vollständige Hüftstreckung zu keinem Zeitpunkt erreicht. Da eine vollständige Hüftstreckung nicht in den Bewegungsregeln zur Auswahl der Lösungen erwähnt wird, ist auch diese Lösung bei der Clusteranalyse vertreten.

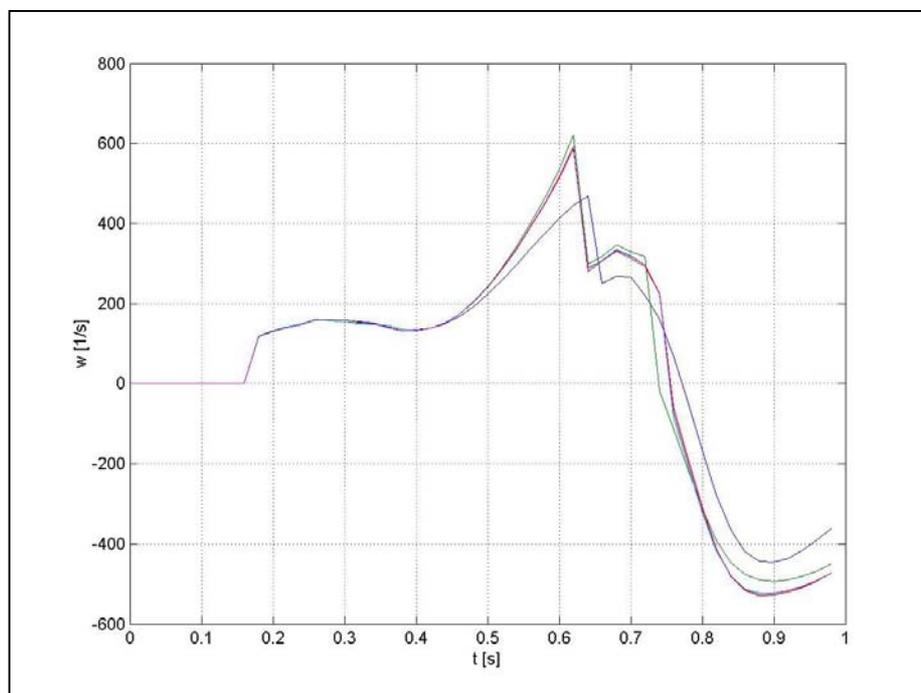


Abbildung 25: Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks bei $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ in Cluster 1.

Der Aktion „aktive Hüftstreckung“ mit einem Abstoppen der Hüftstreckung wird unter anderem die Funktion der Hubpendelverkürzung zugeschrieben (vgl. S. 38 ff). Die Verkürzung der Pendellänge im unteren Umkehrpunkt führt zu einer höheren Aufschwunghöhe. Diese Verkürzung des Hubpendels muss bei einer Betrachtung des Körperschwerpunktes (KSP) insofern ersichtlich sein, dass er bei Durchquerung des unteren Umkehrpunktes zum Zeitpunkt der Hüftstreckung eine deutliche Veränderung in der Trajektorie des KSP ergibt (vgl. Abbildung 26). In Abbildung 26 sind zwei Pendel zu sehen. Beim linken Pendel kommt es beim Durchlaufen des unteren Umkehrpunktes zu einer Hubpendelverkürzung. Dementsprechend ist ein deutlicher Anstieg der Steigung des KSP in positiver z-Richtung zum Zeitpunkt $t = 0.36 \text{ s}$ zu sehen. Dagegen zeigt der KSP-Verlauf des rechten Pendels dieses Verhalten nicht, da hier keine Hubpendelverkürzung stattfindet.

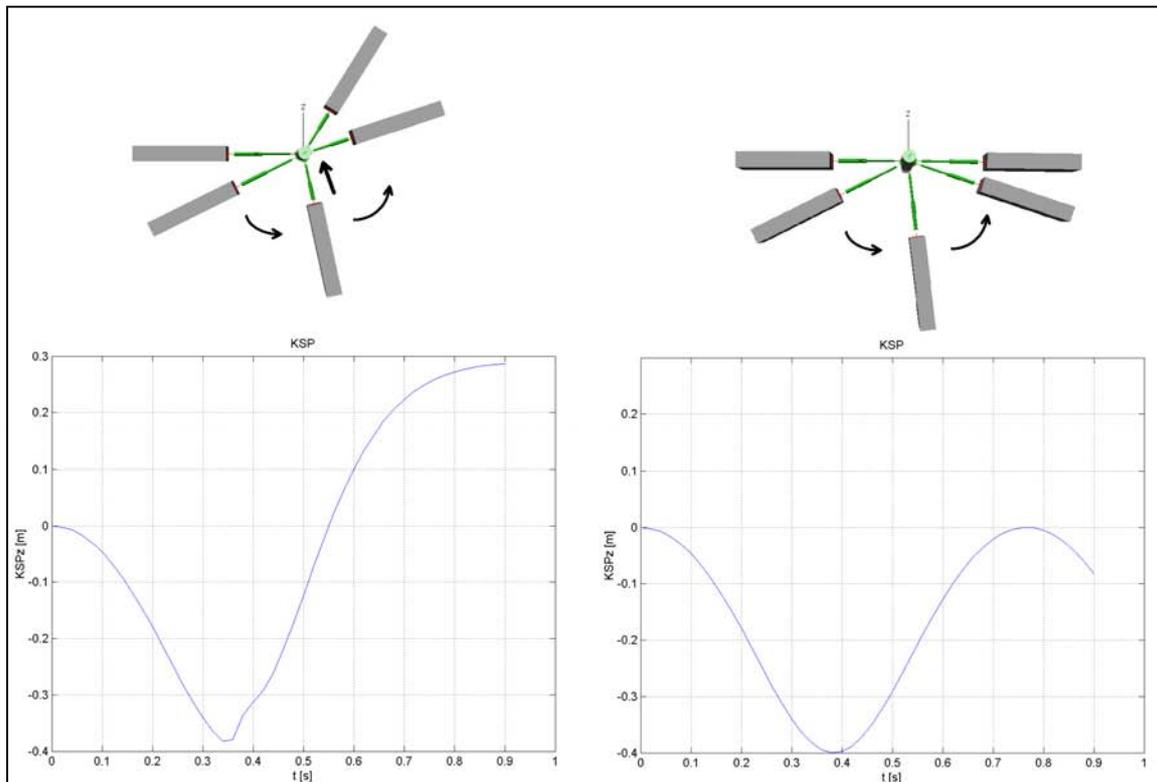


Abbildung 26: Darstellung der Unterschiede im KSP-Verlauf bei einem Hubpendel (linke Abbildung) mit einer Verkürzung der Pendellänge beim Durchschreiten des unteren Umkehrpunktes und bei einem Pendel (rechtes Bild) ohne Verkürzung der Pendellänge.

Wie aus Abbildung 27 ersichtlich, ist zum Zeitpunkt der Durchquerung des unteren Umkehrpunktes trotz der aktiven Hüftstreckung ebenfalls keine sprunghafte Veränderung der Orientierung des KSP in der Vertikalen und damit auch keine Hubpendelverkürzung ersichtlich. Der Tiefpunkt von $S_{z,KSP} = KSP_z$ (vgl. Abbildung 27) kommt dadurch zustande, dass der untere Umkehrpunkt passiert wird. Das Ansteigen der Kurve nach dem Tiefpunkt findet nicht sprunghaft statt. Es ist daher davon auszugehen, dass das Ansteigen der Kurve nach dem Tiefpunkt vor allem auf die Aktion „Stemmen der Arme“ zurückzuführen ist. Aus diesem Grund kann der Aktion der aktiven Hüftstreckung bei den Lösungen aus $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$, $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ nicht die Funktion der Hubpendelverkürzung zur Steigerung der Aufschwunghöhe zugeschrieben werden.

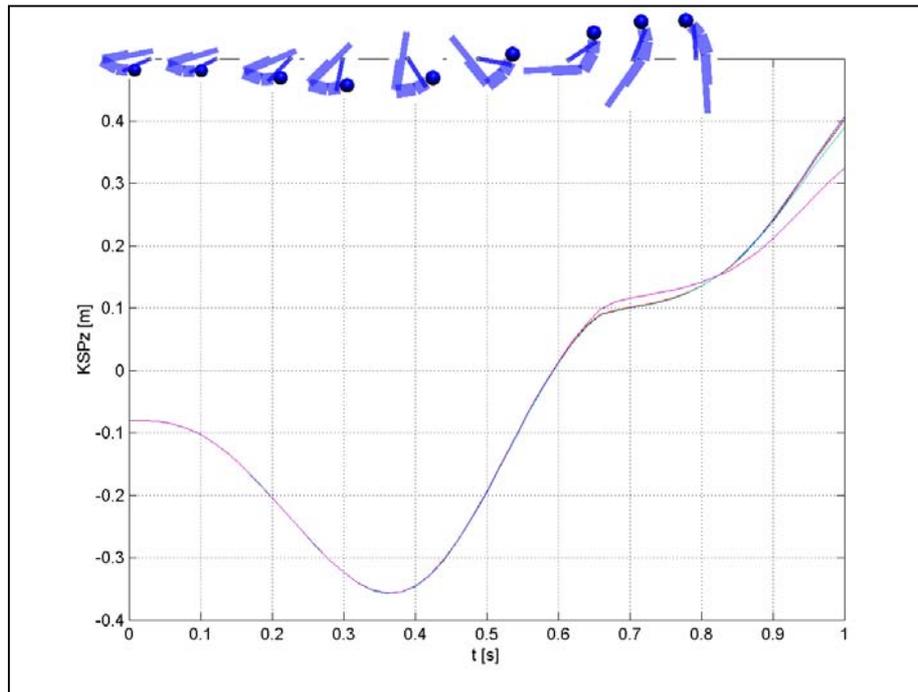


Abbildung 27: Zeitlicher Verlauf des Vertikalweges (SzKSP) des KSP der Lösungen aus Cluster 1 und der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$. Der KSP befindet sich bei $S_{z,KSP} = KSP_z = 0 \text{ m}$ auf der Höhe der Reckstange.

Cluster 2:

Dieses Cluster beinhaltet 52 Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$. Diese zeichnen sich innerhalb des Clusters durch ähnliche zeitliche Hüftmomentverläufe bis $t = 0,6 \text{ s}$ aus. Nach der für den Kippaufschwung entscheidenden Zeitspanne divergieren die Verläufe (vgl. Abbildung 28). Dem aktiven Öffnen der Hüfte bis ca. $t = 0,3 \text{ s}$ folgt ein negatives, die Hüfte beugendes Moment.

Aus dem zeitlichen Verlauf der Hüftwinkel wird ersichtlich, dass die Hüftstreckung ab diesem Moment abgebremst wird (vgl. Abbildung 29). Um $t = 0,36 \text{ s}$ berühren die Beine die Stange und der Hüftwinkel vergrößert sich durch die Zwangsbedingung der Reckstange weiter. Dabei wirkt weiterhin ein negatives Moment auf das Hüftgelenk.

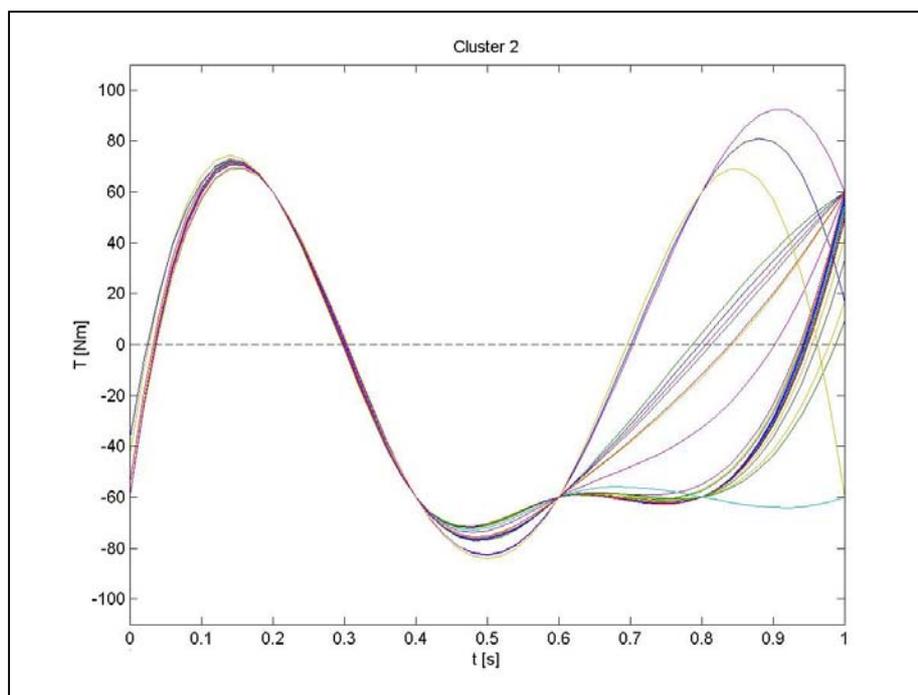


Abbildung 28: Zeitliche Verläufe der Hüftmomente im 2. Cluster.

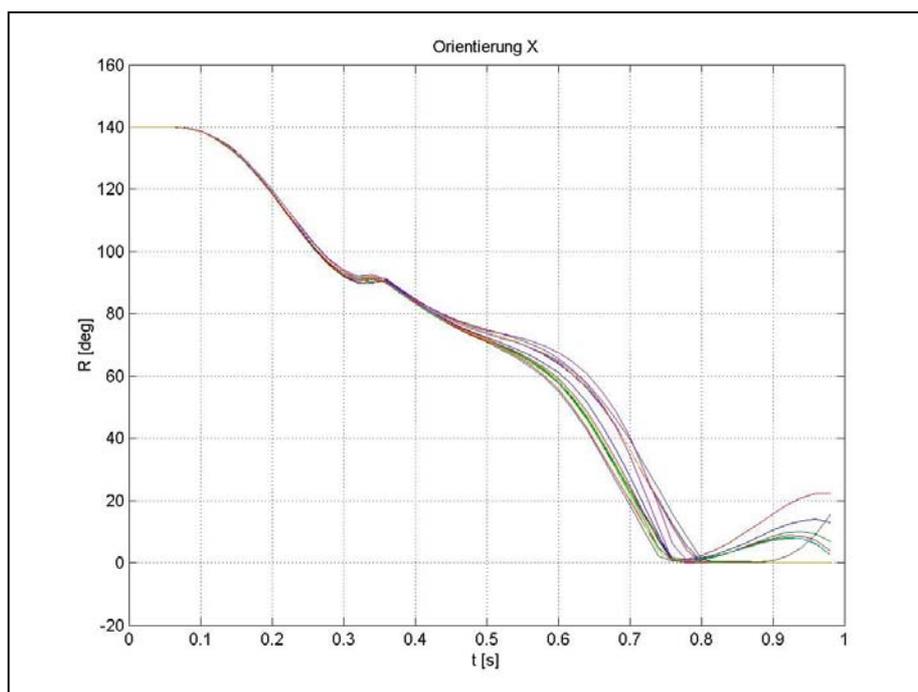


Abbildung 29: Zeitliche Verläufe des Hüftwinkels im 2. Cluster.

Die Aktion des Abbremsens der Hüftstreckung muss im Folgenden genauer beachtet werden, da es sich, wenn nur der zeitliche Verlauf des Hüftwinkels betrachtet wird, um einen Kippstoß handeln könnte. Zusätzlich erfolgt das Abbremsen der Hüftstreckung genau zu dem Zeitpunkt, wenn sich die Turnerin im unteren Umkehrpunkt befindet. Die in der Literatur erwähnte Aktion des Kippstoßes müsste eine „aufwärts gerichtete Beschleunigung der Gesamtmasse, verbunden mit einer Teilrotation um Breitenachsen“

sein (Rieling 1967, S. 602). Die aufwärts gerichtete Beschleunigung der Gesamtmasse ist am MKS-Modell über die Betrachtung des KSP überprüfbar. Wie aus Abbildung 30 ersichtlich wird, ist auch in diesem Fall keine sprunghafte Veränderung der vertikalen Ausrichtung des KSP während der Durchführung des Kippstoßes zu sehen. Die sprunghafte Veränderung ließe auf eine ausgeprägte Hubverkürzung schließen. Aus diesem Grund ist auch hier die vielfach dem Kippstoß zugeordnete Funktion der Erhöhung des KSP nicht deutlich erkennbar. Es zeigt sich jedoch im Vergleich zur Trajektorie des KSP aus Cluster 1 in Abbildung 27, dass eine frühzeitige Hüftöffnung ein zu starkes Absinken des KSP verhindert. Während der KSP der Lösungen aus Cluster 1 deutlich unter $S_{z,KSP} = 0.3 \text{ m}$ sinkt (vgl. S. 75), bleibt er bei den Lösungen im zweiten Cluster deutlich darüber.

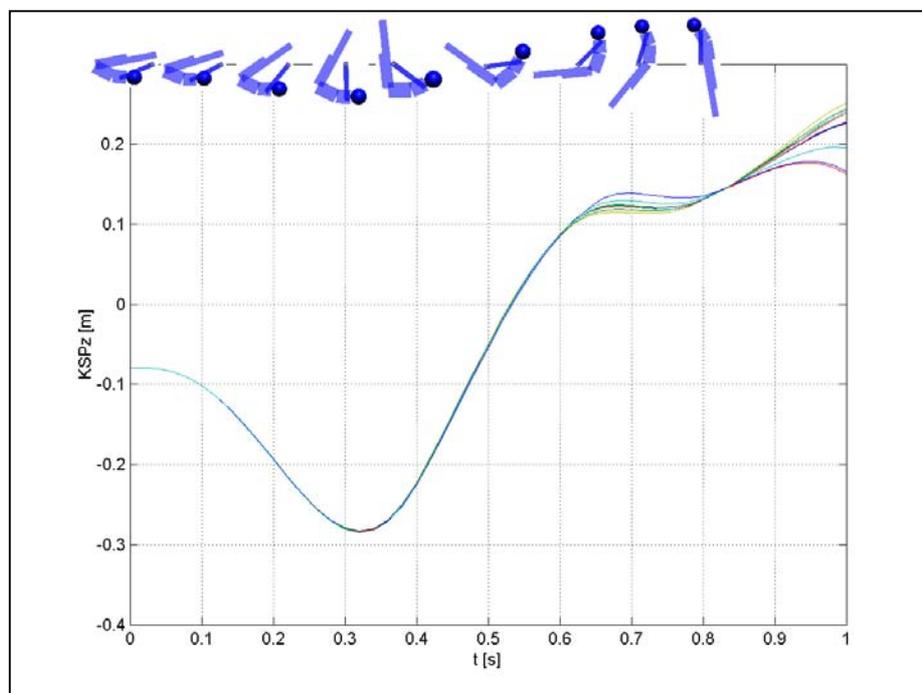


Abbildung 30: Auswahl des zeitlichen Verlaufes des Vertikalweges (SzKSP) vom KSP der Lösungen aus Cluster 2. Der KSP befindet sich auf der Höhe der Reckstange bei $S_{z,KSP} = KSP_z = 0 \text{ m}$.

Cluster 3:

In Cluster 3 befinden sich zwölf Lösungen aus dem Matrixelement mit $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}, T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$. Die Betrachtung der Kreuztabellen der ersten vier Stützpunkte für das Hüftmoment (Variablen 7 bis 10) zeigen, dass nur der erste Stützpunkt, bei $t = 0 \text{ s}$ eine deutliche Differenz zu jenen in Cluster 2 aufweist (vgl. Abbildung 31).

V7 * Average Linkage (Between Groups) Kreuztabelle

Anzahl

		Average Linkage (Between Groups)				Gesamt
		1	2	3	4	
V7	-60.00		49			49
	-54.88		1			1
	-43.80		1			1
	-37.24		1			1
	-17.87			1		1
	-1.44			1		1
	-.25			1		1
	.00	74				74
	60.00			9		9
	115.80	1				1
	118.10	1				1
120.00	3			1	4	
Gesamt		79	52	12	1	144

V8 * Average Linkage (Between Groups) Kreuztabelle

Anzahl

		Average Linkage (Between Groups)				Gesamt
		1	2	3	4	
V8	-120.00	5				5
	.00	74				74
	60.00		52	12		64
	120.00				1	1
Gesamt		79	52	12	1	144

V9 * Average Linkage (Between Groups) Kreuztabelle

Anzahl

		Average Linkage (Between Groups)				Gesamt
		1	2	3	4	
V9	-60.00		52	12		64
	.00	74				74
	120.00	5			1	6
Gesamt		79	52	12	1	144

V10 * Average Linkage (Between Groups) Kreuztabelle

Anzahl

		Average Linkage (Between Groups)				Gesamt
		1	2	3	4	
V10	-120.00				1	1
	-60.00		52	12		64
	-12.76	1				1
	.00	74				74
	9.31	1				1
	10.12	1				1
	10.29	1				1
	14.59	1				1
Gesamt		79	52	12	1	144

Abbildung 31: Kreuztabellen für die Variablen 7 bis 10 mit $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$

Der prinzipielle Verlauf des Hüftmoments in der für den Kippaufschwung entscheidenden Phase ist dem zu Cluster 2 ähnlich (vgl. Abbildung 28 und Abbildung 32). Die höheren Ausgangswerte im Hüftmoment führen zu einer höheren Winkelgeschwindigkeit bei der Streckung des Hüftgelenks. Ab $t = 0.3 \text{ s}$ ist das Moment negativ und die Hüftstreckung wird abgebremst, bzw. die Hüfte wird gebeugt. Dies erfolgt stärker als bei Cluster 2. Dementsprechend stagniert der Winkelverlauf auf einem längeren Bereich, bis die Beine die Reckstange berühren und dadurch das weitere Öffnen des Hüftwinkels erzwungen wird.

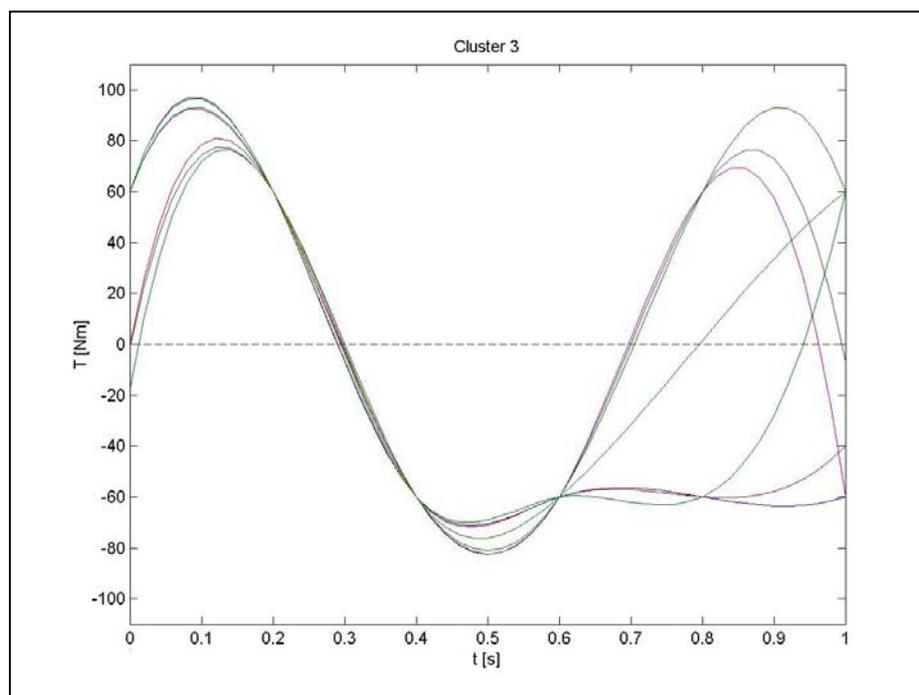


Abbildung 32: Zeitliche Verläufe der Hüftmomente im 3. Cluster.

Die Aktion des Abbremsens könnte ebenfalls als Kippstoß gedeutet werden. Im schraffierten Bereich von Abbildung 34 wird die Hüftöffnung abrupt gestoppt. Jedoch findet auch hier keine plötzliche Veränderung der vertikalen Ausrichtung des KSP statt, welche für die Hubpendelverkürzung im Umkehrpunkt notwendig wäre (vgl. S. 76). Zum Zeitpunkt des Abstoppens der Hüftstreckung ist der KSP am tiefsten Punkt angelangt. Danach erhöht er sich stetig. Diese Erhöhung wird jedoch durch das Stemmen der Arme verursacht, da die Arme den unteren Umkehrpunkt durchschreiten und jedes weitere Rückpendeln in Verbindung mit einer Stemmaktion in einer Erhöhung des KSP endet (vgl. S. 76). Wie bei Cluster 2 wird durch die frühe Hüftstreckung ein weites Absinken des KSP vermieden (vgl. S. 77). Die Hüftstreckung kurz vor dem Stütz erfolgt bei manchen Lösungen in Cluster 3 im Vergleich zu den anderen Lösungen früher (schon ab

$t = 0.66 \text{ s}$). Trotzdem wird das Bewegungsziel „Stütz“ zu einem zu allen Lösungen vergleichbaren Zeitpunkt erreicht. Die Bewegungsausführung ähnelt deshalb, trotz der zeitlichen und dynamischen Unterschiede der Hüftstreckung, denen von Cluster 2.

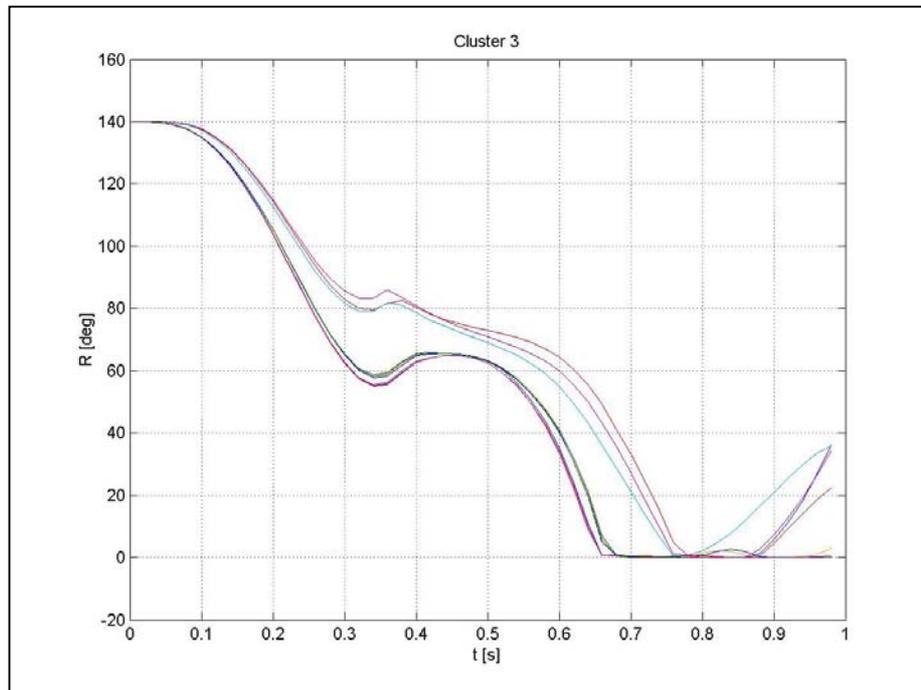


Abbildung 33: Zeitlicher Verlauf des Hüftwinkels in Cluster 3.

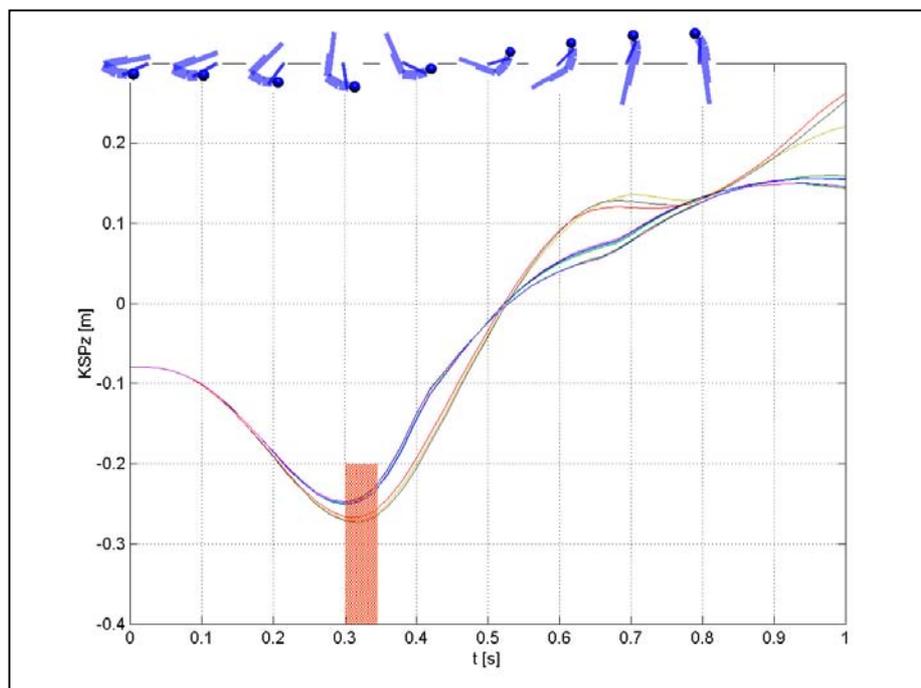


Abbildung 34: Zeitlicher Verlauf des Vertikalweges vom KSP mit dem Zeitpunkt eines eventuellen „Kippstoßes“ (schraffierte Fläche). Der KSP befindet sich auf der Höhe der Reckstange bei $S_{z,KSP} = KSP_z = 0 \text{ m}$.

Cluster 4:

Das letzte Cluster besteht aus einer Lösung aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$. Diese Lösung hebt sich von den anderen ab, da sich das Hüftmoment vor $t = 0.45 \text{ s}$ und nach $t = 0.75 \text{ s}$ im positiven Bereich (d.h. die Hüfte streckend) bewegt (vgl. Abbildung 21 und Abbildung 35). Die Hüfte wird frühzeitig gestreckt und berührt schon nach $t = 0.34 \text{ s}$ die Stange. Die Berührung führt zu einer kurzzeitigen Beugung des Hüftgelenks (vgl. Abbildung 36).

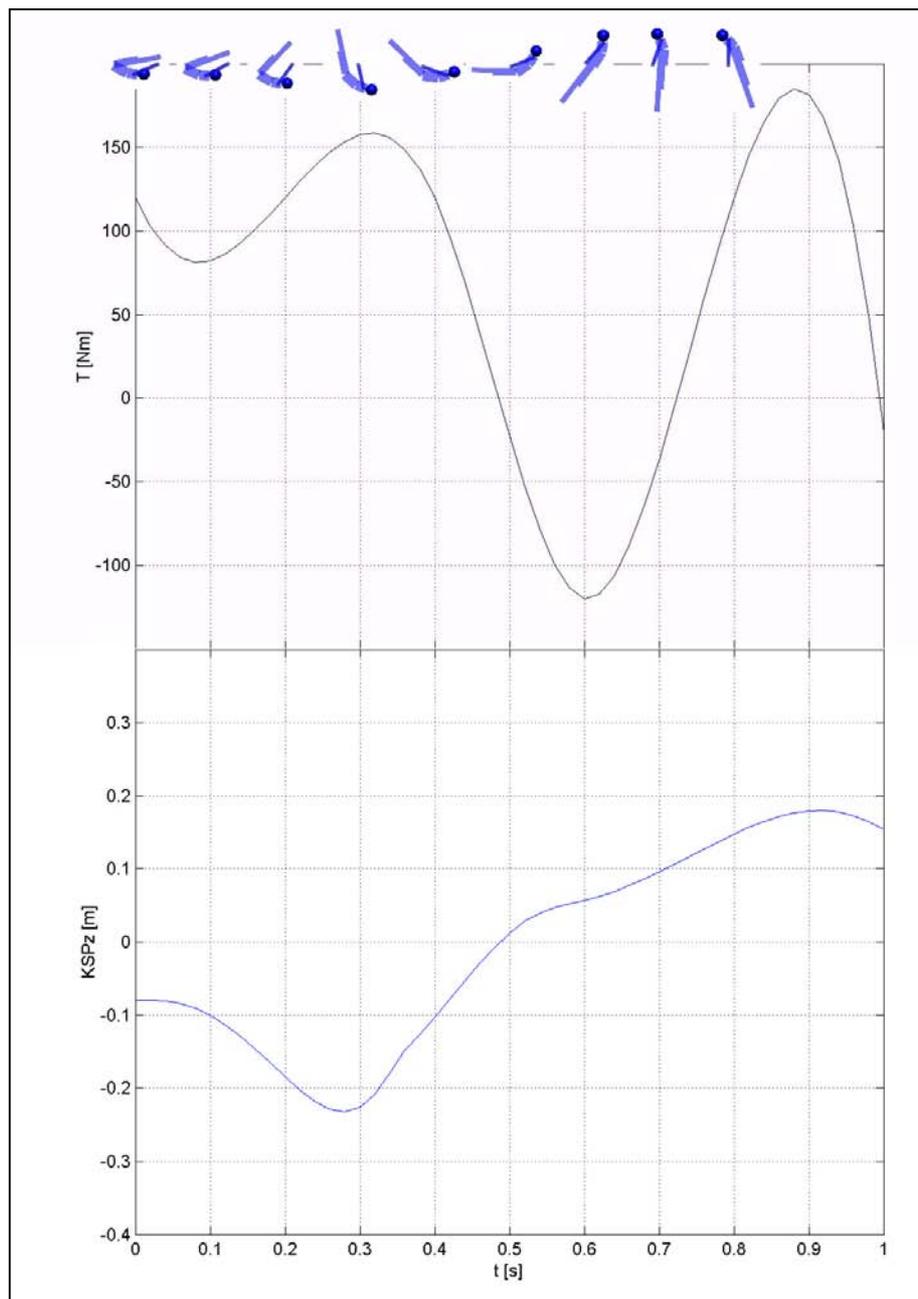


Abbildung 35: Zeitlicher Verlauf des Hüftmoments und des Vertikalweges ($S_{zKSP} = KSPz$) vom KSP in Cluster 4.

Die Modellturnerin nimmt dabei eine leicht gebeugte Haltung bis ca. $t = 0.6 \text{ s}$ ein, um sofort danach in eine nahezu gestreckte Haltung überzugehen. Obwohl die Aktion der Hüftstreckung, da sie sehr früh erfolgt, in diesem Cluster eher kontraproduktiv zu sein scheint, gelingt der Kippaufschwung. Der Grund für das Gelingen liegt in der Stemmaktion der Arme, da während der Zeit von $t = 0.4 \text{ s}$ bis $t = 0.6 \text{ s}$ das höchste Drehmoment im Schulterbereich wirkt (siehe S. 67). Der Rumpf-Arm-Winkel kann dadurch klein gehalten werden, und der zuvor erreichte Zustand der Rotation reicht aus, um in den Stütz zu gelangen.

Diese Form des Kippaufschwungs hat eine große Ähnlichkeit mit der „Russenkippe“ (vgl. Ichiba 2001, S. 178; Kaneko, 1970, S. 211; Schmidt, R., 1959; S. 70; Wiemann, 1969, S. 371). Es handelt sich dabei um einen Kippaufschwung, der aus einem extrem hohen Aufschwung geturnt wird, bei dem also nur ganz kurz oder (beinahe) gar nicht ein Kipphanh angestrebt wird. Die „Russenkippe“ wird dabei „mit völlig gestreckten Armen und ohne Berühren der Stange durch Leib oder Oberschenkel geturnt“ (Schmidt, R., 1959, S. 70). In diesem Beispiel wird die Funktion der Hüftstreckung sehr deutlich. Der KSP sinkt durch die frühe Hüftstreckung am wenigsten von allen Lösungen ab. Die Modellturnerin muss in diesem Fall weniger Hubarbeit leisten, um in den Stütz zu gelangen; allerdings ist für die Aktion des Armstemmens eine sehr hohe Leistung erforderlich.

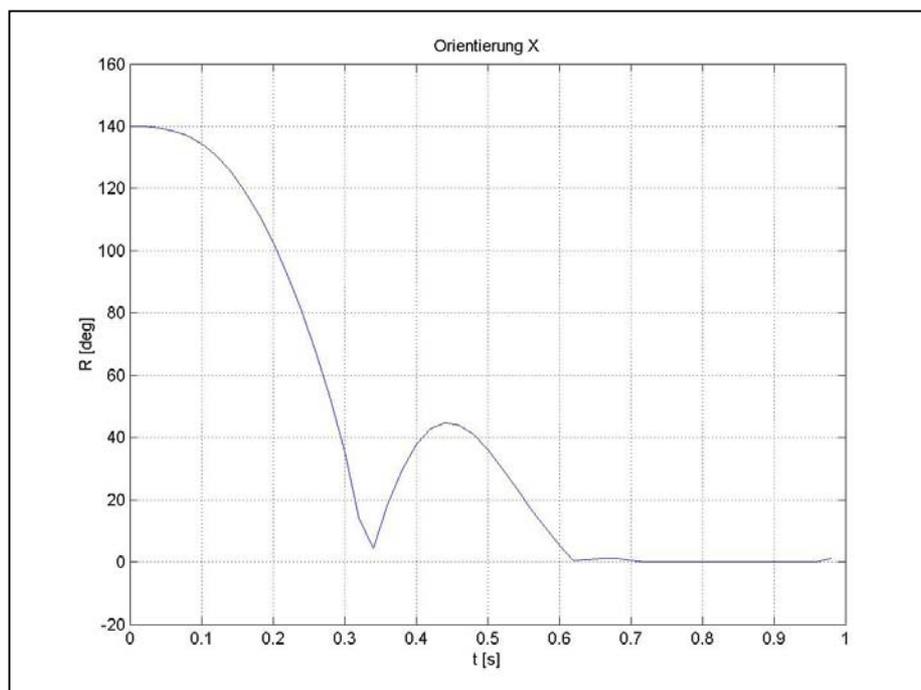


Abbildung 36: Zeitlicher Verlauf des Hüftwinkels in Cluster 4.

4.8.4 Diskussion der Ergebnisse aus der Clusteranalyse der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$

Bei einer clusteranalytischen Betrachtung aller Variablen der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ zeigte sich ein uneinheitliches Bild. Die Interpretation der Cluster auf der Basis der Variablen 1 bis 12 (Stützpunkte für Schulter- und Hüftmoment) war daher nicht möglich. Um eine Interpretation der Cluster zu ermöglichen, wurden deshalb die zeitlichen Verläufe der Schultergelenke getrennt zu denen des Hüftgelenks analysiert. Im Folgenden werden die Ergebnisse diskutiert.

Betrachtung der Variablen 1 bis 6 (Stützpunkte für die Bildung des zeitlichen Verlaufs des Schultermoments)

Da der Kippaufschwung bei allen Lösungen nach spätestens $t = 0.88 \text{ s}$ beendet ist, ist der Einfluss der Variablen 5 (Stützpunkt bei $t = 0.8 \text{ s}$) und vor allem der Variablen 6 (Stützpunkt bei $t = 1 \text{ s}$) an der Bewegung nur peripher zu sehen. Bei der deskriptiven Betrachtung der Variablen 1 bis 6 zeigen sich gleichmäßige Verläufe in den ersten vier Variablen, die in Variable 5 und 6 divergieren. Die durch die Verwendung der Variablen 1 bis 6 ermittelte Clusterzahl von drei und neun erscheint aufgrund der sehr ähnlichen Verläufe der zeitlichen Momente für die Schultergelenke und der damit verbundenen sehr ähnlichen Bewegungsgestaltung als nicht praktikabel. Die Lösungen für die Momente des Schultergelenks, die durch den modellbasierten Optimierungsalgorithmus gefunden wurden, ähneln sich sehr im für die Bewegungsausführung entscheidenden Intervall.

Deshalb ist davon auszugehen, dass es bei der Wahl dieser Modellierung und bei den vorgegebenen maximalen Kraftvoraussetzungen für das Schultergelenk nur eine Möglichkeit, d.h. nur einen Transitionsprozess zum Lösen der Bewegungsaufgabe gibt.

Der Transitionsprozess der Schultergelenke ist dabei unabhängig von den Aktionen, die in der Hüfte stattfinden! Eine Klassifizierung der Bewegungslösungen aufgrund der zeitlichen Verläufe der Schultermomente kann deshalb nicht durchgeführt werden. Eine Einteilung der Lösungen in verschiedene Cluster ist lediglich durch die Aktion in der Hüfte möglich.

Betrachtung der Variablen 7 bis 12 (Stützpunkte für die Bildung des zeitlichen Verlaufs des Hüftmoments):

Die Analyse wird auf der Basis der Vier-Clusterlösung vorgenommen. Jedoch muss aufgrund theoretisch-inhaltlicher Gründe eine Aufteilung der Lösungen, die in Cluster 1 vereinigt sind, in zwei Gruppen vorgenommen werden.

Cluster 1a: Beinhaltet alle 74 Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$. Alle Aktionen des Hüftgelenks kommen nur aufgrund des Einflusses äußerer Kräfte (Beine berühren die Reckstange) zustande.

Cluster 1b: Fünf Lösungen sind aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ vorhanden. Nach einem kurzen positiven Moment wirkt bis $t = 0.3 \text{ s}$ ein negatives Moment auf das Hüftgelenk. Die Beine werden dadurch an die Reckstange gepresst. Erst nach $t = 0.3 \text{ s}$ wirkt wieder ein positives das Hüftgelenk streckendes Moment. Der zeitliche Winkelverlauf der Hüftöffnung ist dem von Cluster 1a trotzdem sehr ähnlich, obwohl die Hüfte in Cluster 1a lediglich aufgrund der äußeren Kräfte bewegt wird.

Cluster 2: Die 52 Lösungen stammen aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$. Nach einem kurzen negativen (beugenden) Moment wirkt ein positives (streckendes) Moment auf das Hüftgelenk. Der Hüftwinkel wird geöffnet und die Beine verlassen die Reckstange. Nach $t = 0.3 \text{ s}$ wird das Hüftmoment negativ. Das Öffnen des Hüftwinkels wird abgebremst. Das Abstoppen der Hüftöffnung, was als Kippstoß bezeichnet werden kann, führt, wie aus dem zeitlichen Verlauf der vertikalen Orientierung des KSP ersichtlich wird, zu keiner Hubpendelverkürzung während des Zeitpunktes des Abstoppens (vgl. Abbildung 30).

Cluster 3: Aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ stammen diese zwölf Lösungen. Die Momentverläufe des Hüftgelenkes ähneln jenen von Cluster 2. Die Hüftstreckung erfolgt jedoch explosiver, ebenso das Abstoppen der Hüftstreckung. Der Kippstoß ist daher ausgeprägter. Es ergeben sich aber auch hier keine Hinweise auf die Funktion einer Hubpendelverkürzung im Umkehrpunkt. Die aufwärts gerichtete Beschleunigung der Gesamtmasse ist zu diesem Zeitpunkt jener aus Cluster 2 ähnlich (vgl. Abbildung 34).

Cluster 4: Cluster 4 beinhaltet nur eine Lösung aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$. Die Hüftstreckung erfolgt von Beginn an und ist mit einer hohen Dynamik verbunden. Dadurch nimmt die Turnerin früh einen gestreckten Zustand ein. Der Kippaufschwung gelingt dennoch, da der Arm-Rumpf-Winkel stetig verringert wird.

Allgemein kommen für die Aktion der Hüfte bei einem Kippaufschwung äußerst unterschiedliche zeitliche Verläufe des Moments in Betracht, die eine Lösung der Bewegungsaufgabe ermöglichen. Die Momentverläufe für die Schultergelenke der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ fallen dagegen einheitlich aus. Aus diesem Grund ist davon auszugehen, dass die Arm-Aktion „Stemmen“ die Bewegung für die zur Verfügung stehende maximale Schultermomenthöhe determiniert, während die Hüftstreckung keinen eindeutig erkennbaren Beitrag zur Erfüllung des Bewegungszieles beisteuert.

Fazit

Die Tatsache, dass Kippaufschwünge ohne aktive Hüftstreckungen erfolgreich sein können, deutet darauf hin, dass die These, der (hüftbedingte) Kippstoß sei für das Gelingen eines Kippaufschwungs notwendig, nicht aufrecht erhalten werden kann.

Nachdem die Diskussion der Ergebnisse der Clusteranalyse dieser Spalte erfolgte, werden im Folgenden die Ergebnisse der anderen Spalten ebenfalls clusteranalytisch betrachtet.

4.8.5 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$

Im weiteren Verlauf der Optimierungsanalyse muss nun betrachtet werden, weshalb in der Spalte mit $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$ erst mit dem Auftreten einer aktiven Öffnung in der Hüfte Lösungen gefunden werden können. Der eingangs aufgeworfene Frage, ob eine aktive Aktion in der Hüfte bei geringen Kraftvoraussetzungen im Schulterbereich den Kippaufschwung unterstützen kann, wird somit im Folgenden nachgegangen.

Bei der Suche nach Lösungen der Bewegungsaufgabe „Kippaufschwung“ in der Spalte $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$ werden nach der Durchführung der drei Simulationsläufe mit jeweils 180 Iterationen pro Zeile insgesamt 15 Lösungen gefunden. In der Zeile

$T_{\max H} = \pm 0 Nm$ finden sich keine Lösungen, während in der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 Nm$ eine Lösung und in der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 Nm$ 14 Lösungen auftreten (vgl. Tabelle 5).

		Maximale Höhe der Stützpunkte für das Schultermoment	
		$T_{\max S} = [Nm]$	
		± 60	
Maximale Höhe der Stützpunkte für das Hüftmoment $T_{\max H} = [Nm]$	± 0	0	
	± 60	1	
	± 120	14	

Tabelle 5: Matrix mit Anzahl der gefundenen Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 60 Nm$.

Die geringe Anzahl von Lösungen in dieser Spalte deutet darauf hin, dass es im komplexen Suchraum, der alle mögliche Bewegungen der Modellturnerin am Reck beinhaltet, nur wenige Möglichkeiten gibt, die unter diesen Voraussetzungen einen erfolgreichen Kippaufschwung ergeben. Beachtenswert ist die Verteilung der gefundenen Lösungen. Die Anzahl der gefundenen Lösungen steigen mit der maximalen Höhe der Stützpunkte des Hüftmoments an, während die Anzahl der gefundenen Lösungen in der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ mit zunehmendem maximalen Hüftmoment abnimmt. Vor allem findet sich in der Zeile $T_{\max H} = \pm 0 Nm$ der Spalte $T_{\max S} = \pm 60 Nm$ keine Lösung. Dieses Ereignis muss am Ende in der Diskussion aufgearbeitet werden. Im Folgenden werden jedoch zuerst die gefundenen Lösungen analysiert.

Wie schon erwähnt wird in der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 Nm$ nur eine Lösung eines gelungenen Kippaufschwunges gefunden. Das heißt, dass von insgesamt 540 durchgeführten Simulationsläufen vom Optimierungsalgorithmus keine weiteren zeitlichen Verläufe der Gelenkmomente gefunden wurden, die das geforderte Bewegungsziel erfüllen. Dies ist um so erstaunlicher, da sich der Suchraum dieser Spalte in engeren Intervallgrenzen bewegt ($[-60,60]$ für die Hüft- und die Schulterstützpunkte), als jener der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ (mit dem Intervall $[-60,60]$ für die Hüft- und $[-90,90]$ für die Schulterstützpunkte). Durch den kleineren Suchraum besteht eine höhere Treffersicherheit des Algorithmus; Lösungen können jedoch nur dann gefunden werden, wenn die Intervallgrenzen so gewählt werden, dass die Lösungen innerhalb der Intervallgrenzen liegen.

Die Berechnung des Modells des Suchraumes sollte daher schneller bzw. genauer gelingen (vgl. Anhang D). Das heißt, dass beim Auffinden von nur einer Lösung in einem kleineren Suchraum eine größere Sicherheit besteht, dass keine Bewegungsalternativen in der Nähe der gefundenen Lösung liegen, da der Suchraum bei der gleichen Anzahl von Simulationsläufen gegenüber einem großen Suchraum genauer evaluiert wird. Ein Erklärungsansatz für das Auffinden nur einer Lösung ist somit, dass keine Bewegungsalternative zur Bewegungsaufgabe bei dieser geringen Momenthöhe bestehen. Kleine Abweichungen von der Lösung verhindern daher sofort das Erreichen des Bewegungsziels „Kippaufschwung“.

Zur Überprüfung dieser Aussage wird zusätzlich eine Probeoptimierung über 300 Iterationen gestartet. Damit können vom modellbasierten RBF-Algorithmus mehr Messpunkte im Suchraum gesetzt werden, was sich in einem genaueren Modell des Suchraumes niederschlägt (vgl. Anhang D). Insgesamt bringt diese Probeoptimierung neun Lösungen hervor. Bei einem genauen Vergleich der Lösungen der Probeoptimierung mit der Lösung aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ ist festzustellen, dass jeweils die ersten vier Stützpunkte für die Schultergelenke und auch für das Hüftgelenk identisch sind (vgl. Abbildung 37).

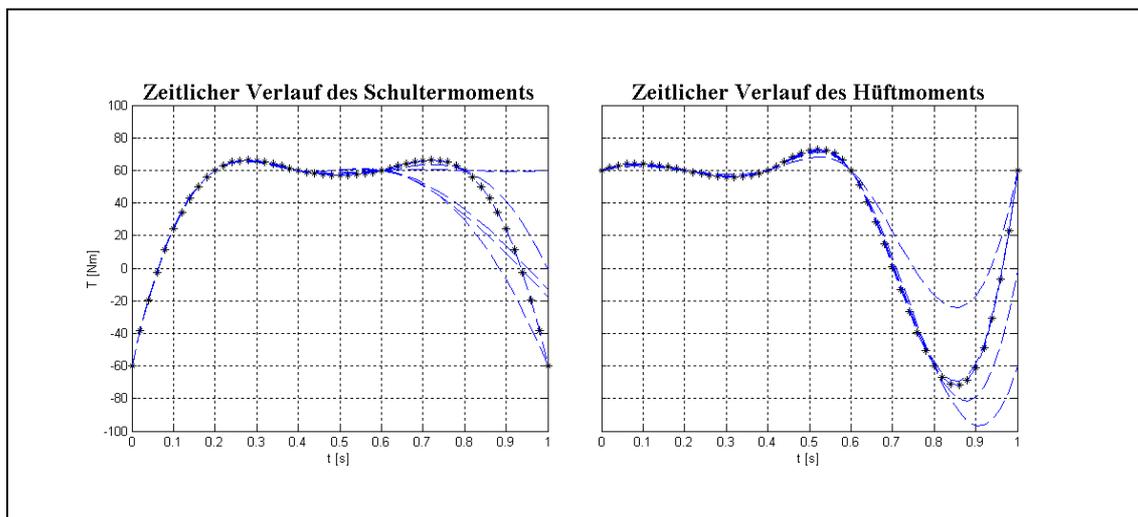


Abbildung 37: Die zeitlichen Verläufe der Schultermomente (links) und der Hüftmomente (rechts). Die schwarzen Punkte sind die Lösung des Einzelfalles aus der Zeile $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$, die blauen Strichlinien sind die Lösungen aus der Probesimulation.

Daraus resultieren vor allem zu Beginn identische Verläufe, die sich erst im letzten Drittel der Simulationsdauer unterscheiden. Im Unterschied zu den Lösungen aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ gleichen sich nicht nur die zeitlichen Verläufe der Schultermomente

aller Lösungen. Vielmehr gleichen sich auch die zeitlichen Hüftmomentverläufe aller Lösungen. Dies stützt die Aussage, dass es im Matrixelement $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$, $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ keine Bewegungsalternativen für einen Kippaufschwung gibt, auch nicht für die Aktion der Hüfte. Ebenso erklärt dies die geringe Anzahl an gefundenen Lösungen.

Bildhaft gesprochen gleicht dies einer Suche nach Bergspitzen im Gebirge, die aus dem Nebel herausragen (vgl. **Anhang D**). Diese Bergspitzen entsprechen dann den Lösungen von Kippaufschwüngen. Wenn es keine vergleichbar hohen Berge gibt (dies entspricht keinen Bewegungsalternativen), ragt nur eine Bergspitze aus der Wolkendecke (vgl. Abbildung 38).

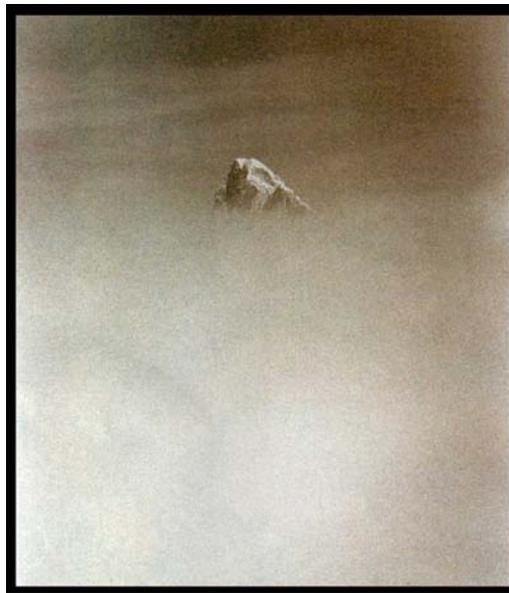


Abbildung 38: Die Suche nach einer Lösung entspricht bildhaft gesprochen der Suche nach Bergspitzen eines Funktionsgebirges, die aus einem Wolkenmeer ragen. Je mehr Bewegungsalternativen es gibt, um so mehr Bergspitzen ragen aus dem Nebel. Gibt es naheliegende Variationen einer Lösung entspricht dies bildlich einer Bergkuppe und keiner Bergspitze.

Für einen Bergsteiger (wie auch für den Optimierungsalgorithmus) ist es ungleich schwerer, genau diesen Berg im Gebirge zu finden, dessen Spitze als einzige aus dem Nebel ragt. Die identischen Werte der ersten vier Stützpunkte weisen auch darauf hin, dass es sich um Lösungen in einem eng begrenzten Bereich handelt. So gesehen handelt es sich bei der Bewegungslösung in der Tat um eine Bergspitze und nicht um eine Hochebene, der naheliegende und gleichwertige Lösungen entsprechen würden.

Bei näherer Betrachtung der Momentverläufe des Einzelfalles zeigt sich für das Schultergelenk größtenteils ein gleicher Profilverlauf, wie dies bei den Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ für das Intervall von $t = 0 \text{ s}$ bis $t = 0.6 \text{ s}$ der Fall ist (vgl. S. 64). Ins-

gesamt ist der Kippaufschwung dieser Lösung nach $t = 0.84 \text{ s}$ erfolgreich beendet. Es zeigt sich auch hier die charakteristische Kurve für das Moment der Schultergelenke (vgl. Abbildung 39).

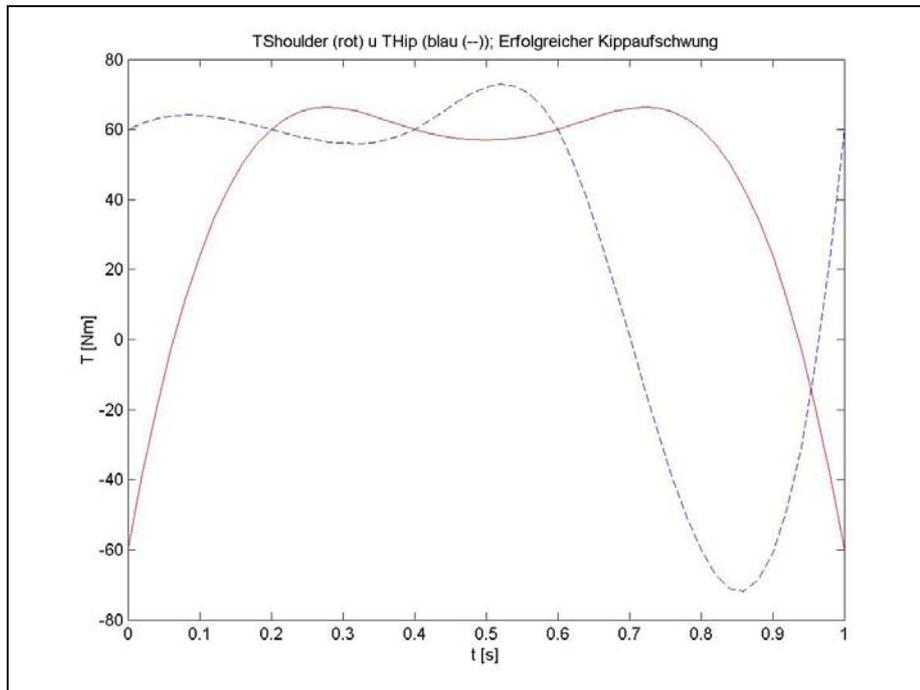


Abbildung 39: Zeitlicher Verlauf des Schulter- (durchgezogene Linie) und Hüftmoments (gestrichelte Linie) des gelungenen Kippaufschwungs aus dem Matrixelement $T_{\max S} = T_{\text{Shoulder}} = \pm 60 \text{ Nm}$, $T_{\max H} = T_{\text{Hip}} = \pm 60 \text{ Nm}$.

Der Hüftmomentverlauf wirkt von Beginn an bis etwa zur Zeit $t = 0.7 \text{ s}$ hüftstreckend. Dabei werden die Beine von Beginn an von der Reckstange entfernt und sie wird daher während der gesamten Bewegung nicht berührt (vgl. Abbildung 40). Dies mag im ersten Moment verwundern, da eigentlich in diesem Fall ein rückwärtiges Abfallen (Sackschwung) der Modellturnerin zu erwarten wäre. Da aber stets ein beugendes Moment im Schulterbereich wirkt, wird der Arm-Rumpf-Winkel kontinuierlich verkleinert.

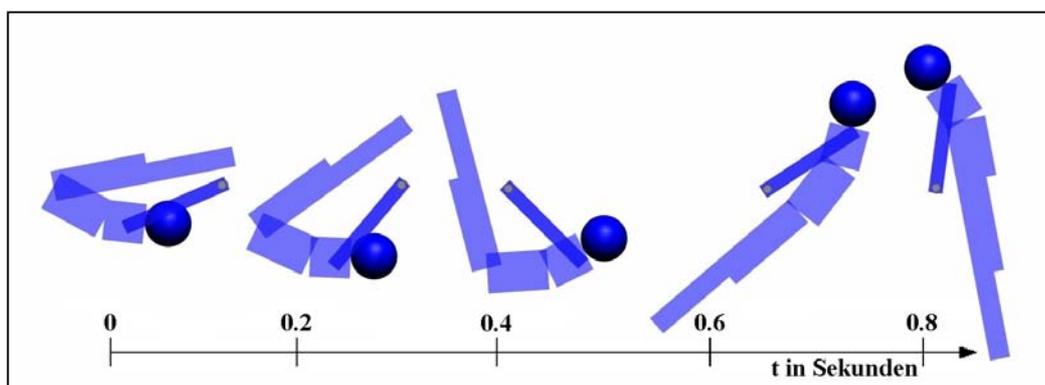


Abbildung 40: Bildreihe der Einzellösung aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ im Bildabstand von 0.2 s .

Zur Beurteilung, ob eine Hüftstreckung in diesem Fall notwendig ist, werden zwei Testsimulationenläufe mit den zur Lösung identischen Schultermomentverläufen gestartet. Lediglich der Hüftmomentverlauf wird verändert. Im ersten Lauf wird kein Hüftmoment eingegeben ($T_H = 0 \text{ Nm}$). Die Modellturnerin erreicht in diesem Fall nicht den Stütz (vgl. Abbildung 41).

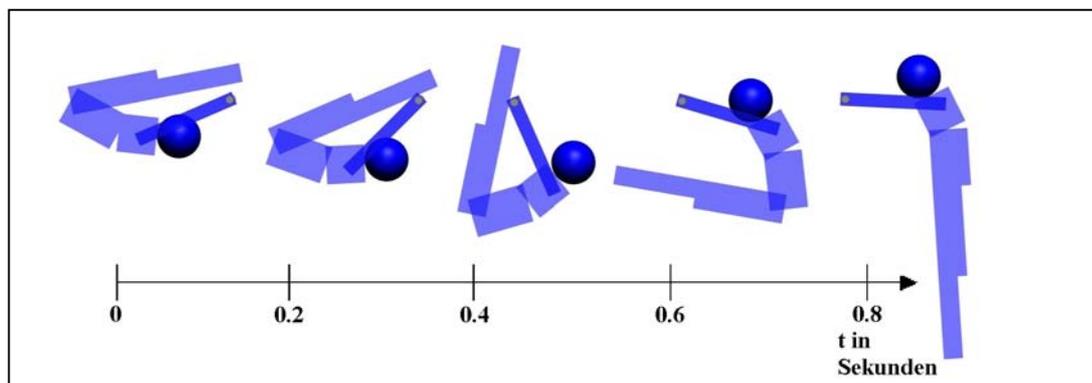


Abbildung 41: Bildreihe mit dem Schultermomentverlauf der Einzellösung der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$. Es ist jedoch kein Hüftmoment gegeben.

In der zweiten Testsimulation werden lediglich die Höhe der ersten zwei Stützpunkte für das Hüftmoment von jeweils $T = 60 \text{ Nm}$ auf $T = 55 \text{ Nm}$ verändert (vgl. Abbildung 42). Die Modellturnerin erreicht auch unter diesen Umständen nicht den Stütz, obwohl die Veränderung des Hüftmomentverlaufs nicht ausgeprägt ist (ohne Abbildung). Es ist bei dieser geringen Kraftvoraussetzung im Schulterbereich also eine Hüftstreckung notwendig, damit ein Kippaufschwung gelingen kann. Bei einem Vergleich mit der Lösung des erfolgreichen Kippaufschwungs fällt auf, dass bei beiden Testsimulationen die Beine der Modellturnerin die Reckstange berühren.

Mit dieser Erkenntnis können der aktiven Hüftstreckung zwei Funktionen zugeschrieben werden:

- Durch die Hüftstreckung während des Rückschwungs wird eine Berührung zwischen Beinen und Reckstange vermieden. Würden die Beine an der Reckstange anliegen, müsste wegen des Reaktionsprinzips (drittes Newtonsches Axiom) eine größere Stemmkraft für ein Verkleinern des Arm-Rumpf-Winkels aufgebracht werden. Da jedoch die erreichbare Momenthöhe für die Schultergelenke sehr gering ist, gelingt der Kippaufschwung nur, wenn die Beine die Reckstange nicht berühren.
- Durch die Hüftstreckung wird ein zu weites Absinken des KSP beim Durchqueren des unteren Umkehrpunktes vermieden (vgl. Abbildung 43 und Kapi-

tel 4.8). Die Hubarbeit, welche vom unteren Umkehrpunkt bis zum Erreichen des Stützes erfolgen muss, wird dadurch verringert. Mit einer größeren Stemmkraft der Arme kann, wie sich bei der Analyse der Bewegungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$ zeigte, der Stütz auch dann erreicht werden, wenn die Beine die Reckstange berühren.

Insgesamt werden 14 Lösungen bei der Suche im Matrixelement $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}, T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ für einen Kippaufschwung gefunden. Die zeitlichen Verläufe des Schultermoments zeigen auch in diesem Fall bis zum letzten Drittel der Simulationsdauer das charakteristische (einheitliche) Profil aller bisher behandelten Lösungen (vgl. Abbildung 44 und Kapitel 4.8.5).

Die zeitlichen Verläufe des Hüftmoments fallen dagegen unterschiedlich aus, wie Abbildung 45 deutlich zeigt.

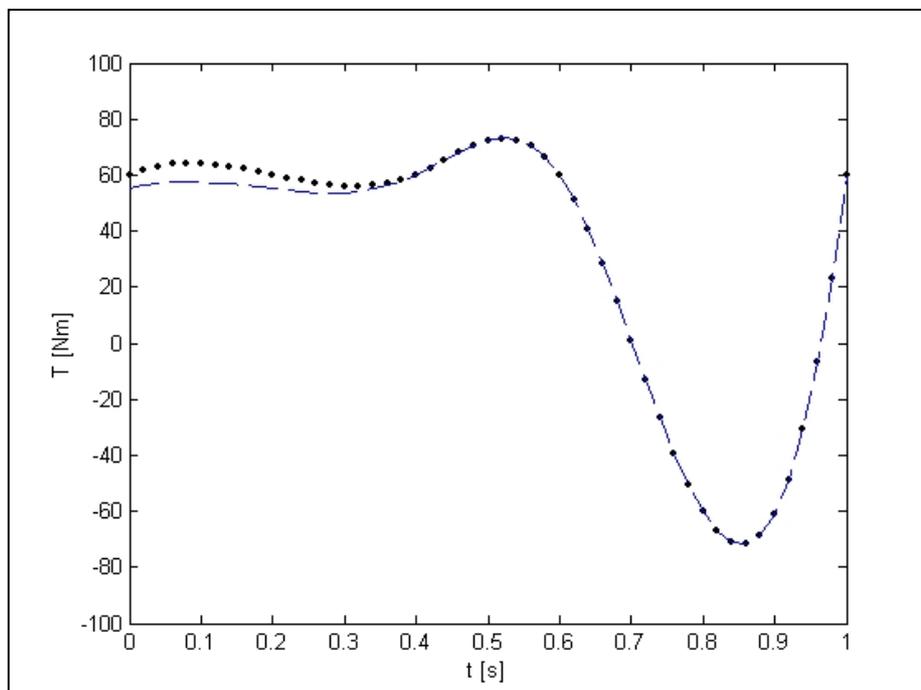


Abbildung 42: Der geringe Unterschied zu Beginn des zeitlichen Verlaufs des Hüftmoments bei der gefundenen Lösung (Punkte) und beim modifizierten Hüftmoment (Striche) reicht aus, dass die Modellturnerin den Stütz nicht erreicht.

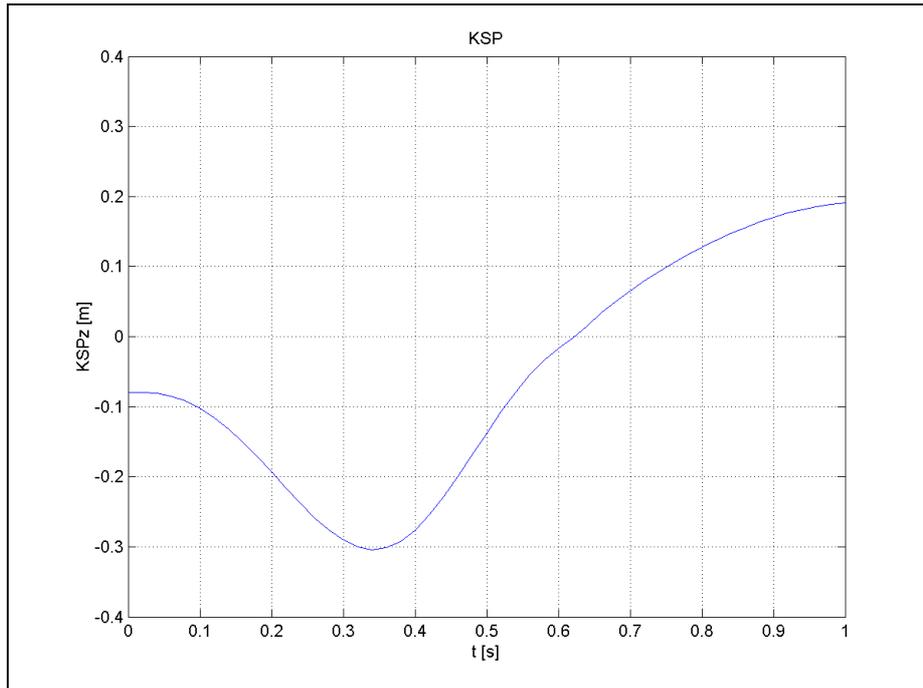


Abbildung 43: Zeitlicher Verlauf des Vertikalweges (S_{zKSP}) des KSP der Einzellösungen

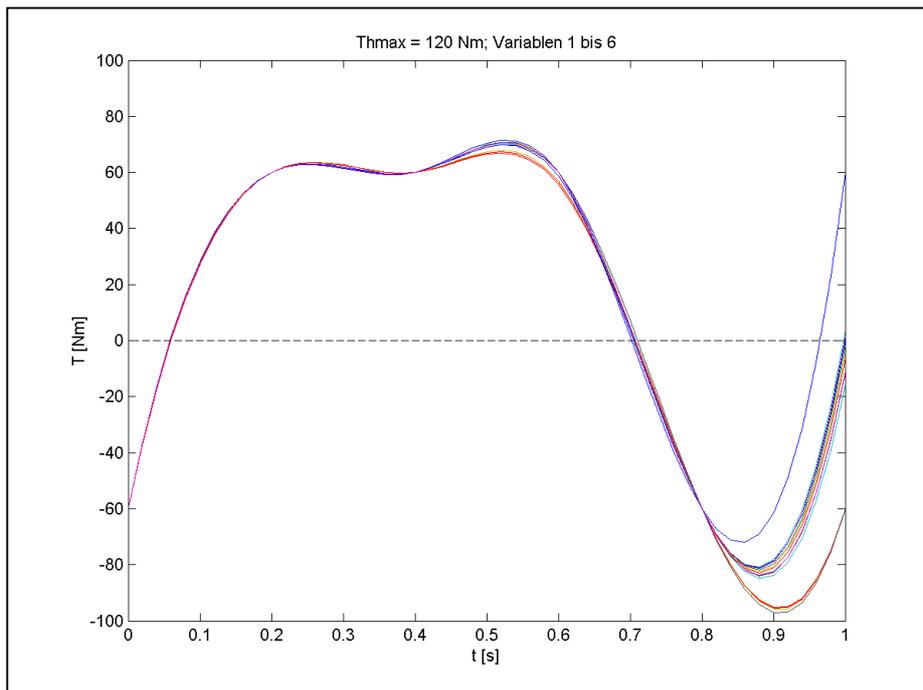


Abbildung 44: Zeitliche Verläufe des Schultermoments aller Lösungen des Matrixelements

$$T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}, T_{\max H} = Th \max = \pm 120 \text{ Nm} .$$

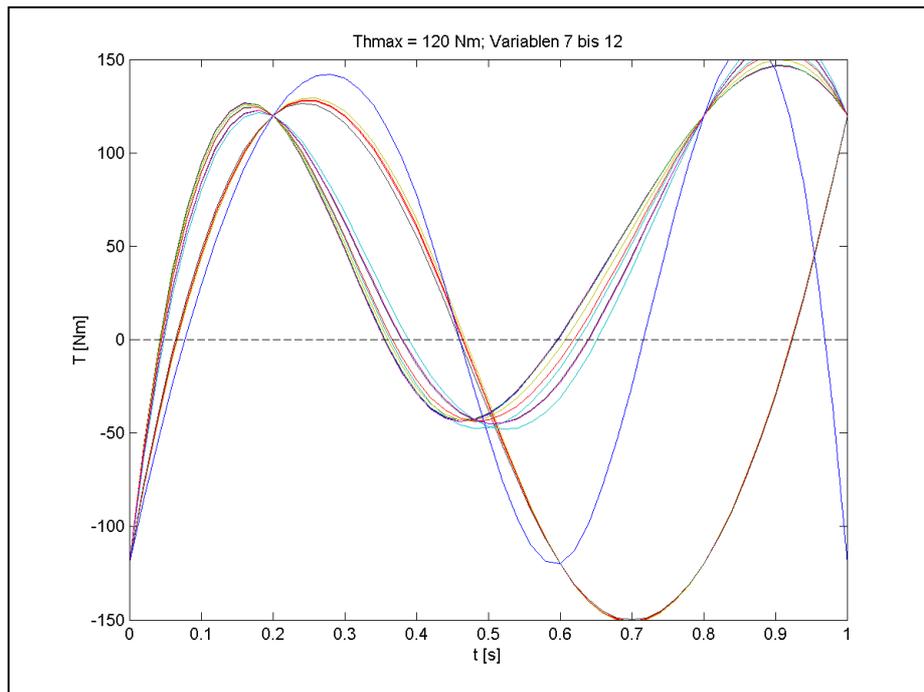


Abbildung 45: Die Hüftmomentverläufe des Matrixelements

$$T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}, T_{\max H} = Th \max = \pm 120 \text{ Nm} .$$

Als auffällig lassen sich die Momentverläufe des Hüftgelenks zu Beginn der Bewegungssimulation bezeichnen. Sie ähneln sich darin, dass gleich zu Beginn ein positives, hüftstreckendes Moment anliegt. Deshalb berühren die Beine, wie oben bei der Einzellösung beschrieben, auch bei diesen Lösungen während des Rückschwungs erst sehr spät die Reckstange (vgl. Abbildung 46). Bei keiner der 14 Kippaufschwünge kommt es zu einem frühzeitigen Kontakt zwischen Beinen und Reckstange. Da vom Optimierungsalgorithmus keine Bewegungsalternativen gefunden werden, ist davon auszugehen, dass die Aktion „aktive Hüftstreckung“ ebenfalls elementar für das Gelingen der Bewegung mit diesen Momenthöhen ist und dieselbe funktionale Belegung hat, wie sie oben beschrieben wurde (vgl. S. 90).

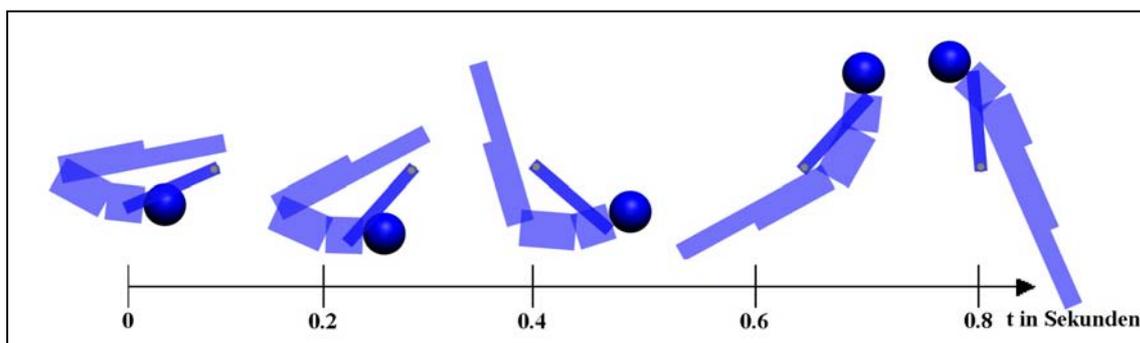


Abbildung 46: Bildreihe einer Lösung aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ im Bildabstand von 0.2 s.

4.8.6 Diskussion der Ergebnisse aus der Clusteranalyse der Spalte $T_{\max S} = \pm 60 Nm$

Die clusteranalytische Betrachtung der Lösungen dieser Spalte ermöglichen folgende Diskussion.

Betrachtung der Variablen 1 bis 6 (Stützpunkte für die Bildung des zeitlichen Verlaufs des Schultermoments):

Die zeitlichen Verläufe der Schultermomente beider Zeilen dieser Spalte zeigen in den ersten zwei Dritteln der Simulationsdauer sehr ähnliche Profilverläufe wie die der Lösungen von Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$. Dies bedeutet, dass auch bei veränderten (in diesem Fall geringeren) Momentbedingungen im Schulterbereich keine Bewegungsalternativen bestehen, die einen Kippaufschwung gelingen lassen (vgl. Kapitel 4.8.5).

Betrachtung der Variablen 7 bis 12 (Stützpunkte für die Bildung des zeitlichen Verlaufs des Hüftmoments):

Da keine Lösungen ohne aktive Hüftstreckung gefunden werden, ist davon auszugehen, dass bei den, für das Cluster charakteristischen geringen muskulären Voraussetzungen im Schulterbereich (von maximal $T = 80 Nm$) die aktive Hüftstreckung für die Lösung der Bewegungsaufgabe notwendig ist (zum Begriff der „aktiven“ Hüftstreckung vgl. **Anhang B**). Dabei wird die Hüftstreckung immer so durchgeführt, dass die Beine während des Rückschwungs erst sehr spät die Reckstange berühren. Entsprechend dieser Erkenntnis lassen sich Funktionen der Hüftstreckung festmachen, die die Stemmaktion der Arme unterstützen und den Kippaufschwung überhaupt ermöglichen. Würden einerseits die Beine die Reckstange berühren, käme eine Hüftöffnung durch passive Kräfte, die von der Reckstange herrühren, zustande. Diese passiven Kräfte wirken zurück auf die Schulterpartie (Gegenkräfte), daher müsste die Stemmkraft in diesem Fall größer sein, um den Arm-Rumpf-Winkel im selben Maße zu verkleinern. Andererseits verhindert die frühe Hüftstreckung ein zu weites Absinken des KSP. Würde der KSP zu weit absinken, müsste wieder mehr Energie für die Anhebung des KSP aufgebracht werden. Die letzte Spalte, deren Lösungen im Folgenden betrachtet werden, ist die Spalte, in der die höchsten Momente für die Stützpunkte des Schultergelenks zugelassen werden. Die Stützpunkte können sich in einem Rahmen von $T_{\max S} = \pm 120 Nm$ bewegen. Dabei soll überprüft werden, ob die zeitlichen Momentverläufe in sich ebenfalls einheitlich sind (und damit mit jenen in der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ vergleichbar sind), oder ob bei die-

sen Kraftvoraussetzungen unterschiedliche Aktionen der Schulter zum Erfolg führen können (ob also bei dieser Momenthöhe Bewegungsalternativen vorhanden sind).

4.8.7 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$

In der letzten zu betrachtenden Spalte sind die höchsten Stützpunkte für das Schultermoment möglich. Drei mit jeweils 180 Iterationen durchgeführten Simulationsläufen je Matrixelement ergeben in der Zeile $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$ 43 Lösungen und in der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ 70 Lösungen von Kippaufschwüngen (vgl. Tabelle 6).

		Maximale Höhe der Stützpunkte für das Schultermoment $T_{\max S} = [Nm]$
		± 120
Maximale Höhe der Stützpunkte für das Hüftmoment $T_{\max H} = [Nm]$	± 0	43
	± 60	70
	± 120	-

Tabelle 6: Matrix mit Anzahl der gefundenen Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$

Die Zeile $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ wird nicht zur Optimierung herangezogen, da die Modellturnerin, wie oben beschrieben, mit diesen Momenthöhen leicht ohne eine Kippbewegung den hüftnahen Stütz erreicht (vgl. Kapitel 4.5). Zusätzliche Modifikationen der Zielfunktion wären dann notwendig, damit die Suche des Optimierungsalgorithmus vor allem zu Kippbewegungen führt.

4.8.8 Durchführung der Clusteranalyse für die Spalte $T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$ und den Variablen der Stützpunkte des Schultermomentverlaufs (Variablen 1-6)

Wie oben erwähnt, werden zuerst die zeitlichen Verläufe des Schultermoments aller Lösungen dieser Spalte betrachtet. Wie in Abbildung 47 ersichtlich, zeigen diese, im Gegensatz zu den anderen Spalten, kein einheitliches Profil. Zusätzlich zeigt sich beim Betrachten der Bewegungen, dass die Modellturnerin die Stützposition (Winkel zwischen Arm und Horizontalen $\geq 90^\circ$) zu sehr unterschiedlichen Zeitpunkten erreicht. Der Zeitraum differiert zwischen $t = 0.68 \text{ s}$ und $t = 0.96 \text{ s}$, bei den Lösungen mit ei-

nem geringeren Schultermoment differiert der Zeitraum lediglich zwischen $t = 0.78 s$ und $t = 0.88 s$ (vgl. Abbildung 48 und Kapitel 4.8.7). Insofern kann bei den Abbildungen der Momentverläufe nicht eine Endstellung abgebildet werden. Ein dritter Hinweis auf unterschiedliche Bewegungsausführungen sind die unterschiedliche Profile der KSP-Trajektorie der Modellturnerin (vgl. Abbildung 49).

Die unterschiedlichen Kippaufschwünge wirken sich auf die Einteilung der Objekte in Gruppen aus. Für die Clusteranalyse wurden in diesem Fall die Variablen 1 bis 6 (Stützpunkte von $t = 0 s$ bis $t = 1 s$ des Schultermoments) verwendet, da die Variable 5 ($t = 0.8 s$) und Variable 6 ($t = 1 s$) im Unterschied zur oben durchgeführten Clusteranalyse bei mehreren Lösungen ebenfalls einen Einfluss auf die Bewegung haben. Die Clusteranalyse wird wieder mit der Pearson-Korrelation zur Erstellung der Ähnlichkeitsmatrix und dem average-linkage als Fusionierungsalgorithmus durchgeführt. Es zeigt sich, dass einerseits eine Einteilung der Lösungen in einzelne Cluster nicht vertretbar ist, da sich aus dem Auftragen des Korrelationskoeffizienten gegenüber der Anzahl der Cluster kein ausgeprägter Knick („Elbow“) ergibt. Dieser wäre aber ein Hinweis auf eine Zusammenführung von zwei in sich homogenen Gruppen gewesen, die zueinander jedoch heterogen sind (vgl. Abbildung 50). Andererseits wäre eine Zusammenführung nach den oben festgestellten Unterschieden in den Verläufen des Schultermoments, der KSP-Trajektorie und des Winkelverlaufs des Armes inhaltlich ebenfalls nicht sinnvoll. Aus diesem Grund muss eine explorative Betrachtung erfolgen, die alle Lösungen einschließt. Dazu werden die Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 0 Nm$ betrachtet und mit jenen aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 Nm$ verglichen.

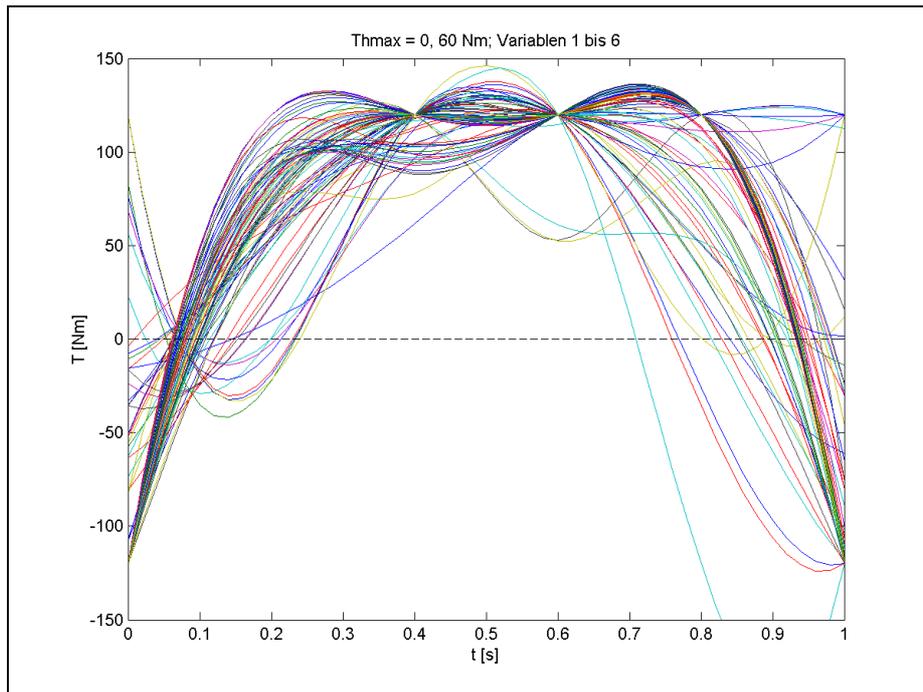


Abbildung 47: Zeitliche Verläufe des Schultermoments aller Lösungen aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$.

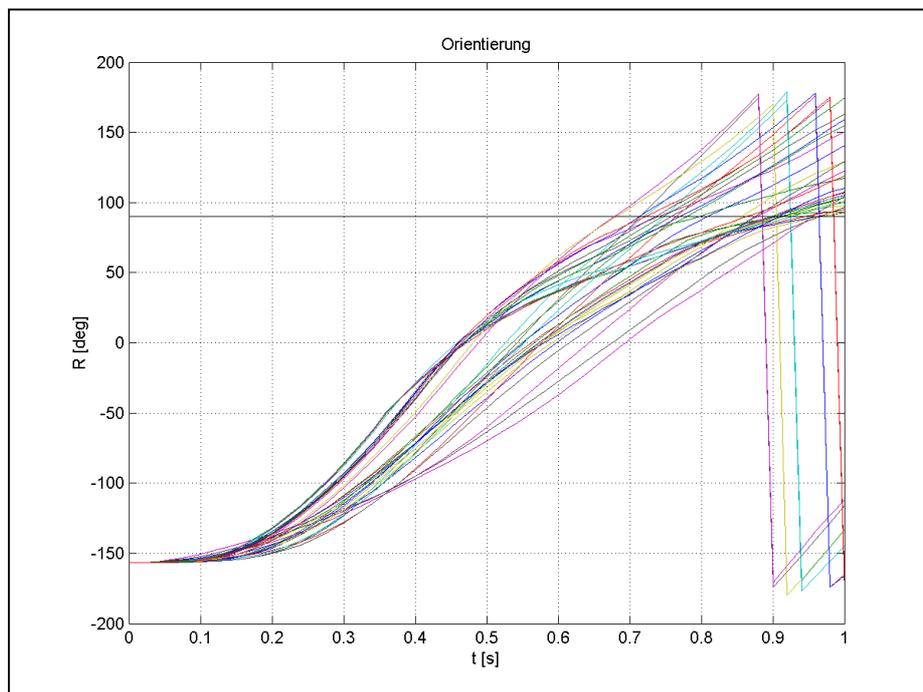


Abbildung 48: Auswahl zeitlicher Verläufe des Winkels zwischen den Armen und der Horizontalen von Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$. Die Modellturnerin hat den Kippaufschwung erfolgreich beendet, wenn der Winkel $R \geq 90^\circ$ (durchgezogene horizontale Linie) beträgt. Die hintere abfallende Flanke kommt durch einen Überschlag der Modellturnerin am Ende der Simulationszeit zustande. In diesem Fall geht der Winkel von $R + 180^\circ$ sofort im nächsten Zeitschritt auf $R - 180^\circ$ über.

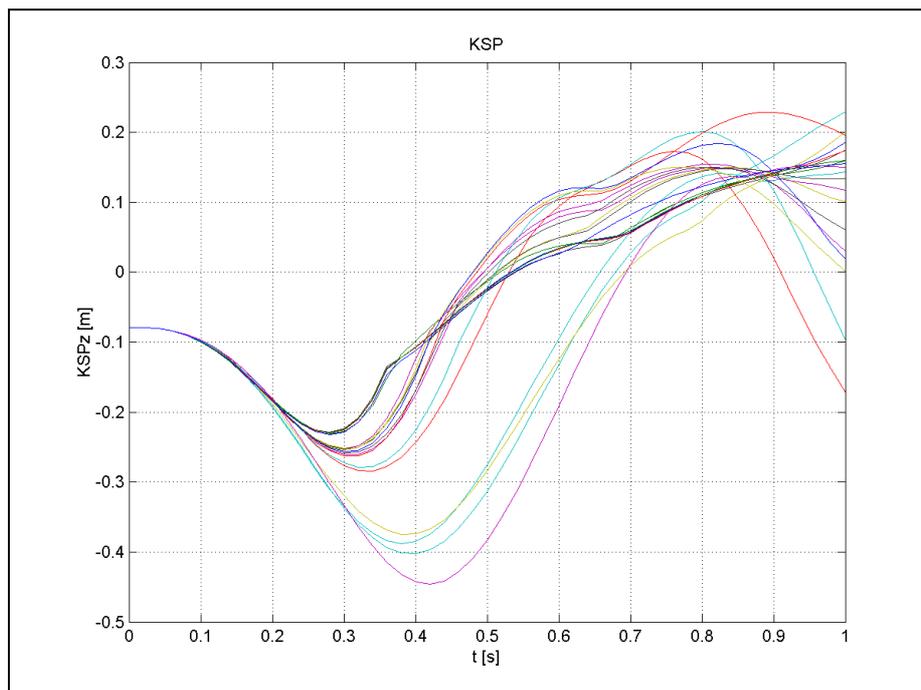


Abbildung 49: Auswahl zeitlicher Verläufe des Vertikalweges ($S_{zKSP}=KSPz$) des KSP der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$.

Die unterschiedlichen Kippaufschwünge wirken sich auf die Einteilung der Objekte in Gruppen aus. Für die Clusteranalyse wurden in diesem Fall die Variablen 1 bis 6 (Stützpunkte von $t = 0 \text{ s}$ bis $t = 1 \text{ s}$ des Schultermoments) verwendet, da die Variable 5 ($t = 0,8 \text{ s}$) und Variable 6 ($t = 1 \text{ s}$) im Unterschied zur oben durchgeführten Clusteranalyse bei mehreren Lösungen ebenfalls einen Einfluss auf die Bewegung haben. Die Clusteranalyse wird wieder mit der Pearson-Korrelation zur Erstellung der Ähnlichkeitsmatrix und dem average-linkage als Fusionierungsalgorithmus durchgeführt. Es zeigt sich, dass einerseits eine Einteilung der Lösungen in einzelne Cluster nicht vertretbar ist, da sich aus dem Auftragen des Korrelationskoeffizienten gegenüber der Anzahl der Cluster kein ausgeprägter Knick („Elbow“) ergibt. Dieser wäre aber ein Hinweis auf eine Zusammenführung von zwei in sich homogenen Gruppen gewesen, die zueinander jedoch heterogen sind (vgl. Abbildung 50). Andererseits wäre eine Zusammenführung nach den oben festgestellten Unterschieden in den Verläufen des Schultermoments, der KSP-Trajektorie und des Winkelverlaufs des Armes inhaltlich ebenfalls nicht sinnvoll. Aus diesem Grund muss eine explorative Betrachtung erfolgen, die alle Lösungen einschließt. Dazu werden die Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$ betrachtet und mit jenen aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ verglichen.

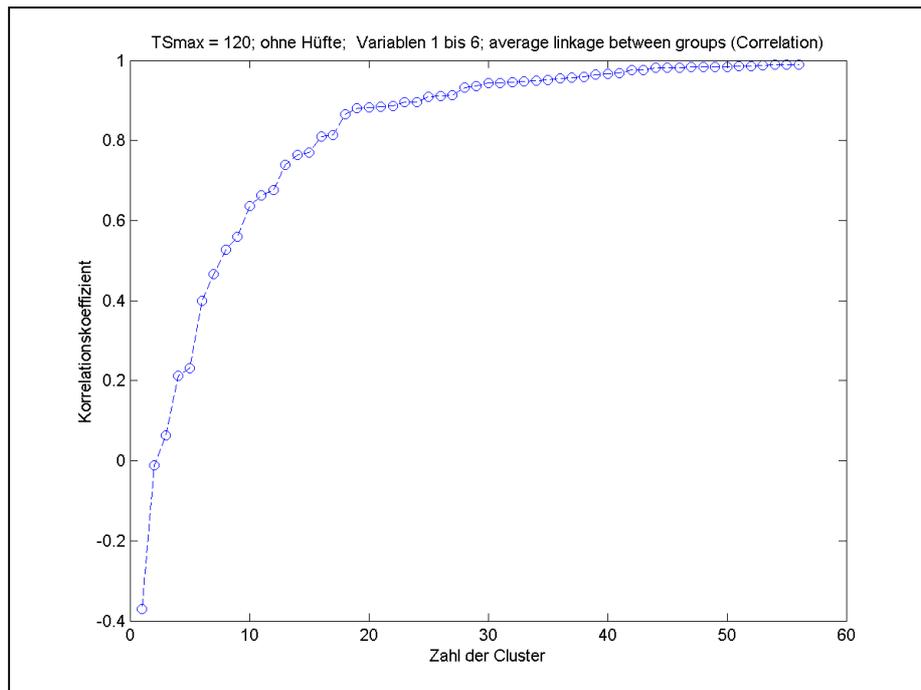


Abbildung 50: Struktogramm (Elbow-Kriterium) einer Clusteranalyse bei der Betrachtung der Variablen 1 bis 6 bei $T_{\max S} = TS \max = \pm 120 \text{ Nm}$.

Allgemein fällt bei der Betrachtung aller Lösungen die größere Variation der Profile im Vergleich zu den Lösungen aus den Spalten mit einem geringeren Schultermoment auf. Die Bewegungsspielräume nehmen durch die größeren Kräfte (Momente) zu. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass die größeren Kräfte eher Ungenauigkeiten während des Bewegungsablaufes verzeihen als geringere Kräfte. So führen schon bei einer geringen Kraft im Schulterbereich kleinere Abweichungen im Momentverlauf zum Scheitern der Bewegung (vgl. Kapitel 4.8.5).

Interessant sind die Unterschiede zwischen den Lösungen mit und ohne Hüftmoment. Die zeitlichen Verläufe des Schultermoments aller Bewegungen, bei denen kein Hüftmoment wirkt, fallen sehr unterschiedlich aus! Dagegen sind die Profile der 70 Lösungen, bei denen ein Hüftmoment möglich ist, einheitlicher im Verlauf (vgl. Abbildung 51). Dies zeigen auch die Standardabweichungen der Werte der Variablen 1 bis 6 von beiden Zeilen, die bei fehlendem Hüftmoment höher ausfallen (vgl. Tabelle 7).

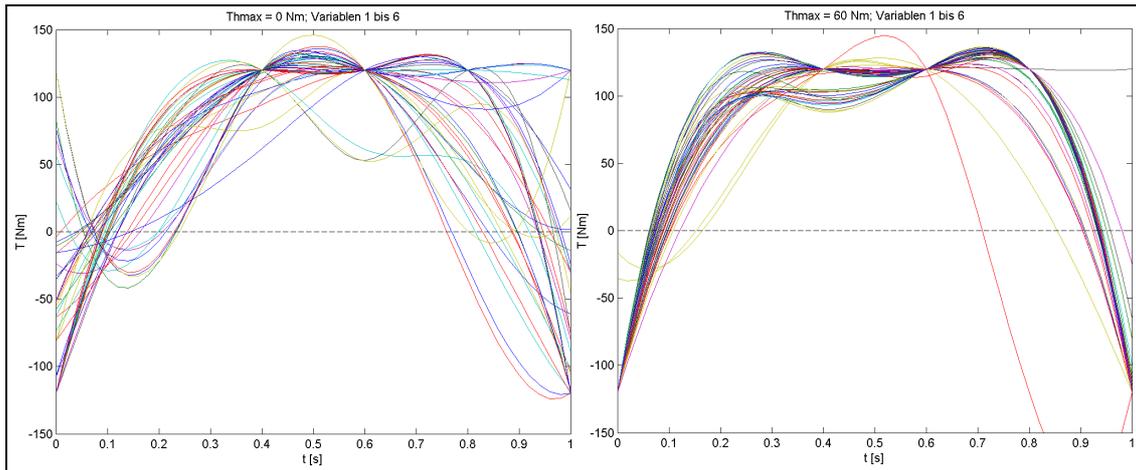


Abbildung 51: Zeitliche Verläufe des Schultermoments. Links sind die Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = Th \max = \pm 0 \text{ Nm}$ und rechts aus der Zeile $T_{\max H} = Th \max = \pm 60 \text{ Nm}$ aufgetragen.

THmax = 0 Nm						THmax = 60 Nm					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung		N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
V1	43	-120.00	120.00	-46.5933	74.67211	V1	70	-120.00	-16.01	-117.3082	15.89674
V2	43	-22.01	92.66	48.9196	33.77579	V2	70	18.26	120.00	95.6219	22.21441
V3	43	61.61	120.00	114.6889	12.31935	V3	70	88.01	120.00	114.4286	10.07205
V4	43	52.40	120.00	115.4967	16.67231	V4	70	114.64	120.00	119.9235	.64036
V5	43	-35.67	120.00	83.7322	45.17469	V5	70	-120.00	120.00	111.3495	31.63953
V6	43	-120.00	120.00	-49.4364	87.28597	V6	70	-120.00	120.00	-106.2102	50.17834
Gültige Werte (Listenweise)	43					Gültige Werte (Listenweise)	70				

Tabelle 7: Mittelwert, Standardabweichung und Min/Maxwerte der Variablen 1 bis 6 aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$. Die linke Tabelle beinhaltet alle Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = Th \max = \pm 0 \text{ Nm}$ und die rechte Tabelle alle Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = Th \max = \pm 60 \text{ Nm}$.

Eine passive Hüfte ermöglicht in diesem Fall eine größere Variation der Aktion der Schulter. Trotzdem ist die Zeitspanne, an dem die Stützposition erreicht wird, bei beiden Zeilen etwa gleich (zwischen $t = 0.71 \text{ s}$ und $t = 0.96 \text{ s}$ bei $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$ gegenüber $t = 0.68 \text{ s}$ und $t = 0.96 \text{ s}$ bei $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$).

Im Folgenden werden die Hüftmomentverläufe der 70 Lösungen der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ verglichen. Auch diese Profile fallen sehr unterschiedlich aus (vgl. Abbildung 52). Die Einordnung der Objekte durch die Variablen 7 bis 12 in Cluster ergeben ebenfalls keine neuen Erkenntnisse. Dazu müssten vielmehr die Einzelfälle ganzheitlich mit Schulter- und Hüftmoment betrachtet werden, da diese sich sehr individuell gestalten. Dies soll jedoch nicht der Gegenstand dieser Arbeit sein.

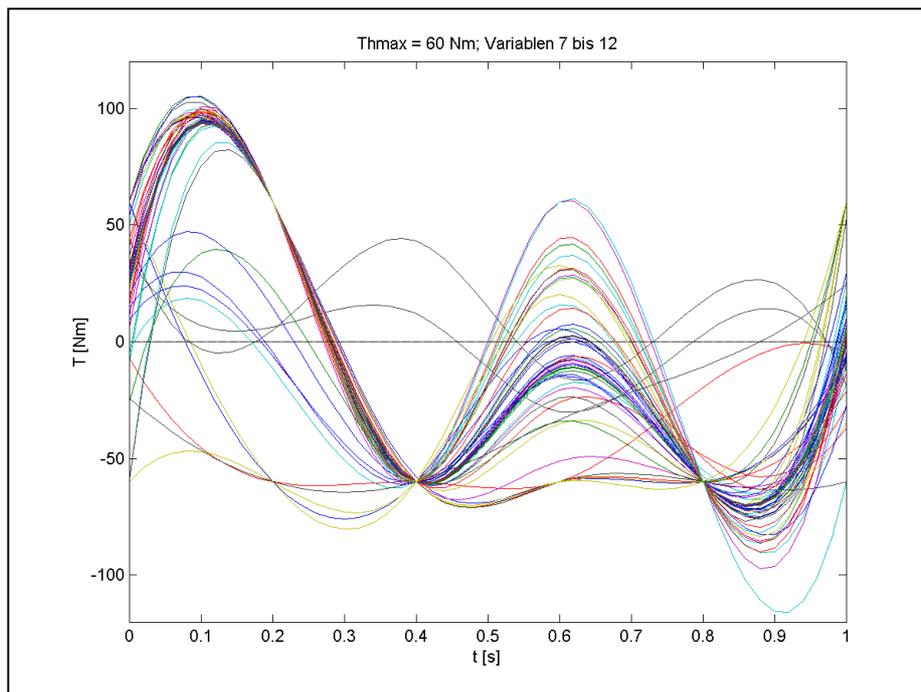


Abbildung 52: Zeitliche Verläufe des Hüftmoments aller Lösungen aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$.

4.8.9 Diskussion der Ergebnisse aus der Clusteranalyse der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$

Die Betrachtung der Spalte mit den höchsten zulässigen Momenten für die Schultergelenke ergibt eine große Anzahl von Bewegungsvariationen, die alle einen Kippaufschwung ermöglichen. Es wird deutlich, dass größere Kräfte (Momente) unterschiedliche Aktionen zulassen und trotzdem das Bewegungsziel erreicht wird. Die Trajektorien des KSP aller erfolgreichen Kippaufschwünge der Modellturnerin zeigen dies zum Beispiel eindrucksvoll (vgl. Abbildung 49). Obwohl der KSP bei einigen Lösungen sehr tief verläuft, wird der Kippaufschwung noch erfolgreich beendet. Eine Einteilung in Cluster ist weder für die Variablen der Schultermomentstützpunkte, noch für die Variablen der Stützpunkte für das Hüftgelenk inhaltlich sinnvoll. Vielmehr müssen alle Lösungen als Einzelfälle betrachtet werden.

Trotzdem gibt es Auffälligkeiten, wenn die Trajektorien des Schultermoments aller Lösungen ohne eine aktive Aktion in der Hüfte mit den Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ verglichen werden, die bei einer aktiven Aktion im Hüftbereich zustande kommen. Die zeitlichen Schultermomentverläufe aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 \text{ Nm}$ fallen homogener aus als die Schultermomentverläufe der Zeile $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$. Die Aktion der Hüfte scheint auch hier eine Auswirkung auf die Aktion der Schulter zu ha-

ben. Es ist daher anzunehmen, dass unkoordinierte Bewegungen in der Hüfte die Notwendigkeit einer koordinierten Bewegung im Schultergelenk voraussetzen. Die Vielfalt der verschiedenen Hüftmomentverläufe zeigt trotzdem, dass Bewegungsvariationen im Hüftgelenk bei einer größeren Kraft im Schultergelenk möglich sind, ohne dass es zum Scheitern der Bewegung führen muss.

4.9 Interpretation der Ergebnisse

Bisher wurden in diesem Kapitel der Optimierungsanalyse des Kippaufschwungs schrittweise das MKS-Modell erstellt, die Testparameter für die Optimierungsanalyse im Sinne der Informatik festgelegt und erste Analysen der Ergebnisse durchgeführt. Im Folgenden werden nun die Ergebnisse in einen Gesamtzusammenhang gebracht.

4.9.1 Allgemeines

Das Ziel der Untersuchung des Kippaufschwungs war es, auf der Basis eines Mehrkörpersimulationsmodells mit Hilfsmitteln der Informatik eine Optimierungsanalyse durchzuführen, um die Aussagen in der Fachliteratur zu wesentlichen Aktionen beim Kippaufschwung zu überprüfen. Der angestrebte Simulationszweck, ein MKS-Modell einer Kippturnerin aufzubauen, mit diesem Experimente durchzuführen und aus den gewonnenen Daten Erkenntnisse zu gewinnen, wurde erreicht. Die bei der Betrachtung der Fachliteratur aufgeworfenen allgemeinen Fragen zum Untersuchungsgegenstand können insofern wie folgt beantwortet werden (vgl. S. 42).

4.9.2 Beantwortung der allgemeinen Fragen zum Untersuchungsgegenstand

Zu Frage F_1 : Lässt sich ein Modell einer Turnerin für den Kippaufschwung entwickeln, das bei der Anwendung von Optimierungsalgorithmen die gewünschte Bewegung generiert?

Das vorliegende Modell ist geeignet, um die angestrebte Bewegung „Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck“ unter Verwendung eines Optimierungsalgorithmus zu erhalten. Das Modell enthält die für einen Kippaufschwung notwendigen Bewegungseigenschaften.

Zu Frage F₂: Lässt sich ein Optimierungsalgorithmus finden, der für den Untersuchungsgegenstand geeignet ist?

Mittels der Testsimulation wurde der modellbasierte RBF-Algorithmus als geeigneter Algorithmus für den Untersuchungsgegenstand ausgewählt (vgl. Anhang D). Wie sich schon bei der Testsimulation zeigte, wurde mit diesem Algorithmus aussagekräftige Daten gewonnen, die im Verlauf der Auswertung verarbeitet werden konnten. Insofern ist der modellbasierte RBF-Algorithmus auch für diese Simulation geeignet.

Zu Frage F₃: Welcher bewegungsanalytische Zugang ergibt sich aufgrund der Bearbeitung der Fragestellung mit Hilfe von Optimierungsalgorithmen?

Durch die Bearbeitung der Fragestellung mit den verwendeten Hilfsmitteln der Informatik eröffnen sich vielfältige Perspektiven für eine Bewegungsanalyse. Ein großer Vorteil besteht in der Reproduzierbarkeit der Bewegungen der Untersuchung. Die einzelnen Bewegungen sind durch die Inputparameter determiniert. Dadurch können die Bewegungen zur Analyse mehrmals betrachtet und wenn notwendig variiert werden.

Des Weiteren sind alle kinematischen Daten einer Bewegung abrufbar. Transferverluste und Ungenauigkeiten der Daten, wie diese zum Beispiel bei einer Videoanalyse mit einem Trackingverfahren auftreten, kommen nicht vor. Dies ermöglicht eine deterministisch-indeterministische Analyse. Dadurch eröffnen sich vielfältige Möglichkeiten und Perspektiven einer Analyse, wie sie beispielsweise in diesem Kapitel in Form einer Clusteranalyse durchgeführt wurde.

Um eine systematische Bearbeitung des Untersuchungsgegenstandes zu ermöglichen, wurden die maximal zulässigen Momenthöhen der Stützpunkte stufenweise erhöht und in einer Matrix dargestellt (vgl. S. 55). Auf dieser Basis wurden Lösungen aus verschiedenen Simulationsläufen erhalten. Je Matrixelement wurden dabei drei Simulationsläufe mit jeweils 180 Iterationen gestartet. Diese Daten ermöglichten eine erste Interpretation über die elementare Struktur der Bewegung „Kippaufschwung“. Im Folgenden werden diese Teilergebnisse zusammengefasst. In diesem Zusammenhang werden auch die eingangs aufgeworfenen Fragen zum sportartspezifischen Problem beantwortet (vgl. S. 42).

4.9.3 Beantwortung der sportartspezifischen Fragen zum Untersuchungsgegenstand

Zu Frage F₄: Ist die von einigen Experten beschriebene Aktion des aktiven Öffnens (und Abbremsens) der Hüfte unverzichtbar für das Gelingen eines Kippaufschwunges?

Wie schon behandelt, führt die Verteilung der gefundenen Lösungen zu einem Widerspruch zu dieser Aussage! Entgegen der Meinung vieler Experten wurde eine Vielzahl von Lösungen in jenen Matrixelementen gefunden, bei denen die Lösungen ohne Hüftmomente eingeordnet sind (vgl. S. 55). Das Hüftgelenk entspricht dann einem reibungsfreien Scharniergelenk. Es sind somit nur Bewegungen im Hüftgelenk möglich, wenn äußere Kräfte (wie zum Beispiel Zwangskräfte, Gravitationskräfte, Scheinkräfte) diese bewirken (vgl. Anhang B). Insofern ist davon auszugehen, dass die von einigen Experten beschriebene Aktion des aktiven Öffnens der Hüfte nicht elementar für einen Kippaufschwung ist.

Zu Frage F₅: Geht die entscheidende Aktion zum Lösen der Bewegungsaufgabe von einem Gelenk aus oder müssen beide Gelenke dazu beitragen?

Diese Frage kann auf Grund der Analyseergebnisse differenziert beantwortet werden. Es ist davon auszugehen, dass die entscheidende Aktion, die den Kippaufschwung gelingen lässt, die Aktion „Stemmen der Arme während des Rückschwungs“ ist. Dieses Erkenntnis deckt sich mit der Untersuchung von Wiemann (1969, S. 368-375), nach der er mit einer EMG-Aufzeichnung der Hüftbeuge- und Hüftstreckmuskulatur (musculus rectus abdominis, m. gluteus maximus), sowie des musculus latissimus dorsi (breiter Rückenmuskel) zum Schluss kommt, dass die „Schultermuskulatur die zum Gelingen der Übung notwendige Kraft liefert, während die Hüftmuskulatur zumindest in der Kernphase [der Durchquerung des unteren Umkehrpunktes] nur eine modulatorische Aufgabe hat“ (Wiemann 1969, S. 370). Da bei Wiemann aber nur ein Turner untersucht wurde, konnte er diese Aussage nicht verallgemeinern. Der hier vorgestellte Zugang erlaubt die Verallgemeinerung.

In dieser Untersuchung kann festgehalten werden, dass bei sehr geringen Momenten von maximal $T = 42 \text{ Nm}$ im Schultergelenk die Lösung der Bewegungsaufgabe nicht möglich ist, es wurden bei diesem geringen Schultermomenten keine Kippaufschwünge gefunden.

Es zeigt sich aber, dass bei gewissen Konstellationen die Hüftstreckung für den Kippaufschwung notwendig ist. Gerade wenn nur eine relativ geringe Kraft im Schulterbereich vorhanden ist (maximal $T = 85 \text{ Nm}$), wird ein Kippaufschwung nur dann erreicht, wenn eine Hüftöffnung zusätzlich aktiv durchgeführt wird. Die Funktion der (frühen) Hüftstreckung zeigt sich vor allem darin, dass der KSP weniger weit absinkt, wie wenn die Haltung des Kipphangs länger beim Rückschwung aufrecht erhalten wird (vgl. Kapitel 4.8.6). Die notwendige Hubarbeit bis zum Erreichen der Stützposition fällt bei einem höheren KSP dementsprechend geringer aus und erleichtert damit das Erreichen des Bewegungsziels auch bei ungünstigen Kraftvoraussetzungen im Schulterbereich. Im Überblick bedeutet das:

Aktionen	Aktionsmodalitäten	Funktionen
Stemmen der Arme während des Rückschwungs	Drücken während des gesamten Rückschwungs bis kurz vor den Stütz, um	den Arm-Rumpf-Winkel zu verkleinern, bzw. klein zu halten.
	Drücken mit größter Kraft während der Durchquerung des unteren Umkehrpunktes, um	den Arm-Rumpf-Winkel zu diesem Zeitpunkt mindestens konstant zu halten.
Aktives Öffnen der Hüfte	Von Beginn des Rückschwungs an, um	den KSP beim Rückschwung möglichst hoch zu halten.
	Erst ab dem Passieren des unteren Umkehrpunktes (vgl. S. 72), um	den notwendigen Schwung bis in den Stütz zu unterstützen, indem das Annähern der Hüfte an die Reckstange erleichtert wird.

Die oben genannten funktionalen Belegungen der Bewegungen lassen noch Fragen offen. Es zeigt sich, dass die Modellturnerin die größte Stemmkraft während der Durchquerung des unteren Umkehrpunktes aufbringt. Diese Aktion wird dadurch notwendig, da zusätzlich zur Gewichtskraft \vec{F}_G durch die vorhandene Kreisbewegung additiv die Zentrifugalkraft \vec{F}_Z auf den Körper der Modellturnerin wirkt. Könnten diese Kräfte nicht ausgeglichen werden, würde sich der KSP der Turnerin in diesem Moment von

der Reckstange entfernen und ein Scheitern der Bewegung wäre die Folge. Einen Beitrag zu einer möglichen Hubpendelverkürzung im unteren Umkehrpunkt kann das maximale Moment im Schulterbereich zu diesem Zeitpunkt nicht leisten. Einerseits ist eine Hubpendelverkürzung bei der Betrachtung der Trajektorien des KSP nicht ersichtlich, womit die Hubpendelverkürzung als Möglichkeit zu einem höheren Aufschwungen im Falle des Kippaufschwungs der Modellturnerin ausgeschlossen wird (vgl. zum Beispiel S. 77). Andererseits zeigt auch der zeitliche Verlauf der Arm-Rumpf-Winkel der Lösungen keine entsprechenden Veränderungen während des Durchquerens des unteren Umkehrpunktes (vgl. Abbildung 53).

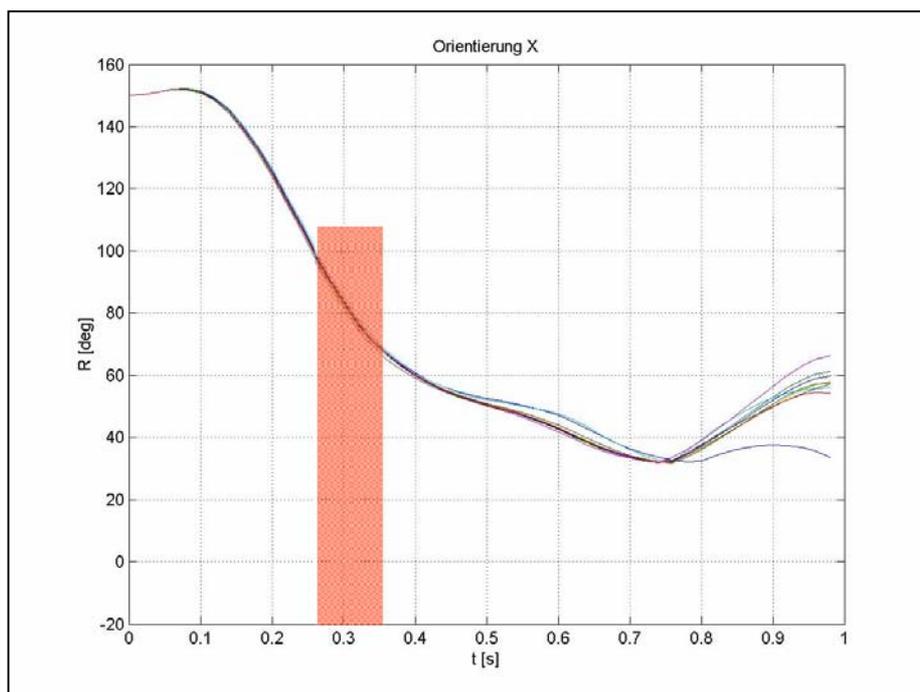


Abbildung 53: Beispiel des zeitliche Verlaufes des Arm-Rumpf-Winkels der Lösungen aus dem Matricelement $T_{\max S} = \pm 90 Nm, T_{\max H} = \pm 60 Nm$. Der Zeitpunkt der Durchquerung des unteren Umkehrpunktes ist schraffiert dargestellt.

Aus diesem Grund ist davon auszugehen, dass die Funktion der Aktion „drücken mit größter Kraft während der Durchquerung des unteren Umkehrpunktes“ die Funktion hat, den Arm-Rumpf-Winkel mindestens konstant zu halten, um ein weiteres Absinken des KSP zu verhindern.

Die Aktion „aktives Öffnen der Hüfte“ ist, wie sich herausgestellt hat, vor allem bei einem geringen Schultermoment von maximal $T = 85 Nm$ notwendig. Dies zeigt auch die Betrachtung der Frage F_6 im Folgenden.

Zu Frage F₆: Gibt es Bewegungsspielräume in Hüft- und Schulteraktion, die zu einem gelungenen Kippaufschwung führen?

Die Bewegungsspielräume werden an unterschiedlichen Momentverläufen festgemacht, deren Ausprägungen in unterschiedliche Bewegungen münden. Dabei lässt sich feststellen, dass die Bewegungsalternativen mit größer werdendem Schultermoment zunehmen, während die Höhe des Hüftmoments keinen erkennbaren Einfluss auf die Variabilität der Bewegung hat (vgl. Abbildung 54). Lediglich bei einem Schultermoment von $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$ werden keine Lösungen ohne eine aktive Bewegung in der Hüfte gefunden.

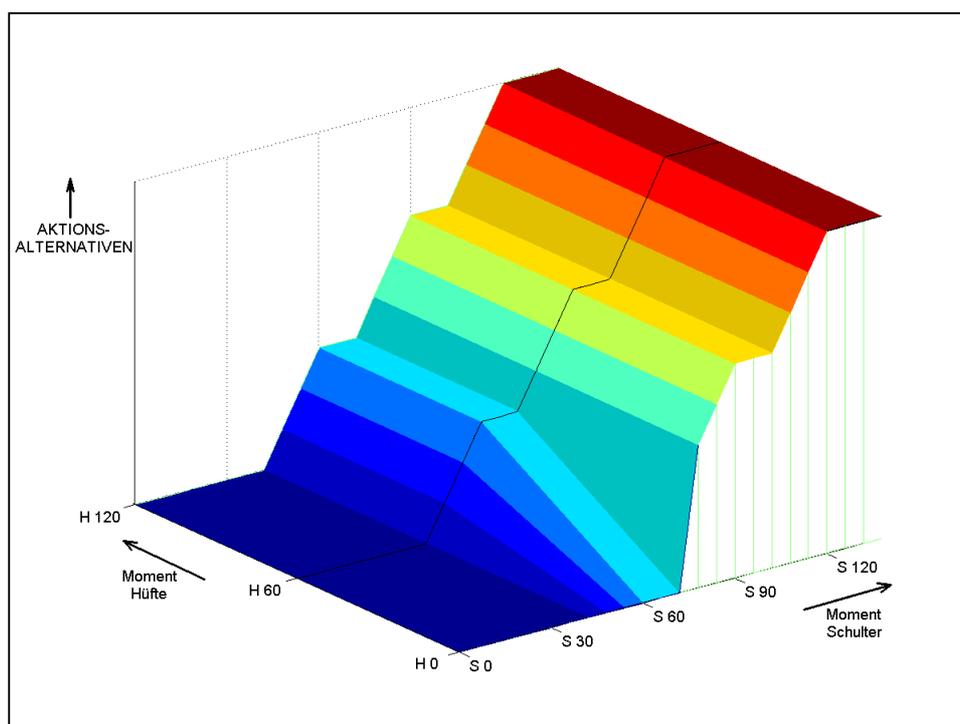


Abbildung 54: Schematische Darstellung der Abhängigkeit der Aktionsalternativen beim Kippaufschwung von der Momenthöhe der einzelnen Gelenke. Mit zunehmendem Schultermoment nehmen die Aktionsalternativen zu. Bei einem Schultermoment unter $T \leq 42 \text{ Nm}$ werden keine Lösungen gefunden.

Diese Aussage, dass die entscheidende Aktion von der Schulter herrührt, ist kongruent zur obigen Aussage. Die Variation der Bewegung steigert sich mit zunehmenden Schultermoment. So wird zum Beispiel beim niedrigsten Schultermoment keine Lösung gefunden. Bei einer Stützpunkthöhe von $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$ gibt es lediglich einen Transitionsprozess, der einen Kippaufschwung beinhaltet. Schon kleine Abweichungen in der Hüftaktion oder auch in der Schulteraktion führen zum Scheitern der Bewegung. In der nächst höheren Stufe des Schultermoments gibt es schon Bewegungsalternativen – je-

doch nur, was die Hüftaktion betrifft. Die Aktion der Schultergelenke entspricht den der Lösungen aus $T_{\max S} = \pm 60 \text{ Nm}$. Bei der Simulation mit dem höchsten zulässigen Schultermoment ($T_{\max S} = \pm 120 \text{ Nm}$) ergeben sich sehr unterschiedliche Bewegungen, sowohl im Hüft als auch im Schultergelenk. Mit der Clusteranalyse in Kapitel 4.8.8 konnten Gruppen von unterschiedliche Aktionen in der Hüfte gebildet werden, die mögliche Bewegungsspielräume verdeutlichen.

Zu Frage F7: Kann man aus der Optimierungsanalyse dieser Technik Rückschlüsse für die Methodik der Sportpraxis ziehen?

Ein Hauptanliegen der in diesem Kapitel durchgeführten Optimierungsanalyse war es, die Kontroversen der Fachliteratur zu dem gewählten Beispiel Kippaufschwung aufzuklären. Durch die Analyse können grundlegende Aussagen zur Bewegung gemacht werden und daraus Hinweise für die Sportpraxis abgeleitet werden. Diese sind:

- Liegen die Kraftvoraussetzungen im Schulterbereich unter einer gewissen Grenze (zum Beispiel $T = 42 \text{ Nm}$), kann ein regelgerechter Kippaufschwung nie gelingen. Die Grundvoraussetzung für diese Technik ist daher eine genügend hohe Kraft im Schulterbereich, die den Arm-Rumpf-Winkel während der Bewegung stets verringern, bzw. klein halten kann.
- Die Notwendigkeit der Bewegungspräzision zum Durchführen eines regelgerechten Kippaufschwungs nimmt mit zunehmender Kraft im Schulterbereich ab. Wenn eine hohe Kraft im Schulterbereich zur Verfügung steht, können auch Bewegungen, die von der Optimalbewegung abweichen, zum Ziel führen. Eine hohe Kraft verzeiht somit Ungenauigkeiten und Fehler im Bewegungsablauf. Dagegen muss bei einer geringen Kraft im Schulterbereich der Bewegungsablauf akkurat ausgeführt werden, da jede Abweichung zum Scheitern der Bewegung führt.
- Im Umkehrschluss besteht darin die Gefahr, dass bei größerer Kraft die Bewegung ungenau erlernt wird. Das Bewegungsziel kann dann auf vielfältige Art und Weise erreicht werden. Dies kann zum Beispiel beim Gerätturnen zu Problemen führen, wenn Bewegungsregeln zu beachten sind.
- Eine dynamisch durchgeführte Hüftstreckung kann sich kontraproduktiv auf die Bewegung auswirken. In der Simulation lässt sich feststellen, dass die Variabilität der Schulteraktion abnimmt, sobald größere Momente im Hüft-

bereich eingesetzt werden. Ebenfalls nimmt die Anzahl der gefundenen Lösungen bei einem geringeren Schultermoment ab, sobald das Hüftmoment und damit die Dynamik der aktiven Hüftstreckung zunimmt.

- Die aktive Hüftstreckung ist jedoch bei einer sehr geringen Kraft im Schulterbereich notwendig, damit der Kippaufschwung überhaupt gelingt. Dies hängt mit der oben vorgestellten funktionellen Belegung der Aktion „aktive Hüftstreckung“ zusammen. Nur wenn der KSP nicht zu weit absinkt, kann die Kraft ausreichen, um die notwendige Hubarbeit zu leisten. Zusätzlich wird das Verkleinern des Arm-Rumpf-Winkels erleichtert, weil nicht zusätzlich eine Kraft für das Öffnen der Hüfte von der Schulterpartie aufzubringen ist.

Diese Schlüsse ermöglichen eine intensive Auseinandersetzung mit der Struktur der Bewegung „Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck“. Diese intensive Auseinandersetzung wurde dadurch ermöglicht, dass die Suche nach Bewegungsvariationen aus der unendlichen Vielzahl von möglichen Bewegungen der Modellturnerin am Reck systematisch mit den Hilfsmitteln der Informatik erfolgte. Anhand der gefundenen Lösungen konnten die Bewegungen dann analysiert werden.

Gewisse Modifikationen und notwendige, aber im Sinne einer Modellbildung „legitime“ Vereinfachungen gegenüber dem menschlichen Original mussten durchgeführt werden (vgl. auch Kapitel 3.2.3). Diese müssen noch einmal kritisch reflektiert werden. Wie schon erwähnt, wurden die Körperteile des Hanavanmodells approximiert (vgl. Kapitel 4.5). So wurden zum Beispiel die einzelnen Körperteile durch Quader bzw. Kugeln dargestellt. Zusätzlich wurden die Beine nicht aufgeteilt modelliert, sondern Ober- und Unterschenkel bestehen jeweils aus einem Quader mit der entsprechenden Masse. Die Auswirkung dieser Vereinfachung ist zu vernachlässigen, da nach den Konventionen im Turnen ein Öffnen, bzw. ein Beugen der Beine nicht vorgesehen ist.

Weiterhin wurden keine Muskelmodelle in das Modell eingebaut. Diese sind für das Untersuchungsobjekt nicht relevant, da nicht der Einsatz einzelner Muskelgruppen diskutiert wird, sondern lediglich die Aktion der einzelnen Gelenke von Interesse ist.

Eine Vereinfachung stellt auch die Modellierung der Arme und die Verbindung der Arme zur Reckstange dar. In dem vorliegenden Modell sind die Handgelenke und auch die Kontaktstellen zwischen Händen und Reckstange nicht modelliert. In der Praxis wird das Umsetzen im Handgelenk aber als wichtig angesehen (vgl. zum Beispiel Göhner

1987, S. 158). Der Turnende belässt in der Regel während des Rückschwungs die Hände in der Hangposition und muss diese dann zur Stützposition umsetzen. Dieser Zeitpunkt wird bei diesem Modell nicht berücksichtigt. Es ist davon auszugehen, dass die Vereinfachung des Modells ohne Handgelenke die Aktionen in Hüft und Schulterbereich nicht beeinflusst. Lediglich die fehlende Kontaktmodellierung zwischen den Händen und Reckstange wirkt sich insofern aus, dass durch das Ausbleiben der Reibung der Kippaufschwung mit einer geringeren Aufschwunghöhe und auch mit geringeren Momenten in den Gelenken geturnt werden kann.

Ebenfalls fehlt die Möglichkeit der Beugung im Ellenbogengelenk. Eine Beugung im Ellenbogengelenk wird in der Praxis genutzt, um nicht ganz so hoch in den gestreckten Stütz, sondern in eine leichte Beugestellung turnen zu können. Die Konventionen im Turnen sehen kein Beugen im Ellenbogen vor, so dass diese Vereinfachung legitim ist. Weitere Ungenauigkeiten können sich aufgrund der notwendigen Approximation der verwendeten Berechnungsverfahren ergeben (vgl. Anhang C). Zum Beispiel sind die Höhen und der Wirkungszeitraum der einzelnen Momente von den anthropometrischen Voraussetzungen und daher auch individuell von der jeweiligen Sportlerin abhängig. Die Vereinfachung der Momentbildung über einen kubischen Spline ist jedoch notwendig, um die Anzahl der Dimensionen des Suchraumes zu beschränken. Es ist davon auszugehen, dass die grundsätzlichen Aussagen zur Bewegung des Kippaufschwungs durch diese Vereinfachungen nicht beeinflusst werden.

Insgesamt wurde der angestrebte Modellzweck, mit dem MKS-Modells einer Reckturnerin eine Optimierungsanalyse durchführen zu können, erreicht.

5 Optimierungsanalyse am Beispiel einer Gliederkettenbewegung (beidhändiger Weitwurf eines Balles über den Kopf)

Als zweites Beispiel einer Optimierungsanalyse wird die sportliche Bewegung „beidhändiger Weitwurf eines Balls über den Kopf“ untersucht. Er entspricht in der Form ungefähr dem Einwurf beim Fußball. Wie im vorangegangenen Kapitel werden mit Hilfe der Fachliteratur Fragen aufgearbeitet, die durch die Analyse der Bewegung mit den Optimierungsalgorithmen beantwortet werden sollen.

5.1 Problemstellung

In diesem Kapitel wird der beidhändige (Weit-) Wurf über den Kopf untersucht (vgl. Abbildung 55).

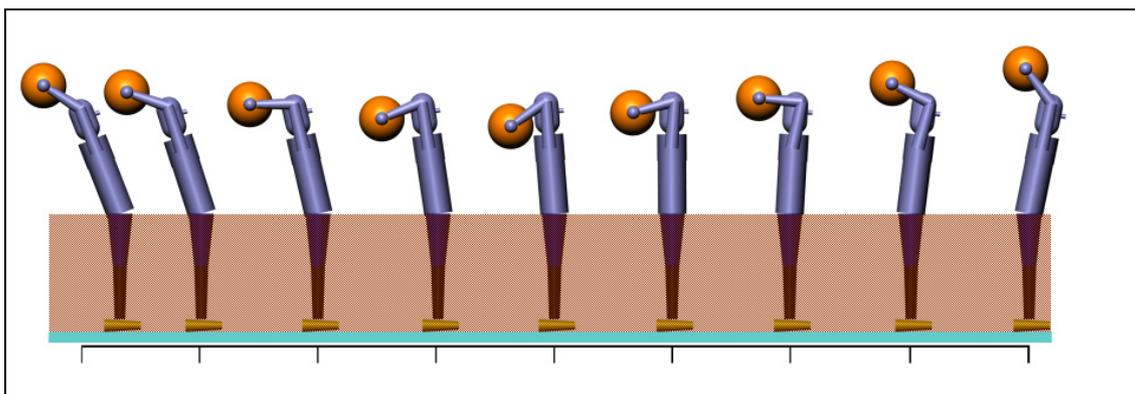


Abbildung 55: Bildreihe eines (simulierten) beidhändigen Wurfes über den Kopf.

Dass diese Bewegung ausgewählt wurde, hat vor allem drei Gründe:

- Die Struktur dieser Bewegung wird in der Fachliteratur kontrovers diskutiert und wirft daher viele Fragen auf (vgl. S. 118 ff.).
- Die Bewegung kann sporttypisch als resultatorientierte Bewegung auf größte Weite ausgeführt werden, so dass die Zielausrichtung unproblematisch definierbar ist.
- Die Bewegung findet überwiegend in der Sagittalebene statt und kann daher im Gegensatz zu anderen Bewegungen ohne größere Transferverluste zweidimensional dargestellt werden. Zum Beispiel kommen bei allen anderen Würfen (Schlagwurf beim Handball, Speerwurf etc.) vermehrt Rotationen der Glieder um die Körperlängsachse vor. Eine zweidimensionale Betrachtung

tung dieser Rotationswürfe würde zu Informationsverlusten führen, die sich auf die Auswertung auswirken können.

In diesem Kapitel (Kapitel 5) gilt es zu klären, welche Bewegungen zum Lösen der Bewegungsaufgabe „maximale Wurfweite“ geeignet sind und aus Sicht der Biomechanik in Frage kommen. In einem ersten Schritt wird dazu die Relevanz des Untersuchungsgegenstandes für die Sportwissenschaft beschrieben. Hierzu werden unter anderem unterschiedliche Aussagen der Fachliteratur aufgearbeitet und erörtert. Es wird des Weiteren ein Mehrkörpersystem-Modell – ein Modellwerfer – erstellt und mit ihm eine Optimierungsanalyse durchgeführt.

Im Verlauf der Analyse wird die Frage aufgeworfen, ob die bisher übliche Praxis bei der Bewertung dieser und ähnlicher Bewegungen zweckmäßig ist. Dieser Frage wird in Kapitel 6 mittels einer Theorieabhandlung nachgegangen.

Mechanisch betrachtet lässt sich die Bewegungsaufgabe der maximalen Wurfweite rechnerisch lösen. Die Flugbahn eines Projektils (in diesem Fall des Balls) unter Einfluss der Gewichtskraft der Erde ist eine Parabel zweiten Grades. Für sie ist die Weite W des Wurfes unter Vernachlässigung der Luftreibung im idealen Fall von der Abwurfstelle bis zum Auftreffen berechenbar aus der Gleichung:

$$W = \frac{v_{\tan}^2 \cdot \cos \alpha}{g} \cdot \left[\sin \alpha + \sqrt{\sin^2 \alpha + \frac{2 \cdot h \cdot g}{v_{\tan}^2}} \right] \quad 6.1$$

mit v_{\tan} : tangentielle Abwurfgeschwindigkeit

α : Abwurfwinkel

h : Abwurfhöhe

und g : Erdbeschleunigung

Unter Vernachlässigung der Abwurfhöhe reduziert sich die Komplexität der Gleichung auf:

$$W = \frac{v_{\tan}^2}{g} \cdot \sin(2\alpha). \quad 6.2$$

Aus Gleichung 6.1 und 6.2 wird ersichtlich, dass vor allem die Abwurfgeschwindigkeit des Balles durch das quadratische Auftreten in der Formel einen entscheidenden Einfluss auf die Weite des Wurfes hat. Zur Weitenmaximierung muss daher v_{\tan} maximiert werden, während der Abwurfwinkel in diesem Moment optimal sein muss. Der optima-

le Abwurfwinkel nach Gleichung 6.2 beträgt beim schiefen Wurf $\alpha = 45^\circ$. Dieser reduziert sich leicht, wenn der Einfluss der Höhe mit beachtet wird (vgl. Gleichung 6.1).

5.2 Modellbildung als Hilfsmittel zur Klärung der Bewegungsstruktur von Würfeln

Diese sehr einfache, aus rein mechanischer Betrachtung abgeleitete Formulierung der Bewegungsstruktur – maximale (Abwurf-) Geschwindigkeit beim optimalen Abwurfwinkel erzielt die maximale Wurfweite – relativiert sich aufgrund von zu beachtenden „Bewegereigenschaften“ des Werfers. Der Grund ist darin zu suchen, dass der mechanisch als optimal angesehene Abwurfwinkel in der Realität nicht unbedingt mit höchster Wurfgeschwindigkeit erreicht werden kann und dies zu nicht trivialen Aussagen über die Bewegungsstruktur des Weitwurfes führt.

Eine Lösung der Problemstellung wird über die Verwendung verschiedener Modelle angestrebt. Es wird versucht, den Werfer so auf mechanische Modelle zu reduzieren, dass Aussagen zur weitesten Wurfbewegung möglich werden. Von Interesse ist bei diesen Modellen die Fragestellung, wie die höchste Geschwindigkeit am äußersten Körperteil erreicht werden kann, wenn mehrere Teilkörper an der Bewegungsgestaltung beteiligt sind. Es geht im Prinzip um die Frage, wie die Koordination der Teilbewegungen auszusehen hat, um eine maximale Geschwindigkeit am äußersten (freien) Punkt zu erreichen.

Modelle, die solche Bewegungen abbilden sollen, müssen dabei so konstruiert werden, dass sie das Verhalten einer kinematischen Kette repräsentieren. Eine kinematische Kette ist eine Struktur aus Segmenten mit bestimmten Masse- und Trägheitsparametern, die mit Gelenken verbundenen sind. Durch die gelenkigen Verbindungen werden die Rotations- und Translationsfreiheitsgrade der einzelnen Glieder reduziert (vgl. Kapitel 3.2). Von einer kinematischen Kette wird deswegen gesprochen, weil die Bewegung eines Gliedes durch die gelenkige Verbindung die Bewegung des benachbarten Gliedes beeinflusst. Wird zum Beispiel beim Wurf der Oberarm bewegt, so wirkt sich dies in der Regel auf die Position des Unterarmes aus. Bei der Bewegung des Unterarmes wird die Position der Hand beeinflusst. Man kann deshalb durchaus von einer hierarchischen Struktur der Glieder einer Gliederkette sprechen.

Das Beispiel des Wurfes fällt unter die Topologie der offenen Ketten (vgl. Abbildung 56). Bei der offenen kinematischen Kette ist ein Ende an einem Referenzobjekt befe-

tigt, während das andere Ende frei bewegt werden kann. Die Verbindung kann dabei unterschiedlich sein. So sind zum Beispiel beim Kippaufschwung die Hände mit der Reckstange verbunden und die Beine können sich frei bewegen (vgl. S. 43). Beim hier betrachteten Standwurf ist dagegen durch die stehende Position der Fuß (über die Schwerkraft) mit dem Boden (und damit mit der großen Masse Erde) verbunden, während sich die Hand frei bewegen kann. Dazwischen befinden sich die anderen, über Gelenke verbundenen Segmente (Unterschenkel, Oberschenkel, Rumpf, Oberarm, Unterarm). Die hierarchische Struktur ist dementsprechend von unten nach oben zu sehen. Die Bewegung des mit dem Referenzpunkt verbundenen Gliedes (das proximal gelegene Glied) beeinflusst die Bewegung der weiter entfernt liegenden Glieder (den distal gelegenen Glieder).

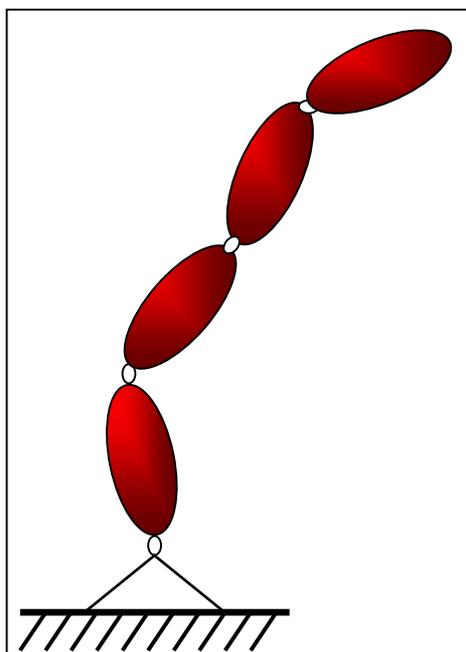


Abbildung 56: Beispiel einer offenen kinematischen Kette.

In der Fachliteratur wurden und werden diese Bewegungen mit dem Bewegungsziel „*endpunktorientierte Geschwindigkeitsmaximierung*“ (des distalen Gliedes einer Gliederketten) mit verschiedenen Methoden intensiv untersucht und kontrovers erklärt (siehe unten).

Was macht die Analyse der beschriebenen Gliederkettenbewegungen so attraktiv und gleichzeitig so schwierig? Die Erklärung findet sich darin, dass das Phänomen der Bewegung des mechanischen Systems „kinematische Gliederkette“ äußerst komplex ist. Wird die kinematische Kette zum Beispiel als mehrgliedriges physikalisches Pendel dargestellt, kann kein eindeutiger Zusammenhang zwischen Ursache und Wirkung hergestellt werden, da das System ein chaotisches Verhalten zeigt (vgl. zum Beispiel

gestellt werden, da das System ein chaotisches Verhalten zeigt (vgl. zum Beispiel Bergmann & Schaefer, 1998, S. 640; Demtröder, 1998, S. 397 ff; Greiner, 1998, S. 449 ff; Sust, 1996, S. 206). Es ist verbunden mit der verblüffenden Erkenntnis, dass das System der Bewegungsgleichungen des physikalischen Pendels für mehr als zwei Körper im allgemeinen nicht in geschlossener Form lösbar ist. Deshalb können die Bewegungsgleichungen lediglich numerisch gelöst werden. Eine grundsätzliche Aussage zur Optimalbewegung von Gliederketten ist aus diesem Grund nicht möglich. Die Aussagen, wie die optimale sportliche Bewegung der kinematischen Kette auszusehen hat und von welchen Parametern sie abhängt, fallen entsprechend unterschiedlich aus.

Die Unsicherheit, die über das optimale zeitliche Zusammenwirken einzelner Glieder der Gliederkette besteht, zeigt sich am Beispiel der Entwicklung des Prinzips der zeitlichen Koordination von Einzelimpulsen von Hochmuth (1967, S. 197 und 1982, S. 172 - 183). In einem einfachen Modell, das zur Erklärung der (Wurf-) Bewegung dient, wird der Beweger aus zwei Körpern, die mit zwei hintereinander geschalteten Druckfedern verbunden sind, modelliert. In der Erstfassung des Prinzips (Prinzip der Koordination von Teilimpulsen) ist noch die Rede davon, dass das distale Glied (und damit auch das Wurfobjekt) dann die höchste Geschwindigkeit erreicht, wenn alle an der Beschleunigung beteiligten Glieder gleichzeitig das Geschwindigkeitsmaximum erreichen (Hochmuth, 1967, S. 197; vgl. Abbildung 57). Nach verschiedenen Hinweisen für die Sportpraxis (z.B. Gutewort, 1967, S. 359 – 374) und Berechnungen mechanischer Modelle (z.B. Tutjowitsch, 1978, S. 14 - 26) überarbeitete Hochmuth diese Schlussfolgerung. Dabei ergab sich, dass die Geschwindigkeit des distalen Segmentes dann maximal ist, wenn sich die Geschwindigkeitsmaxima sukzessive vom proximalen zum distalen Glied weiterleiten. Dieses Weiterleiten wird in der Fachliteratur „Prinzip der zeitlichen Koordination von Einzelimpulsen“, „kinetic link principle“ oder auch „summation of speed principle“ genannt (vgl. Abbildung 58).

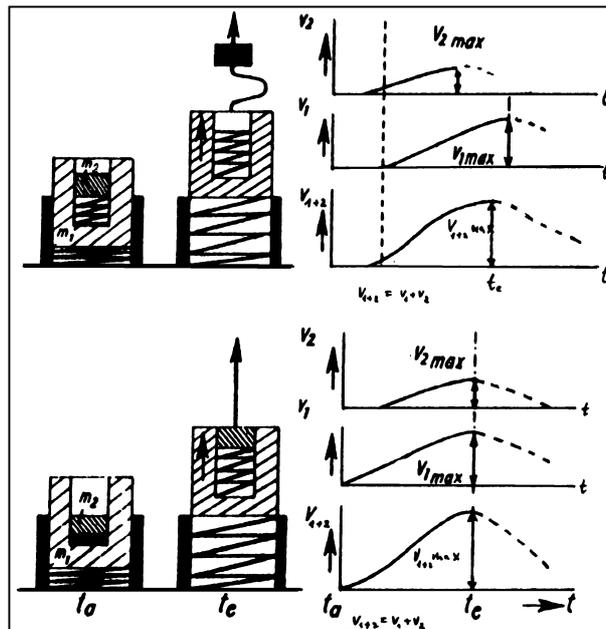


Abbildung 57: Modell zur Verdeutlichung (der Erstfassung) der Koordination von Teilimpulsen, um mit mehreren Teilkörpern eine hohe endpunktorientierte Geschwindigkeit zu erhalten (Hochmuth, 1967, S. 199). In der oberen Abbildung erreichen die Teilkörper nicht gleichzeitig die höchste Geschwindigkeit. Dadurch fällt die Geschwindigkeit des kleinen Körpers geringer aus.

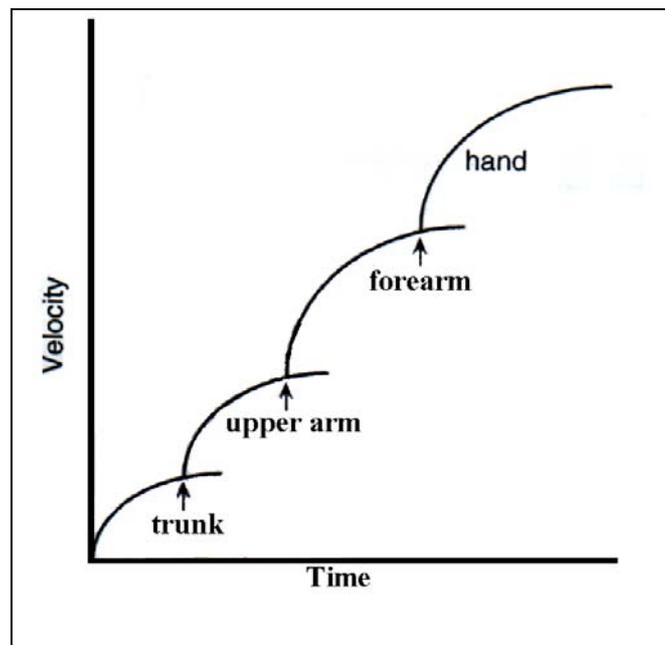


Abbildung 58: Eine stark vereinfachte schematische Darstellung des „the summation of speed principle“. Darin beginnen die einzelnen Glieder sukzessiv mit der Beschleunigung von proximal (trunk) bis zum distalen Glied (hand). Aus: Abernethy, Kippers, Mackinnon, Neal, Hanrahan, 1997, S. 171).

Die drei genannten Prinzipien sagen im Allgemeinen aus, dass eine sukzessive Beschleunigung zum (Wurf-) Objekt hin stattfinden soll. Das heißt im Einzelnen, wenn ein

Endglied einer offenen kinematischen Kette auf höchste Geschwindigkeit gebracht werden soll,

- dass das vom Wurfobjekt am weitesten entfernte (in der Regel mit einer höheren Masse) proximale Glied mit der Bewegung beginnen muss und
- dass die weiteren Glieder nacheinander in die gewünschte Bewegungsrichtung auf eine hohe Geschwindigkeit gebracht werden müssen (vgl. Abbildung 58). Dabei sollen die distalen Glieder dann mit der Bewegung beginnen, wenn das direkt benachbarte proximale Glied eine hohe oder die maximale Geschwindigkeit erreicht hat.

Weitere Modelle versuchen diese Prinzipien darzustellen. Sehr gut eignen sich wie im Beispiel von Abbildung 57 serielle Federgebilde.

So wird im weiteren Modell der Bewegungen ebenfalls als serielle Federgebilde dargestellt (vgl. Abbildung 59). Die verschiedenen Kombinationen des Federeinsatzes werden jedoch in diesem Modell berechnet. Die Feder zwischen der Muskulatur der Wand „a“ und Masse m_1 entspricht der Beinmuskulatur. Die Feder zwischen m_1 und m_2 repräsentiert die Muskelgruppe des Rumpfes und die rechte Feder die der Armmuskulatur.

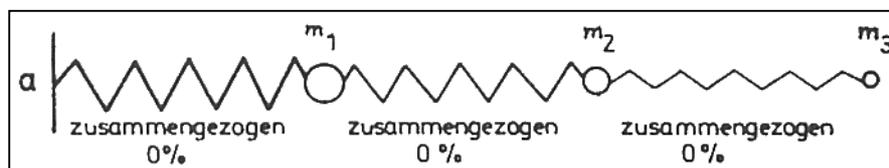


Abbildung 59: Modell zur Muskelarbeit eines Werfers (Tutjowitsch, 1978, S. 68).

Die Teilmassen sind so gewählt, dass sie den Massenverhältnissen des Körpers entsprechen. Es werden verschiedene Möglichkeiten der horizontalen Bewegung der Federn betrachtet. Jene Bewegung, bei der sich alle Federn gleichzeitig entspannen (völlig parallele Variante), die bei der die Entspannung nacheinander stattfindet (völlig sukzessive Variante) und alle Mischformen aus beiden. Außerdem werden in der Analyse die Muskeleigenschaft der Kraftentwicklung durch Vordehnung und Erregung beachtet. Die Ergebnisse der Berechnungen stützen die, überwiegend auf Beobachtungen basierenden Aussagen der Prinzipien zur endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung (vgl. oben, S. 117):

- Es ist optimal, „wenn die Reihenfolge im Antrieb jeder Masse eingehalten wird, wobei mit der größten Masse begonnen werden muss“ (Tutjowitsch, 1978, S. 21).

- Die höchste Endgeschwindigkeit der Masse m_3 wird erreicht, wenn der Antrieb der nächsten Masse erst dann beginnt, nachdem die Geschwindigkeit der vorangehenden Masse ihr Maximum erreicht hat.
- Die Masse m_3 erhält dann die höchste Endgeschwindigkeit, „wenn die Kraft einer Feder in dem Moment einsetzt, in dem die Kraft der vorangehenden gleich Null wird“ (vgl. Tutjowitsch, 1978, S. 22).

Trotz dieser Aussagen, die auf mechanischen Berechnungen von schwingungsfähigen Systemen ruhen, ist die Bewegungsstruktur, wie sich in folgender Übersicht der Fachliteratur herausstellt, noch nicht geklärt. Ein Grund dafür können die fehlenden Rotationen bei den schwingungsfähigen Systemen darstellen. Unter verschiedenen Fragestellungen werden daher die unterschiedlichen Aussagen zum Thema „endpunktorientierte Geschwindigkeitsmaximierung“ in der sportwissenschaftlichen Literatur diskutiert.

5.2.1 Wie hat die Bewegung von Gliederketten zu erfolgen, wenn sie das Bewegungsziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung verfolgen?

Wie oben beschrieben, werden verschiedene deterministische Formulierungen von mechanischen Systemen einer Gliederkettenbewegung entwickelt. Um Lösungen des komplexen Systems zu erhalten, werden entweder durch verschiedene Vereinfachungen und Einschränkungen die Anzahl der unbekanntenen Variablen so reduziert, dass das Gleichungssystem nicht mehr unterbestimmt ist oder die Lösungen werden numerisch ermittelt.

Nach mechanischen Berechnungen des oben beschriebenen dreigliedrigen Feder-Massen-Systems ist als optimale Bedingung für eine maximale Geschwindigkeit des letzten Gliedes anzusehen, wenn „die Reihenfolge im Antrieb jeder Masse eingehalten wird, wobei mit der größten Masse begonnen werden muß“ und „der Antrieb der letzten Masse dann beginnt, wenn die Geschwindigkeit der vorangehenden Masse ihr Maximum erreicht hat“ (Tutjowitsch, 1978, S. 21; vgl. Abbildung 59).

Eine weitere Aussage zur optimalen Bewegung trifft Zatsiorsky (1998, S. 163 und S. 219) unter Verwendung von Methoden der theoretischen Mechanik. So wird die höchste Geschwindigkeit des distalen Gliedes dann erreicht, wenn alle beteiligten Gelenke vollständig gestreckt sind. Der Autor setzt für seine Berechnungen voraus, dass die Kraft über alle Winkelstellungen gleich wirken kann und dass die maximale Winkelgeschwindigkeit der Gelenke bis an ihren Bewegungsspielraum anhalten kann. Werden biomechanische Voraussetzungen beachtet, relativieren sich diese Vorgaben, es muss

vom Bewegter ein Kompromiss gefunden werden. Einerseits müssen über geeignete Körperpositionen maximale Winkelgeschwindigkeiten erreicht werden, andererseits müssen die Gelenkstellungen einen maximalen Transfer der Winkelgeschwindigkeit in die lineare Geschwindigkeit ermöglichen (vgl. Zatsiorsky, 1998, S. 219). Die Ergebnisse von Zatsiorsky bedeuten letztendlich, dass das Bewegungsmuster sowohl von Rahmenbedingungen (zum Beispiel der Länge des möglichen Beschleunigungsweges oder auch der Masse des zu beschleunigenden Objektes) als auch von anthropometrischen Voraussetzungen (zum Beispiel die Längen- und Massenverhältnisse der Teilmglieder) abhängen muss. Aus diesem Grund müssten die Bewegungsmuster interindividuell und intraindividuell unterschiedlich ausfallen.

Diese Aussage wird von verschiedenen Veröffentlichungen gestützt. So treten zum Beispiel beim Einwurf im Fußball große individuelle Unterschiede im Gelenkwinkelverlauf verschiedener Werfer auf (vgl. Kollath & Schwirtz, 1988, S. 466).

Auch andere Autoren teilen dieses Ergebnis: „There is only one optimal technique for any particular thrower but it varies considerably between individuals“ (Best, Bartlett & Morriss, 1993, S. 324).

Die Bewegungsstruktur bei der Untersuchung von Neal (1991, S. 5) an chinesischen Tischtennisexperten läßt weder beim Schmetterschlag noch beim Tischtennis-Loop die charakteristische proximal zu distal Sequenz erkennen (vgl. Abbildung 60).

Desweiteren gibt auch Hinweise zu erheblichen Unterschieden in der Kinematik zwischen Standwürfen und Würfen mit Anlauf beim Speerwurf (vgl. Menzel, 1990, S. 255).

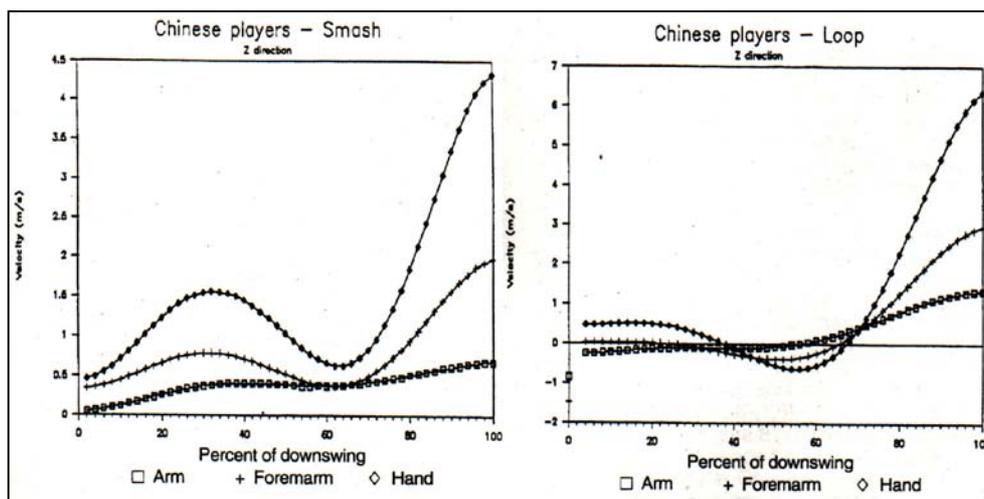


Abbildung 60: Tischtennis Smash, ausgeführt von Experten. Die Bewegungsstruktur der summation of speed principle ist nicht ersichtlich (aus Neal, 1991, S. 5).

Dagegen werden in verschiedenen Wurfbewegungen die typischen Bewegungsmuster von Abbildung 61 und Abbildung 62 beschrieben (z.B. Bartlett, Mueller, Lindinger, Brunner & Morriss, 1996 S. 68; Heise, 1994, S. 365; Menzel, 1986a, S. 142-147; Menzel 1992, S. 115; Zatsiorsky, 2002, S. 426).

Weiterhin zeigen sich bei der Simulation von Abschlägen beim Golf die höchsten Geschwindigkeiten am Schlägerkopf dann, wenn die muskuläre Aktivierung von proximal nach distal erfolgt (vgl. Sprigings & Neal, 2000, S. 364)

Nicht immer muss die Geschwindigkeit der Glieder sukzessive von proximal nach distal erhöht werden. Zum Beispiel sind bei der Simulation von Standhochsprüngen mit der Zielsetzung einer maximalen Absprunggeschwindigkeit zwar die Reihenfolge der Segmente von proximal zu distal zu sehen, die Gelenke erreichen jedoch dann „fast gleichzeitig ihre maximale Geschwindigkeit, die danach schnell abfällt“ (Widmayer, 1995, S. 67).

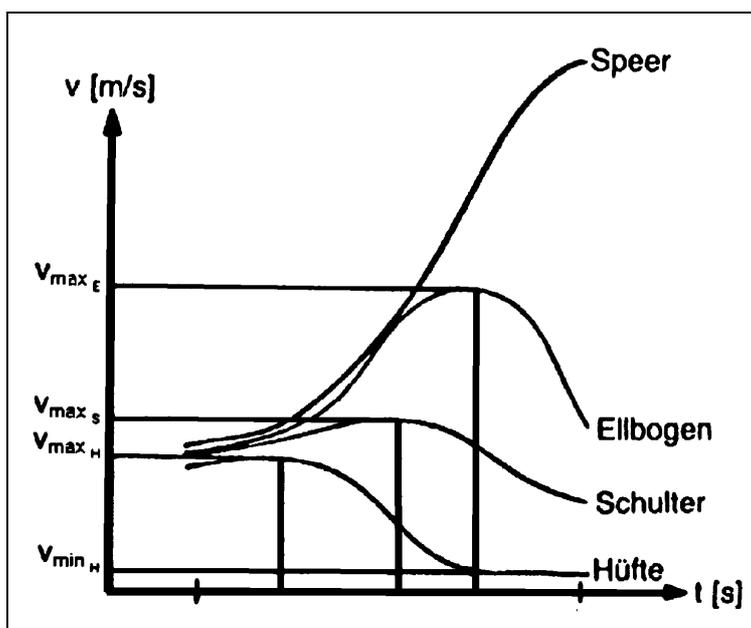


Abbildung 61: Zeitliche Verläufe der Geschwindigkeit des Speeres und anatomischer Kennpunkte beim Speerwurf (Menzel, 1992, S. 116).

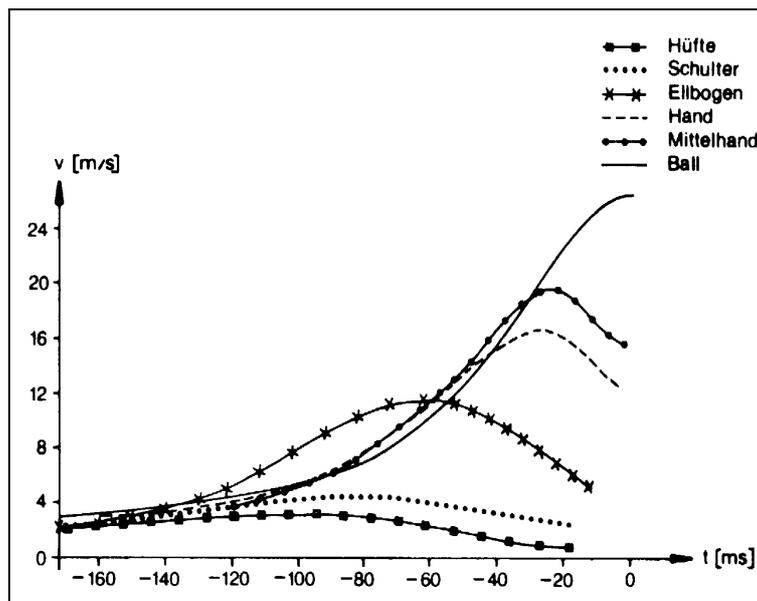


Abbildung 62: Zeitliche Verläufe der Geschwindigkeit des Balles und anatomischer Kennpunkte beim Schlagwurf (Müller, Kornexl & Menzel, 1992, S. 53).

Wie oben dargestellt, kann die Frage nach der optimalen Bewegungsstruktur für maximale Geschwindigkeiten am distalen Glied nicht allgemein beantwortet werden. Deshalb wird versucht, mit differenzierteren Fragestellungen dem nachzugehen und dadurch der zielabhängigen Funktionsweise der Gliederkettenbewegungen auf die Spur zu kommen.

5.2.2 Ist die „prinzipiengetreue“ Bewegungsklassifizierung abhängig von der Leistungsklasse der Werfer?

Einen interessanten Aspekt zum kinetic link principle zeigt Southard auf (1998, S. 355–367). In seiner Untersuchung stellt der Autor fest, dass das Bewegungsmuster (throwing pattern) bei verschiedenen Leistungsklassen der Werfer von den Teilmassen der Glieder und der Abwurfgeschwindigkeit abhängt. So reagieren Werfer von niedrigem Niveau (1) sensibler auf die Änderungen der genannten Parameter als höherklassige Werfer (2). Bei Werferklasse (1) sind die proximal zu distal Verzögerungen weniger ausgeprägt als bei Werferklasse (2). Bei beiden Werferklassen verändern sich jedoch die Bewegungsmuster immer dann, wenn die Abwurfgeschwindigkeit maximal wird. Zusätzlich stellt er fest, dass eine größere Masse, die zusätzlich am Oberarm befestigt wird, eine größere Geschwindigkeit der Hand zur Folge hat.

Abernethy et al. (1997, S. 171) zitiert aus Studien, dass erfahrene Golfspieler beim Golfschlag ein ausgeprägteres und stabileres Muster der summation of speed principle gegenüber Anfängern zeigen.

Dagegen zeigt sich kein Unterschied in der Untersuchung der Bewegungsstruktur bei drei unterschiedlichen Leistungsgruppen (Elite, Club und Anfänger) im Speerwurf (vgl. Bartlett et al., 1996, S. 86). Das Bewegungsmuster entspricht hier ebenfalls der summation of speed principle. Lediglich die Segmentgeschwindigkeiten der guten Werfer fallen höher aus.

5.2.3 Ist die „prinzipiengetreue“ Bewegungsausführung abhängig von der zu bewegenden Masse?

Zu dieser Fragestellung gibt es verschiedene Untersuchungen mit dem Vergleich von Würfeln bei unterschiedlichen Wurfmassen. Dahinter stehen die Aussagen zur Sportpraxis, dass Bewegungstereotypen durch ein Training mit unterschiedlich schweren Wurfobjekten vermieden oder überwunden werden können (vgl. zum Beispiel Frey & Hildenbrandt, 2002, S. 108). Bei den sogenannten Bewegungstereotypen handelt es sich um Bewegungsausführungen, die in ihrem zeitlichen Ablauf nicht veränderbar sind und dadurch trotz zum Beispiel zunehmender Kraftwerte (durch Krafttraining etc.), keine höheren Abwurfgeschwindigkeiten erreicht werden können. Dies wird auch Schnelligkeits- oder Geschwindigkeitsbarriere genannt (vgl. Frey & Hildenbrandt, 2002, S. 108). Wenn unterschiedlich große Massen einen Einfluss auf die Bewegungsstruktur haben, könnte dadurch diese Geschwindigkeitsbarriere aufgebrochen werden.

Nach Koch (1985, S. 135) läuft die Bewegung bei einem Wurf mit einem 1 kg Ball im Vergleich zu einem Wurf mit einem 0.8 kg- und 0.6 kg-Speer langsamer ab. Dagegen findet er keine signifikanten Unterschiede in der Bewegungsstruktur beim Wurf der beiden verschiedenen Speeren.

In der Untersuchung von Menzel (1990, S. 255) weisen Underloadwürfe „nur geringe Unterschiede in der kinematischen Struktur im Vergleich zu den Wettkampfwürfen“ auf.

Ebenfalls ist die Bewegungsstruktur nach der summation of speed principle einer mehrgliedrigen Armbewegung bei Wilson, Howick & Putnam (1989, Nr. 351) unabhängig von den zu bewegenden Massen.

Dagegen führt eine Untersuchung an: „There was a differential effect of ball weight on throwing performance“ (Neal, Snyder & Kroonenberg, 1991, S. 672). Die Verfasser merken auch in Bezug auf verschiedene Untersuchungen an, dass es eventuell eine Relation zwischen der Höhe der Massen und der Veränderung des Bewegungsmusters gibt. So müssten bei einer großen Masse alle Geschwindigkeitspeaks der Teilmglieder

gleichzeitig ihr Maximum erreichen (zum Beispiel ein Schlusssprung aus der Hocke). Bei kleineren Massen dagegen (z.B. beim Wurf eines Balles) ist die proximal-zu-distal Sequenz zu sehen ist (Neal et al., 1991, S. 655). Insofern zeigt sich bei Wüfren mit unterschiedlichen Masse (und damit veränderten Rahmenbedingungen), „... that different principles may apply to different throwers and that the summation of speed principle should not be applied universally to explain segment motion and interaction“ (Neal et al., 1991, S. 653).

Müller (1982, S. 142-147) verglich Handballwürfe mit verschiedenen Ballmassen von 0.5 kg und 0.8 kg. „Beim Wurf mit dem Wettspielball ist zeitlich ein deutliches nacheinander der Geschwindigkeitsmaxima aller untersuchten Kennpunkte gegeben. Dies ist beim Wurf mit dem schwereren Trainingsball nicht bei allen Punkten so, da Schulter und Ellbogen annähernd zur gleichen Zeit ihre Geschwindigkeitsmaxima erreichen“ (Müller, 1982, S. 317).

5.2.4 Ist die „prinzipiengetreue“ Bewegungsausführung geprägt von einem aktiven Stoppvorgang der proximalen Glieder?

Die Betrachtung von zeitlichen Verläufen anatomischer Kennpunkte bei Gliederkettenbewegungen zeigt oftmals ein Abbremsen des proximalen Gelenkes, während das distale Gelenk beschleunigt wird. Es stellt sich nun die Frage, ob dieses Abbremsen durch eine aktive Handlung des Bewegers zustande kommt (die Sportpraxis spricht hier von einem „Blockieren“) oder ob dies durch eine Krafrückwirkung innerhalb der kinematischen Kette verursacht wird, während das distale Glied beschleunigt wird. Diese Fragestellung hat ihre Relevanz, da bei einem aktiven Stopp oder Blockieren des proximalen Gliedes die Bewegungsausführung gegenüber einem Beschleunigen des distalen Gliedes anders erfolgen muss.

Zum Beispiel fällt beim Torschuss im Hockey die Geschwindigkeit des Balls zum Zeitpunkt des Schlags niedriger aus, wenn die Teiglieder weniger stark abgebremst werden (vgl. Kollath, 1989, S. 6-8).

Menzel (1986b, S. 93) beschreibt in einer anderen Veröffentlichung, dass eine Korrelation zwischen der maximalen Geschwindigkeit des Ellenbogens und der Abwurfgeschwindigkeit des Speeres von $r = 0.78$ besteht und darüber hinaus eine Korrelation zwischen der maximalen Ellenbogengeschwindigkeit und der Reduktion der Hüftgeschwindigkeit $r = 0.76$ besteht. Dies deutet auf einen Gewinn hin, wenn das proximale Gelenk abgebremst wird.

Beim Golfabschlag wurde die optimale Leistung dann erreicht, wenn der Rumpf sich aktiv gegen die eigentliche Richtung des Schlages bewegte (vgl. Sprigings & Neal, 2000, S. 365).

Bei Würfeln dokumentiert die Untersuchung von Neal et al. (1991, S. 661) ebenfalls ein Abbremsen von proximalen Gliedern: „When the hand is moving in the positive directions (forward or up), the arm moves in the negative directions (backward or down), and vice versa“.

Es müssen auch nicht alle beteiligten Glieder sukzessive beschleunigt und abgebremst werden. So wird zum Beispiel in einer Untersuchung beim Speerwurf festgestellt, dass die Hüfte kein entscheidender Faktor für die Geschwindigkeitsentwicklung in der kinematischen Kette darstellt (vgl. Best et al., 1993, S. 324). Bei der Betrachtung der zeitlichen Verläufe kinematischer Kennpunkte liegt der Peak der Hüfte individuell einmal vor dem Peak der Schulter, was der summation of speed principle entsprechen würde, und einmal hinter dem Peak der Schulter (vgl. Abbildung 63).

Alle genannten Untersuchungen schließen bei der Auswertung von zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen ausgewählter anatomischer Kennpunkte, dass die vorliegenden Bewegungen die Optimalbewegungen darstellen und sie folgern zugleich, dass das Abbremsen der proximalen Glieder die Voraussetzung für eine optimale Leistung darstellt. Die Praxis spricht hier, wie oben beschrieben, von einem „Blockieren“ der proximalen Glieder.

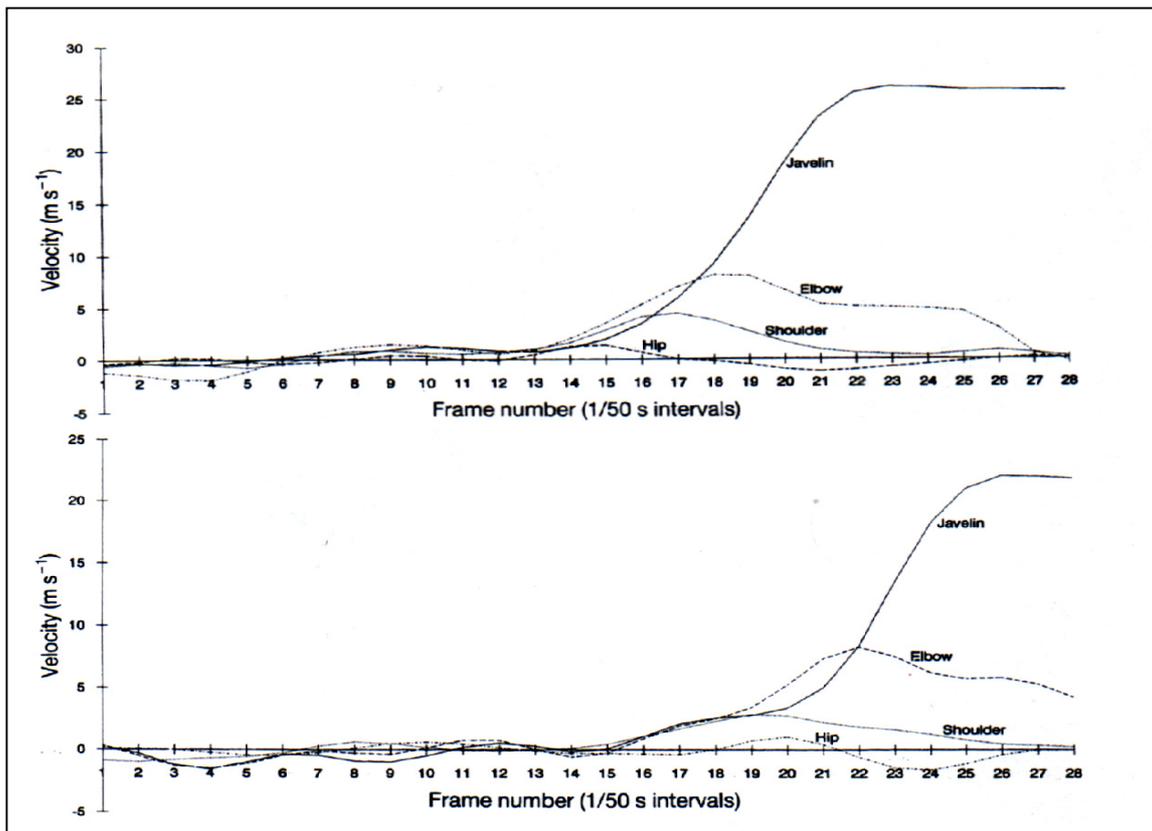


Abbildung 63: Zeitliche Verläufe der relativen Geschwindigkeit der Gelenkmittelpunkte zum Körperschwerpunkt der Werfer. Während im oberen Bild die Geschwindigkeit des Hüftgelenkes vor dem Peak des Schultergelenkes das Maximum erreicht, ist dies im unteren Bild umgekehrt. Aus: Best, Bartlett & Morriss, 1993, S. 323-324.

Es ist jedoch nicht ersichtlich, ob die Reduktion, das Blockieren, aktiv durchgeführt wird oder durch eine Rückwirkung über die Gliederkette zustande kommt. Hier helfen die drei folgenden Untersuchungen weiter.

In einer, mit einem mathematischen Modell durchgeführten Untersuchung von Baseballwürfen stellt Feltner (1989, S. 420 und S. 449) fest, dass die rasche Ellbogenextension zum Zeitpunkt des Ballabwurfes vor allem durch die entgegengesetzte Bewegung des Oberarms und des Rumpfes zustande kommt. Die Ellenbogenstreckmuskulatur ist in dieser Untersuchung an der Geschwindigkeitserhöhung kaum beteiligt. Die Ellenbogenstreckung wird in diesem Fall aber durch die Ellenbogenbeugemuskulatur abgebremst (vgl. Feltner, 1989, S. 449).

Auch in der Berechnung eines dreigliedrigen Feder-Massen-Systems wird die jeweilige proximale Masse durch die Rückwirkung der gespannten Feder abgebremst, während das distale Gelenk beschleunigt wird (vgl. Tutjowitsch, 1978, S. 14-25).

Einen interessanten Aspekt beschreibt die Untersuchung eines hohen frontalen Fußkicks im Taekwon-do (vgl. Sörensen, Zacho, Simonsen, Dyhre-Poulsen & Klausen, 1996, S. 483-495). Die Autoren gingen der Frage nach, ob das Abbremsen der proximalen Segmente bei gleichzeitiger Beschleunigung der distalen Segmente aktiv durch den Bewegter verursacht wird oder eine passive Folge der Bewegung des distalen Gelenkes ist. Weitergehend wird in der Untersuchung die Frage aufgeworfen, „whether distal segment acceleration is enhanced by proximal segment deceleration“ (Sörensen et al, 1996, S. 483). Nach der Auswertung von EMG-Signalen der beteiligten Muskelpartien und von Videoaufnahmen der Bewegung stellen die Autoren fest, dass das Abbremsen des Oberschenkels nicht aktiv durch den Bewegter geschieht, sondern eine Folge der Rückwirkung der Beschleunigung des Unterschenkels ist (Sörensen et al., 1996, S. 493). Darüber hinaus schließen sie aus den Daten, dass die Beschleunigung des distalen Gliedes nicht durch das Abbremsen des proximalen Gliedes verursacht wird: „However, the causality must be properly oriented: distal segment acceleration and velocity cause proximal segment deceleration, not vice versa“ (Sörensen et al., 1996, S. 495). Der Rückschluss aus diesem Ergebnis ist, dass das Ziel einer Gliederkettenbewegung die Aufrechterhaltung der Segmentgeschwindigkeit des proximalen Gliedes sein muss, da dann die Geschwindigkeit des distalen Segmentes noch höher ausfallen würde, „thigh deceleration, although not desirable, is unavoidable because of lower leg acceleration“ (Sörensen et al., 1996, S. 483).

In allen drei erwähnten Untersuchungen ist also ebenfalls das Abbremsen der proximalen Glieder zu erkennen. Diese heben jedoch gegenüber den zuvor vorgestellten Untersuchungen heraus, dass das Abbremsen der proximalen Glieder aufgrund der Rückwirkung innerhalb der Gliederkette zustande kommt.

5.3 Spezifische Fragestellungen

Die Aufarbeitung der Literatur hat viele Unklarheiten aufgezeigt. Im Folgenden ist zu klären, ob – wie beim Kippaufschwung – durch Optimierungsalgorithmen diese Unklarheiten bereinigt werden können (vgl. S. 42).

Nach der Betrachtung der Fachliteratur lassen sich zentrale Fragestellungen formulieren, die sich sowohl auf das Verfahren der Optimierungsanalyse, als auch auf das sportartspezifische Problem beziehen.

Die ersten drei Fragen beziehen sich auf das Verfahren der Optimierungsanalyse:

- F₁: Lässt sich ein Modell entwickeln, das bei der Anwendung von Optimierungsalgorithmen die gewünschte Bewegung des beidhändigen Wurfes über den Kopf generiert?
- F₂: Lässt sich ein Optimierungsalgorithmus finden, der für den Untersuchungsgegenstand geeignet ist?
- F₃: Welcher bewegungsanalytische Zugang ergibt sich aufgrund der Bearbeitung der Fragestellung mit Hilfe von Optimierungsalgorithmen?

Im Weiteren werden die Fragen zum sportartspezifischen Problem der Gliederkettenbewegung des beidhändigen Wurfes über den Kopf formuliert:

- F₄: Ist das Bewegungsmuster abhängig von der zu bewegenden Masse?
- F₅: Was unterscheidet die Bewegung der besten Lösung von Bewegungen submaximaler Lösungen?
- F₆: Ist das Bewegungsmuster geprägt von einem aktiven Stoppvorgang der proximalen Glieder?
- F₇: Wie hat die Bewegung von Gliederketten zu erfolgen, wenn sie das Bewegungsziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung verfolgt?
- F₈: Kann man aus der Optimierungsanalyse dieser Technik Rückschlüsse für die Methodik in der Sportpraxis ziehen?

5.4 Erstellung einer Simulationseinheit zur Betrachtung der Bewegungsaufgabe der maximale Wurfweite mit einem beidhändigen Wurf über den Kopf mit Hilfe eines Optimierungsalgorithmus

Wie im vorigen Kapitel müssen sieben Arbeitsschritte vollzogen werden, damit die Optimierungsanalyse durchgeführt werden kann (vgl. Kapitel 4.5):

- (1) *Aufbau eines experimentierfähigen MKS-Modells*
- (2) *Festlegung der Zielfunktion*
- (3) *Benennung der einschränkenden Bedingungen (constraints)*
- (4) *Festsetzung der Simulationseinstellungen der MKS-Software*
- (5) *Verknüpfung von Optimierungsalgorithmus und MKS-Modell*

-
- (6) *Codierung des Algorithmus*
 - (7) *Starten der Simulationsläufe*

Zu (1): Aufbau eines experimentierfähigen MKS-Modells

Das Hanavanmodell bildet die Grundlage für die Bildung des Körpermodells (vgl. Hanavan, 1964; Hong, 1991). Es besteht aus 15 Teigliedern, die gelenkig miteinander verbunden sind (vgl. Abbildung 64). Die Eingabedaten für das Hanavanmodell werden aus 24, an einem Menschen vermessenen Körperdaten gebildet (vgl. Hong, 1991, S. 41). Die anthropometrischen Daten zur Erstellung des Hanavanmodells sind im Anhang aufgeführt (vgl. Anhang H). Das Modell ist auf einer horizontalen Ebene mit beiden Beinen fest fixiert. Die Freiheitsgrade der „Fuß-“ und „Kniegelenke“ werden so weit eingeschränkt, dass sie wie starre Verbindungen wirken und daher keine Bewegung in ihnen mehr möglich ist. Die grundsätzliche Körperhaltung entspricht einem Wurf aus dem Stand. In realen Würfen aus dem Stand sind jedoch die Fuß- und Kniegelenke an der Bewegung beteiligt. Durch die Fixierung dieser Gelenke wird eine notwendige Reduktion der Komplexität des MKS-Modells erreicht. Erst ab dem Hüftgelenk aufwärts werden die Freiheitsgrade der Gelenke freigegeben. Der Modellwerfer hat somit sechs bewegliche Gelenke, jeweils zwei Hüft-, Schulter- und Ellenbogengelenke. Alle Gelenke sind als Scharniergelenk modelliert. Sie lassen also Flexion und Extension im funktional-anatomischen Sinne zu. Positive Momente sind dabei definitiv jene, die das Ellenbogen- Schulter- und Hüftgelenk beugen. Eine Bewegung der Handgelenke ist nicht vorgesehen. Zwischen beiden Händen des Modellwerfers ist ein Ball modelliert, der starr mit den Händen verbunden ist. Ein Loslassen des Balles ist daher nicht vorgesehen und auch nicht notwendig, da die Wurfweite, wie oben gezeigt, über die Abwurfhöhe und –geschwindigkeit, sowie den Abwurfwinkel berechnet werden kann (vgl. S. 112). Die simulierte Wurf erfolgt nach rechts. In der Ausgangsstellung befindet sich der Werfer in der in Abbildung 64 gezeigten Position, bei einer auf 30° eingestellten Hüftextension.

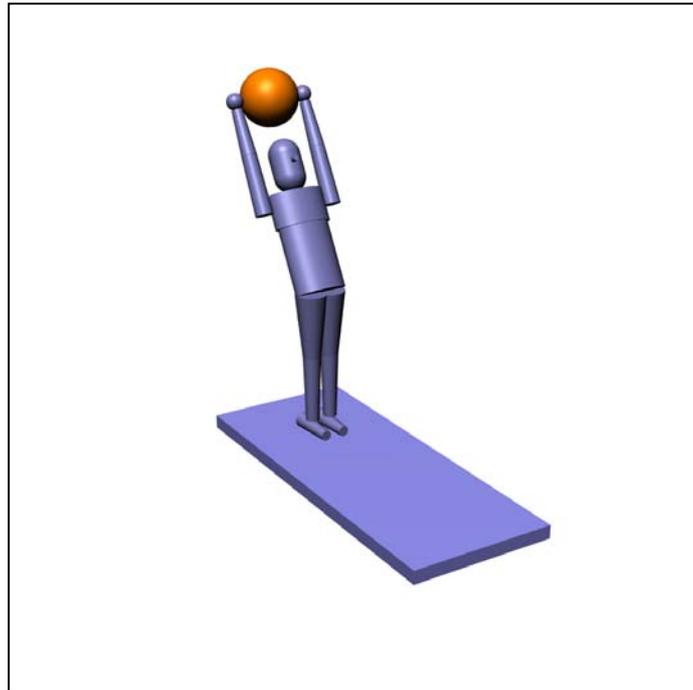


Abbildung 64: Der Modellwerfer in der Ausgangsstellung.

Bei der Ausgangsstellung befindet sich der Modellwerfer damit in einer Art Bogen-
spannung nach hinten, wie sie auch bei real durchgeführten Bewegungen zu sehen ist.
Sie entspricht der letzten Bewegungsphase, die direkt zum Abwurf führt. Das Erreichen
dieser Ausgangsstellung wird nicht beachtet. Die einzigen Parameteränderungen, die
während einer Bewegungssimulation vorgenommen werden, sind die bewegerinternen
Momente der Drehmotoren. Wie beim Kippaufschwung werden über die Änderungen
der zeitlichen Verläufe der Gelenkmomente Bewegungen im Rahmen der vorgegebenen
Zwangsbedingungen und Beschränkungen generiert (vgl. S. 48). Als weitere Variable
wird die Ballmasse variiert; sie bleibt jedoch jeweils für einen Simulationslauf konstant.
Die visualisierte Ballgröße verändert sich dabei nicht. Alle anderen Parameter des Mo-
dellwerfers wie Trägheitsmomente, Massen- und Längenverhältnisse der Segmente
werden nicht verändert.

Zu (2): Festlegung der Zielfunktion

Die Wahl der Zielfunktion bei dieser sportlichen Bewegung fällt leicht. Die determinis-
tische Umsetzung der Zielfunktion gestaltet sich ungleich schwieriger. Die optimale
Gliederkettenbewegung läge dann vor, wenn die mit dieser Bewegung erreichte Wurf-
weite des Balles in x-Richtung maximal ist. Das heißt, als Zielfunktion kann diese Wei-
te gesetzt werden:

$$f(z) = W_x$$

Diese Zielfunktion wird aber nicht direkt ermittelt, weil sie die Bewegungssimulation des Ballfluges notwendig machen würde, diese aber aus zwei Gründen nicht praktikabel ist. Zum Einen müsste ein Loslösen des Balles modelliert werden. Die Umsetzung dieser Aufgabe gestaltet sich entsprechend schwierig, da zuvor bekannt sein müsste, zu welchem Zeitpunkt der Ball losgelassen werden sollte. Dahinter steckt die Erkenntnis, dass der optimale Abwurfwinkel zur jeweiligen Situation nicht ermittelbar ist. Zum Beispiel kann durchaus bei einem suboptimalen Abwurfwinkel ein besseres Wurfresultat erreicht werden, wenn dadurch über einen längeren Beschleunigungsweg eine höhere Abwurfgeschwindigkeit erreicht wird.

Der zweite Grund ist die Rechenzeit von Modul 3 (vgl. S. 32). Durch eine Berücksichtigung des Ballfluges würde sich die Simulationsdauer und damit die Computerzeit um ein Vielfaches erhöhen und so eine nicht mehr annehmbare Zeitdauer beanspruchen.

Als Vorteil stellt sich heraus, dass man zur Bestimmung der Zielfunktion auf die Ballflugsimulation verzichten kann, indem man die Ballflugweiten gemäß Gleichung 6.1 zu jedem Zeitpunkt der Bewegungssimulation berechnet. Dieser Berechnungsvorgang wird in Modul 2 durchgeführt (vgl. S. 27):

$$f(z) = \frac{v_{\tan}^2 \cdot \cos \alpha}{g} \cdot \left[\sin \alpha + \sqrt{\sin^2 \alpha + \frac{2 \cdot h \cdot g}{v_{\tan}^2}} \right] \quad 6.3$$

Das Optimum wird dann gefunden, wenn die berechnete Wurfweite maximal wird. Der Ball verlässt dabei zu keinem Zeitpunkt die Hand. Der Zeitpunkt, zu dem sich die höchste Wurfweite ergeben würde, wird als Abwurfzeitpunkt definiert.

Die Umsetzung der Wurfweitenberechnung ist in Abbildung 65 schematisch dargestellt. Die Bedeutung der Blockschaltbilder wird im Anhang A beschrieben.

In dieser Notation werden zusätzlich zur Wurfweitenberechnung Fallunterscheidungen berücksichtigt (vgl. S. 216). Es entsteht durch das Auftreten von v_{\tan}^2 in der Gleichung ein Problem, falls $\vec{v}_{\tan} < 0$ ist. Es muss ausgeschlossen werden, dass die Ausholbewegung entgegen der Wurfrichtung ebenfalls in die Berechnung der Wurfweite mit einfließt.

Eine weitere Fallunterscheidung wird mit Hilfe des Abwurfwinkels durchgeführt. Um nicht alle Wurfwinkel während der Optimierungsanalyse mit dem Optimierungsalgorithmus zu beachten, wird erst ab einem Winkel kleiner 55° zur Horizontalen die Weite berechnet.

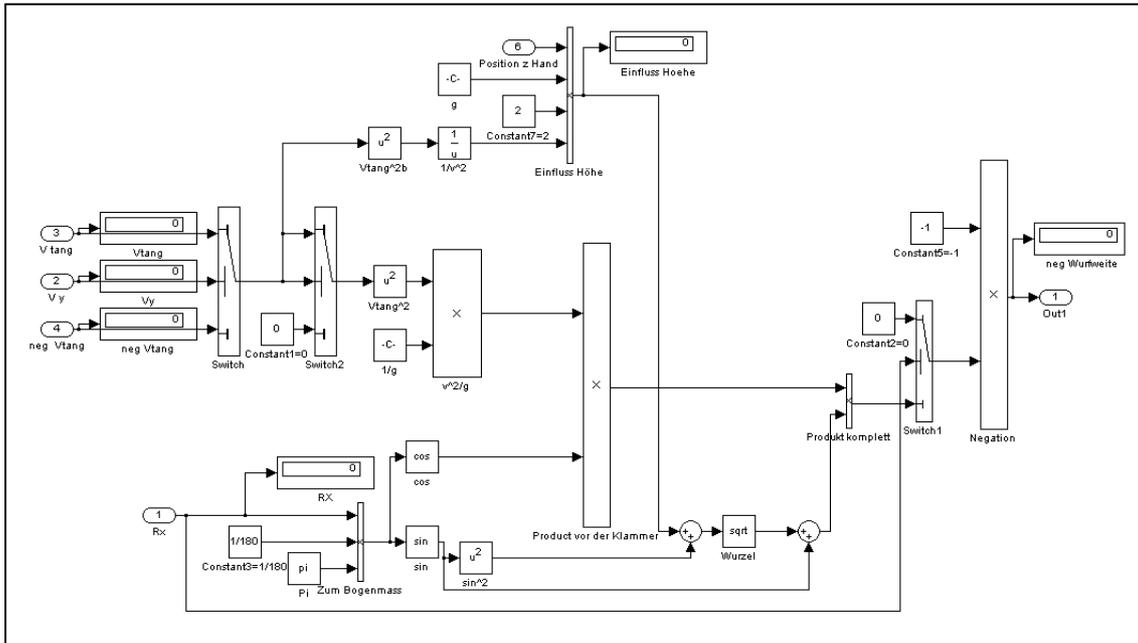


Abbildung 65: System in Modul 2 zur Berechnung der Wurfweite mit Fallunterscheidungen.

Zu (3): Benennung der einschränkenden Bedingungen (constraints)

Das Modell ist mit idealen Scharniergelenken ohne Reibung und ohne Anschläge ausgestattet. Die Bewegungsfreiheit wird jedoch in der Realität durch Zwangsbedingungen, wie zum Beispiel knöcherner oder muskulärer Hemmung eingeschränkt. Daher ist auch das Modell noch mit entsprechenden Gelenkwinkelbegrenzungen auszustatten.

Die Bewegungseinschränkungen orientieren sich an den anatomischen Durchschnittswerten von Russe & Gerhardt (1982) und dienen dazu, unphysiologische Bewegungen des Modellwerfers auszuschließen. Ist nicht der gesamte Bewegungsspielraum für die betrachtete Bewegung notwendig, wird der Bewegungsumfang der Gelenke teilweise weiter eingeschränkt. Bei einer Übertragung der begrenzten Gelenkwinkel in das MKS-Modell, ergeben sich folgende Bewegungsspielräume (vgl. Abbildung 66).

Das Ellenbogengelenk verfügt über einen Bewegungsumfang von 150° . In der Neutral-0-Stellung ist der Arm vollständig gestreckt (vgl. Abbildung 66, links). Das Schultergelenk weist einen Bewegungsumfang von 90° auf. In der Nullstellung befindet sich der Arm bei vertikaler Oberkörperhaltung in horizontaler Lage (vgl. Abbildung 66, Mitte). Für die Schultergelenksexension wird ein Wert bis $+90^\circ$ zugelassen, da bei einem Einwurf dieses Bewegungsausmaß erforderlich ist. Damit übersteigt der Wert den in der Literatur genannten anatomischen Mittelwert von $+80^\circ$ um $+10^\circ$, was in der Realität eine Außenrotation der Schulter erfordert. Beim Hüftgelenk steht der Modellwerfer in

der Neutral-0-Stellung vertikal auf dem Boden. Für das Bewegungsausmaß im Hüftgelenk werden die Werte der Lendenwirbelsäule verwendet, die bei 30° Hyperextension und 45° Flexion liegen (vgl. Russe & Gerhardt, 1982, S. 60).

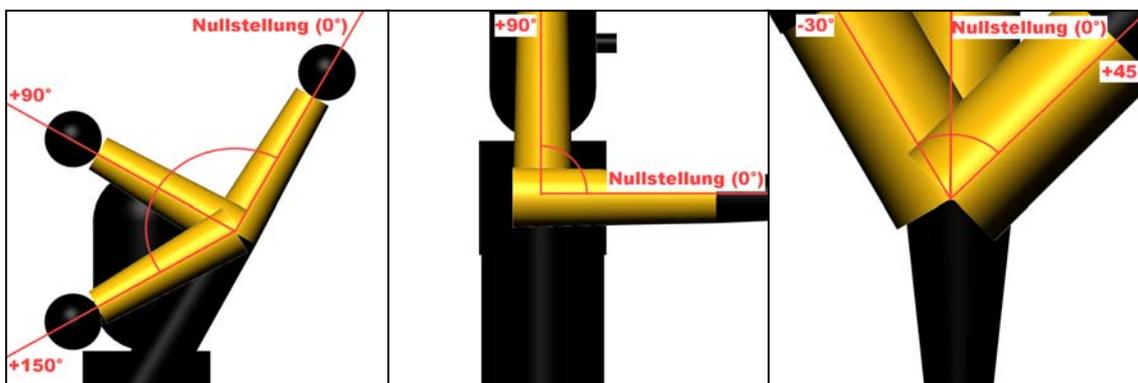


Abbildung 66: Bewegungsumfang des Hüftgelenks (linkes Bild), des Schultergelenks (mittleres Bild) und des Ellenbogengelenks (rechtes Bild).

Bei der Wurfbewegung handelt es sich um eine ballistische Bewegung mit sehr großen Winkelgeschwindigkeiten. Das heißt, dass neben den Begrenzungen im Gelenk auch ihr schlagartiges Erreichen im Modell zu beachten ist. Da Effekte auf das Ergebnis der Bewegung zu erwarten sind, müssen aus diesem Grund auch die Gelenkansschläge modelliert werden. Die Gelenkansschläge überlagern alle anderen modellierten Wechselwirkungen und sollen verhindern, dass es zu sehr sprunghaftem Verhalten der kinematischen Daten kommt. Zum Beispiel sind Sprünge in den kinematischen Daten wie bei der Winkelgeschwindigkeit der Hüfte bei der Optimierungsanalyse des Kippaufschwungs auf einen harten Anschlag zurückzuführen (vgl. Abbildung 25). Die Auswirkungen von harten Anschlägen auf die Bewegung der Gliederkette ist nicht abschätzbar. Es gibt unterschiedliche Vorschläge von Gelenkansschlägen, die sich schon in verschiedenen Simulationen bewährt haben (vgl. Günther, 1997, S.46; Huber, 1989, S. 15; Krieg, 1992, S. 29; Widmayer, 1995, S. 18). In dieser Arbeit werden modifizierte Funktionen nach Huber (1989, S. 15) verwendet, die sich ebenfalls in Simulationen bewährt haben.

Nähert sich der Gelenkwinkel der maximalen Bewegungsamplitude, so beginnt ab einem Winkelwert, **aktive Beweglichkeit** (α_{ab}) genannt, ein rücktreibendes Moment M_r , die Annäherung abzubremsen. Das heißt explizit, dass bis zu einer Annäherung von 0,3° an den maximalen Bewegungsspielraum kein rücktreibendes Moment, welches durch das Gelenk verursacht wird, aktiv wird. Dieses rücktreibende Moment wird in der Realität durch passive Strukturen, wie zum Beispiel Bänder, Sehnen und Knochen aber

auch durch aktive Strukturen (Muskeln), erzeugt. Die maximal erreichbare Beweglichkeit der Gelenke ist dann erreicht, wenn der maximale Bewegungsspielraum um den Wert der passiven Beweglichkeit (α_{pB}) überschritten wird.

Dies bedeutet, dass innerhalb eines bestimmten Arbeitsbereiches (Winkelbereich $\alpha_{aBf} \leq \alpha \leq \alpha_{aBe}$) kein zusätzliches Moment erzeugt wird. Lediglich bei einem Überschreiten der aktiven Beweglichkeit (α_{aBf} , α_{aBe}) beginnen rücktreibende Momente zu wirken.

Die Funktion für den Gelenkansschlag wird entsprechend gebildet. Dabei wird zwischen Flexion und Extension in den Gelenken unterschieden:

6.4

$$M_r(\alpha) = \begin{cases} 1000 \cdot \left(\frac{(\alpha_{aBf} - \alpha)^2}{\alpha - \alpha_{pBf}} \right) & \alpha_{aBf} > \alpha > \alpha_{pBf} \\ 0 & \text{für } \alpha_{aBf} \leq \alpha \leq \alpha_{aBe} \\ 1000 \cdot \left(\frac{(\alpha_{aBe} - \alpha)^2}{\alpha - \alpha_{pBe}} \right) & \alpha_{aBe} < \alpha < \alpha_{pBe} \end{cases}$$

- mit M_r : Rücktreibendes Moment
- α : Gelenkwinkel
- α_{aBf} : Winkelwert, der für die **aktive Beweglichkeit bei Flexion** (α_{aBf}) kennzeichnend ist
- α_{pBf} : Winkelwert, der für die **passive Beweglichkeit bei Flexion** kennzeichnend ist.
- α_{aBe} : Winkelwert, der für die **aktive Beweglichkeit bei Extension** kennzeichnend ist.
- α_{pBe} : Winkelwert, der für die **passive Beweglichkeit bei Extension** kennzeichnend ist.

Die Parameter der aktiven und passiven Beweglichkeit sind individuell unterschiedlich und können durch Dehnungstraining verändert werden. Für den Modellwerfer werden folgende Parameter (in Grad) gewählt:

$$\alpha_{aBf} = \alpha_{aBe} = 0.2 \text{ und } \alpha_{pBf} = \alpha_{pBe} = -0.3$$

Die Parameter der aktiven und passiven Beweglichkeit und auch der Faktor 1000 in Gleichung 6.4 haben sich bei Simulationen eines Riesenfelgumschwungs am Reck bewährt (vgl. Huber, 1989).

Die Funktion der Gelenkansschläge wird für jedes Gelenk des MKS-Modells so normiert, dass bei Überschreiten des maximalen Bewegungsspielraums dieselben rücktreibende Momente wirksam werden, unabhängig davon, ob der Gelenkansschlag bei einem Winkel von 150° (beim Ellenbogengelenk) oder bei 45° (beim Hüftgelenk) aktiv wird. Das Verhalten der Gelenkansschläge wird in Abbildung 67 und Abbildung 68 verdeutlicht.

Die Umsetzung der Funktion des Gelenkanschlags erfolgt in Modul 3 innerhalb der MKS-Software. Die Notation wird beispielhaft im Anhang erklärt (vgl. Anhang E).

Ein weiteres (natürliches) Constraint ergibt sich durch den Kopf des Modellwerfers. Der Ball kann den Kopf nicht durchdringen, sondern muss über den Kopf geführt werden. Diese erwünschte Einschränkung wird dadurch erreicht, dass in der Modellierung Körper, Ball und Kopf auf Kollision eingestellt sind.

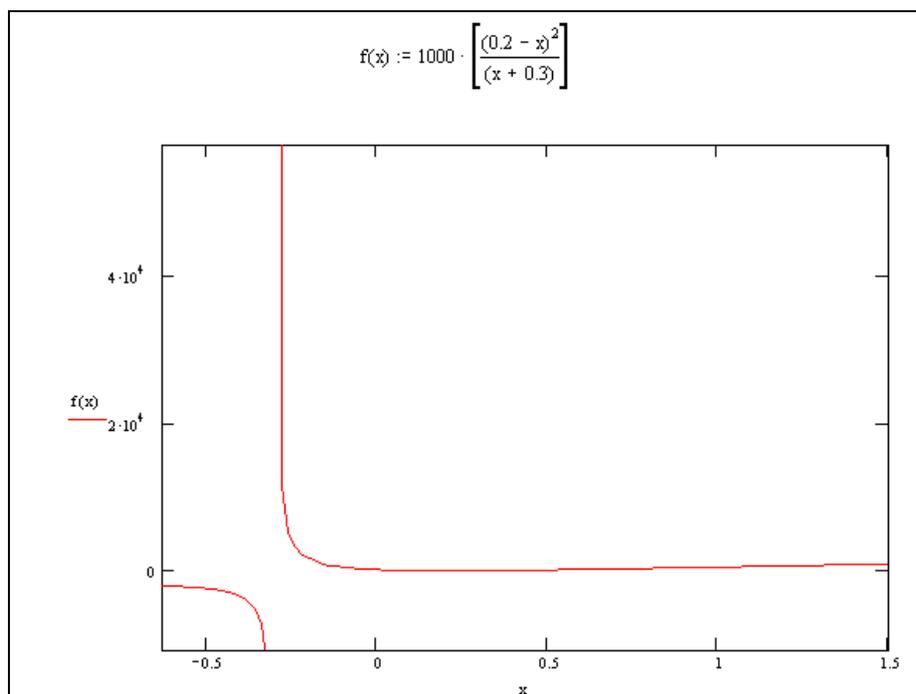


Abbildung 67: Das rücktreibende Moment, das den Gelenkansschlag als Funktion des Gelenkwinkels modellieren soll. Der maximale Bewegungsspielraum des Gelenks ist in diesem Beispiel bei $x=0^\circ$ festgelegt.

- Integration Step: 0.0025 s
 - Steps per Frame: 2
- Modus: Variable

Gravity:

- Gravity on: $a_z = -9.81 \text{ m/s}^2$

In dieser Untersuchung ist die Wurfmasse der vom Untersucher variabel einstellbare Parameter. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine intensive Betrachtung der Bewegungsstruktur und damit eine Beantwortung der eingangs gestellten Fragen (vgl. S. 118). Die Wurfmasse wird systematisch zwischen $M = 0.027 \text{ kg}$, $M = 0.045 \text{ kg}$, $M = 0.08 \text{ kg}$, $M = 0.45 \text{ kg}$, $M = 2 \text{ kg}$, $M = 5 \text{ kg}$ und $M = 10 \text{ kg}$ variiert. Diese unterschiedlichen Massen sind vorrangig an den Regelbedingungen verschiedener Sportarten orientiert (vgl. Tabelle 8). Durch die bekannten Ballmassen ist die Bedeutung von Wurfweiten leichter abschätzbar.

Für die Optimierung verwendete Ballmasse [kg]	Sportart	Regelbedingte Ballmasse [kg]
0.027	Tischtennis	0.027
0.045	Golf	0.04267-0.04593
0.08	Schlagball für „Jugend trainiert für Olympia“ oder „Deutsches Sportabzeichen“	0.08
0.45	Fußball	0.41-0.45
	Handball	0.425-0.475
2	Medizinball	2
5	-	-
10	-	-

Tabelle 8: Überblick über die Ballmassen, die zur Optimierungsanalyse verwendet werden.

(5) Verknüpfung von Optimierungsalgorithmus und MKS-Modell:

Die drei Module müssen entsprechend der Beschreibung von Seite 27 miteinander verknüpft werden. Die Inputs von Modul 1 an Modul 3 sind die Funktionsparameter (Drehmomentverläufe für die Gelenke). Durch die erweiterte Aufgabe von Modul 2 werden die verschiedenen kinematischen Parameter von Modul 3 entsprechend der oben

vorgestellten Funktion in Modul 2 zur Wurfweite berechnet und dann an Modul 1 weitergegeben (vgl. S. 131).

(6) Codierung des Algorithmus.

Der in der Testsimulation bewährte RBF-Algorithmus wird für die Optimierung des Einwurfs verwendet (vgl. Anhang D). Da es sich bei der Bewegungsaufgabe um eine ballistische Bewegung handelt, muss der Algorithmus den Anforderungen entsprechend angepasst werden. Dafür werden folgende Parameter verwendet:

Simulationsdauer:

Die Simulationsdauer wird auf $t_s = 0.24 \text{ s}$ festgelegt. Diese Zeit reicht aus, um aus der Ausgangsstellung den Abwurf zu realisieren. Die in der Realität vorhandene Ausholbewegung bis zum Erreichen der finalen Ausgangsstellung wird dabei nicht beachtet. Dadurch wird eine Reduktion der Komplexität der Bewegung erreicht. Bei Berücksichtigung der Ausholbewegung würde die Zeitdauer der gesamten Bewegung „beidhändiger Wurf eines Balles über den Kopf“ länger als die zur Verfügung stehende Simulationsdauer sein.

Spezifische Parameter:

Den Drehmotoren des Modellwerfers, also den Hüft-, Schulter- und Ellenbogenmotoren, werden Drehmomente zu jedem Zeitschritt vorgegeben. Dies geschieht in folgender Weise:

- Im Intervall eines Simulationslaufes von 0.24 Sekunden werden Momentwerte an fünf Stützpunkten in einem Abstand von jeweils 0.06 Sekunden bestimmt (vgl. Abbildung 69).
- Die Momentwerte an diesen fünf Stützpunkten werden mit Hilfe eines kubischen Splines verbunden (vgl. Abbildung 69 und S. 48); dieser fünffach bestimmte kubische Spline bildet die Drehmomentverläufe, die an den Gelenken über die Zeit anliegen.

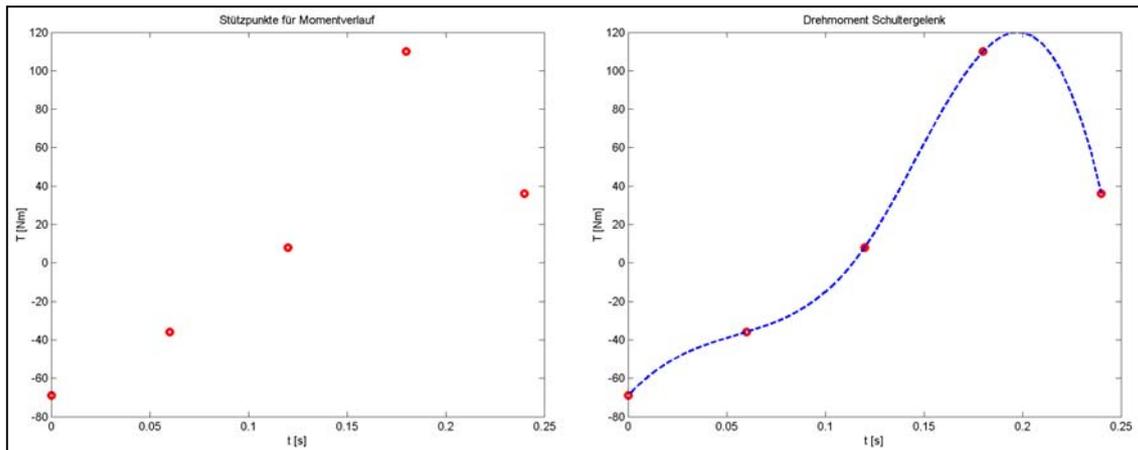


Abbildung 69: Beispielhafte Darstellung der Bildung des Schultermomentverlaufes aus fünf Stützpunkten (linkes Bild) unter Verwendung eines kubischen Splines (rechtes Bild).

Beachtet man die drei Gelenke (Ellenbogen-, Schulter- und Hüftgelenk), so ergeben sich aus $3 \times 5 = 15$ Parametern die Momentverläufe für die einzelnen Gelenke. Die Variablen 1 bis 5 bilden die Stützpunkte für die Ellenbogengelenke. Die nächsten fünf Variablen (Variablen 6 bis 10) sind für das Hüftgelenk und die letzten fünf (Variablen 11 bis 15) für die Schultergelenke vorgesehen.

Anzumerken ist, dass das Phänomen der Kontraktionscharakteristik der Muskulatur unter verschiedenen Gelenkwinkeln und Bewegungsgeschwindigkeiten entsprechend den Hill'schen Gleichungen nicht berücksichtigt wird. Dies bedeutet zum Beispiel, dass die, über den kubischen Spline ermittelten Momentverläufe, lediglich näherungsweise realen zeitlichen Muskelmomentverläufen entsprechen. Weiterhin ist die Momenthöhe nicht von den Gelenkwinkeln abhängig. Die Momenthöhen sind jedoch so gering gewählt (vgl. unten), dass davon auszugehen ist, dass die maximalen Momenthöhen zu jeder Winkelstellung des Gelenks erreicht werden können.

Die maximale Höhe der Stützpunkte für die Gelenkmomente bleibt im Unterschied zur Optimierungsanalyse des Kippaufschwungs bei allen Simulationsläufen konstant (vgl. S. 55). Dies erfordert die veränderten Fragestellungen, die dieser Untersuchung zugrunde liegen. Daher wird die Wurfmasse variiert (vgl. S. 136).

Die konstanten maximalen Stützpunkthöhen für die Gelenkmomente lauten wie folgt:

- Maximale Stützpunkthöhe für das Ellenbogengelenk: $T_{\max E} = \pm 40 Nm$.
- Maximale Stützpunkthöhe für das Schultergelenk: $T_{\max S} = \pm 110 Nm$.
- Maximale Stützpunkthöhe für das Hüftgelenk: $T_{\max H} = \pm 270 Nm$.

Durch die Interpolation der Stützpunkte mit einem kubischen Spline können sich an den Gelenken durchaus höhere Momente als die maximalen Stützpunkthöhen ergeben und zwar können die Momente bis zu ca. 80% höher als die Stützpunkte liegen (vgl. S. 50). Bei einer maximalen Stützpunkthöhe für die Ellenbogen von $T = 40$ Nm können so Momente bis ca. $T = 72$ Nm auftreten. Bei einer maximalen Stützpunkthöhe für die Schultergelenke von $T = 110$ Nm können Momente bis ca. $T = 200$ Nm erreicht werden. Bei einer maximalen Stützpunkthöhe für das Hüftgelenk von $T = 270$ Nm werden Momente bis ca. $T = 490$ Nm erreicht. Es stehen keine zuverlässigen Zahlen für Momentenmaxima bei ballistischen Bewegungen zur Verfügung. Die Betrachtung der verschiedenen Literatur zu Gelenkmomenten zeigt jedoch, dass die Werte nicht unrealistisch, auf keinen Fall aber überzogen sind (vgl. u.a. Kranenberg, 1995; Mayer, 1998; Schleysing 1999; Song & Garvie, 1980; Sprigings, Lanovaz & Russell 2000). Zum Beispiel ergeben inverse Berechnungen einer Riesenfelge an den Ringen Momenthöhen für die Hüfte bis ca. $T = 970$ Nm und für die Schultergelenke bis ca. $T = 410$ Nm (vgl. Sprigings et al., 2000, S. 292-293). Insofern bewegen sich die gewählten Stützpunkthöhen und die daraus resultierenden Momenthöhen in einem realen Bereich.

Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf:

Wie bei der ersten Untersuchung erwähnt, unterliegt die Anzahl der Funktionsauswertungen N je Optimierungslauf den pragmatischen Erwartungen *Qualität der Ergebnisse* und *vertretbarer Zeitaufwand* (Computerzeit) (vgl. S. 32). Da die Momentverläufe für die Gelenke aus 15 Parametern gebildet werden, ist die Dimension des Suchraumes, der alle möglichen Bewegungen des Modells innerhalb der Rahmenbedingungen beinhaltet, sehr groß. Eine entsprechende zuverlässige Suche nach dem Optimum im Suchraum erfordert daher eine hohe Anzahl von Funktionsauswertungen. Nach ca. 500 Funktionsauswertungen ist mit einer ausreichenden Betrachtung des Suchraumes zu rechnen. Daher wird die Anzahl der Bewegungsberechnungen pro Simulationslauf auf $N = 500$ festgesetzt.

Gegen eine höhere Anzahl von Funktionsauswertungen spricht die sehr hohe Rechenzeit von Modul 3 (T_{M3}), die unter anderem durch die Modellierung der Gelenkanschlänge und der kleinen Schrittweite der Animation Frame Rate Time von $t = 0.005$ s verursacht wird (vgl. S. 27 und S. 135). Diese kleine Schrittweite ist für die Berechnung der Bewegung aber notwendig, da es sich um eine ballistische Bewegung handelt. Beim

Gelenkansschlag treten deshalb innerhalb einer kurzen Zeit hohe Kräfte auf, die entsprechend berechnet werden müssen. Die Bewegungsberechnung eines Wurfes braucht daher eine Rechenzeit von bis zu ca. 50 Sekunden. Mit der Anzahl der Bewegungsberechnungen pro Simulationslauf von $N = 500$ und anderen Vorgängen während des Optimierungslaufs ergibt sich insgesamt eine Computerzeit von ca. sieben Stunden. Diese sehr lange Computerzeit ist akzeptabel, da für die Betrachtung der Bewegung nur wenige Simulationsläufe gestartet werden müssen.

(7) *Starten der Simulationsläufe.*

Nach der erfolgreichen Bearbeitung aller Arbeitsschritte können die Simulationsläufe gestartet werden. Der iterative Vorgang der Optimierung im Sinne der Informatik, der über die Ausgabe der Funktionswerte des Optimierungsalgorithmus in Modul 1, die Berechnung der Bewegung durch Modul 3, die Berechnung der Zielfunktion (Wurfweite) auf der Basis der kinematischen Daten der Bewegung in Modul 2, die Einschätzung der Bewegung und daraufhin die Ausgabe neuer Funktionsparameter durch Modul 1 beschritten wird, beginnt damit (vgl. S. 27).

5.5 Starten der Optimierung

Wie oben besprochen sind alle vorbereitenden Arbeitsschritte bearbeitet worden. Damit die Optimierung gestartet werden kann, müssen noch entscheidende Parameter, die die MKS-Software und den Optimierungsalgorithmus betreffen, festgelegt werden. Darüber hinaus müssen vor der Auswertung der Ergebnisse die Auswahlkriterien bekannt sein.

In Arbeitsschritt 7 werden die Simulationsläufe mit folgenden Parametern gestartet und durchgeführt (vgl. Anhang C):

Die MKS-Software betreffend:

- Verwendung eines MKS-Modells nach Hanavan

Den Optimierungsalgorithmus betreffend:

- Verwendung des modellbasierten RBF-Algorithmus
- Simulationsdauer: $t_s = 0.24 \text{ s}$
- Anzahl der Stützpunkte für den Spline der Ellenbogen-, Hüft- und Schulterdrehmomente: Jeweils fünf im Abstand von 0.06 s. Die Dimension des Vektorraumes V ist damit $\boxed{\dim V = 15}$
- Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf: $N = 500$

Für jede Masse werden zwei Simulationsläufe mit jeweils 500 Iterationen gestartet. Damit stehen pro Ballmasse insgesamt 1000 systematisch ermittelte Messpunkte im Suchraum, der alle (mit dem Modell) möglichen Bewegungen umfasst, zur Verfügung. Insgesamt sind dementsprechend bei sieben verschiedenen Massen $2 \times 7 = 14$ Simulationsläufe notwendig.

5.5.1 Auswahlkriterien

Im Fall des Einwurfs liefert die Zielfunktion „Wurfweite“ viele Lösungen von Bewegungen. Das Auswahlkriterium der erwünschten Bewegung lässt sich direkt an die Zielfunktion koppeln. Dementsprechend liegt der optimale Wurf dann vor, wenn mit ihm die größte Weite aller Lösungen mit der gleichen Wurfmasse erzielt wird. Mit diesem Auswahlkriterium wird für jede Wurfmasse jeweils die Optimallösung ermittelt. Wenn die Optimallösungen beider Simulationsläufe identische Wurfweiten erreichen, werden die Momentverläufe miteinander verglichen, um auszuschließen, dass es sich dabei um unterschiedliche Bewegungen handelt.

Als suboptimale Lösung wird der Wurf mit der zweitgrößten Weite bezeichnet.

5.6 Ergebnisse

5.6.1 Klassifikation der Lösungen

Nach Durchführung der 14 Simulationsläufe mit den in Tabelle 8 (vgl. S. 136) aufgeführten sieben verschiedenen Wurfmassen liegen insgesamt 7000 Bewegungen des Modellwerfers vor. Unter ihnen sind auch solche zu finden, die sehr unfunktionale oder gar keine Wurfbewegungen darstellen. In den engeren Kreis der Auswahl kommen lediglich die Wurfbewegungen, die die oben besprochenen Auswahlkriterien erfüllen. Folgende maximalen Wurfweiten wurden bei den einzelnen Simulationsläufen erreicht (vgl. Tabelle 9).

Die maximalen Wurfweiten, die gefunden wurden, liegen zwischen 12.52 m und 66.34 m. Die niedrigste Wurfweite findet sich bei einer Wurfmasse von 10 kg, während die höchste Weite bei einer Masse von 0.08 kg erreicht wird. Die größten Abweichungen der errechneten Weiten zwischen dem ersten und zweiten Simulationslauf finden sich bei den Wurfmassen $M = 0.08$ kg mit einer Abweichung von 21.56 % und $M = 10$ kg mit einer Abweichung von 6.23 %. Dagegen gibt es bei vier Wurfmassen keine Abwei-

chung in der Wurfweite zwischen beiden Simulationsläufen und bei der Wurfmasse ($M = 2 \text{ Kg}$) beträgt sie lediglich 1.13 %.

Wurfmasse [Kg]	Maximale Wurfweite aus Simulationslauf 1 [m]	Maximale Wurfweite aus Simulationslauf 2 [m]	Abweichung zwi- schen beiden Läufen [%]
0.027	54.55	54.55	0
0.045	52.33	52.33	0
0.08	66.34	52.04	21.56
0.45	55.54	55.54	0
2	33.64	33.26	1.13
5	16.71	16.71	0
10	11.74	12.52	6.23

Tabelle 9: Auflistung der maximalen Wurfweiten der Simulationsläufe für jede Wurfmasse. Die größere Weite aus beiden Simulationsläufen ist rot markiert.

Bei einem morphologischen Vergleich der errechneten Wurfbewegungen mit einem Kinegramm eines realisierten und über Filmanalyse rekonstruierten weiten Einwurfs von Kollath (1996, S. 214) zeigt sich durchaus ein ähnliches Erscheinungsbild der Bewegung, wenn von der Bewegung der unteren Extremitäten abgesehen und lediglich der Rumpf mit Ober- und Unterarmbewegung beachtet wird (vgl. Abbildung 70).

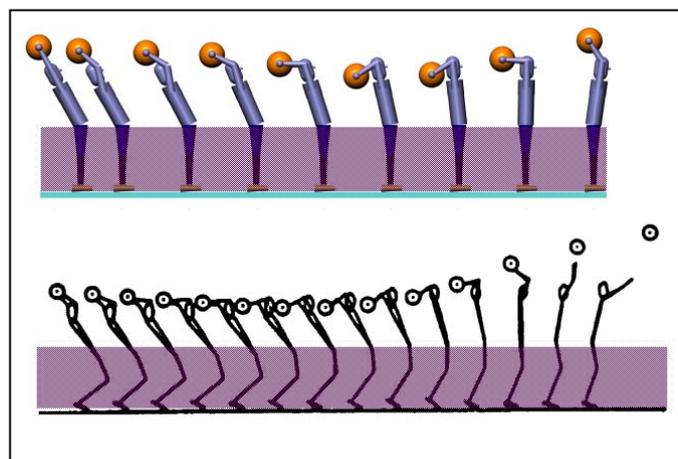


Abbildung 70: Vergleich einer errechneten Lösung mit einem Kinegramm des beidhändigen Ballwurfes aus dem Stand von Kollath (1996, S. 214).

Die errechnete Bewegung kommt lediglich durch die Suche nach einem Optimum (in diesem Fall der berechneten Wurfweite) zustande. Es zeigt sich dadurch, dass die Optimierungsanalyse mit einem MKS-Modell nicht „neue“ Bewegungen zum Wurf generiert, die gänzlich unterschiedlich zu Wurfbewegungen von Menschen sind!

5.6.2 Diskussion der Lösungen

Im Folgenden sollen die auf Seite 127 aufgestellten Fragen zum sportartspezifischen Problem beantwortet werden.

Dabei wird folgende Vorgehensweise gewählt:

- Zuerst wird ein Vergleich der Optimalbewegungen anhand einzelner kinematischer Parameter durchgeführt.
- Danach werden teilweise die Gelenkmomentverläufe der maximalen Wurfweiten aus beiden Simulationsläufen einer Wurfmasse miteinander verglichen.
- Im weiteren Verlauf werden exemplarisch gute und schlechte Lösungen einzelner Wurfmassen gegenüber gestellt.

5.6.3 Vergleich der Optimalbewegungen anhand einzelner kinematischer Parameter

Durch die Bewegungsberechnung mit dem Computer stehen sehr viele kinematische Parameter zur Verfügung. Diese werden im Folgenden betrachtet, um erste Aussagen zur Wurfbewegung bei unterschiedlichen Wurfmassen machen zu können.

In Abbildung 71 sind die Wurfweiten gegenüber den Wurfmassen aufgetragen. Zunächst nimmt die Wurfweite mit kleiner werdender Wurfmasse stetig zu. Die größte Weite wird bei einer Wurfmasse von $M = 0.08$ kg gefunden. Die Wurfweiten der beiden leichtesten Wurfmassen fallen dagegen wieder geringer aus (vgl. S. 154).

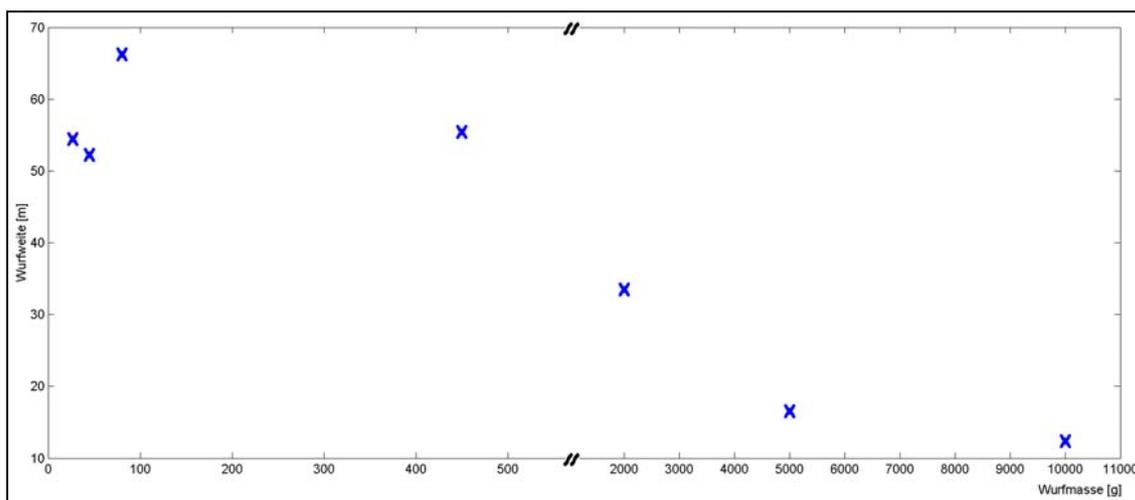


Abbildung 71: Wurfweiten in Abhängigkeit der Wurfmassen.

Parameter zum Abwurfzeitpunkt

Wie in Kapitel 5.4 erwähnt, verlässt der Ball während der Bewegungsberechnung nicht die Hand. Die Wurfweite wird für jeden Zeitpunkt errechnet und die größte Weite liegt dementsprechend beim höchsten errechneten Wert vor. Zur Berechnung der Wurfweite wird der Abwurfwinkel, die Abwurfgeschwindigkeit und die Abwurfhöhe benötigt. Aus diesem Grund werden diese drei Parameter zusammen mit der Wurfweite in Abhängigkeit der Wurfmasse synoptisch gegenübergestellt (vgl. Tabelle 10). Auffällig ist die große Variation beim Abwurfwinkel und der Abwurfhöhe. Weiterhin zeigt sich auch hier das Phänomen, dass bei den Massen $M = 0.08 \text{ kg}$ und $M = 0.45 \text{ kg}$ die Abwurfgeschwindigkeit höher ausfällt als bei den beiden leichtesten Wurfmassen. Gepaart mit einem guten Abwurfwinkel und der höchsten Abwurfgeschwindigkeit wird somit mit der Masse $M = 0.08 \text{ kg}$ die größte Weite erzielt.

Wurfmasse [Kg]	Abwurfwinkel [°]	Abwurfgeschwindigkeit [$\frac{m}{s}$]	Abwurfhöhe [m]	Wurfweite [m]
0.027	34.90	23.3	1.9	54.55
0.045	32.57	23.13	1.9	52.33
0.08	38.77	25.37	1.88	66.34
0.45	34.65	23.57	1.84	55.54
2	31.77	18.44	1.75	33.64
5	39.59	12.14	1.82	16.71
10	36.75	10.33	1.88	12.52

Tabelle 10: Synoptische Darstellung der Abwurfwinkel, Abwurfgeschwindigkeiten, Abwurfhöhen und Wurfweiten in Abhängigkeit von der Wurfmasse.

In der folgenden synoptischen Darstellung werden die Winkelstellungen der Gelenke aufgelistet (vgl. Tabelle 11). Damit kann betrachtet werden, ob die Abwurfstellung bei allen sieben Optimallösungen ähnlich ist.

Es zeigen sich keine Abhängigkeiten zwischen Abwurfwinkel, Gelenkwinkel und den Wurfmassen. Auffällig ist, dass zum Teil äußerst unterschiedliche Gelenkstellungen zu ähnlichen Abwurfwinkeln führen.

Da die bisherig betrachteten Parameter zum Abwurfzeitpunkt keine Aussage zur Optimalbewegung beim Einwurf zulassen, bietet es sich an, streng nach den Fragen zum

sportartspezifischen Problem von Seite 127 vorzugehen um durch die Beantwortung dieser Fragen die Struktur der Gliederkettenbewegung zu erfassen.

Wurfmassen [kg]	Abwurfwinkel [°]	Hüftwinkel [°]	Schulterwinkel [°]	Ellenbogenwinkel [°]
0.027	34.90	4.69	90.3	39.29
0.045	32.57	7.83	90.3	40.11
0.08	38.77	-7.86	75.43	45.48
0.45	34.65	18.69	76.91	66.43
2	31.77	33.27	78.31	76.73
5	39.59	24.84	90.3	64.13
10	36.75	11.47	89.6	48.61

Tabelle 11: Synopse der drei Gelenkwinkelstellungen in Abhängigkeit der Wurfmassen.

Zu Frage F₄: Ist das Bewegungsmuster abhängig von der zu bewegendem Masse?

Zur Beantwortung dieser Frage werden in einem ersten Schritt die zeitlichen Momentverläufe des Hüft-, Schulter- und Ellenbogengelenks für die einzelnen Würfe betrachtet. Um nicht eine Einzelfallanalyse durchführen zu müssen, werden mittels Clusteranalysen Gruppen ähnlicher Bewegungen gebildet.

Für eine Clusteranalyse müssen zu den einzelnen Objekten (die Lösungen mit den größten Weiten für jede Wurfmasse) gleich viel Variablen (die aus den zeitlichen Momentverläufen der Gelenke bestehen) zur Verfügung stehen, da sonst ein Vergleich der Objekte nicht möglich ist. Die Zielfunktion beinhaltet als einziges Kriterium die Wurfweite. Der Abwurfzeitpunkt dagegen stellt bei der Optimierung kein Kriterium dar. Das heißt, dass die maximale Wurfweite lediglich innerhalb des Intervalls der Simulationsdauer von $t_s = 0.24$ s erreicht werden muss.

Um einen Vergleich der einzelnen Lösungen zu ermöglichen, wird der Abwurfzeitpunkt als $t = 0$ s festgelegt. Das kürzeste Zeitintervall bis zum Abwurf liegt beim Wurf der Masse $M = 0.45$ kg mit $t_s = 0.155$ s vor. Aus diesem Grund werden bei allen Lösungen lediglich die letzten 0.155 s vor dem Abwurf für die Clusteranalyse verwendet. Das für die Clusteranalyse verwendete Zeitintervall I ist dementsprechend durch $I = [-0.155, 0]$ gegeben.

Die notwendigen Vorüberlegungen zur Durchführung der Clusteranalyse entsprechen den auf Seite 58 beschriebenen Punkten.

(1) Bestimmung der zu klassifizierenden Objekte: Die Lösungen mit den jeweils größten Wurfweiten pro Wurfmasse bilden die Grundlage für die Clusteranalyse.

(2) Auswahl der Variablen: Die Variablen bilden sich aus den Momentverläufen der drei Gelenke oder aus den Bahngeschwindigkeiten der einzelnen Zeitschritte. Da das Zeitintervall von $[-0.155, 0]$ eine Schrittweite von $t = 0.005$ s aufweist, ergibt dies für jedes betrachtete Gelenk 32 Variablen.

(3) Festlegung eines Ähnlichkeits- oder Distanzmaßes: Wie bei der Optimierungsanalyse des Kippaufschwungs sind ähnliche Profilverläufe von Interesse. Aus diesem Grund wird ebenfalls die Pearson-Korrelation als Ähnlichkeitsmaß verwendet (vgl. Gleichung 5.1, S. 59).

(4) Auswahl eines Fusionierungsalgorithmus: Es wird der average-linkage Algorithmus verwendet.

Bei der Verwendung der Gelenkmomentverläufe aller Lösungen liefert das Elbow-Kriterium keine Aussage, wann der Fusionierungsalgorithmus abubrechen ist. (vgl. Dendrogram, S. 223). Dagegen ergibt sich aus Plausibilitätsgründen bei der Betrachtung des Dendrograms, dass der Fusionierungsalgorithmus nach fünf Clustern abgebrochen werden kann (vgl. S. 224).

Bei einer Aufteilung in fünf Cluster beinhaltet Cluster 1 die zeitlichen Momentverläufe der beiden leichtesten Wurfmassen.

In Cluster 2 ist die Lösung der Masse $M = 0.08$ kg vertreten.

Cluster 3 wird aus den Lösungen der Wurfmassen $M = 0.45$ kg und $M = 2$ kg gebildet.

Cluster 4 beinhaltet die Lösung der Masse $M = 5$ kg und für

Cluster 5 verbleibt die Lösung der schwersten Masse von 10 kg.

Da die Clusterbildung auf der Grundlage der Momentverläufe kein Ergebnis zur Interpretation liefert, wird im Weiteren auf der Basis der Bahngeschwindigkeiten von Schulter- und Ellenbogengelenk sowie des Balls für die einzelnen Wurfmassen die Clusteranalyse durchgeführt. Es ergeben sich daraus fast dieselben Cluster. Die Verwendung der zeitlichen Geschwindigkeitsverläufe dieser ausgewählten Punkte weisen darauf hin, den

Fusionierungsalgorithmus bereits bei vier Clustern abzurechnen (vgl. Dendrogram, S. 224).

In Cluster 1-3 sind dieselben Lösungen wie bei der Clusteranalyse anhand der Momentverläufe vertreten. Lediglich die Lösungen der beiden schwersten Massen werden in einem Cluster – Cluster 4 – vereinigt. Im Folgenden werden die Lösungen der einzelnen Cluster, die sich durch die Betrachtung der Bahngeschwindigkeiten ergeben, miteinander verglichen. Dabei werden die jeweiligen Lösungen als Bildreihen mit den dazugehörigen Geschwindigkeitsverläufen und Momentverläufen des zeitlichen Intervalls der letzten 0.155 Sekunden bis zum Abwurf abgebildet. Die Geschwindigkeiten werden über den Betrag der Bahngeschwindigkeitsvektoren gebildet. Dies hat zur Folge, dass ein Rückführen des Balls als positive Geschwindigkeit gewertet wird. Dieser Sachverhalt wirkt sich jedoch nicht auf die Analyse aus, da vor allem der letzte Anstieg der Geschwindigkeit zum Abwurf hin erfolgt und über Fallunterscheidungen bei der Optimierungsanalyse im Sinne der Informatik ausgeschlossen wurde, dass das Rückführen des Balles einen Beitrag zur Wurfweite leisten kann (vgl. Anhang A). Ein positives Moment führt zu einer Flexion im Ellenbogen- Schulter- und Hüftgelenk. Zusätzlich werden zum besseren Überblick die Momentverläufe des gesamten Zeitintervalls des Simulationslaufes abgebildet.

Cluster 1:

In Cluster 1 sind die beiden Würfe mit den zwei leichtesten Wurfmassen vertreten. Bei beiden Lösungen kommt es zu einem sehr frühen Abwurf (nach $t = 0.165$ s bei $M = 0.027$ kg und $t = 0.155$ s bei $M = 0.045$ kg). Der Oberkörper wird in der Lösung $M = 0.045$ kg von Anfang an in Abwurfriechung beschleunigt, während bei der leichtesten Wurfmasse erst später ein hüftbeugendes Moment anliegt (vgl. Abbildung 72 und Abbildung 73). Die Schultergelenke leisten bei $M = 0.045$ kg keinen Beitrag zum Abwurf, da stets ein negatives, das Gelenk streckendes Moment bis kurz vor dem Abwurf anliegt. Lediglich bei der leichteren Wurfmasse ($M = 0.027$ kg) wirkt kurz vor dem Abwurf ein positives Schultermoment. Das Ellenbogengelenk wird zu Beginn der Bewegung gebeugt und ca. 0.08 s vor dem Abwurf wird mit der Streckung begonnen. Bei beiden Lösungen berührt der Ball beim Rücknehmen der Arme den Kopf. Der Kopf wirkt sich hierbei als Constraint aus, was sich auch im kurzzeitigen Abfall der Geschwindigkeit des Balles ca. 0.13 s vor dem Abwurf bemerkbar macht (vgl. S. 134). Der zweite Geschwindigkeitsabfall kommt durch die Berührung des Balls mit der Schulter

zustande. Es ist keine deutliche proximal zu distal Sequenz erkennbar. Die Geschwindigkeiten des Schulter- und Ellenbogengelenks erreichen zur selben Zeit den höchsten Wert und fallen lediglich zum Abwurf hin geringfügig ab.

Cluster 2:

In Cluster 2 befindet sich die Lösung der Wurfmasse $M = 0.08$ kg, die die größte Wurfweite aller Lösungen aufweist ($W = 66.34$ m). Die Momentverläufe sind ausgeprägter als jene von Cluster 1 (vgl. Abbildung 74 und Abbildung 75). In diesem Fall trägt das Schultergelenk zum Wurf bei. Auffällig ist bei dieser Lösung, dass ca. 0.7 s vor dem Abwurf ein positives Schultermoment (was eine Flexion im Schultergelenk bewirkt) und ein negatives Ellenbogenmoment (was eine Extension im Ellenbogengelenk bewirkt) anliegt. Trotzdem geht die Bahngeschwindigkeit des Ellenbogengelenks fast auf Null zurück. Genau in diesem Moment nimmt die Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogengelenks sehr stark zu (vgl. Abbildung 76). Das Abbremsen der Bahngeschwindigkeit des Gelenkpunktes wird offensichtlich von einer Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit des Gelenks begleitet und führt damit zu einer erhöhten Bahngeschwindigkeit des Balls. Ebenfalls wird in Abbildung 74 ein proximal zu distal orientiertes Anwachsen der einzelnen Geschwindigkeitsmaxima deutlich. Das erste noch geringe Maximum wird vom Schultergelenk erreicht. Kurz vor dem Abwurf erreicht das Ellenbogengelenk die höchste Bahngeschwindigkeit, während die Ballgeschwindigkeit weiterhin zunimmt.

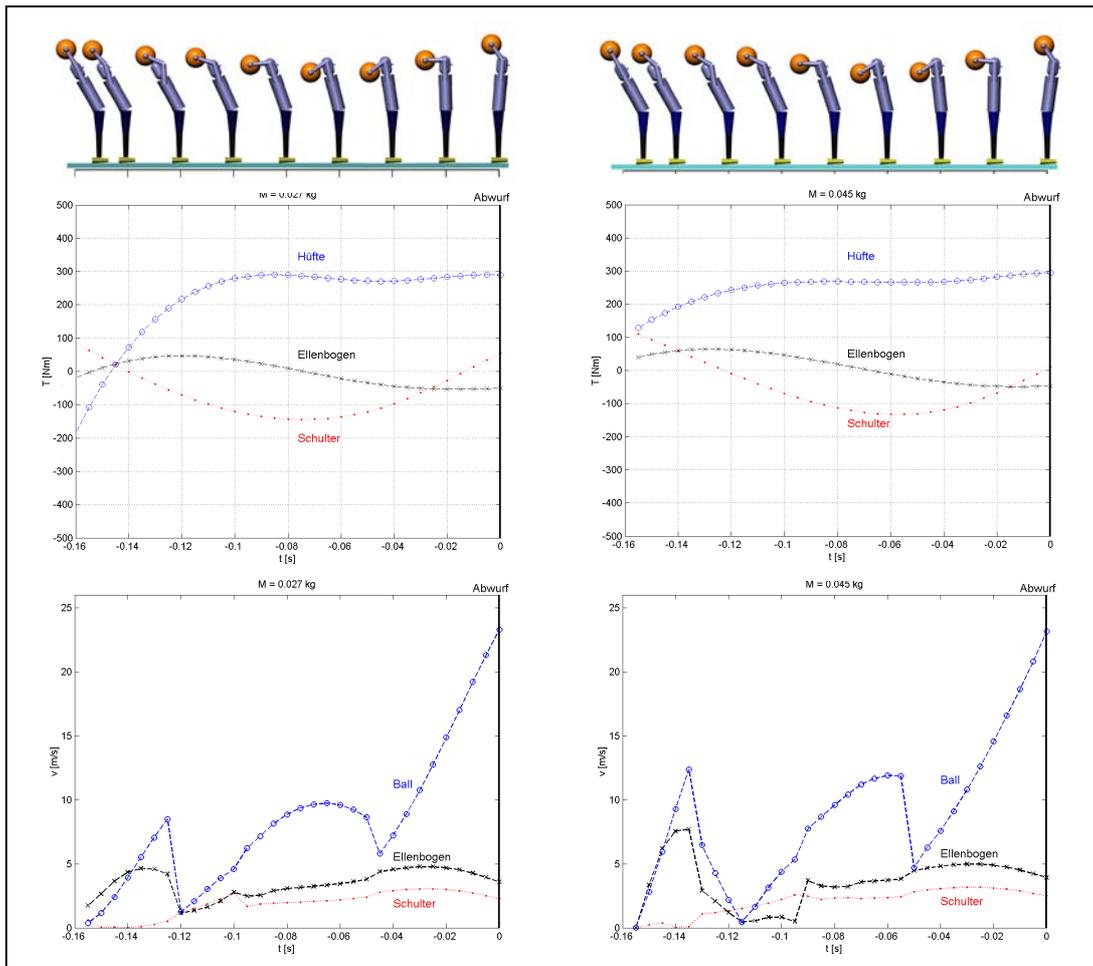


Abbildung 72: Bildreihen und zeitliche Verläufe von Schulter-, Ellenbogen- und Hüftmoment, so- wie der (Tangential-) Geschwindigkeit des Schulter- und Ellenbogengelenkes und des Balls der Lösungen aus Cluster 1 ($M = 0.027 \text{ kg}$ (linkes Diagramm) und $M = 0.045 \text{ kg}$ (rechtes Diagramm)).

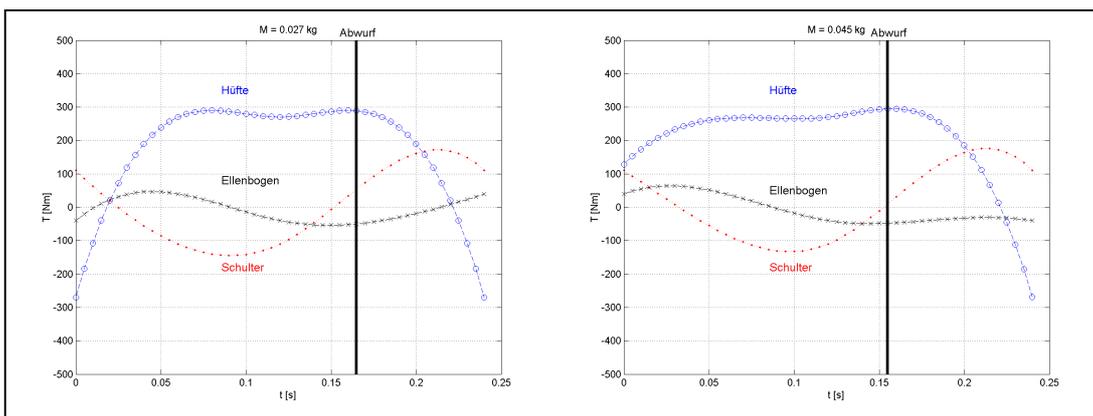


Abbildung 73: Zeitliche Momentverläufe der ausgewählten Gelenke des gesamten Simulationszeitintervalls mit Kennzeichnung des Abwurfzeitpunktes der Lösungen aus Cluster 1 ($M = 0.027 \text{ kg}$ (linkes Diagramm) und $M = 0.045 \text{ kg}$ (rechtes Diagramm)).

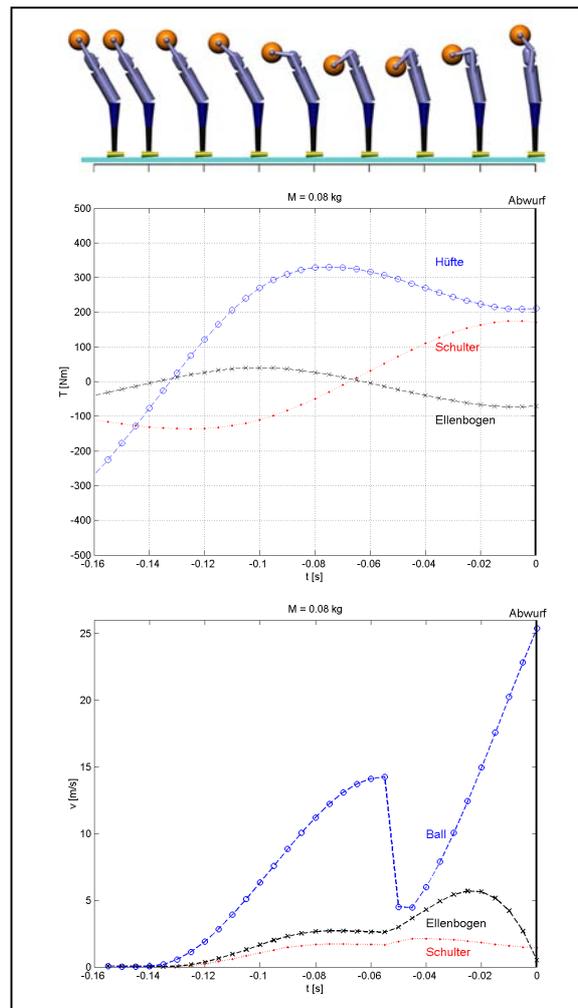


Abbildung 74: Bildreihe und zeitliche Verläufe von Schulter-, Ellenbogen- und Hüftmoment, sowie der (Tangential-)Geschwindigkeit des Schulter- und Ellenbogengelenks und des Balls der Lösung aus Cluster 2 ($M = 0.08$ kg).

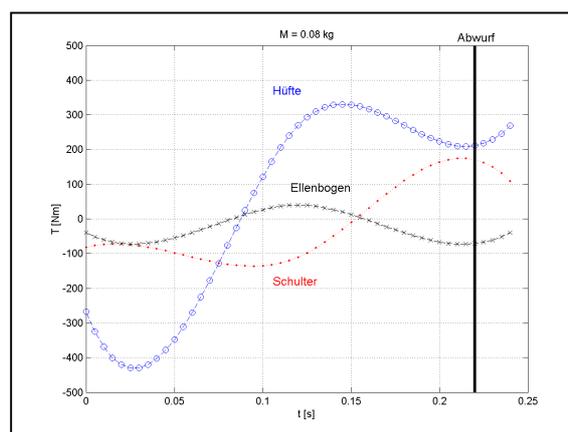


Abbildung 75: Zeitliche Momentverläufe der ausgewählten Gelenke des gesamten Simulationszeitintervalls mit Kennzeichnung des Abwurfzeitpunktes der Lösung aus Cluster 2 ($M = 0.08$ kg).

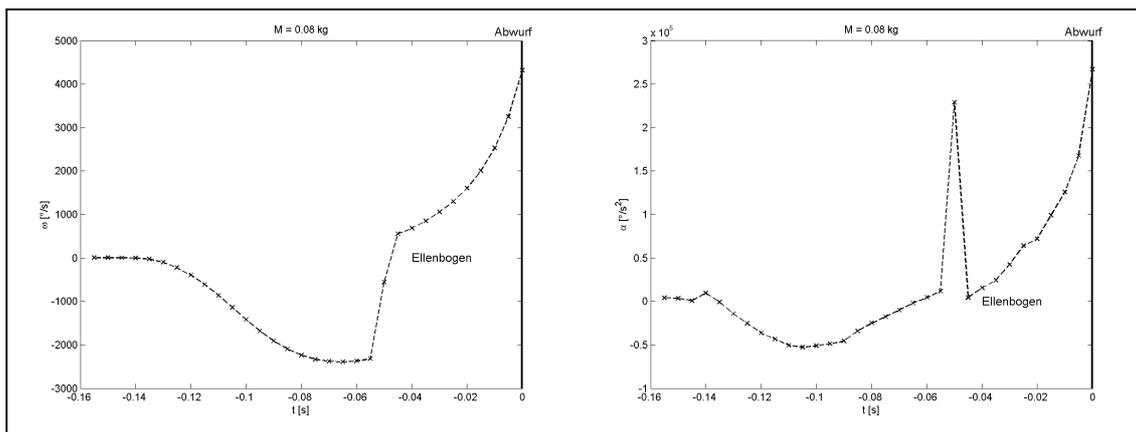


Abbildung 76: Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung des Ellenbogengelenks der Lösung aus Cluster 2 im zeitlichen Verlauf.

Cluster 3:

In diesem Cluster sind zwei Lösungen mit äußerst unterschiedlichen Wurfmassen – $M = 0.45 \text{ kg}$ und $M = 2 \text{ kg}$ – vertreten. Bei beiden Lösungen wird mit einem weit nach vorne gebeugten Rumpf abgeworfen. Der Arm ist dabei nicht vollständig gestreckt. Die Momentenverläufe der letzten 0.155 s vor dem Abwurf sind trotz der unterschiedlichen Massen nahezu identisch (vgl. Abbildung 77 und Abbildung 78). Während die Bahngeschwindigkeiten des Schulter- und Ellenbogengelenks bei beiden Wurfmassen ähnlich hohe Werte erreichen, ist die Abwurfgeschwindigkeit des Balls sehr unterschiedlich. Ca. 0.06 s vor dem Abwurf werden die Ober- und Unterarme über die Schulter- und Ellenbogengelenke in Richtung des Abwurfs beschleunigt. Bei beiden Lösungen ist ebenfalls eine proximal-zu-distal Sequenz der Geschwindigkeitsmaxima zu erkennen. Die Bahngeschwindigkeit des Ellenbogens nimmt zum Abwurf hin wieder ab.

Wird die gesamte Simulationszeit betrachtet, zeigen sich die Unterschiede vor allem im Hüftmoment und im Schultermoment. Bei der größeren Wurfmasse wird von Beginn an der Rumpf und die Arme in Abwurfrichtung beschleunigt. Während der Rumpf weiterhin nach vorne beschleunigt wird, werden die Arme wieder zurückgeführt. Gleichzeitig werden die Arme hinter den Kopf geführt. Durch die stetige Beschleunigung des Rumpfes von Anfang an kommt es bei beiden Lösungen zum ausgeprägten, vornüber gebeugten Rumpf beim Abwurf.

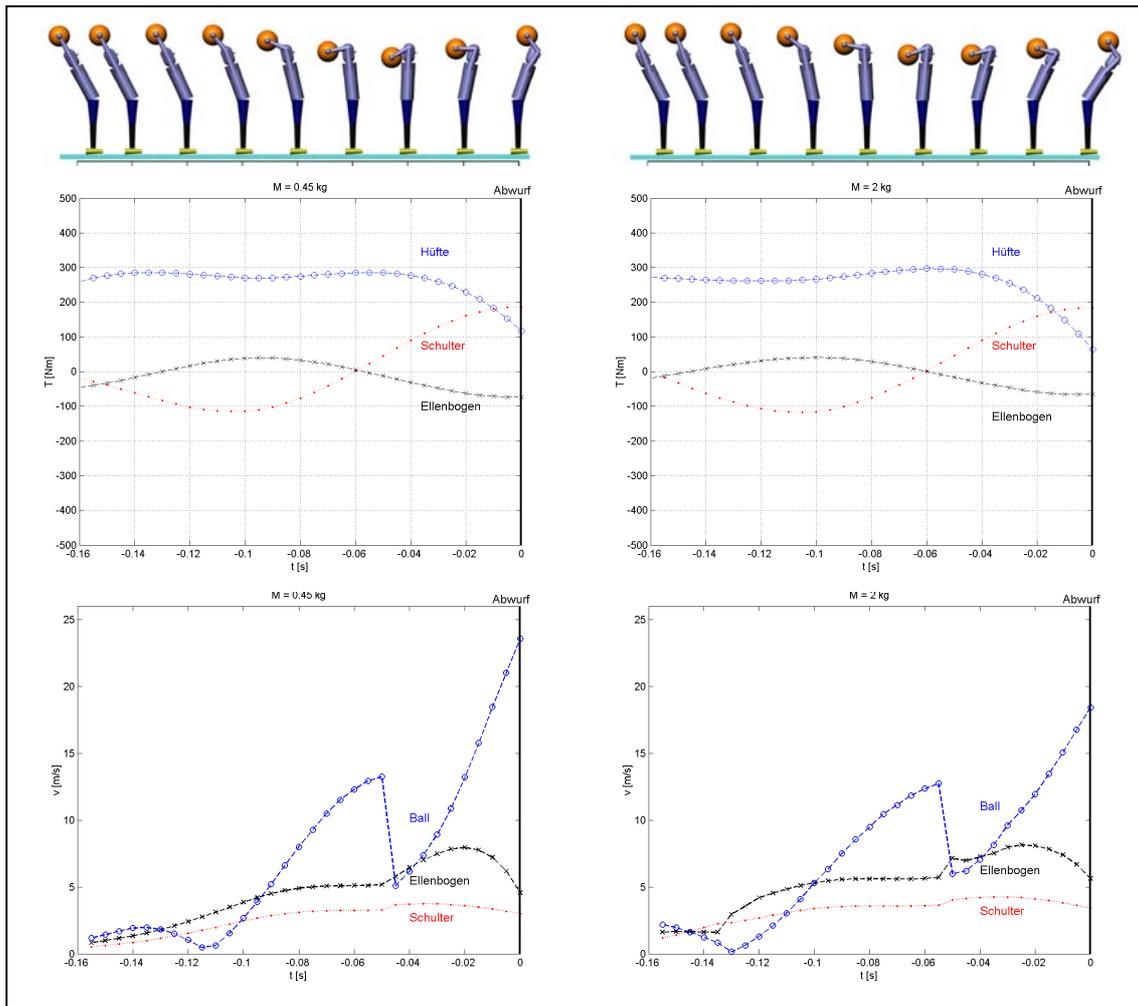


Abbildung 77: Bildreihen und zeitliche Verläufe von Schulter-, Ellenbogen- und Hüftmoment, sowie der (Tangential-) Geschwindigkeit des Schulter- und Ellenbogengelenks und des Balls der Lösungen aus Cluster 3 ($M = 0.45 \text{ kg}$ (linkes Diagramm) und $M = 2 \text{ kg}$ (rechtes Diagramm)).

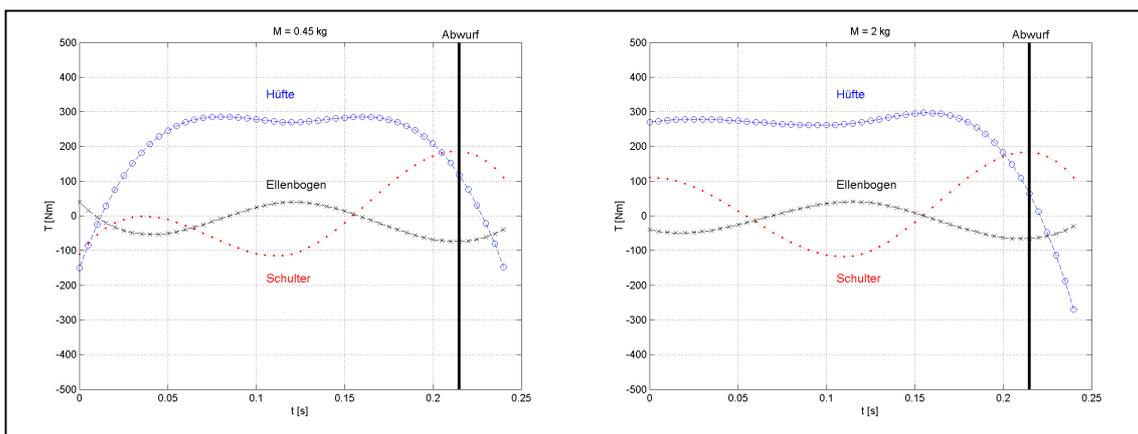


Abbildung 78: Zeitliche Momentenverläufe der ausgewählten Gelenke des gesamten Simulationszeitintervalls mit Kennzeichnung des Abwurfzeitpunktes der Lösungen aus Cluster 3 ($M = 0.45 \text{ kg}$ (linkes Diagramm) und $M = 2 \text{ kg}$ (rechtes Diagramm)).

Cluster 4:

Cluster 4 beinhaltet die Lösung mit der Wurfmasse $M = 5 \text{ kg}$. Der Rumpf ist beim Abwurf dieser Masse ebenfalls sehr weit nach vorne gebeugt. In den letzten 0.155 s vor dem Abwurf liegt stets ein schultergelenkstreckendes Moment an und das Schultergelenk unterstützt damit nicht die Beschleunigung des Armes in Abwurfrichtung (vgl. Abbildung 79 und Abbildung 80). Die Wurfauslage des Rumpfes bei der größten Wurfmasse ist ebenfalls leicht nach vorne gebeugt. Bei dieser Lösung beschleunigen das Schultergelenk (nach ca. $t = 0.125 \text{ s}$) und das Ellenbogengelenk (nach ca. $t = 0.07 \text{ s}$) den Arm zusammen in Richtung Abwurf (vgl. Abbildung 79 und Abbildung 80). Auffällig ist bei beiden Lösungen, dass der Ball schon früh hinter den Kopf geführt wird. Ebenfalls wird der Ball über eine länger Zeitdauer bis zum Abwurf hin beschleunigt.

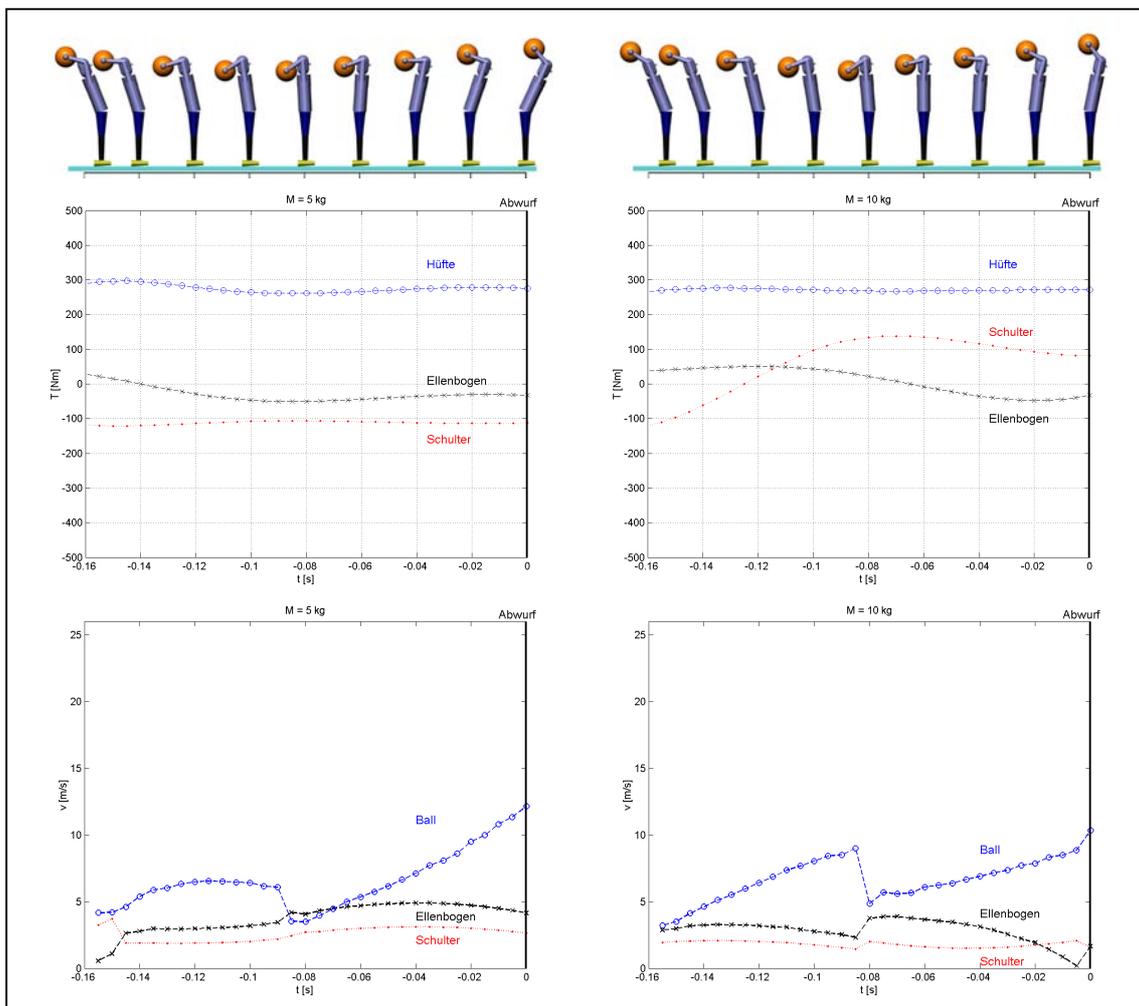


Abbildung 79: Bildreihe und zeitliche Verläufe von Schulter-, Ellenbogen- und Hüftmoment, sowie der (Tangential-)Geschwindigkeit des Schulter- und Ellenbogengelenks und des Balls der Lösungen aus Cluster 4 ($M = 5 \text{ kg}$, linkes Diagramm und $M = 10 \text{ kg}$, rechtes Diagramm).

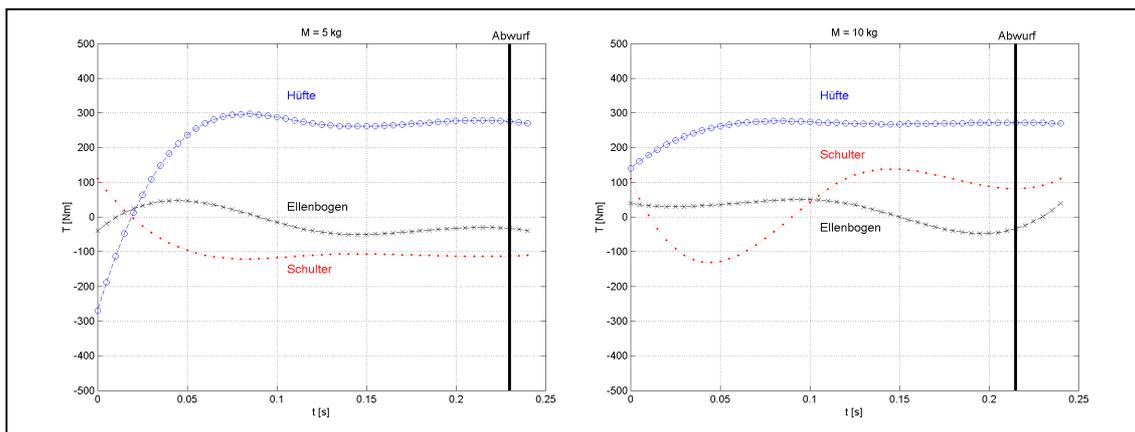


Abbildung 80: Zeitliche Momentverläufe der ausgewählten Gelenke des gesamten Simulationszeitraums mit Kennzeichnung des Abwurfzeitpunktes der Lösungen aus Cluster 4 (M = 5 kg, linke Diagramm und M = 10 kg, rechtes Diagramm).

Das Ziel der Clusteranalyse bestand darin, zu erkennen, ob das Bewegungsmuster abhängig von der zu bewegenden Masse ist. Wären sich alle Bewegungsmuster trotz unterschiedlicher Wurfmassen sehr ähnlich, so wären alle Lösungen in einem Cluster vereinigt worden. Dies war jedoch nicht der Fall. Aus diesem Grund lässt sich zusammenfassen, dass sich deutliche Unterschiede zwischen den einzelnen Bewegungen in Abhängigkeit der Wurfmasse zeigen. Es sind nur wenige masseabhängige Kennzeichen zuzuordnen. So zeichnen sich die Würfe mit einer sehr kleinen Masse durch eine fast senkrechte Rumpfhaltung aus. Ebenfalls wird der Ball erst kurz vor dem Abwurf sehr stark beschleunigt. Dagegen zeichnen sich die Würfe mit höheren Massen durch einen weiter nach vorn geneigten Oberkörper aus. Der Ball wird schon sehr früh beginnend über eine längere Zeit bis zum Abwurf hin beschleunigt.

Die Clusteranalyse bildet bevorzugt Cluster aus den Moment- und Geschwindigkeitsverläufen bei denen die Gewichtsunterschiede möglichst gering sind. Diese Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass für jede Wurfmasse eine andere Bewegung erforderlich ist um dem Ziel der Distanzmaximierung gerecht zu werden.

Im Weiteren gilt es, den unerwarteten Verlauf der Abhängigkeit zwischen Wurfweite und Wurfmasse aus Abbildung 71 zu klären. Hier nimmt zunächst die Wurfweite mit kleiner werdenden Wurfmasse stetig zu. Jedoch fallen die Wurfweiten der beiden leichtesten Massen von 0.045 und 0.027 kg im Vergleich zu 0.08 kg und auch zu 0.45 kg viel geringer aus. Ein Grund für die geringeren Wurfweiten besteht in den ungeeigneten Abwurfwinkeln der beiden leichtesten Massen. Hinzu kommt die schlechtere Bewegungsausführung vor dem Abwurf, bei dem der Ball der beiden leichtesten Wurfmassen den Kopf berührt. Der wichtigste Grund, weshalb keine stetige Steigerung der Abwurf-

geschwindigkeit und damit der Wurfweite erreicht wird, dürfte in dem Verhältnis zwischen Masse des distalen Gliedes und der Wurfmasse liegen. Da das äußerste Gelenk das Ellenbogengelenk darstellt, sind zusätzlich zum Ball beide Unterarme und beide Hände zu beschleunigen. Zusammen hat das letzte Glied – ohne Ball – eine Masse von $M = 1.462 \text{ kg}$. Das Ballgewicht der drei leichtesten Wurfmassen hat dadurch kaum Auswirkungen auf die Gesamtmasse des letzten Glieds und ebenfalls nur einen kleinen Einfluss auf das Trägheitsmoment. Erst mit größeren Wurfmassen wird das Verhältnis entscheidend verändert, was sich auch in der Abnahme der Wurfweite widerspiegelt.

Zu Frage F₅: Was unterscheidet die Bewegung der besten Lösung von Bewegungen submaximaler Lösungen?

Zur Beantwortung dieser Fragen muss ein masseninterner Vergleich durchgeführt werden. Dazu bieten sich die Lösungen mit Abweichungen zwischen beiden Simulationsläufen an. Vor allem der Wurf der Masse $M = 2 \text{ kg}$ ist zu betrachten, da der Unterschied zwischen den Optima beider Würfe lediglich 38 cm oder 1,13 % der Wurfweite beträgt. Trotz teilweise großer Unterschiede im Momentverlauf sind sich beide Bewegungen von der äußeren Gestalt sehr ähnlich (vgl. Tabelle 12 und Abbildung 81). Bei Simulationslauf 1 (der Optimallösung) liegt kurz vor dem Abwurf ein positives Schultermoment an, welches im Schultergelenk beugend wirkt. Der Effekt auf die Abwurfgeschwindigkeit ist jedoch zu vernachlässigen. Lediglich eine stärkere Verringerung der Bahngeschwindigkeit des Ellenbogens ist gegenüber der Lösung aus Simulationslauf 2 auszumachen.

	Simulationslauf 1	Simulationslauf 2
Wurfweite	33.64 m	33.26 m
Abwurfwinkel	31.77°	28.1°
Abwurfgeschwindigkeit	18.44 m/s	18.89 m/s
Abwurfhöhe	1.75 m	1.77 m
Stützpunkt 1 (Ellenbogen)	-40 Nm	-40 Nm
Stützpunkt 2 (Ellenbogen)	-12.91 Nm	-3.46 Nm
Stützpunkt 3 (Ellenbogen)	40 Nm	40 Nm
Stützpunkt 4 (Ellenbogen)	-40 Nm	-40 Nm
Stützpunkt 5 (Ellenbogen)	-29.81 Nm	-39.89 Nm
Stützpunkt 6 (Hüfte)	270 Nm	270 Nm
Stützpunkt 7 (Hüfte)	270 Nm	270 Nm
Stützpunkt 8 (Hüfte)	270 Nm	270 Nm
Stützpunkt 9 (Hüfte)	270 Nm	270 Nm

Stützpunkt 10 (Hüfte)	-270 Nm	269.98 Nm
Stützpunkt 11 (Schulter)	110 Nm	-107.58 Nm
Stützpunkt 12 (Schulter)	-17.66 Nm	-110 Nm
Stützpunkt 13 (Schulter)	-110 Nm	-41.58 Nm
Stützpunkt 14 (Schulter)	110 Nm	4.92 Nm
Stützpunkt 15 (Schulter)	110 Nm	-110 Nm

Tabelle 12: Gegenüberstellung relevanter Parameter der Optimallösungen aus den zwei Simulationsläufen mit einer Wurfmass von $M = 2 \text{ kg}$.

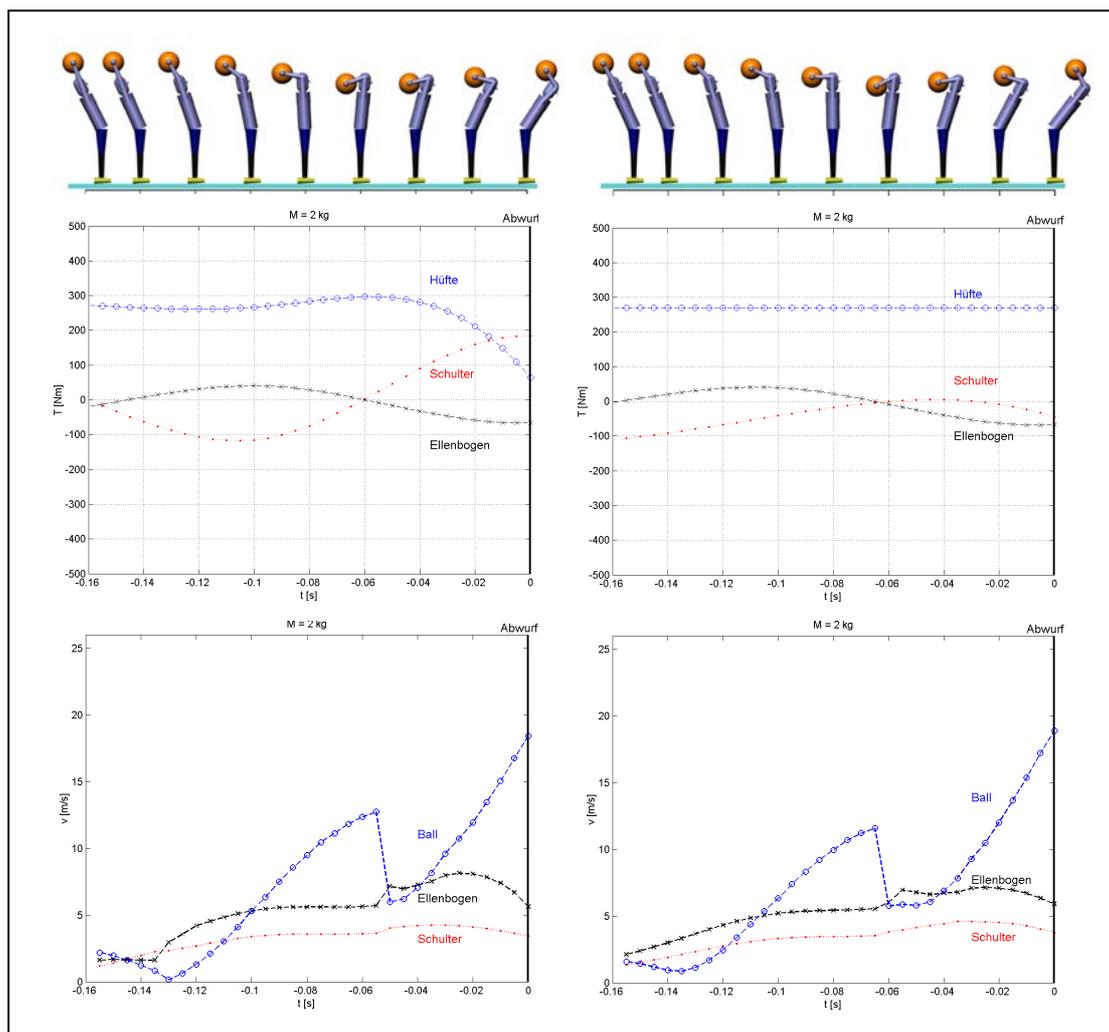


Abbildung 81: Vergleich der Optimallösungen aus beiden Simulationsläufe mit der Wurfmass $M = 2 \text{ kg}$. Das linke Diagramm zeigt die Lösung mit derwurfweite von 33.64 m. Das rechte Diagramm zeigt die Lösung mit derwurfweite von 33.26 m.

Im Sinne der Funktionsäquivalenz sind beide Würfe gleichwertig. Lediglich der Abwurfwinkel deswurfes aus Lösung 2 verhindert eine größere Weite trotz der höheren Abwurfgeschwindigkeit. Daher ist die Lösung aus Simulationslauf 2 als funktional äquivalent zur Lösung von Simulationslauf 1 anzusehen.

Sehr viel deutlicher fallen die Unterschiede aus, wenn optimaler und suboptimaler Wurf der beiden Simulationsläufe von der Wurfmasse $M = 0.08$ kg miteinander verglichen werden. In diesem Fall ergeben teilweise sehr unterschiedliche zeitliche Momentverläufe jeweils, von der äußeren Gestalt betrachtet, geeignete Wurfbewegungen (vgl. Tabelle 13 und Abbildung 82). Die Abwurfwinkel und die Abwurfhöhen sind sich jeweils ähnlich. Vor allem die geringere Abwurfgeschwindigkeit des zweiten Simulationslaufs führt zu einer um 21.56 % geringeren Wurfweite. Deshalb wird im Weiteren vor allem nach dem Grund der unterschiedlichen Abwurfgeschwindigkeiten gesucht.

Zum Vergleich der Bewegungen können wiederum die zahlreichen kinematischen Daten, die durch die Optimierungsanalyse zur Verfügung stehen, hilfreich sein. Dazu werden zeitliche Moment- und Geschwindigkeitsverläufe ausgewählter Gelenkpunkte und die dazugehörige Bildreihen miteinander verglichen (vgl. Abbildung 81 und Abbildung 82).

Bei den Lösungen der Wurfmasse $M = 0.08$ kg unterscheiden sich vor allem die Momentverläufe des Schulter- und Hüftgelenks. Bei der Lösung aus Simulationslauf 1 wird gegenüber der anderen Lösung erst sehr spät der Rumpf nach vorne bewegt. Erst ca. 0.7 s vor dem Abwurf liegt ein positives Moment am Schultergelenk an, welches zur Flexion in der Schulter führt. Bei der submaximalen Lösung liegt ab diesem Zeitpunkt ein negatives Schultermoment an. Die Wurfunterstützung kann somit in diesem Fall nur noch aus den Unterarmen erfolgen.

	Simulationslauf 1	Simulationslauf 2
Wurfweite	66.34 m	52.04 m
Abwurfwinkel	38.77°	38.5°
Abwurfgeschwindigkeit	25.37 m/s	22.38 m/s
Abwurfhöhe	1.88 m	1.88 m
Stützpunkt 1 (Ellenbogen)	-39.74 Nm	40 Nm
Stützpunkt 2 (Ellenbogen)	-39.83 Nm	40 Nm
Stützpunkt 3 (Ellenbogen)	-39.84 Nm	-40 Nm
Stützpunkt 4 (Ellenbogen)	-40 Nm	-40 Nm
Stützpunkt 5 (Ellenbogen)	-40 Nm	40 Nm
Stützpunkt 6 (Hüfte)	-267.79 Nm	270 Nm
Stützpunkt 7 (Hüfte)	-270 Nm	270 Nm
Stützpunkt 8 (Hüfte)	270 Nm	270 Nm
Stützpunkt 9 (Hüfte)	270 Nm	-27.28 Nm
Stützpunkt 10 (Hüfte)	269.11 Nm	-269.54 Nm
Stützpunkt 11 (Schulter)	-82.15 Nm	-110 Nm

Stützpunkt 12 (Schulter)	-110 Nm	110 Nm
Stützpunkt 13 (Schulter)	-110 Nm	-110 Nm
Stützpunkt 14 (Schulter)	109.92 Nm	-110 Nm
Stützpunkt 15 (Schulter)	108.51 Nm	110 Nm

Tabelle 13: Gegenüberstellung relevanter Parameter der Optimallösungen aus den zwei Simulationsläufen mit einer Wurfmass von $M = 0.08$ kg.

Der zeitliche Geschwindigkeitsverlauf zeigt bei der submaximalen Lösung (Abbildung 82, rechts) im Vergleich zur Optimallösung (Abbildung 82, links) einen unruhigeren Verlauf. Die starken Geschwindigkeitsschwankungen kommen durch Gelenkansschläge und Kollisionen zwischen Ball und Körperteilen zustande. Auffälligkeiten zeigen die Verläufe der Bahngeschwindigkeit des Ellenbogens. In der Optimallösung des ersten Simulationslaufs wird der Ellenbogen vor dem Abwurf stärker, fast auf 0 m/s, abgebremst. Vergleicht man die Winkelgeschwindigkeiten der Ellenbogen beider Lösungen, ist zu erkennen, dass sich die Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogens aus Simulationslauf 1 trotzdem erhöht und beim Abwurf den Wert der Lösung aus Simulationslauf 2 übertrifft. Anhand des Vergleichs der optimalen und submaximalen Lösung der Wurfmassen $M = 2$ kg und $M = 0.08$ kg kann die oben gestellte Frage F_5 nicht zufriedenstellend beantwortet werden. Während bei der leichteren Masse die Optimallösung durch eine proximal-zu-distal Sequenz ein besseres Ergebnis erzielt, kann dies bei der schwereren Masse nicht festgestellt werden (vgl. auch S. 148).

Allgemein ist festzustellen, dass durch die Analyse von zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen ausgewählter Gelenkpunkte nur sehr schwer Aussagen zur Qualität der Bewegung getroffen werden können. Deshalb drängt sich die Frage auf, ob die bisher übliche Praxis, (Bahn-) Geschwindigkeitsverläufe ausgewählter Gelenkpunkte zu betrachten, geeignet ist, um die Güte von Gliederkettenbewegungen zu beurteilen. Die Diskussion dieser Frage ist notwendig, damit die weitere Auswertung der Gliederkettenbewegung durchgeführt werden kann. Aus diesem Grund wird im Folgenden über einen theoretischen Zugang dieser Frage nachgegangen und nach der Diskussion die Auswertung fortgesetzt.

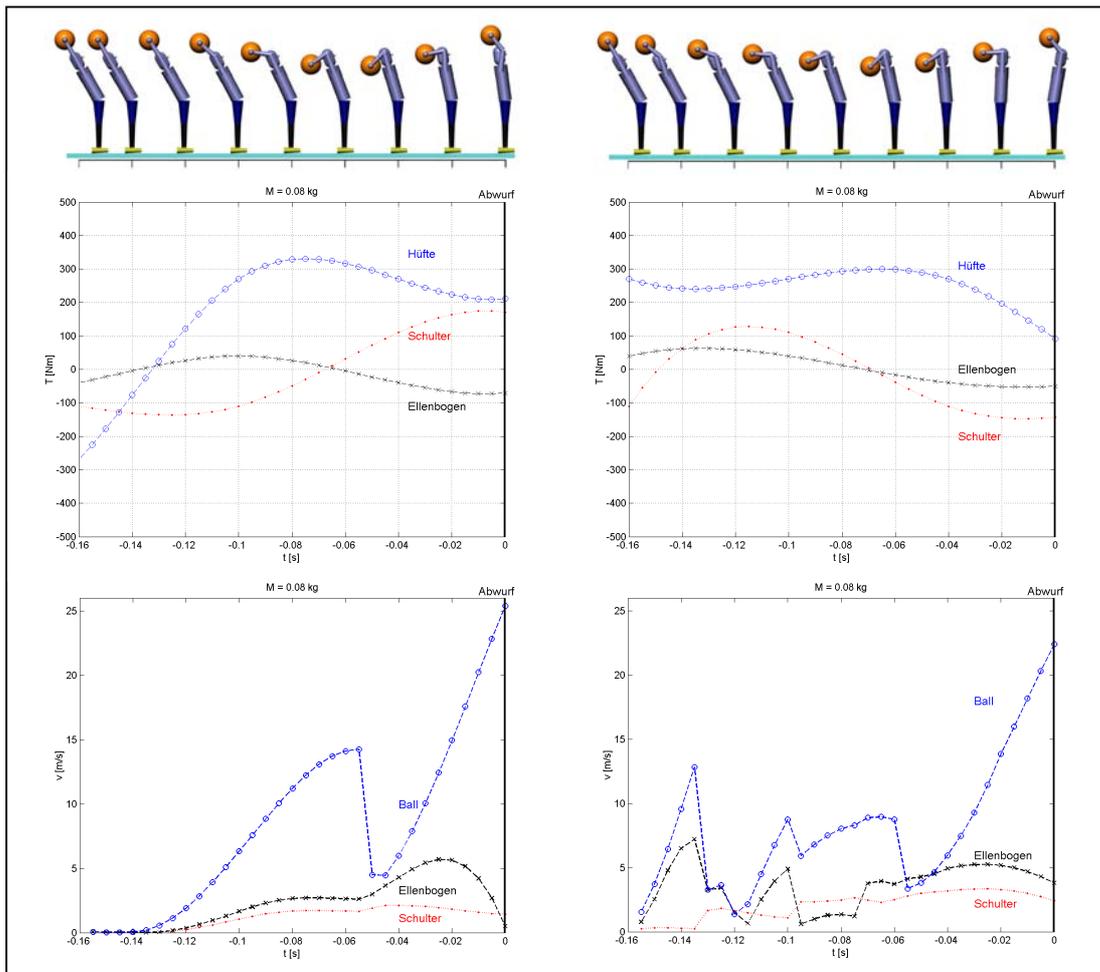


Abbildung 82: Vergleich der Optimallösungen aus beiden Simulationsläufen mit der Wurfmass $M = 0.08 \text{ kg}$. Das linke Diagramm zeigt die Lösung mit der Wurfweite von 66.34 m. Das rechte Diagramm zeigt die Lösung mit der Wurfweite von 52.04 m.

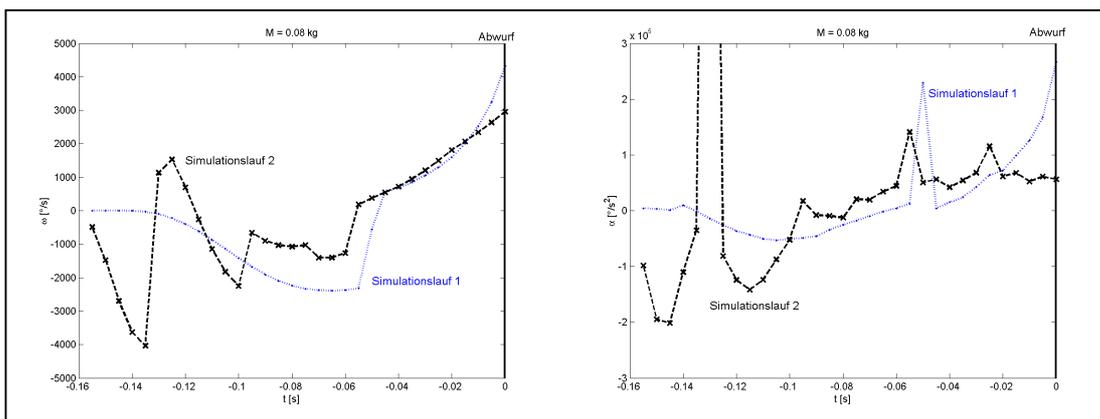


Abbildung 83: Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung des Ellenbogengelenks der Optimallösung beider Simulationsläufe mit der Wurfmass $M = 0.08 \text{ kg}$. Der hohe Ausschlag der Winkelgeschwindigkeit von Simulationslauf 2 bei $t = -0.13 \text{ s}$ kommt durch die Berührung zwischen Ball und Kopf zustande, welcher einen harten Anschlag darstellt.

6 Zur Relevanz von zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen ausgewählter Gelenkpunkte bei der Beurteilung der Qualität von Gliederkettenbewegungen

6.1 Bisherige Betrachtungsweise bei Gliederkettenbewegungen

Betrachtet man Untersuchungen zu Gliederkettenbewegungen in der sportwissenschaftlichen Fachliteratur, so stellt man fest, dass allgemein versucht wird, über die Analyse der Bahngeschwindigkeiten von ausgewählten Gelenkpunkten Aussagen über die Qualität der Gliederkettenbewegungen zu machen (vgl. zum Beispiel Kollath, 1989; Kollath u.a., 1988; Menzel, 1992, 1986a, 1986b, 1990; Neal, 1991; Neal et al., 1991; Ogiolda, 1993; Sörensen et al., 1996; u.a., siehe Kapitel 5.2.1, Abbildung 84).

Die bisher durchgeführte Analyse verdeutlicht, dass die in der Fachliteratur gebräuchliche Methode (Betrachtung von zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen ausgewählter Gelenkpunkte) bei der intensiven Auswertung verschiedener Optimallösungen von Würfen (Gliederkettenbewegungen) nur eine sehr geringe Aussagekraft bezüglich der Qualität hat.

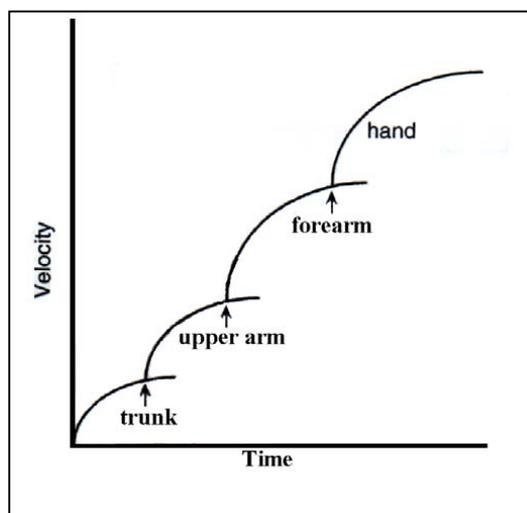


Abbildung 84: Die stark vereinfachte schematische Darstellung des „the summation of speed principle“. Darin beginnen die einzelnen Glieder sukzessive mit der Beschleunigung von proximal (trunk) bis zum distalen Glied (hand). Abernethy, Kippers, Mackinnon, Neal & Hanrahan, 1997, S. 171).

6.2 Auswirkungen des inversen kinematischen Problems

Warum kommt es zu diesem Problem, obwohl umfangreiches Material an kinematischen und kinetischen Daten aus der Optimierungsanalyse zur Verfügung steht?

Der Grund für dieses Problem gestaltet sich ähnlich zum inversen kinematischen Problem in der Robotik. Das inverse kinematische Problem sagt aus, dass es mehrdeutige Lösungen gibt, wenn mit dem Ende einer Gliederkette ein Zielpunkt angesteuert werden soll (vgl. Abbildung 85). Es ist somit vorab nicht eindeutig festlegbar, welche Stellungen die einzelnen Glieder zueinander haben werden.

In der Problemstellung des Kapitels 5.1 geht es nicht um die Ansteuerung eines bestimmten Punktes im Raum, sondern um das Erreichen einer bestimmten endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung. Das heißt, die höchste erreichbare Geschwindigkeit am äußersten Glied (bei einer bestimmten Winkelstellung des äußersten Gliedes) ist von Interesse. Die Aussage des kinematischen Problems kann aber auch auf diese Problemstellung übertragen werden. Vorab kann gesagt werden, dass es ebenfalls mehrdeutige Lösungen gibt, wenn das äußerste Glied eine bestimmte Geschwindigkeit erreichen soll.

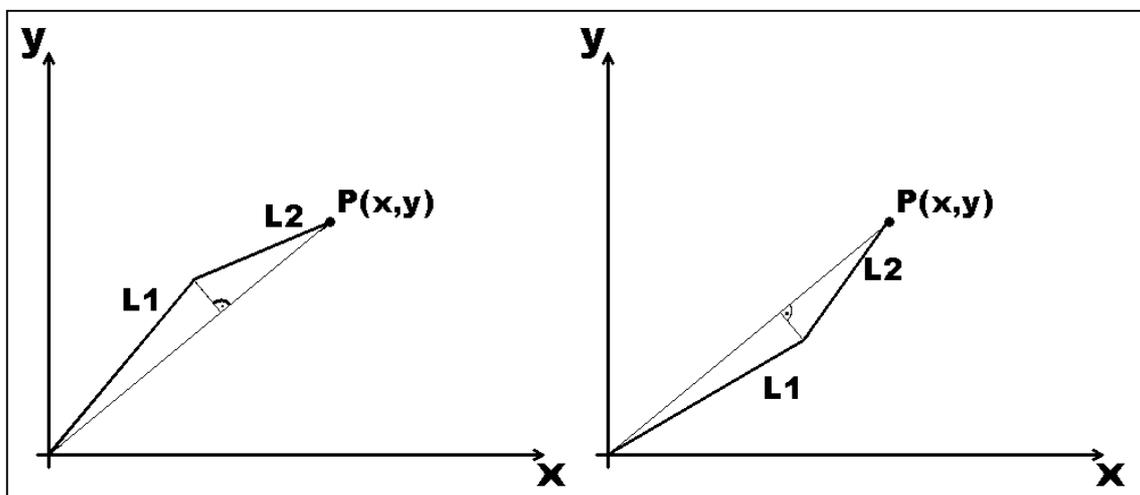


Abbildung 85: Skizze des inversen kinematischen Problems. Es gibt in diesem Beispiel einer zweigliedrigen Kette zwei Möglichkeiten den (vorgegebenen) Punkt P zu erreichen.

Zur Diskussion der aufgeworfenen Problemstellung wird im Folgenden betrachtet, aus welchen Komponenten sich die Bahngeschwindigkeiten der einzelnen Gelenke zusammensetzt, und ob daraus Aussagen zur Bewegung von Gliederketten ableitbar sind.

Zum Beispiel berechnet Menzel (1990, S. 243) die erreichbare Geschwindigkeit des Handgelenks bei einem Wurf lediglich über die Bahngeschwindigkeiten, die aus den Teildrehbewegungen der einzelnen Gelenke der Form $\vec{v} = \vec{\omega} \times \vec{r}$ resultieren. Nach

Menzel wird die Geschwindigkeit \vec{v}_{HA} des Handgelenks demnach über die Formel

$$\vec{v}_{HA} = \sum_{i=1}^6 \vec{\omega}_i \times (\vec{p}_{HA} - \vec{p}_i) \text{ berechnet (vgl. Menzel, 1990, S. 243 und Abbildung 86).}$$

Die Vektoren $\vec{\omega}_i$ ($i = 1, \dots, 6$) stellen dabei die Relativdrehungen der an den Gelenkpunkten P_i benachbarten Gelenke und \vec{p}_i ($i = 1, \dots, 6$) die Ortsvektoren der Gelenkpunkte P_i dar.

Diese Formel beinhaltet den Trugschluss, dass die Bahngeschwindigkeiten des Handgelenks auf die Summation der relativen Bahngeschwindigkeiten der Teiglieder reduziert werden können.

In einem kurzen Gedankenmodell wird deutlich, dass die Formel von Menzel nicht ausreichend ist, um die Bahngeschwindigkeit des äußersten Gliedes zu beschreiben. Wenn sich zum Beispiel der Speerwerfer in der abgebildeten Haltung starr im Sprung, also in der Luft in Abwurfriechung befindet, ist eine Bahngeschwindigkeit des Handgelenks vorhanden, obwohl keinerlei Rotation in den einzelnen Gelenken stattfindet. Nach der oben vorgestellten Formulierung müsste aber mit $\vec{\omega}_i = 0$ für alle i ebenfalls $\vec{v}_{HA} = 0$ sein. Aus diesem Grund sollte bei einer Gliederkettenbewegung vielmehr eine Kombination aus (Teil-) Tangentialgeschwindigkeiten und (Teil-) Winkelgeschwindigkeiten der ausgewählten Gelenke betrachtet werden.

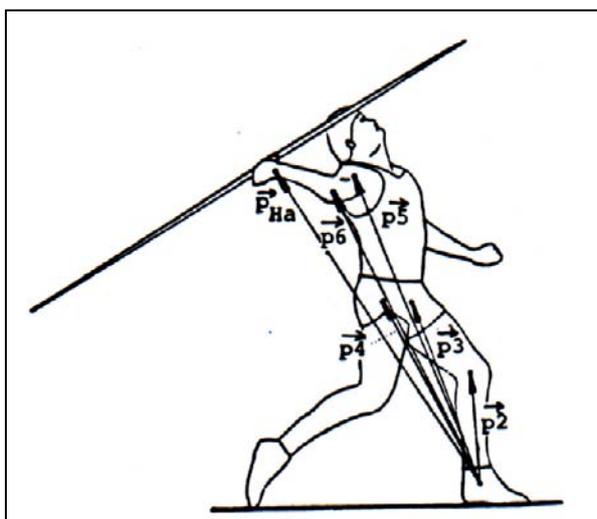


Abbildung 86: Das dreidimensionale 6-Segment-Modell als Grundlage zur Berechnung der (Bahn-) Geschwindigkeit des Handgelenks (aus Menzel, 1990, S. 244).

Mit folgendem Modell soll dies erläutert werden (vgl. Abbildung 87). Dazu wird ein, an einem Ende drehbar gelagerter Stab mit einer Länge von $l = 0.5 \text{ m}$ betrachtet. Der Stab

soll sich mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit von $\omega = 5 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ (vgl. Abbildung 87) drehen. Die Bahngeschwindigkeit wird jeweils am Stabende aufgezeichnet.

Wenn die Drehachse, die am anderen Stabende angebracht ist, ortsfest ist, ergibt dies die konstante Bahngeschwindigkeit $v = \omega \cdot l = 2.5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ (vgl. Abbildung 87, links). Wird

dagegen der Drehpunkt zusätzlich gleichförmig und geradlinig mit einer Geschwindigkeit $v_{\text{transl}} = 0.5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ nach rechts bewegt, überlagern sich die Geschwindigkeiten aus Rotation und der Translation. Es ergibt sich für das Stabende einen sinusförmiger Verlauf

der Bahngeschwindigkeit (vgl. Abbildung 87, rechts). Diese wird dann maximal, wenn die Geschwindigkeitsvektoren aus der translatorischen und rotatorischen Bewegung in

die gleiche Richtung zeigen (im Beispiel ist $v_{\text{max}} = \omega \cdot l + v_{\text{transl}} = 3 \frac{\text{m}}{\text{s}}$). Sie wird mini-

mal, wenn sie in entgegengesetzt gerichtet sind (Im Beispiel ist $v_{\text{min}} = 2 \frac{\text{m}}{\text{s}}$).

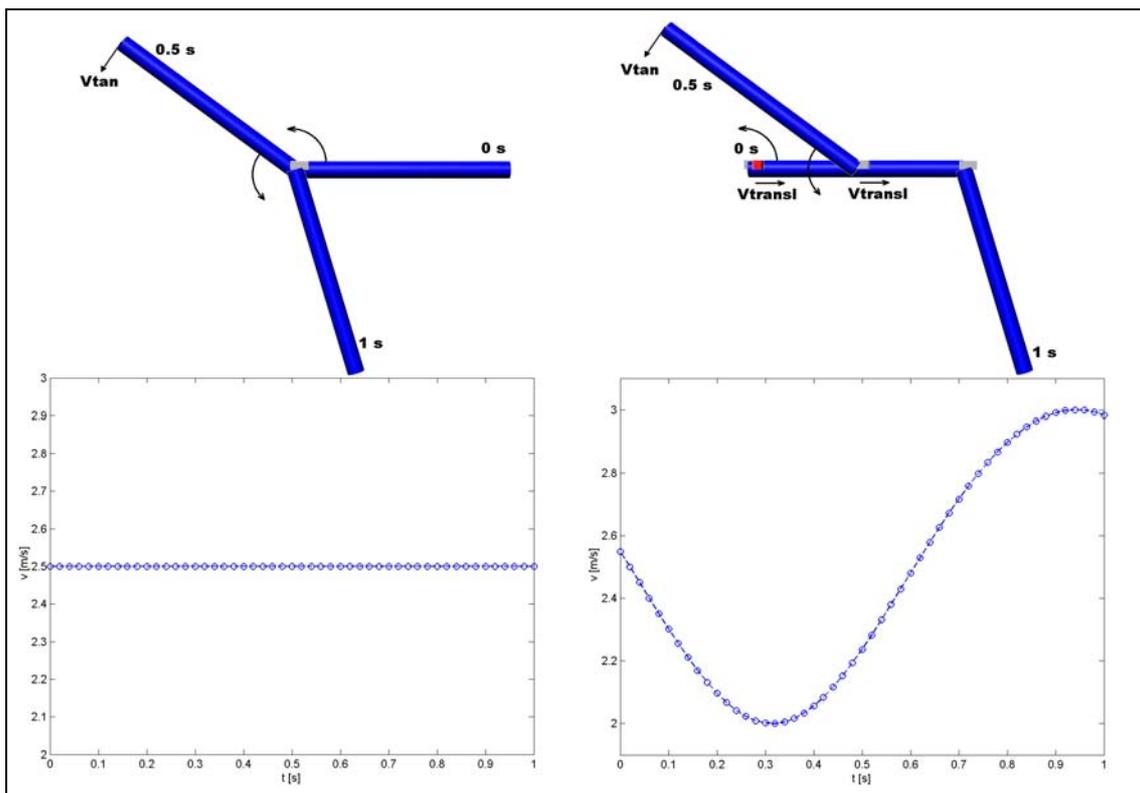


Abbildung 87: Unterschiede in der Bahngeschwindigkeit zwischen einem ortsfesten Drehpunkt (linke Abbildung) und einem gleichförmig bewegten Drehpunkt.

6.3 Berechnung der Bahngeschwindigkeit des distalen Punktes

Auf der Basis dieser Feststellungen kann die Berechnung der Bahngeschwindigkeit des distalen Punktes erfolgen. Dafür wird das schon bekannte Modell des Einwerfers verwendet (vgl. Abbildung 88). Die Beschränkung des Modellwerfers auf Hüft-, Schulter- und Ellenbogengelenk wird für die Berechnung aufgehoben, so dass das Modell mit acht Gelenken versehen ist (vgl. Kapitel 5.4, S. 127). Gelenk Null stellt die Verbindung zwischen Fuß und Boden dar. Der dazugehörige Ortsvektor ist der Nullvektor. Die weiteren Gelenke sind von proximal zu distal beschriftet. So entspricht zum Beispiel P1 dem Sprunggelenk, P7 ist das Handgelenk. Die Ballgeschwindigkeit entspricht der Bahngeschwindigkeit von P8 (mit dem Ortsvektor \vec{r}_8 , welcher kein Gelenk repräsentiert).

Zur beispielhaften Berechnung der Bahngeschwindigkeit von Gelenkpunkten wird ein Ausschnitt aus dem Modell gewählt (vgl. Abbildung 89). Der Ausschnitt beinhaltet die Gelenke P3 (Hüftgelenk) und P4 (Gelenk zwischen Ober- und Unterrumpf). Es soll die Bahngeschwindigkeit von P4 ermittelt werden.

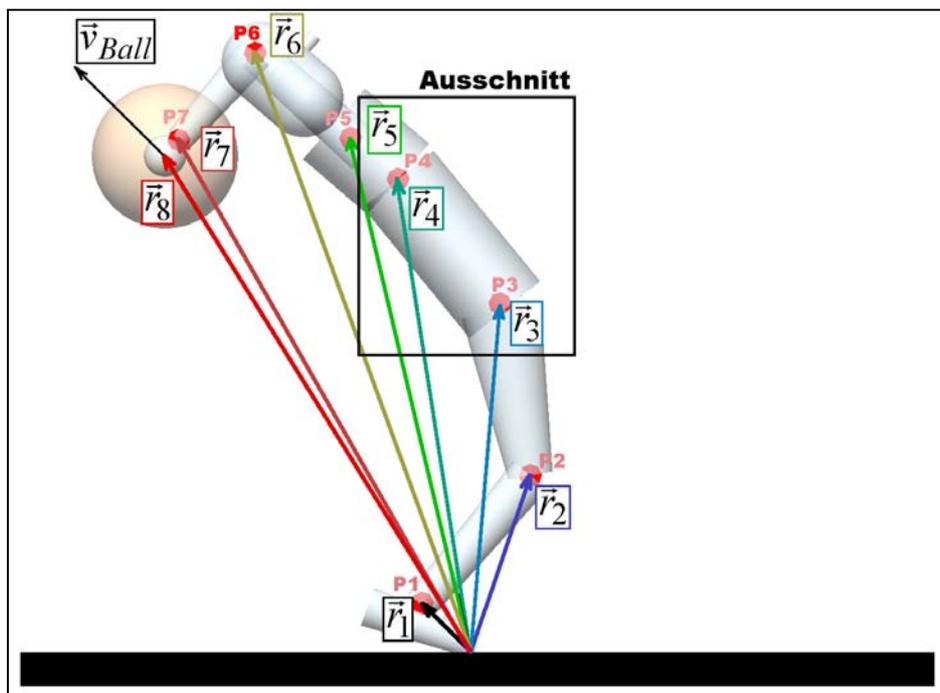


Abbildung 88: Modell zur Berechnung der Bahngeschwindigkeiten ausgewählter (Gelenk-) Punkte. In diesem Beispiel repräsentiert P2 das Kniegelenk, P3 das Hüftgelenk u.s.w. Das Modell orientiert sich am Hanavanmodell (vgl. Hanavan, 1964).

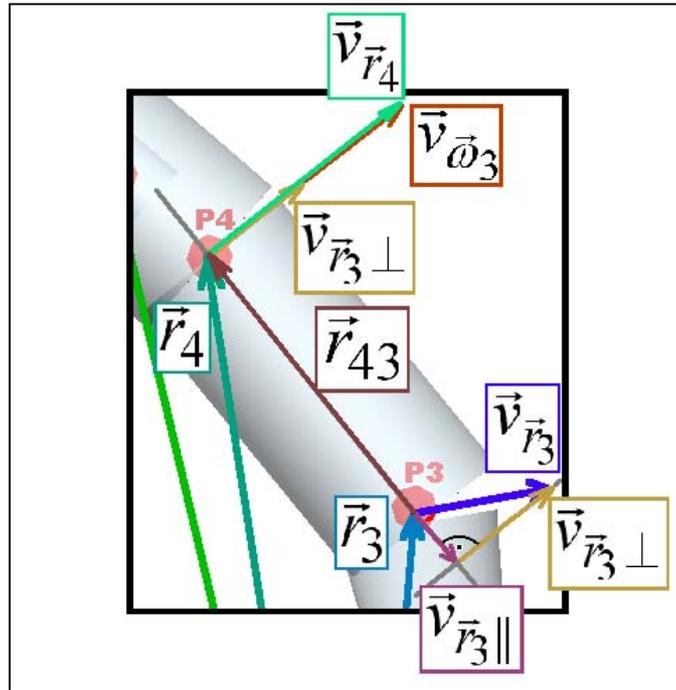


Abbildung 89: Zur beispielhaften Berechnung der Bahngeschwindigkeit von P4 wird ein Ausschnitt aus Abbildung 88 gewählt und mit den zur Berechnung notwendigen Vektoren ausgestattet.

6.4 Beispielhafte Berechnung der Bahngeschwindigkeit von Gelenk- punkt 4 (P4):

Zuerst wird der Vektor $\vec{v}_{\vec{r}_3}$ (Bahngeschwindigkeit von P3) in zwei zueinander orthogonale Teile zerlegt, damit die tangentielle Geschwindigkeit von P4 ($\vec{v}_{\vec{r}_3 \perp}$) ermittelt werden kann.

Die Definitionen der einzelnen Rechenoperationen sind im Anhang aufgeführt (vgl. Anhang A).

Projektion des Geschwindigkeitsvektors $\vec{v}_{\vec{r}_3}$ (Bahngeschwindigkeit) auf Vektor \vec{r}_{43} :

$$\vec{v}_{\vec{r}_3 \perp} = \vec{v}_{\vec{r}_3} - \frac{\vec{r}_{43} \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3}}{r_{43}^2} \cdot \vec{r}_{43} = \vec{v}_{\vec{r}_3} - (\vec{r}_{43}^n \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3}) \cdot \vec{r}_{43}^n \quad 6.5$$

mit

$$\frac{\vec{r}_{43} \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3}}{|\vec{r}_{43}| \cdot |\vec{r}_{43}|} \cdot \vec{r}_{43} = \left(\frac{\vec{r}_{43}}{|\vec{r}_{43}|} \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3} \right) \cdot \frac{\vec{r}_{43}}{|\vec{r}_{43}|} = (\vec{r}_{43}^n \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3}) \cdot \vec{r}_{43}^n \quad 6.6$$

ist

$$\vec{v}_{\vec{r}_3 \perp} = \vec{v}_{\vec{r}_3} - \frac{\vec{r}_{43} \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3}}{r_{43}^2} \cdot \vec{r}_{43} = \vec{v}_{\vec{r}_3} - (\vec{r}_{43}^n \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3}) \cdot \vec{r}_{43}^n \quad 6.7$$

$\vec{v}_{\vec{r}_3 \perp}$ ist somit die Geschwindigkeit, mit der das Gelenk P4 tangential zum Unterrumpf bewegt wird. In diesem Fall wird von der **tangentialen Geschwindigkeit** oder **Tangentialgeschwindigkeit** von P4 gesprochen. Für weitere Gelenke ist dies entsprechend anzuwenden.

Nun kommt zusätzlich zur tangentialen Geschwindigkeit eine von der Rotation im vierten Gelenk (P3, Hüftgelenk) stammende (Umlauf-) Geschwindigkeit hinzu.

Für die Umlaufgeschwindigkeit von P4 durch die Rotation in P3 gilt die Beziehung:

$$\vec{v}_{\vec{\omega}_3} = \vec{\omega}_3 \times \vec{r}_{43}. \quad 6.8$$

Die **Umlaufgeschwindigkeit** eines Gelenkpunktes wird also durch die Rotation im vorgelagerten Gelenk verursacht.

Damit ergibt sich die Bahngeschwindigkeit $\vec{v}_{\vec{r}_4}$:

$$\vec{v}_{\vec{r}_4} = \vec{v}_{\vec{\omega}_3} + \vec{v}_{\vec{r}_3 \perp} = \vec{\omega}_3 \times \vec{r}_{43} + \vec{v}_{\vec{r}_3 \perp}. \quad 6.9$$

Dies bedeutet, dass sich die **Bahngeschwindigkeit** des distal gelegenen Gelenks (in diesem Beispiel P4) aus der **Umlaufgeschwindigkeit**, die durch die Rotation im proximalen Gelenk (in diesem Beispiel P3) hervorgerufen wird und/oder der **tangentialen Geschwindigkeit** des Verbindungskörpers zwischen beiden Gelenken zusammensetzt. Man sieht, dass keine Aussage zur Bahngeschwindigkeit von P4 allein aus der Betrachtung der Bahngeschwindigkeit von P3 gemacht werden kann. Es ist zum Beispiel wie oben gezeigt möglich, dass die Bahngeschwindigkeit von Gelenk 3 $\vec{v}_{\vec{r}_3 \perp} = 0 \frac{m}{s}$ ist (oder dass sie sogar entgegen der eigentlichen Bewegungsrichtung gerichtet ist). Trotzdem kann P4 eine hohe Bahngeschwindigkeit (in die gewünschte Richtung) erreichen, wenn gilt: $|\vec{\omega}_3 \times \vec{r}_{43}| > |\vec{v}_{\vec{r}_3 \perp}|$.

Wie kann nun über die gesamte Gliederkette die Abwurfgeschwindigkeit des Balls berechnet werden?

Dazu wird wieder das Modell von Abbildung 88 mit den Gelenkstellen P0 bis P7 verwendet.

P1 (Sprunggelenk) dreht um P0, welches, wie bereits oben erwähnt, die Stützstelle zwischen Füßen und Boden repräsentiert. Damit ist die Bahngeschwindigkeit von P1 mit $\vec{r}_1 = \vec{r}_{10}$ (Vektor zwischen P 0 und P 1):

$$\vec{v}_{\vec{r}_1} = \vec{\omega}_0 \times \vec{r}_{10} = \vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1. \quad \mathbf{6.10}$$

Die Bahngeschwindigkeit des Sprunggelenks bildet sich als Sonderfall lediglich aus der Drehung um P0, da P0 als ortsfest definiert wird und daher P1 nicht zusätzlich tangential aus einer translatorischen Bahn von P0 bewegt werden kann: $\vec{v}_{\vec{\omega}_0} = \vec{v}_{\vec{r}_1}$

Dagegen ergeben sich die weiteren Bahngeschwindigkeiten jeweils aus der tangentialen Geschwindigkeit ($\vec{v}_{\vec{r}_i \perp}$) und der Rotationsgeschwindigkeit (Umlaufgeschwindigkeit) vom benachbarten, proximal gelegenen Gelenk. So ist die Bahngeschwindigkeit von P2 (Kniegelenk) mit $\vec{r}_{21} = \vec{r}_2 - \vec{r}_1$ als Vektor zwischen P1 und P2:

$$\vec{v}_{\vec{r}_2} = \vec{v}_{\vec{\omega}_1} + \vec{v}_{\vec{r}_1 \perp} = \vec{\omega}_1 \times \vec{r}_{21} + \vec{v}_{\vec{r}_1 \perp}. \quad \mathbf{6.11}$$

Dementsprechend können die Geschwindigkeiten weiter berechnet werden:

$$\vec{v}_{\vec{r}_3} = \vec{v}_{\vec{\omega}_2} + \vec{v}_{\vec{r}_2 \perp} = \vec{\omega}_2 \times \vec{r}_{32} + \vec{v}_{\vec{r}_2 \perp} \quad \mathbf{6.12}$$

•
•
•

$$\vec{v}_{\vec{r}_n} = \vec{v}_{\vec{\omega}_{n-1}} + \vec{v}_{\vec{r}_{n-1} \perp} = \vec{\omega}_{n-1} \times \vec{r}_{n,n-1} + \vec{v}_{\vec{r}_{n-1} \perp}$$

Für die Ballgeschwindigkeit (Bahngeschwindigkeit des Balls) ergibt sich damit:

$$\vec{v}_{Ball} = \vec{v}_{\vec{\omega}_7} + \vec{v}_{\vec{r}_7 \perp} = \vec{\omega}_7 \times \vec{r}_{87} + \vec{v}_{\vec{r}_7 \perp}. \quad \mathbf{6.13}$$

Zusätzlich zu den bisher gemachten Annahmen muss noch eine weitere Geschwindigkeitskomponente addiert werden, wenn sich zum Beispiel der gesamte Körper im Sprung in der Luft befindet und somit keinen Kontakt zum Boden aufrecht erhalten werden kann. Diese zusätzlich zu addierende Geschwindigkeit (\vec{v}_{KSP}) entspricht dann der Bahngeschwindigkeit des KSP. Diese Geschwindigkeitskomponente fällt weg, wenn wieder eine Stützstelle zum Boden vorhanden ist! Wenn sich der Körper in der Luft befindet gilt:

$$\vec{v}_{\vec{r}_n} = \vec{v}_{\vec{\omega}_{n-1}} + \vec{v}_{\vec{r}_{n-1} \perp} + \vec{v}_{KSP} = \vec{\omega}_{n-1} \times \vec{r}_{n,n-1} + \vec{v}_{\vec{r}_{n-1} \perp} + \vec{v}_{KSP}. \quad \mathbf{6.14}$$

Die vorgestellte Formulierung für einen Wurf mit Stützsituation besteht aus nicht trivialen Abhängigkeiten der vorhergehenden Glieder. Dies wird beispielhaft für P4 (Gelenk zwischen Ober- und Unterrumpf) gezeigt, indem dessen Bahngeschwindigkeit explizit beschrieben wird (beim Modell mit Stützsituation aus Abbildung 88):

Es gilt:

$$\vec{v}_{\vec{r}_4} = \vec{v}_{\vec{\omega}_3} + \vec{v}_{\vec{r}_3\perp} = \vec{\omega}_3 \times \vec{r}_{43} + \vec{v}_{\vec{r}_3\perp}. \quad 6.15$$

$$\vec{v}_{\vec{r}_3\perp} = \vec{v}_{\vec{r}_3} - \left(\vec{r}_{43}^n \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3} \right) \cdot \vec{r}_{43}^n, \quad 6.16$$

$$\vec{v}_{\vec{r}_3} = \vec{\omega}_2 \times \vec{r}_{32} + \vec{v}_{\vec{r}_2\perp}, \quad 6.17$$

$$\vec{v}_{\vec{r}_2\perp} = \vec{v}_{\vec{r}_2} - \left(\vec{r}_{32}^n \cdot \vec{v}_{\vec{r}_2} \right) \cdot \vec{r}_{32}^n, \quad 6.18$$

$$\vec{v}_{\vec{r}_2} = \vec{\omega}_1 \times \vec{r}_{21} + \vec{v}_{\vec{r}_1\perp}, \quad 6.19$$

$$\vec{v}_{\vec{r}_1\perp} = \vec{v}_{\vec{r}_1} - \left(\vec{r}_{21}^n \cdot \vec{v}_{\vec{r}_1} \right) \cdot \vec{r}_{21}^n, \quad 6.20$$

$$\vec{v}_{\vec{r}_1} = \vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1, \quad 6.21$$

ergibt dies insgesamt

$$\begin{aligned}
\vec{v}_{\vec{r}_4} = & \vec{\omega}_3 \times \vec{r}_{43} + \underbrace{\left(\vec{\omega}_2 \times \vec{r}_{32} + \left(\left(\vec{\omega}_1 \times \vec{r}_{21} + \left(\left(\vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 \right) - \left(\vec{r}_{21}^n \cdot \left(\vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 \right) \right) \cdot \vec{r}_{21}^n \right) \right) \cdot \vec{r}_{21}^n \right) - \left(\vec{r}_{32}^n \cdot \left(\vec{\omega}_1 \times \vec{r}_{21} + \left(\left(\vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 \right) - \left(\vec{r}_{21}^n \cdot \left(\vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 \right) \right) \cdot \vec{r}_{21}^n \right) \right) \cdot \vec{r}_{21}^n \right) \right) \cdot \vec{r}_{32}^n \right)}_{\vec{v}_{\vec{r}_3}} \\
& - \underbrace{\left(\vec{r}_{43}^n \cdot \left(\vec{\omega}_2 \times \vec{r}_{32} + \left(\left(\vec{\omega}_1 \times \vec{r}_{21} + \left(\left(\vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 \right) - \left(\vec{r}_{21}^n \cdot \left(\vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 \right) \right) \cdot \vec{r}_{21}^n \right) \right) \cdot \vec{r}_{21}^n \right) - \left(\vec{r}_{32}^n \cdot \left(\vec{\omega}_1 \times \vec{r}_{21} + \left(\left(\vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 \right) - \left(\vec{r}_{21}^n \cdot \left(\vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 \right) \right) \cdot \vec{r}_{21}^n \right) \right) \cdot \vec{r}_{21}^n \right) \right) \cdot \vec{r}_{32}^n \right)}_{-\left(\vec{r}_{43}^n \cdot \vec{v}_{\vec{r}_3} \right) \vec{r}_{43}^n} \cdot \vec{r}_{43}^n. \quad \mathbf{6.22}
\end{aligned}$$

Damit zeigt sich eine Abhängigkeit der Bahngeschwindigkeit von P4 von den Geschwindigkeiten, die durch Rotationen proximaler Gelenke hervorgerufen werden. Dies ist dadurch ersichtlich, dass die Bahngeschwindigkeit von $\vec{v}_{\vec{r}_4}$ eine Summe aus dem rotatorischen Geschwindigkeitsanteil (Umlaufgeschwindigkeit) des Gelenkes P3 ($\vec{\omega}_3 \times \vec{r}_{43}$) und dem tangentialen Geschwindigkeitsanteil der weiter proximal gelegenen Glieder ist (der Rest der Formel besteht jeweils aus Projektionen der Bahngeschwindigkeitsvektoren ($\vec{v}_{\vec{r}_i \perp}$)).

Wie zu erkennen ist, nimmt die Komplexität der Formel mit zunehmender Anzahl von Gelenken entsprechend zu. Allgemein gesagt, besteht die Bahngeschwindigkeit des Punktes Pn ($\vec{v}_{\vec{r}_n}$) aus zwei Anteilen: Der erste Anteil ist die Umlaufgeschwindigkeit, die aus der Rotation im benachbarten proximal gelegenen Gelenk stammt ($\vec{\omega}_{n-1} \times \vec{r}_{n,n-1}$). Im zweiten Anteil kommen die Winkelgeschwindigkeiten der proximalen Gelenke zum Tragen, wobei die Winkelgeschwindigkeit des direkt benachbarten proximal gelegenen Gelenks ausgenommen ist. Die Einflüsse und vor allem die zeitliche Gestaltung der Bewegungen der einzelnen Glieder bei einer mehrgliedrigen kinematischen Kette abzuschätzen, gestaltet sich daher äußerst schwierig. Im Folgenden soll dieser Sachverhalt trotzdem diskutiert werden. Dazu wird die Anzahl der Glieder auf zwei reduziert.

6.5 Beispielhafte Berechnung der Bahngeschwindigkeit von Gelenk- punkt 2 (P2):

Hier wird die Bahngeschwindigkeit des dritten Gelenks P2 ($\vec{v}_{\vec{r}_2}$, Kniegelenk) berechnet und die Beteiligung von nur zwei weiteren proximalen Gelenken an der Geschwindigkeitsbildung zugelassen. Gelenk 0 ist der Verbindungspunkt zwischen Fuß und Boden und Gelenk 1, der das Sprunggelenk repräsentiert. Die Bahngeschwindigkeit $\vec{v}_{\vec{r}_2}$ ergibt sich damit als:

$$\vec{v}_{\vec{r}_2} = \vec{\omega}_1 \times \vec{r}_{21} + \vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1 - (\vec{r}_{21}^n \cdot \vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1) \cdot \vec{r}_{21}^n. \quad 6.23$$

Damit wird ersichtlich, dass im Idealfall die Projektion des nullten Gelenks wegfallen kann, wenn gilt

$$(\vec{r}_{21}^n \cdot \vec{\omega}_0 \times \vec{r}_1) \cdot \vec{r}_{21}^n = 0. \quad 6.24$$

In der Regel nimmt der Einfluss der Winkelgeschwindigkeiten der nicht direkt benachbarten proximal gelegenen Gelenke auf die Bahngeschwindigkeit des betrachteten Gelenks (wenn die Abstände zwischen den Gelenken gleich sind!) ab. Dies ist durch die Projektionen der Geschwindigkeiten zum tangentialen Geschwindigkeitsanteil erklärbar, da im Vergleich dazu der Geschwindigkeitsvektor aus $\vec{\omega} \times \vec{r}$ des direkt benachbarten, proximal gelegenen Gelenks nicht projiziert wird.

Es kann daher festgehalten werden:

Die Aktion mit dem Ziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung muss so erfolgen, dass das benachbarte proximal gelegene Gelenk (P_{n-1}) neben einer möglichst hohen translatorischen Geschwindigkeit des Gelenkpunktes $\vec{v}_{\vec{r}_{n-1}}$ in die relevante Richtung vor allem eine hohe Winkelgeschwindigkeit ($\vec{\omega}_{n-1}$) erreichen sollte.

Im Beispiel aus Abbildung 88 bedeutet dies, dass

- der Gelenkpunkt P7 (Handgelenk) mit einer hohen Geschwindigkeit in Abwurfrichtung bewegt werden sollte und
- zusätzlich das Handgelenk eine hohe Rotationsgeschwindigkeit in Abwurfrichtung aufweisen sollte.

Alle Aktionen der vorgeschalteten Gelenke müssen daher so gestaltet sein, dass diese Ziele erreicht werden. Nachteilig wirkt sich dabei aus, dass der Abstand \vec{r}_{87} zwischen Handgelenk und Ball sehr klein ist. Deshalb ist eine Vergrößerung jenes Abstandes zu

versuchen, da dies, wenn alle anderen Parameter gleich gehalten werden, eine zusätzliche Erhöhung der endpunktorientierten Geschwindigkeit zur Folge hat. Dies wäre zum Beispiel dann möglich, wenn der Ball beim Fußballeinwurf statt in den Handflächen mit den Fingerspitzen gehalten wird. Ebenfalls kann durch Hilfsmittel, wie zum Beispiel einen Tennisschläger, der Abstand zum letzten Gelenk vergrößert werden.

Nach der deterministischen Betrachtung einer Gliederkettenbewegung wird im Folgenden diskutiert, ob die alleinige Betrachtung von zeitlichen Bahngeschwindigkeitsverläufen ausreichend ist, damit Gliederkettenbewegungen beurteilt werden können.

6.6 Warum ist die Betrachtung der Bahngeschwindigkeiten ausgewählter Gelenkpunkte nicht ausreichend, um eine Gliederkettenbewegung endgültig beurteilen zu können?

Nach den oben durchgeführten Berechnungen wird deutlich, dass sich die Bahngeschwindigkeit des distal gelegenen Gelenks immer aus zwei Geschwindigkeitskomponenten zusammensetzt. Zum einen ist es die Umlaufgeschwindigkeit, die sich durch eine Rotation im benachbarten proximalen Gelenk ($\vec{v}_{\vec{r}_n} = \vec{\omega}_{n-1} \times \vec{r}_{n,n-1}$) ergibt. Zum Anderen kommt die tangentielle (Geschwindigkeits-) Komponente des betrachteten Gelenks ($\vec{v}_{n-1\perp}$) hinzu (vgl. S. 165). Diese tangentielle (Geschwindigkeits-) Komponente wird durch die Teilbewegungen (bzw. die entsprechenden Geschwindigkeitsanteile) der proximal gelegenen Glieder beeinflusst.

Die Aussagekraft gegenüber der Ausführung von Gliederkettenbewegungen bei der alleinigen Betrachtung von zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen ist daher beschränkt, da sie den tangentialen Geschwindigkeitsanteil nicht beachtet.

Mit diesem Hintergrund erklärt sich, dass die zeitlichen Geschwindigkeitsverläufe, die in der stark vereinfachten Abbildung von Abernethy u.a. (1997, S. 171, vgl. Abbildung 84) skizziert sind, in der Regel nicht in der Realität anzutreffen sind. Durch Rotationen in den betrachteten Gelenken beginnt die Bahngeschwindigkeit des nächsten distal gelegenen Gelenks nicht auf dem gleichen Geschwindigkeitsniveau, sondern durch die Addition der Geschwindigkeiten aus den zwei oben genannten Anteilen an der Bahngeschwindigkeit entsprechend höher (vgl. Abbildung 90).

Damit wird deutlich, dass eine Aussage über Gliederkettenbewegungen nur dann möglich ist, wenn die zeitlichen Geschwindigkeitsverläufe ausgewählter Gelenkpunkte in Kombination mit den zeitlichen Winkelgeschwindigkeitsverläufen dieser Gelenke be-

trachtet werden. Wenn zum Beispiel die (Bahn-) Geschwindigkeit der Schulter und des Speers den in Abbildung 90 skizzierten Verlauf hat, kann die (Bahn-) Geschwindigkeit des Ellenbogens trotzdem verschiedene Werte annehmen.

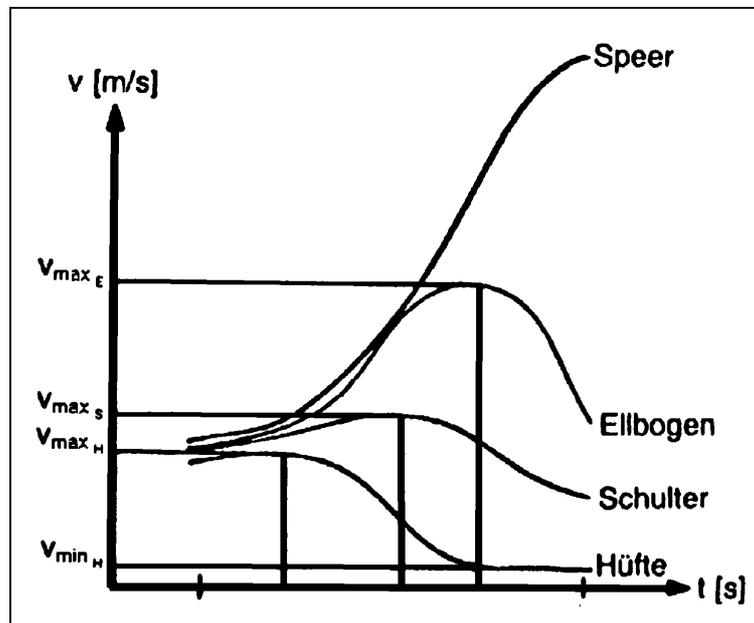


Abbildung 90: Zeitliche Verläufe der Geschwindigkeit des Speeres und anatomischer Kennpunkte beim Speerwurf (Menzel 1992, 116).

Dies soll beispielhaft in einem Gedankenmodell erläutert werden:

Fällt die Bahngeschwindigkeit des Ellenbogens ($\vec{v}_{\vec{r}_E} = \vec{\omega}_S \times \vec{r}_{ES} + \vec{v}_{\vec{r}_S \perp}$, mit $\vec{\omega}_S$ als Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogengelenks, \vec{r}_{SE} als Abstandsvektor zwischen Ellenbogen und Speer und dem für die tangentielle Geschwindigkeit des Speeres relevanten Anteil der Bahngeschwindigkeit des Ellenbogens $\vec{v}_{\vec{r}_E \perp}$) negativ aus, weil im Schultergelenk entgegen der erwünschten Bewegungsrichtung rotiert wird, gilt entsprechend: $|\vec{\omega}_S \times \vec{r}_{ES}| > |\vec{v}_{\vec{r}_S \perp}|$ und $|\vec{\omega}_S \times \vec{r}_{ES}| < 0$ (d.h. die Bahngeschwindigkeit $\vec{v}_{\vec{r}_E}$ ist entgegen der eigentlichen Bewegungsrichtung gerichtet, auch wenn der tangentielle Geschwindigkeitsanteil der Schulter in Bewegungsrichtung zeigt).

Trotzdem ist eine positive Speergeschwindigkeit, wie in Abbildung 91 angedeutet, möglich, wenn, wie oben erwähnt, $|\vec{\omega}_E \times \vec{r}_{SE}| > |\vec{v}_{\vec{r}_E \perp}|$ ist.

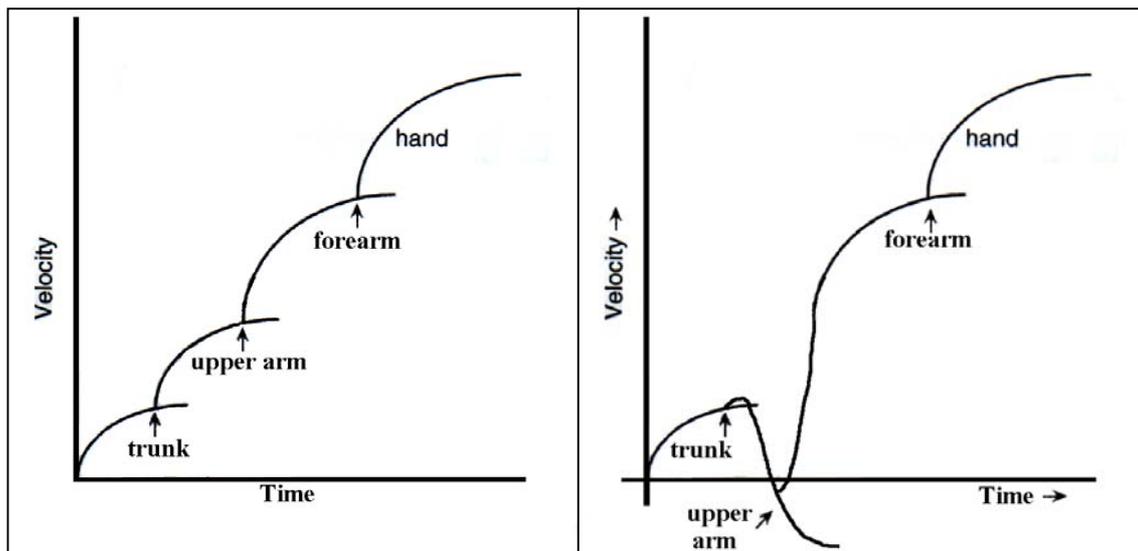


Abbildung 91: Die linke Abbildung zeigt die schon bekannte stark vereinfachte schematische Darstellung des „the summation of speed principle“ (vgl. auch Abbildung 84). Die rechte Abbildung zeigt eine mögliche Variation der Geschwindigkeitsverläufe der Teiglieder, bei der dasselbe Resultat (dieselbe Handgeschwindigkeit) erreicht wird. Durch eine entgegen der Wurfrichtung ausgeführte Rotation im Schultergelenk wird der Oberarm abgebremst, bzw. bewegt sich in diesem Beispiel ebenfalls entgegen der Wurfrichtung. Trotzdem kann der Unterarm dieselbe Geschwindigkeit erreichen, wenn die Rotationsgeschwindigkeit im Ellenbogengelenk entsprechend höher ausfällt.

Die grundsätzliche Aussage des oben beschriebenen inversen kinematischen Problems ist also auch bei der Betrachtung der Bahngeschwindigkeiten ausgewählter Gelenkpunkte anwendbar (vgl. S. 161). Dementsprechend gibt es mehrdeutige Lösungen, um dieselbe Geschwindigkeit des distalen Gelenkes zu erhalten. Es können durchaus einzelne Gelenkpunkte entgegen der eigentlichen Wurfrichtung bewegt und trotzdem dieselbe Abwurfgeschwindigkeit erreicht werden (vgl. Abbildung 91). Die Bewegung entgegen der Wurfrichtung kann besonders dann ausschlaggebend sein, wenn dadurch der Abwurfwinkel (bei gleichbleibender Abwurfgeschwindigkeit) verbessert werden kann oder eine viel höhere Rotationsgeschwindigkeit im benachbarten proximal gelegenen Gelenk ermöglicht wird und dadurch die Abwurfgeschwindigkeit höher ausfällt. Dieses Phänomen zeigt sich bei der Optimallösung des Wurfs mit der Masse $M = 10 \text{ kg}$ 0.02 Sekunden vor dem Abwurf (vgl. Abbildung 79). Die Bahngeschwindigkeit des Ellenbogengelenks geht sogar kurzzeitig auf Null zurück, obwohl die des Schultergelenks gleich bleibt und die Geschwindigkeit des Balles zunimmt. Dieser Vorgang ist nur durch eine Rotation im Schultergelenk entgegen der Wurfrichtung bei einer gleichzeitigen schnellen Rotation im Ellenbogengelenk in Wurfrichtung möglich (vgl. auch S. 148).

Aus diesem Grund müssen die Aktionen bei einer Gliederkettenbewegung mit dem Bewegungsziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung so stattfinden,

- dass die Gelenke (und vor allem das letzte Gelenk) mit einer höchstmöglichen Geschwindigkeit in die relevante Richtung bewegt werden,
- während in den Gelenken (und vor allem im letzten Gelenk) gleichzeitig mit den höchstmöglichen Winkelgeschwindigkeiten in die relevante Richtung rotiert wird.

Diese Forderung kann lediglich durch einen Kompromiss erreicht werden, da ein sich schnell bewegendes Gelenk die Rotation im Gelenk erschwert (bzw. eine Rotation im Gelenk durch die kinematische Verbindung die Translation des Gelenkpunktes erschwert). Insofern müssen die zwei genannten Punkte für die Aktionsmodalitäten so abgeändert werden,

- dass die Gelenke (und vor allem das letzte Gelenk) mit der optimalen Geschwindigkeit in die relevante Richtung bewegt werden,
- damit gleichzeitig höchstmögliche Winkelgeschwindigkeiten in den Gelenken (und vor allem im letzten Gelenk) in die relevante Richtung möglich sind.

Die Aussagen, bzw. Forderungen der oben vorgestellten „Koordination der Teilimpulse“, „the summation of speed principle“ oder auch „kinetic link principle“ werden nicht beiden Punkten gerecht, da sie nur den ersten Punkt – die Bahngeschwindigkeit der Gelenke - berücksichtigen (vgl. S. 117).

Wägt man den Einfluss der beiden Punkte auf der Gestaltung der Bahngeschwindigkeit des nächsten distal gelegenen Gelenks ab, ist davon auszugehen, dass Punkt 2, also die Winkelgeschwindigkeit des nächsten proximal gelegenen Gelenks den höchsten Anteil trägt. Diese Aussage ist dadurch begründet, dass bei ballistischen Bewegungen sehr hohe Winkelgeschwindigkeiten erreicht werden können, die über $\vec{v} = \vec{\omega} \times \vec{r}$ gegenüber den erreichbaren tangentialen Geschwindigkeiten des betrachteten Gelenks viel höher ausfallen.

In Anbetracht dessen drängt sich die Frage auf, wie die Bewegung stattfinden muss, wenn sowohl eine hohe tangentiale Geschwindigkeit der Gelenkpunkte in die erforderliche Richtung als auch gleichzeitig eine hohe Winkelgeschwindigkeit in den Gelenken auftreten soll.

Vor allem für das letzte Glied (Verbindung zwischen \vec{r}_7 und \vec{r}_8 in Abbildung 88) spitzt sich diese Forderung zu. In Abbildung 88 soll dementsprechend P7 mit einer höchstmöglichen Geschwindigkeit in Abwurfrichtung bewegt und zusätzlich die Winkelgeschwindigkeit in P7 maximal werden, damit die Abwurfgeschwindigkeit $|\vec{v}_{Ball}|$ maximal wird.

Zusätzlich müssen bei der Betrachtung von menschlichen Bewegungen weitere Rahmenbedingungen, wie die Kennlinien der Muskulatur, maximale Bewegungsbereiche der Gelenke u.s.w. beachtet werden, auf die im Einzelnen jedoch nicht weiter eingegangen wird.

Mit dem oben erarbeiteten Hintergrund über die Gliederkettenbewegung können im Folgenden die weiteren Fragen

- F_6 : Ist das Bewegungsmuster geprägt von einem aktiven Stoppvorgang der proximalen Glieder?
- F_7 : Wie hat die Bewegung von Gliederketten zu erfolgen, wenn sie das Bewegungsziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung verfolgt?

behandelt werden (vgl. S. 127).

Zu Frage F_6 : Ist das Bewegungsmuster geprägt von einem aktiven Stoppvorgang der proximalen Glieder?

Wie auf Seite 123 erwähnt, weisen verschiedene Untersuchungen darauf hin, dass ein Stoppvorgang der proximalen Glieder eine endpunktorientierte Geschwindigkeitsmaximierung des distalen Gliedes begünstigt. Es bestehen allerdings dabei noch Unklarheiten, ob dieser Stoppvorgang aktiv vom Bewegter oder passiv durch Krafrückwirkungen innerhalb der Gliederkette bewirkt wird.

Ein aktiver Stopp läge dann vor, wenn ein Gegenmoment im betrachteten Gelenk die Winkelgeschwindigkeit dieses Gelenks verringerte. Dagegen läge ein passiver Stopp vor, wenn ein die Drehung begünstigendes Moment am Gelenk anläge (ein positives Gelenkmoment) und sich die Winkelgeschwindigkeit des Gelenks trotzdem (durch eine Krafrückwirkung innerhalb der kinematischen Kette) reduzierte.

Die Optimallösungen der Untersuchung des Einwurfs zeigt vor allem das Verhalten eines passiven Stoppvorgangs. Speziell die Lösungen der Wurfmassen $M = 0.08 \text{ kg}$, $M = 0.45 \text{ kg}$, $M = 2 \text{ kg}$ und $M = 10 \text{ kg}$ verdeutlichen diesen Vorgang eindrucksvoll (vgl.

Kapitel 5.6). Bei den Lösungen der Wurfmassen 0.08 kg, 0.45 kg und 2 kg liegt ca. 0.07 bis 0.06 s vor dem Abwurf ein positives Schultermoment und ein negatives Ellenbogenmoment an (vgl. Abbildung 74, Abbildung 75 und Abbildung 77). Bei der Lösung der Wurfmasse 10 kg ist das Schultermoment ca. 0.125 s vor dem Abwurf positiv und das Ellenbogenmoment 0.07 s vor dem Abwurf negativ (vgl. Abbildung 79). Ein positives Moment im Schultergelenk hat eine beugende und ein negatives Moment im Ellenbogengelenk eine streckende Wirkung. Damit sollte der Arm über das Schultergelenk und der Unterarm über das Ellenbogengelenk in Abwurfrichtung beschleunigt werden. Der Ball wird dementsprechend ebenfalls in Abwurfrichtung beschleunigt, was sich auch durch eine stetige Steigerung der Ballgeschwindigkeit ab diesen Zeitpunkten in den zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen widerspiegelt. Zunächst erhöht sich auch die Bahngeschwindigkeit des Ellenbogengelenks.

Nach einer kurzen Zeit tritt das Phänomen in Erscheinung, dass bei allen Lösungen vor dem Abwurf die Bahngeschwindigkeiten des Schulter- und vor allem die des Ellenbogengelenks wieder abnehmen. Die Winkelgeschwindigkeit in den Ellenbogengelenken nimmt dagegen weiterhin zu (vgl. Abbildung 83 und Abbildung 92). Die Verringerung der Bahngeschwindigkeit des Ellenbogengelenks kann daher nur dadurch zustande kommen, dass dieses Gelenk schnell gestreckt und der Ball durch diese Kraft beschleunigt wird, sich aber diese Beschleunigung durch das Beharrungsvermögen des Balls auf den Gelenkpunkt im Sinne von *actio = reactio* des dritten Newtonschen Axiom bremsend auswirkt.

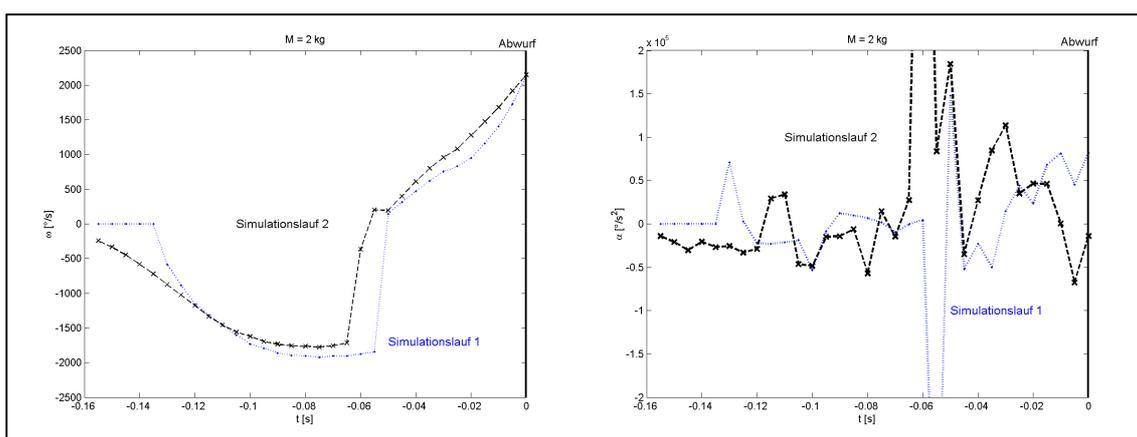


Abbildung 92: Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung des Ellenbogengelenks der Optimallösung beider Simulationsläufe mit der Wurfmasse $M = 2$ kg. Der sprunghafte Anstieg der Winkelgeschwindigkeiten ca. 0.06 s vor dem Abwurf kommt durch die Berührung zwischen Ball und Kopf zustande, welcher einen harten Anschlag darstellt.

Bei Aktionen wie Schmetterschläge beim Volleyball und Badminton, die im Sprung erfolgen, ist trotz des fehlenden Bodenkontakts ebenfalls eine proximal-distal-Sequenz zu erkennen (vgl. Kollath, 1996, S. 164 und S. 176). Es ist daher davon auszugehen, dass diese Stoppvorgänge der proximalen Glieder im Sprung durch eine fehlende Verbindung zu einer großen Masse (zum Beispiel Erde) durch die Rückwirkung bei der Beschleunigung der distalen Glieder verursacht wird.

Interessant ist der Sachverhalt, dass ein positives Schultermoment, gepaart mit einem gleichzeitigen negativen Ellenbogenmoment, einen ausgeprägten Stoppvorgang des Ellenbogengelenks (genauer der Bahngeschwindigkeit des Ellenbogengelenks) fördert, wie Abbildung 81 und Abbildung 82 zeigen. In diesen Abbildungen ist zu erkennen, dass ein negatives das Schultergelenk streckendes Moment, welches mit einem negativen Moment im Ellenbogengelenk gepaart ist wider Erwarten die Bahngeschwindigkeit des Ellenbogens weniger stark reduziert.

Werden die submaximalen Lösungen der Simulationsläufe mit zur Untersuchung herangezogen, ist festzustellen, dass in dieser Untersuchung kein Zusammenhang zwischen dem Stoppvorgang der proximalen Glieder und einer hohen endpunktorientierten Geschwindigkeit des distalen Gliedes gefunden werden kann.

Die Optimallösung der Wurfmasse $M = 0.08$ kg zeigt das eigentlich erwartete Verhalten, dass das proximale Gelenk abgebremst wird, während das distale Gelenk an (Bahn-) Geschwindigkeit gewinnt. Es wird bei der Optimallösung, verglichen mit der submaximalen Lösung, mit einer deutlicheren Verringerung der Bahngeschwindigkeit des Ellenbogengelenks eine höhere Abwurfgeschwindigkeit erreicht (vgl. Abbildung 82). Hier ist, wie oben beschrieben wird, der hohe Einfluss der Winkelgeschwindigkeit des proximalen Gelenks (der Ellenbogen) an der Bahngeschwindigkeit des nächsten distal gelegenen Punktes (Ball) zu erkennen (vgl. S. 174).

Die Lösungen der Wurfmasse $M = 2$ kg zeigen dagegen ein konträres Verhalten: Trotz einer deutlicheren Abnahme der Ellenbogengeschwindigkeit der Optimallösung vor dem Abwurf wird in der submaximalen Lösung eine höhere Abwurfgeschwindigkeit erreicht (vgl. Abbildung 81). Lediglich der schlechtere Abwurfwinkel und die geringere Abwurfhöhe verhindern eine höhere Wurfweite (vgl. Tabelle 12).

Dieses paradoxe Verhalten erklärt sich wiederum aus der oben erbrachten Feststellung, dass sich die Bahngeschwindigkeit des distalen Gliedes aus der tangentialen Geschwindigkeitskomponente des benachbarten, proximalen Gelenks und aus dessen Umlaufgeschwindigkeit der Rotation zusammensetzt. Wie in Tabelle 14 deutlich wird, ist die

Winkelgeschwindigkeit und die Bahngeschwindigkeit des Ellenbogengelenks der submaximalen Lösung von $M = 2$ kg zum Abwurfzeitpunkt höher als die der Optimallösung, obwohl der Geschwindigkeitsverlauf der Optimallösung dem Prinzip der zeitlichen Koordination der Teilimpulse entspricht (vgl. Kapitel 5.2.4).

		Winkelgeschw. Ellenbogen $\left[\frac{rad}{s} \right]$	Bahngeschw. Ellenbogen $\left[\frac{m}{s} \right]$	Bahngeschw. Ball $\left[\frac{m}{s} \right]$
Wurfmasse 2 kg	Optimallösung	37.27	5.63	18.44
	Submaximale Lösung	37.49	5.9	18.89
Wurfmasse 0.08 kg	Optimallösung	75.37	0.5	25.37
	Submaximale Lösung	51.64	3.81	22.38

Tabelle 14: Parameter der Optimal- und submaximalen Lösung der Wurfmassen $M = 2$ kg und $M = 0.08$ kg.

Anhand der beiden betrachteten Massen wird ersichtlich, dass kein Zusammenhang zwischen einem Stoppvorgang in der Bahngeschwindigkeit und einer hohen Winkelgeschwindigkeit des gleichen Gelenks erkennbar ist.

Trotzdem ist davon auszugehen, dass ein aktiver Stoppvorgang, auch wenn er in dieser Optimierungsanalyse nicht vorkommt, seine Relevanz in (mindestens) zwei Fällen haben kann. Er wird notwendig sein, wenn

- es auf ein zielgerichtetes Werfen ankommt
- oder das betrachtete Gelenk vollständig frei ist, d.h. ohne ein Drehmoment rotieren kann.

Ein zielgerichteter Wurf ist dann notwendig, wenn zum Beispiel das Wurfobjekt in einem bestimmten Winkel losgelassen oder ein Ziel getroffen werden soll. Der Loslösezeitpunkt des Wurfobjekts ist dann am genauesten bestimmbar, wenn die Geschwindigkeiten der einzelnen Glieder möglichst gering sind, bzw. in möglichst wenigen Gelen-

ken eine Bewegung stattfindet. Bei sehr hohen Winkel- und Bahngeschwindigkeiten der proximalen Glieder wird es dagegen schwerer, den genauen Zeitpunkt zu erfassen.

Eine zweite Möglichkeit eine hohe endpunktorientierte Geschwindigkeit zu erreichen zeigt sich beispielsweise bei einem Tennisaufschlag oder einem Abschlag beim Golf. Hier werden die Schläger nicht abgebremst sondern schwingen auch nach dem Treffpunkt mit dem Ball frei weiter. Dabei wird empfohlen, das Handgelenk möglichst passiv zu halten, während der (Unter-) Arm abgestoppt wird (vgl. hierzu auch S. 183).

Zu Frage F₇: Wie hat die Bewegung von Gliederketten zu erfolgen, wenn sie das Bewegungsziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung verfolgt?

Die Ergebnisse der vorangegangenen Optimierungsanalysen vom Einwurf unter unterschiedlichen Fragestellungen sind bei der Beantwortung dieser Frage hilfreich. Es ist nach diesen Erkenntnissen davon auszugehen, dass

- die zeitliche und räumliche Gestaltung der Aktionen abhängig von der zu bewegendem Masse ist (vgl. Kapitel 5.2.3).
- es funktionsäquivalente Lösungen gibt. Das heißt, dass es bei gleichen Rahmenbedingungen, wie zum Beispiel zu bewegendem Masse, maximal mögliche Gelenkmomente u.s.w., unterschiedliche Möglichkeiten gibt, die zum Ziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung führen (vgl. S. 156).

Daraus lässt sich ableiten, dass verallgemeinernde Aussagen, wie sie bei den kinetic-link-principle oder der Koordination der Teilimpulse getroffen werden, kaum möglich sind.

Diese noch nicht zufriedenstellende Aussage kann jedoch präzisiert werden, wenn zusätzliche theoretische Überlegungen angestellt werden. Dazu wurde oben die Geschwindigkeit des distalen Gliedes in Abhängigkeit der Winkelgeschwindigkeiten der vorangegangenen Glieder berechnet (vgl. S. 167).

Als Ergebnis haben die Teilbewegungen der einzelnen Glieder bei einem Stemmwurf so zu erfolgen, dass einerseits eine hohe tangentielle Geschwindigkeit des betrachteten Gelenks in die relevante Richtung und gleichzeitig eine hohe Winkelgeschwindigkeit im vorgelagerten Gelenk möglich ist. Diese beiden Geschwindigkeiten überlagern sich dann zur Bahngeschwindigkeit des betrachteten Gelenkpunktes.

Bei Sprungwürfen ist es von Vorteil, wenn eine zusätzliche maximale translatorische Geschwindigkeitskomponente des gesamten Körpers (des KSP) in die relevante Rich-

tion erreicht wird, da sich diese zusätzlich zur Bahngeschwindigkeit des betrachteten Körpers überlagert.

6.7 Interpretation der Ergebnisse

Nachdem die Optimierungsanalyse des Weitwurfs über den Kopf im Sinn der Informatik durchgeführt wurde, konnte anhand der zur Verfügung stehenden Daten die Bewegung analysiert werden.

6.7.1 Allgemeines

Als Ziel dieser Untersuchung sollten die Unklarheiten aufgeklärt, bzw. minimiert werden, die über geschwindigkeitsorientierte Gliederkettenbewegungen im Allgemeinen und beim Wurf im Speziellen in der Fachliteratur bestehen. Der angestrebte Simulationszweck, ein MKS-Modell eines Einwerfers zu entwickeln, um Experimente durchzuführen und aus ihnen Erkenntnisse zu gewinnen, wurde größtenteils erreicht. Es war nicht möglich alle Unklarheiten zu beseitigen, trotzdem gelang durch die Interpretation der Ergebnisse ein weiterführender und erkenntnisreicher Einblick in die Struktur der Gliederkettenbewegungen.

Im Folgenden werden die in der Literaturbetrachtung aufgeworfenen Fragen beantwortet (vgl. S. 127). Die Vorgehensweise unterscheidet sich gegenüber der Optimierungsanalyse des Kippaufschwungs im vorigen Kapitel dahingehend, dass die Analyse des Einwurfs schon zielgerichtet nach den Fragestellungen durchgeführt wurde. Aus diesem Grund wird im Weiteren bei den schon bearbeiteten Fragen auf die jeweiligen Stellen in dieser Arbeit verwiesen.

Zu Frage F_1 : Lässt sich ein Modell entwickeln, das bei der Anwendung von Optimierungsalgorithmen die gewünschte Bewegung des beidhändigen Wurfs über den Kopf generiert?

Das vorliegende MKS-Modell generierte bei der Verwendung des modellbasierten Optimierungsalgorithmus die Zielbewegung eines Einwurfs. Insofern ist dieses Modell für die Analyse der Bewegung mit diesem Hilfsmittel geeignet.

Zu Frage F₂: Lässt sich ein Optimierungsalgorithmus finden, der für den Untersuchungsgegenstand geeignet ist?

Dieses Kriterium wurde durch die Verwendung des modellbasierten RBF-Algorithmus, der bei der Testsimulation ausgewählt wurde, erfüllt (vgl. Anhang D).

Zu Frage F₃: Welcher bewegungsanalytische Zugang ergibt sich aufgrund der Bearbeitung der Fragestellung mit Hilfe von Optimierungsalgorithmen?

Die Verwendung von Optimierungsalgorithmen führen zu einem tiefen Einblick in die Struktur der Gliederkettenbewegungen. Der Grund liegt in der großen Anzahl von zur Verfügung stehenden kinetischen und kinematischen Daten. Deshalb ist die Bewegung stets reproduzierbar und kann daher unter verschiedenen Gesichtspunkten betrachtet werden. Zum Beispiel wurde beim Vergleich von optimaler und submaximaler Lösung deutlich, dass die Betrachtung von zeitlichen Geschwindigkeitsverläufen ausgewählter Gelenkpunkte nicht ausreichend für die Beurteilung der Qualität einer Gliederkettenbewegung sein kann (vgl. S. 161).

Bevor die Fragen zur Interpretation der Simulationsergebnisse beantwortet werden, müssen die im Sinne der Modellbildung durchgeführten Modifikationen, die einen Einfluss auf das Ergebnis haben können, im Folgenden kritisch betrachtet werden.

Eine Vereinfachung stellt die Benutzung von masselosen Drehmotoren anstatt Muskelmodellen dar. Die Verwendung dieser Gelenktypen wurde gewählt, um die Komplexität des Modells so gering wie möglich zu halten. Damit werden eventuell schwer kontrollierbare Abhängigkeiten der ermittelten Bewegung vom Modellaufbau reduziert. Da die Zielsetzung der Analyse auf das Elementare der Gliederkettenbewegung abzielt, ist davon auszugehen, dass dies durch die Verwendung der Drehmotoren als Gelenke gewährleistet ist und somit sich das nicht Erscheinungsbild der Bewegung und damit der Gehalt der Aussage zur Gliederkettenbewegung durch den Einsatz von Muskelmodellen ändern wird.

Das Modell ist lediglich mit Hüft-, Schulter- und Ellenbogengelenken aufgebaut (vgl. S. 127). Die Reduzierung auf diese drei Gelenkpaare wurde gewählt, um die Komplexität des Untersuchungsobjektes zu reduzieren. Im vorliegenden Fall ist $\boxed{\dim V = 15}$ (vgl. S. 140). Da in verschiedenen Studien der Einfluss des Handgelenks auf Wurf- bzw. Schlagbewegungen diskutiert wird, wäre es angebracht, das Modell auch noch mit einem Drehmotor für das Handgelenk auszustatten.

Ebenfalls sind Einschränkungen durch die starre Ausgangsstellung des Modellwerfers in der Wurfauslage zu erwarten. Dadurch werden Auftakt- oder Gegenbewegungen, wie sie im Allgemeinen beim Wurf zu beobachten sind, nicht beachtet.

Des Weiteren ist der Modellwerfer mit dem Boden fest verbunden. Diese Verbindung könnte aufgehoben werden, um einen Wurf aus der Schrittstellung, bzw. aus dem Anlauf zu optimieren.

Der in dieser Arbeit angestrebte Modellzweck, mit dem Modellwerfer eine Optimierungsanalyse im Sinne der Informatik durchführen zu können, wurde mit dem gewählten Modell dennoch erreicht.

6.7.2 Interpretation der Simulationsergebnisse

Die Fragen $F_4 - F_7$ wurden oben im Verlauf der Ergebnisauswertung ausführlich behandelt und dabei die Simulationsergebnisse interpretiert. Hervorzuheben ist das Ergebnis von Frage F_7 (vgl. S. 179). Im Folgenden wird noch die ausstehende Frage F_8 intensiver diskutiert.

Zu Frage F_8 : Kann man aus der Optimierungsanalyse dieser Technik Rückschlüsse für die Methodik der Sportpraxis ziehen?

Die Optimierungsanalyse des Einwurfs behandelt die widersprüchlichen Aussagen der Fachliteratur. Da die Analyse tiefe Einblicke in die Bewegung gewährleistet, können auch Hinweise für die Sportpraxis abgeleitet werden.

- Aufgrund der Ergebnisse der Optimierungsanalyse kann kein optimales Bewegungsmuster der Gliederkette genannt werden. Es gibt Funktionsalternativen, die sich im äußerlichen Erscheinungsbild der Bewegung sehr ähnlich sind, aber durch unterschiedliche Momentverläufe zustande kommen.
- Nur auf der Basis von theoretischen Überlegungen können die unter Seite 174 und Seite 179 gemachten Aussagen zur Gliederkettenbewegung von Stemm- und Sprungwürfen erfolgen.
- In der Optimierungsanalyse steigt die Beschleunigungszeit des Wurfgeschosses mit zunehmender Wurfmasse an, während die Abwurfgeschwindigkeit abnimmt. Dies lässt auf eine Massenabhängigkeit des Bewegungsmusters schließen. Auf die Sportpraxis übertragen bedeutet dies, dass sich das Bewegungsmuster bei der Durchführung von Overloadwürfen ebenfalls ändert und das Problem der Utilisierung besteht. Insofern ist davon auszuge-

hen, dass über ein Training mit unterschiedlichen Wurfmassen erworbene Bewegungstereotypen gestört werden können, jedoch bei einem Training für ballistischen Bewegungen der Bewegungsablauf insgesamt langsamer abläuft.

- Die proximal-zu-distal-Sequenz der Gliederketten kommt in der Untersuchung durch Krafrückwirkungen innerhalb der kinematischen Kette und nicht durch ein (aktives) Gegenmoment am betrachteten Gelenk zustande. In Verbindung mit den theoretischen Überlegungen zur Gliederkettenbewegung von Seite 174 hätte dies in letzter Konsequenz für die Vermittlung von Wurfbewegungen (oder Gliederkettenbewegungen mit dem Ziel der endpunktorientierten Geschwindigkeitsmaximierung allgemein) Auswirkungen in der Sportpraxis.
- Die Aufmerksamkeit müsste dann vom Blockieren oder Abstoppen der proximalen Glieder auf eine möglichst schnelle Rotation der distalen Glieder zum Endpunkt hin verändert werden.

Vor allem die letzte Aussage muss im Folgenden noch weiter beachtet werden. Wenn die Aufgabe darin besteht, vor allem eine hohe Rotationsgeschwindigkeit im äußersten Glied zu erreichen, die nicht durch ein Blockieren der proximalen Glieder zustande kommt, kann sich ein Betrachtung des Schleuderprinzips des Trebuchets lohnen.

Das Trebuchet war eine nennenswerte Wurf Schleuder, die als mächtigste Waffe des Mittelalters galt. Es wurde in China zwischen dem 5. und dem 3. Jahrhundert vor Christus erfunden (vgl. Chevedden, Eigenbrod, Foley, & Soedel, 1995, S. 81). Unseren Breitengrad erreichte es im 6. Jahrhundert nach Christus. Die gewaltigsten Trebuchets waren in der Lage, Gewichte von einer Tonne und mehr über die maximale Reichweite der damaligen Artillerie zu schleudern. Sie bestanden überwiegend aus Holz.

Die Skizze (vgl. Abbildung 93) soll die Funktion des Trebuchets erläutern.

Der Grundzustand ist schwarz gezeichnet (1). Im Prinzip ist das Trebuchet ein einfacher Hebel. Der Wurfarm dreht sich um eine waagerechte Achse, die ihn in einen kurzen Kraft- und einen langen Lastarm unterteilt. Die Kugel liegt auf einer Führungsschiene unter dem Balken. Sie ist über eine Schlinge oder einen Korb mit dem längeren Teil des Balkens verbunden. Vor dem Schuss ragt der Kraftarm aufwärts. Zum Zeitpunkt (2) ist erkennbar, wie der Lastarm aufschwingt und die Schlinge mit Kugel dem Balken nach-eilt. Die Schlinge ist an einem Ende fest mit dem Balken verbunden, während das ande-

re lose in einem Metallhaken hängt. Dadurch kann sich die Schlinge lösen und die Kugel zu einem bestimmten Zeitpunkt freigeben (3). Die Form des Hakens und die Gesamtlänge der Schlinge waren für die erzielbare Reichweite entscheidend.

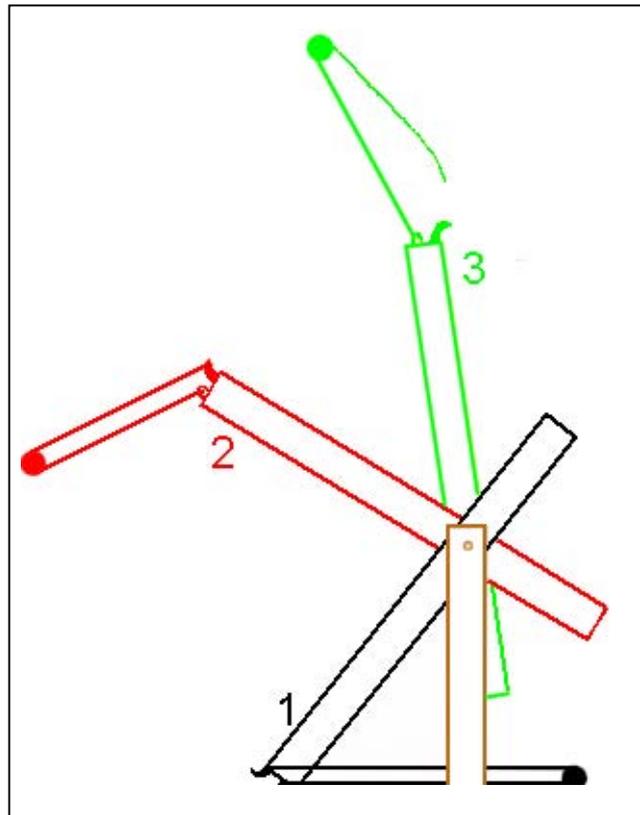


Abbildung 93: Skizze zur Funktionsweise eines Trebuchet.

Das Trebuchet wurde stetig weiterentwickelt, um die Wurfleistungen zu erhöhen. Die Bauweise des Katapults ist an sich einfach, die Funktionsweise ist aber raffiniert und konnte erst mittels materiellen Modellierungen und Computersimulationen gänzlich verstanden werden.

Das an sich einfache Bewegungsprinzip ist im Detail sehr interessant. Der Balken und die Schlinge können als Zweikörpermodell betrachtet werden, die Schlinge ist dabei passiv mit dem Balken verbunden. Sie eilt dem Balken nach um ihn zu einem optimalen Zeitpunkt zu überholen. Dadurch wird die Reichweite entscheidend beeinflusst (vgl. Chevedden et. al, 1995, S. 82). Die Geschwindigkeitserhöhung kommt in diesem Fall durch eine absolut passive Verbindung (einzig durch ein Seil) mit dem Balken zu Stande. Die Winkelgeschwindigkeit des Balken wird geringer, während die Bahngeschwindigkeit der Schlinge zunimmt.

Das Trebuchet führt somit vor, wie die Bahngeschwindigkeit des distalen Gliedes ohne Einwirkung weiterer Momente im proximalen Gelenk maximiert werden kann. Es muss

lediglich das proximale Glied so bewegt werden, dass eine hohe Umlaufgeschwindigkeit durch das letzte Gelenk erreicht werden kann. Auf den Einwurf übertragen bedeutet das Prinzip, dass der Handgelenkeinsatz durchaus passiv erfolgen kann und trotzdem eine hohe Rotationsgeschwindigkeit im Handgelenk durch eine entsprechende Bewegung (Trajektorie) des proximalen Gliedes (in diesem Fall des Unterarms) erreicht werden kann. Die Betrachtung der Einflüsse des Schleuderprinzips des Trebuchets auf die endpunktorientierte Geschwindigkeitsmaximierung bei sportlichen Gliederkettenbewegungen stellt daher ein weiteres interessantes Untersuchungsobjekt dar, welches jedoch in dieser Arbeit nicht weiter vertieft wird.

Allgemein wird deutlich, dass die Untersuchung des Einwurfs mit einem Hilfsmittel der Informatik sehr lohnenswert ist. Diese hier vorgestellten Ergebnisse sind das Resultat von sehr vielen Einwurfbewegungen, die allein durch diese Methode der Optimierungsanalyse ermöglicht wurden.

7 Resümee

Ziel dieser Arbeit war es, komplexe sportliche Bewegungen mit Hilfe von algorithmischen Suchverfahren der Informatik zu analysieren. Die Bedeutung dieses Vorgehens liegt darin, dass technologisch vorliegende Begrenzungen bei ausschließlich biomechanischer Analyse der komplexen sportlichen Bewegung durch approximative Verfahren aus der Informatik umgangen und dabei dennoch praktikable Lösungen erhalten werden können.

Eine weitere „ökonomische“ Bedeutung ist in der Tatsache zu sehen, dass vor nicht allzu langer Zeit vergleichbare Problemstellungen einen immensen Aufwand von Rechnerkapazitäten und eine intensive Zusammenarbeit von Wissenschaftlern unterschiedlicher Disziplinen erforderte („the scientist engaging in this field should be anatomist, physiologist, mathematician, computer and systems scientist, engineer, and, possibly, programmer, all in one person“ (Hatze, 1984, S. 21)), können mit den Möglichkeiten der heute einsetzbaren Hard- und Software Lösungen komplexer Systeme durch einzelne Forscher bereits in einer adäquaten Zeitspanne erreicht werden.

Die erste Optimierungsanalyse beschäftigte sich mit dem Kippaufschwung vorlings vorwärts am Reck oder Barren. Die Verfügbarkeit von vielen (verschiedenen) Lösungen eines Kippaufschwungs ermöglichte die Durchführung einer Clusteranalyse auf der Grundlage von kinematischen Parametern der Bewegung. Das Ergebnis dieser Analyse revidiert die Meinung des größten Teils der Turn-Fachliteratur zur wichtigsten Aktion beim Kippaufschwung. So ist nach den Erkenntnissen der Analyse in dieser Arbeit hauptsächlich die Aktion des Stemmens in den Armen und nicht eine Aktion in der Hüfte für das Erreichen eines Kippaufschwungs verantwortlich. Diese Aussage erhält dadurch Gewicht, dass beim Optimierungsvorgang mit den Optimierungsalgorithmen aus der Grundgesamtheit aller - mit dem MKS-Modell möglichen – Bewegungen diejenigen ausgewählt werden, die die Lösung eines Kippaufschwungs beinhalten.

Die Ergebnisse können in der Sportpraxis ihre Anwendung finden, wenn beim Lernen der Bewegung die Aufmerksamkeit weg von der Aktion in der Hüfte hin zur Aktion der Arme gelenkt wird.

Bei der zweiten (sportlichen) Bewegung, die zur Analyse ausgewählt wurde, handelt es sich um einen Wurf mit der Zielsetzung „maximale Wurfweite“. Die Optimierungsana-

lyse dieser komplexen Bewegung führte dazu, dass die bisher bekannten (prinzipiellen) Empfehlungen für optimale Würfe in Frage gestellt werden müssen.

Allgemein erweist sich das Hilfsmittel Optimierungsalgorithmus in Verbindung mit einer leistungsfähigen MKS-Software als geeignet, sportrelevante Fragestellungen zur Struktur einer Bewegung zu bearbeiten, bzw. eine Antwort darauf zu finden. Die Bewegungsanalyse erhält durch die Möglichkeit der Suche nach optimalen Bewegungen - unabhängig von einem menschlichen Beweger - eine neue Qualität, da sämtliche kinematische Daten einer Bewegung jederzeit dem Analyseprozess zur Verfügung stehen und diese Daten nicht von der Leistungsklasse des menschlichen Bewegers abhängig sind. Zusätzlich werden Auswirkungen in der Bewegungsstruktur bei Veränderung der kinematischen Parameter durch die Verwendung einer MKS-Software unmittelbar sichtbar. Die ökologische Validität gilt es, in einem zweiten Schritt zu überprüfen.

Im weiteren Verlauf einer Optimierungsanalyse auf der Basis der in dieser Arbeit vorgestellten Vorgehensweise ist die Analyse zusätzlicher verschiedener Bewegungen denkbar. Spannend wäre vor allem die Erforschung von Bewegungen, bei denen mehrere, schon bekannte Bewegungsalternativen bestehen. So könnte zum Beispiel beim Speerwurf durch das Einbeziehen der dritten Dimension die Effektivität der Rotationswurftechnik im Vergleich zum geradlinigen Wurf untersucht werden. Der Einsatz von Optimierungsalgorithmen würde zur besten Lösung führen. Ebenso ist natürlich eine zusätzliche Erweiterung der Komplexität der MKS-Modelle im Hinblick auf die Anzahl der Gelenke, der Freiheitsgrade, bzw. eine genauere Modellierung möglich. Bisher scheitern diese Anliegen noch an der Leistungsfähigkeit der zur Verfügung stehenden Computer. Doch dürften auf Grund der aktuellen Leistungsentwicklung von Computern und Softwareprogrammen auch diese Beschränkungen in naher Zukunft überwunden werden können.

Anhang

Anhang A

Definition der Rechenoperationen

Definition eines Skalarprodukts (inneres Produkt) in der Komponentenschreibweise

$$\vec{a} \cdot \vec{b} = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{pmatrix} = a_x b_x + a_y b_y + a_z b_z$$

Betrag (Länge) eines Vektors

$$|\vec{a}| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} = \sqrt{\vec{a} \cdot \vec{a}}$$

Damit:

$$\vec{a}^2 = |\vec{a}|^2$$

Normierter Vektor

$$\vec{a}^n = \frac{\vec{a}}{|\vec{a}|} = \begin{pmatrix} a_x / a \\ a_y / a \\ a_z / a \end{pmatrix}, |\vec{a}^n| = 1$$

Vektorprodukt (äußeres Produkt, Kreuzprodukt)

$$\vec{a} \times \vec{b} = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_y b_z - a_z b_y \\ a_z b_x - a_x b_z \\ a_x b_y - a_y b_x \end{pmatrix}$$

Anhang B

Zur Definition von aktiven und passiven Teilkörperbewegungen

Die Begriffe „aktiv“ und „passiv“ bei Gelenkwinkeländerungen eignen sich vor allem bei Diskussionen über Bewegungen, die in einer Computersimulation mit einem MKS-Modell erstellt wurden. Es kann jederzeit abgerufen werden, ob die Veränderung der Gelenkwinkel durch ein internes Motorenmoment zustande kommt oder ob ein äußeres Moment auf das Gelenk wirkt.

In der Sportpraxis gestaltet sich diese Fallunterscheidung schwierig. Es ist aufgrund der Komplexität nicht ersichtlich, ob die Gelenkwinkeländerung des Bewegers durch den Einsatz der Synergisten oder einer äußeren Kraft zustande kommt. Dieser Sachverhalt wird in folgender Definition deutlich.

Es werden die Begrifflichkeiten „aktive Streckung (Beugung)“ und „passive Streckung (Beugung)“ bei Änderungen von Gelenkwinkeln eingeführt. Nicht zu verwechseln sind die Begriffe „aktive/passive Streckung und Beugung“ mit den in der Sportwissenschaft gebräuchlichen Bezeichnungen „aktives Antriebsmoment“, welches von den Muskeln stammt und den „passiven Antriebsmomenten“, welches von den zusätzlichen biologischen Strukturen wie zum Beispiel Bänder, Knorpel und Sehnen herrührt (vgl. zum Beispiel Spägle 1998, S. 76)!

Für die Diskussion der Fallunterscheidungen genügen die Grundlagen der Newtonschen Mechanik, welche in einem zweiten Schritt auf die Biomechanik des Sports übertragen werden.

Jede Beschleunigung eines einzelnen (Masse-) Teilchens kommt durch die auf das Teilchen einwirkende resultierende Kraft zustande (zweites Newtonsche Axiom):

$$\vec{F}_i = m_i \vec{a}_i$$

Die auf das i-te Teilchen wirkenden Kräfte lassen sich in interne (innere) und externe (äußere) Kräfte unterteilen. Interne Kräfte werden durch eine Wechselwirkung des i-ten Teilchens mit einem anderen Teilchen innerhalb des Systems hervorgerufen, während externe Kräfte (z.B. Gravitationskraft oder Scheinkräfte wie Zentripetal-, Zentrifugalkraft u.s.w.) von außen auf das System einwirken:

$$\vec{F}_i = m_i \vec{a}_i = \vec{F}_{i,int} + \vec{F}_{i,ext}$$

Das Produkt der Beschleunigung des Systems und der Gesamtmasse ist damit:

$$m_{ges} a_S = \sum_i \vec{F}_{i,int} + \sum_i \vec{F}_{i,ext}$$

Zu jeder internen Kraft auf ein Teilchen gibt es eine gleich große aber entgegengesetzte Kraft, die auf ein anderes Teilchen im System wirkt (drittes Newtonsches Axiom). Die internen Kräfte über alle Teilchen in einem System heben sich aus diesem Grund auf. Der Massenmittelpunkt eines Systems bewegt sich deshalb nur unter dem Einfluss der resultierenden äußeren Kraft wie ein Teilchen der Masse $m_{ges} = \sum_i m_i$:

$$m_{ges} a_S = \sum_i \vec{F}_{i,ext} = \vec{F}_{ext}$$

Die internen Kräfte besitzen trotzdem ihren „Reiz“ in der Biomechanik des Sports, da sie Gelenkwinkeländerungen hervorrufen können. Innere Kräfte werden durch Sehnen, Bänder, vor allem aber durch Muskeln generiert. Während der Querbrückenbildung zwischen Aktin- und Myosinfilamenten wird eine Kraft auf die Muskelfasern ausgeübt. Der Muskel ist, damit er diese Kraft auf das Skelett übertragen kann, an zwei oder mehreren Knochen angeheftet. Der Muskel kann so über ein oder mehrere Gelenke hinwegziehen. Dabei ist die Kraft, die vom Muskel am Ursprung wirkt nach dem dritten Newtonschen Axiom gleich groß wie die Kraft am Ansatz. In einer konzentrischen oder exzentrischen Arbeitsweise wird damit der oder die Gelenkwinkel, die zwischen Ursprung und Ansatz liegen verändert. Somit können interne Kräfte (und externe Kräfte) die Ursache für Gelenkwinkeländerungen darstellen, während nur die resultierende äußere Kraft eine Lokomotion des Bewegers (oder auch die Manipulation eines Gerätes) verursachen kann.

Mit dieser Vorkenntnis ist es möglich, die Begriffe „passive Beugung, passive Streckung“ und „aktive Beugung, aktive Streckung“ zu definieren.

Passive Gelenkwinkeländerung (passive Streckung, passive Beugung):

Eine passive Gelenkwinkeländerung liegt vor, wenn das Moment, welches die Ursache für die Gelenkwinkeländerung ist, lediglich durch äußere Kräfte hervorgerufen wird. Dabei dürfen innere Kräfte nicht zur Änderung der Gelenkwinkel in die betrachtete Richtung beitragen:

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}_{res}$$

\vec{F}_{res} : Die resultierende Kraft, die zur Gelenkwinkeländerung beiträgt.

\vec{r} : Abstand zur Drehachse.

\vec{M} : Drehmoment

Dies bedeutet zum Beispiel, dass eine Ellenbogenstreckung (Ellenbogenbeugung) dann als passive Streckung (Beugung) bezeichnet wird, wenn die resultierende äußere Kraft (zum Beispiel $\vec{F}_{ext,Streck}$) den Winkel des Ellenbogengelenkes vergrößert (verkleinert) (vgl. Abbildung 94). Dies ist auch dann der Fall, wenn die Beugemuskulatur (Streckmuskulatur), in diesem Beispiel der biceps brachii ($\vec{F}_{int,Beug}$), ein Gegenmoment erzeugt, welches jedoch kleiner als das durch die äußere Kraft ($\vec{F}_{ext,Streck}$) hervorgerufene Moment sein muss (wäre dieses Moment größer würde das Ellenbogengelenk gebeugt (gestreckt)!). Voraussetzung für diese enge Definition ist, dass in diesem Fall die das Gelenk streckende (beugende) Muskulatur vollkommen ausgeschaltet ist. Dies lässt sich bei einem Computermodell äußerst einfach realisieren, indem der Motor entweder mit einem positiven oder mit einem negativen Moment angesteuert wird (vgl. S. 48). In der Realität jedoch werden die Antagonisten nie vollständig ausgeschaltet sein. Daher muss die Unterscheidung zwischen „aktiv“ und „passiv“ differenzierter ausfallen.

Es gilt:

$$\vec{F}_{res} = \vec{F}_{ext} + \vec{F}_{int}$$

Eine **passive Streckung** liegt dann vor, wenn:

$$\vec{F}_{res} = \vec{F}_{ext,Streck} + \vec{F}_{ext,Beug} + \vec{F}_{int,Streck} + \vec{F}_{int,Beug},$$

$$\left(\left| \vec{F}_{ext,Streck} \right| > \left| \vec{F}_{ext,Beug} \right| \right) > \left(\left| \vec{F}_{int,Streck} \right| < \left| \vec{F}_{int,Beug} \right| \right)$$

$\vec{F}_{ext,Streck}$: Die resultierende äußere Kraft, die zur Streckung des Gelenkes führt.

$\vec{F}_{ext,Beug}$: Die resultierende äußere Kraft, die zur Beugung des Gelenkes führt.

$\vec{F}_{int,Streck}$: Die interne Kraft, die zur Streckung des Gelenkes führt.

$\vec{F}_{int,Beug}$: Die interne Kraft, die zur Beugung des Gelenkes führt.

Für eine **passive Beugung** gilt dementsprechend die Fallunterscheidung:

$$\left(\left| \vec{F}_{ext, Streck} \right| < \left| \vec{F}_{ext, Beug} \right| \right) > \left(\left| \vec{F}_{int, Streck} \right| > \left| \vec{F}_{int, Beug} \right| \right)$$

Zur Verdeutlichung (vgl. Abbildung 94): Es liegt somit eine **passive Beugung** für den Ellenbogen vor, wenn eine externe Kraft ($\vec{F}_{ext, Beug}$) das Gelenk beugt, während eine be-
wegerinterne aber kleinere gelenkstreckende Kraft ($\vec{F}_{int, Streck}$) vorhanden ist.

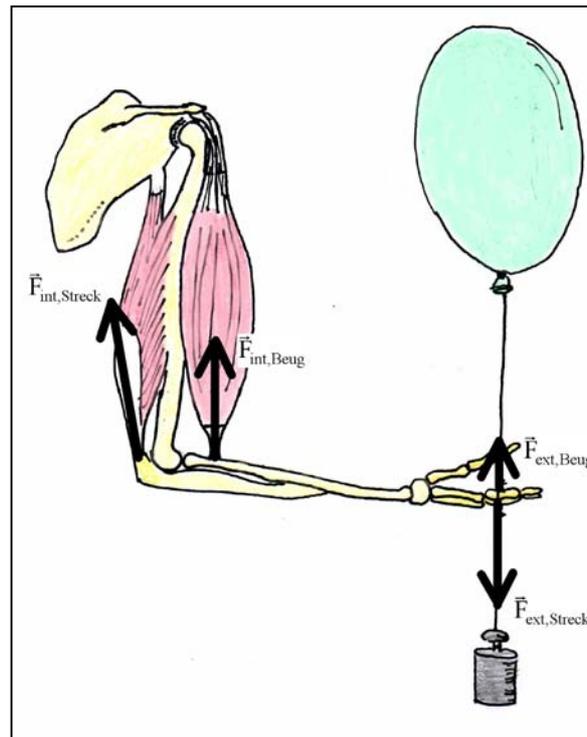


Abbildung 94: Vereinfachtes Muskelmodell für das Ellenbogengelenk mit internen und externen Beuge- und Streckkräften.

Aktive Gelenkwinkeländerung (aktive Streckung, aktive Beugung):

Eine **aktive Streckung** liegt dann vor, wenn:

$$\vec{F}_{res} = \vec{F}_{ext, Streck} + \vec{F}_{ext, Beug} + \vec{F}_{int, Streck} + \vec{F}_{int, Beug} ,$$

$$\left(\left| \vec{F}_{ext, Streck} \right| > \left| \vec{F}_{ext, Beug} \right| \right) \wedge \left(\left| \vec{F}_{int, Streck} \right| > \left| \vec{F}_{int, Beug} \right| \right) \quad (1)$$

oder

$$\left(\left| \vec{F}_{ext, Streck} \right| < \left| \vec{F}_{ext, Beug} \right| \right) < \left(\left| \vec{F}_{int, Streck} \right| > \left| \vec{F}_{int, Beug} \right| \right) \quad (2)$$

Es wird somit von einer aktiven Streckung gesprochen, sobald die bewegerinterne Streckkraft größer als die interne Beugekraft ist. Es wird auch dann von einer aktiven Gelenkstreckung gesprochen, wenn die resultierende äußere Kraft, die zur Streckung des Gelenkes führt, größer/gleich der internen Streckkraft ist. Der Definition entsprechend muss für eine aktive Gelenkstreckung lediglich die interne Streckkraft größer als die interne Beugekraft sein (siehe Fall 1 und Fall 2).

Eine aktive Beugung liegt dann vor, wenn:

$$\vec{F}_{res} = \vec{F}_{ext,Streck} + \vec{F}_{ext,Beug} + \vec{F}_{int,Streck} + \vec{F}_{int,Beug}$$

$$\left(\left| \vec{F}_{ext,Streck} \right| < \left| \vec{F}_{ext,Beug} \right| \right) \wedge \left(\left| \vec{F}_{int,Streck} \right| < \left| \vec{F}_{int,Beug} \right| \right)$$

oder

$$\left(\left| \vec{F}_{ext,Streck} \right| > \left| \vec{F}_{ext,Beug} \right| \right) < \left(\left| \vec{F}_{int,Streck} \right| < \left| \vec{F}_{int,Beug} \right| \right)$$

Wie schon erwähnt, kann in der Sportpraxis diese Fallunterscheidung durch die Komplexität nicht geleistet werden, da es nicht ersichtlich ist, ob die Gelenkwinkeländerung des Bewegers durch den Einsatz der Synergisten oder einer äußeren Kraft zustande kommt. Zum Beispiel ist, von außen beobachtet, bei einem Kippaufschwung nicht erkennbar, wie die Hüftstreckung zustande kommt (vgl. S. 104 ff). Die Hüftstreckung kann aktiv sein, wenn die Hüftstreckung durch eine bewegerinterne Muskelkraft ($\vec{F}_{int,Streck}$) zustande kommt. Eine zweite Möglichkeit besteht darin, dass die Hüfte durch die Zwangsbedingungen, die die Reckstange und die Verbindung zwischen Händen und Reckstange darstellen, geöffnet wird. Wenn die Beine an der Reckstange anliegen, muss sich die Hüfte bei einer Verkleinerung des Arm-Rumpf-Winkels öffnen, auch wenn die Hüftbeugemuskulatur aktiviert wird! Es handelt sich dann nach der Fallunterscheidung um eine passive Hüftstreckung, da die äußere Kraft ($\vec{F}_{ext,Streck}$) die alleinige Ursache für die Hüftstreckung ist (siehe oben).

Anhang C

Übersicht über MKS-Software

Der Aufbau eines MKS-Modells und die Berechnung der Bewegung wird in dieser Arbeit mit der Software VisualNastran 4D Bewegung durchgeführt. Dazu muss ein Mehrkörpersystem (MKS) mit den, für den Modellzweck notwendigen Eigenschaften aufgebaut werden und damit die Berechnung der Modellbewegung das erwünschte Ergebnis liefert, müssen notwendige Einstellungen in der Software vorgenommen werden. Diese Einstellungen, wie zum Beispiel die Wahl des Integrationsverfahrens, haben einen entscheidenden Einfluss auf die Rechengenauigkeit und die Rechenzeit und müssen daher mit Bedacht gewählt werden. Es gibt keine allgemeingültigen Vorgaben für die besten Einstellungen. Vielmehr müssen für jedes Modell die optimalen Einstellungen durch Versuch und Irrtum, aber auch durch Erfahrungswerte individuell gefunden werden. Im Folgenden wird ein Überblick über jene Einstellungen gegeben, die einen großen Einfluss auf die Genauigkeit des Ergebnis ausüben können.

Motion accuracy

Dieses Fenster beinhaltet die Einstellungsmöglichkeiten, die die Toleranz bei der Bewegungsberechnung beeinflussen (vgl. Abbildung 95).

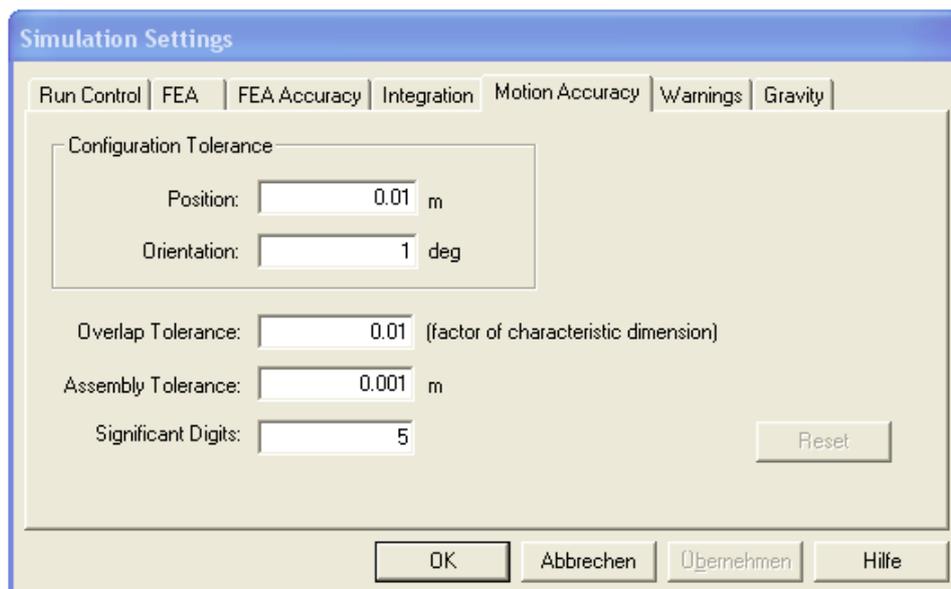


Abbildung 95: Screenshot der Einstellungsmöglichkeiten für die Bewegungsgenauigkeit.

Configuration Tolerance:

In der „configuration tolerance“ kann ein Toleranzfehler für den Weg (position) und Winkel (orientation) angegeben werden.

In der Regel bedeuten geringere Werte für die „configuration tolerance“ geringere Fehlerabweichung und damit genauere berechnete Bewegungen. Eine höhere Genauigkeit in der Bewegungsberechnung geht jedoch immer zu Lasten der Rechenzeit.

Overlap Tolerance:

Der Überlappungsfaktor bestimmt, wie weit sich zwei kollidierende Körper überschneiden können. Die Größe der Überschneidung hängt somit von der Geometrie des Körpers und vom Überlappungsfaktor ab. Wenn eine Kollision zwischen zwei Körpern stattfindet, verhindern entsprechende Reaktionskräfte ein Durchdringen beider Körper. Das Maß der Überlappung ergibt sich aus dem Produkt von Überlappungsfaktor und minimalster Seitenlänge der an der Kollision beteiligten Körper.

Assembly Tolerance:

Die „assembly tolerance“ wird verwendet, um den numerischen Fehler bei Gelenkfunktionen in einer geschlossenen Gliederkette einzugrenzen.

Significant Digits:

Der Wert in der Eingabezeile „significant digits“ gibt die Anzahl n der Ziffern des relativen Fehlers an. Der relative Fehler der Rechnung wird also auf 10^{-n} festgelegt.

Integration

Dieses Fenster ermöglicht, die Einstellung für die numerische Berechnung der Bewegung festzulegen (vgl. Abbildung 96).

Animation Frame Rate:

Die Einstellung legt die Zeitintervalle zwischen den Animationsbildern fest. Das Zeitintervall wird dabei in der Zeile „time“ festgelegt, während unter „rate“ die Anzahl der animierten Bilder pro Sekunde eingegeben wird. Eine höhere Anzahl von berechneten Bildern pro Sekunde erhöht die Genauigkeit der errechneten Bewegung. Wiederum erhöht sich damit die Rechenzeit für die Berechnung. Wird ein Wert in einer der beiden Zeilen verändert, passt sich der andere Wert der „animation frame rate“ und auch der Wert „integration step“ automatisch an.

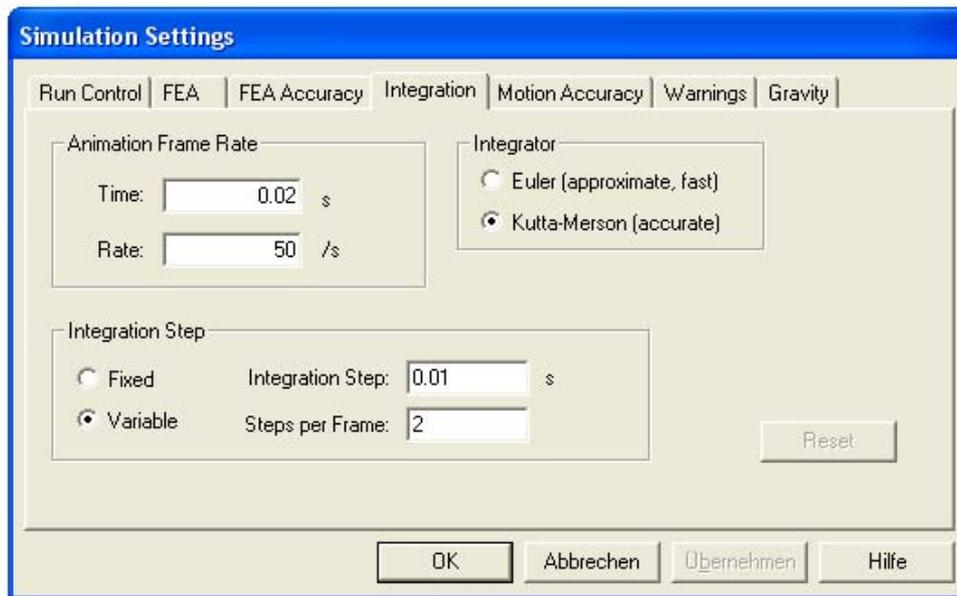


Abbildung 96: Screenshot des Fensters für die Integrationseinstellungen.

Integrator:

Es stehen zwei Integrationsverfahren zur Verfügung. Das einfachere, schnellere, aber auch ungenauere Verfahren ist die Euler-Integration. Dieses Verfahren löst die folgende Differentialgleichung in einem einzigen Schritt:

$$y_{(t+h)} = y_{(t)} + hf_{(y_{(t)},t)}$$

Darüber hinaus steht auch noch das Kutta-Merson-Verfahren zur Verfügung, das zwar viel mehr Rechenzeit benötigt, aber auch exaktere Berechnungen der Bewegung erreicht.

Die Lösung der Differentialgleichung verläuft bei diesem Verfahren nach folgendem Muster:

$$\begin{aligned}
 y_0 &= y_{(t)} \\
 y_1 &= y_0 + \frac{1}{3}hf_{(y_0,t)} \\
 y_2 &= y_0 + \frac{1}{6}hf_{(y_0,t)} + \frac{1}{6}hf_{\left(y_1,t+\frac{1}{3}h\right)} \\
 y_3 &= y_0 + \frac{1}{8}hf_{(y_0,t)} + \frac{3}{8}hf_{\left(y_2,t+\frac{1}{3}h\right)} \\
 y_4 &= y_0 + \frac{1}{6}hf_{(y_0,t)} - \frac{3}{2}hf_{\left(y_2,t+\frac{1}{3}h\right)} + 2hf_{\left(y_3,t+\frac{1}{2}h\right)} \\
 y_5 &= y_0 + \frac{1}{6}hf_{(y_0,t)} + \frac{2}{3}hf_{\left(y_3,t+\frac{1}{2}h\right)} + \frac{1}{6}hf_{(y_4,t+h)} \\
 y_{(t+h)} &= y_5
 \end{aligned}$$

Integration Step:

Die Integrationsschrittweite kann man auf zwei Wegen spezifizieren. Durch die direkte Eingabe des Integrations schritts oder durch die Eingabe der Schrittweite pro Bild.

Die Anzahl der Schrittweite pro Bild legt fest, wie viele Rechenschritte pro Bild vorge-
nommen werden. Bei Eingabe eines Wertes in diese Zeile passt sich automatisch die
Integrationsschrittweite an.

Im fixierten Modus („fixed“) wird die eingegebene Integrationsschrittweite für den ge-
samten Simulationslauf konstant gehalten. Der „variable“ Modus erlaubt die automati-
sche Anpassung der Schrittweite, wenn zum Beispiel Teile der Bewegung exakter be-
rechnet werden müssen (bei Kollision etc.). Wird der variable Modus gewählt, erhöht
sich in der Regel die Rechenzeit.

Gravity

Dieses Fenster ermöglicht die Festlegung von Größe und Richtung eines homogenen

Kraftfeldes, das alle Körper gemäß $\vec{a} = \frac{\vec{F}}{m}$ beschleunigt (vgl. Abbildung 97).

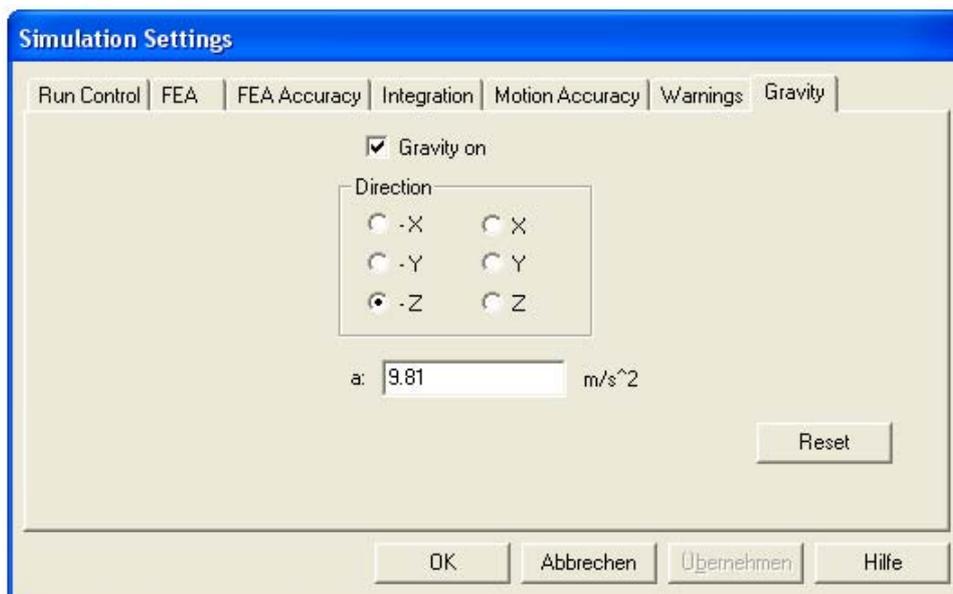


Abbildung 97: Screenshot des Fensters „Gravity“.

Die vorgestellten Einstellmöglichkeiten sind entscheidend für die Berechnung der Be-
wegung. Es gibt noch eine Vielzahl von weiteren Einstellparametern in VisualNastran
(wie zum Beispiel FEA-Berechnungen), die jedoch keine Auswirkungen auf die Opti-
mierungsanalyse haben.

Anhang D

Testsimulation

Eine zentrale Rolle bei der Optimierungsanalyse spielt die Auswahl eines geeigneten Optimierungsalgorithmus. Es werden in der Informatik sehr viele verschiedene Optimierungsalgorithmen für unterschiedliche Anwendungsgebiete angeboten. Daher ist es in der Informatik üblich, aus den vielen verschiedenen Optimierungsalgorithmen jene für die Optimierungsaufgabe geeigneten auszuwählen. Zur Auswahl werden in der Regel Testsimulationen durchgeführt. Getestet wird die Nützlichkeit im vorliegenden Anwendungsfeld mit Hilfe einer komplexen Optimierungsaufgabe. Diese (Test-) Optimierungsaufgabe wird auf Seite 204 explizit beschrieben.

Vorab sind drei Optimierungsalgorithmen ausgewählt worden, die im Folgenden kurz vorgestellt werden. Beim ersten Optimierungsalgorithmus handelt es sich um die Evolutionsstrategie (ES), die zwei anderen gehören zur Klasse der modellbasierten Optimierungsalgorithmen.

Die Evolutionsstrategie

Die ES wurde für die Testsimulation ausgewählt, da sie zu den klassischen Vertretern der Optimierungsalgorithmen zählt. Sie orientiert sich in ihrem Ablauf an den Vorgängen der biologischen Evolution. In der Evolutionsgeschichte entwickeln sich Individuen im Laufe der Zeit stetig weiter, d.h. es findet eine Optimierung statt. Dabei hat diejenige Population, die sich am Besten an die Natur und Umwelt angepasst hat (optimiert hat), die größten Chancen zu überleben.

Die evolutionären Algorithmen (und somit auch die ES) „abstrahieren die grundlegenden evolutionstheoretischen Prinzipien der Vervielfachung (Replikation), Veränderung (Variation) und Auswahl (Selektion)“ (Nissen, 1994, S. 13). Sie stellen somit den Versuch einer einfachen algorithmischen Umsetzung der Evolution dar. Nach der Hypothese der Evolutionsforscher ist die Selektion die treibende Kraft der Evolution (Ablay, 1980, S. 106; Schöneburg, Heinzmann & Feddersen, 1994, S. 31-140). Die Grundlage der Evolution bildet die DNA. Sie codiert Informationen, die den Phänotyp, also das Individuum, charakterisieren. Für die Optimierung mit einer ES ist es also notwendig eine „DNA“ zu formulieren, die das Individuum entsprechend charakterisiert. Diese

„DNA“ muss dann systematisch verändert werden, bis das Individuum ein optimales Verhalten aufweist. Die ES basiert auf einer solchen Folge von Mutations-Selektions-Schritten.

Im Pseudocode stellt sich diese Sequenz folgendermaßen dar (es handelt sich um eine (μ, λ) -ES (vgl. Schöneburg, et al., 1994, S. 153)):

```
setze t:=0
initialisiere eine Population von Individuen
führe iterativ aus:
    reproduziere Nachkommen aus Population
    mutiere die Individuen der Nachkommen
    evaluiere die Fitness der Nachkommen
    selektiere die besten Nachkommen, diese ergeben die neue Population
bis das Ziel erreicht ist.
```

Bildlich ausgedrückt entspricht ein Optimierungsproblem der Suche nach dem höchsten Gipfel in einem Gebirge. Das Gebirge wird an jeder Stelle durch eine Matrix und eine bestimmte Höhe spezifiziert. Die Matrix steht für die Variablen der Population (bzw. der Nachkommen), die Höhe des Gebirges für die Fitness der jeweiligen Nachkommen und die Zielfunktion für die Topographie des Gebirges. Die Dimension des Gebirges ergibt sich aus der Anzahl der Variablen. Im Beispiel der Simulation des Kippaufschwungs am Reck ist die Dimension des Vektorraumes $\boxed{\dim V = 12}$ (vgl. S. 51). Die Optimierungsalgorithmen suchen schrittweise nach einem Optimum in diesem Gebirge. Dabei wird die Schrittweite und die Schrittrichtung der Schrittfolge nach bestimmten Regeln vorgegeben. Eine wichtige Frage bei der Suche lautet, ob es sich bei einem gefundenen Optimum um ein globales oder lediglich um ein lokales Maximum handelt. Bildhaft gesprochen kann es sich um die Spitze eines Berges handeln, der sich mitten in dem Funktionsgebirge befindet (vgl. Abbildung 98). Dabei kann der erklommene Berg der Höchste sein, es kann aber auch vorkommen, dass es sich bei diesem Gipfel nur um einen Ausläufer von höheren, in der Nähe liegenden Bergen handelt.

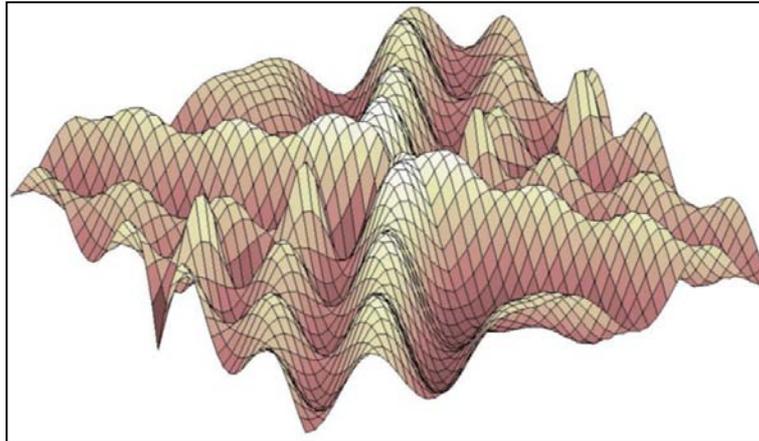


Abbildung 98: Beispiel eines komplexen Gebirges in drei Dimensionen. Die Aufgabe der Optimierungsalgorithmen besteht darin, den höchsten Berg des gesamten Gebirges zu finden.

Es werden verschiedene Strategien angewandt, damit die Suche nicht mit einem lokalen Maximum beendet wird, d.h. ein vorzeitiges Konvergieren soll verhindert werden.

Die ES „arbeiten i.a. mit einer Population von Lösungsalternativen, so dass der Lösungsraum von verschiedenen Punkten aus parallel durchsucht wird“ (Nissen, 1994, S. 13). „Um einen zielgerichteten Suchprozeß zu gewährleisten, genügen Informationen zur Qualität der aktuellen Lösungen. Ableitungen werden nicht benötigt“ (Nissen, 1994, S. 14). Die ES enthalten bewusst stochastische Elemente. „Daraus entsteht jedoch kein einfacher Random Search, sondern eine intelligente Durchmusterung des Suchraums. Die Optimierung schreitet i.d.R. zügig voran, weil sich der Suchprozeß auf solche Regionen konzentriert, die erfolgversprechend sind“ (Nissen, 1994, S. 14).

Die modellbasierten Optimierungsalgorithmen

Da es sich bei dem Untersuchungsgegenstand um äußerst komplexe Zustände handelt, müssen noch weitere Optimierungsalgorithmen für die Testsimulation ausgewählt werden, damit der für diese Aufgabe beste Optimierungsalgorithmus gefunden werden kann. Es wurden dafür zwei modellbasierte Optimierungsalgorithmen ausgewählt, die sich durch eine andere Vorgehensweise als die der ES auszeichnen. Diese sind der „Efficient Global Optimization“ (EGO) Algorithmus, als auch der „Radial Basis Function“ (RBF) Algorithmus. Beide sind modellbasierte Online-Optimierungsalgorithmen der Firma Tomlab (vgl. Holmström, 1999b, S. 47-69; Holmström, 2000, 2001, 2003; Tomlab Optimization Inc., 2003a, 2003b, 2003c).

Modellbasiert bedeutet, dass der Algorithmus ein Modell vom Suchraum entwirft, welches den eigentlichen aber unbekanntem Suchraum möglichst gut approximiert. Auf den

hier angewandten Untersuchungsgegenstand übertragen bedeutet dies, dass der komplexe Suchraum mit (wenigen) Messpunkten, die durch die einzelnen berechneten Bewegungen erhalten werden, erfasst wird und anhand dieser Messergebnisse ein „Bild“ des Suchraumes entworfen wird.

Der Pseudocode für die modellgestützte Online-Optimierung stellt sich wie folgt dar (vgl. Poland, 2002, S. 85):

Eingabe: Zielfunktion f , Suchraum χ , weitere Parameter

Ausgabe: Optima $X_{opt} \subset \chi$

```

bestimme Startversuchsplan  $\tilde{X}$ 
vermesse Startversuchsplan:  $\tilde{Y} := f(\tilde{X})$ 

while Abbruchkriterium nicht erfüllt
    berechne Modell g aus
    mutiere die Individuen der Nachkommen
    evaluiere die Fitness der Nachkommen
    selektiere die besten Nachkommen, diese ergeben die neue Population
bis das Ziel erreicht ist.
```

Der Begriff Online-Optimierungsalgorithmus weist auf eine ständige Interaktion mit dem Untersuchungsobjekt hin. Dies bedeutet, dass eine ständige Interaktion zwischen dem Algorithmus und der Mehrkörpersimulation besteht. Dies ermöglicht eine zeitnahe Auswertung der Messdaten, die dann sofort wieder für den Start weiterer Simulationsläufe verwendet werden können. Insgesamt wird dadurch der Optimierungsprozess beschleunigt (vgl. Poland, 2002, S. 2). Im Gegensatz zur Online-Optimierung gibt es die Offline-Optimierung. Dabei werden ebenfalls zuerst Messergebnisse ermittelt und daraus das Modell oder die Modelle am Rechner bestimmt. Die ermittelten Optima werden erst danach an dem Untersuchungsobjekt überprüft.

Um ein globales Optimum bei einstellbaren Parametern in einem komplexen Modell in einer annehmbaren Zeit zu finden, ist es wichtig, dass Informationen von jeder berechneten Bewegung effizient genutzt werden (vgl. Holmström, 1999a). Diese Voraussetzungen bringen unter anderem die beiden getesteten modellbasierten Optimierungsalgorithmen mit. Jones (2001, S. 38) kommt in seinem Vergleich von globalen Optimierungsmethoden zum Schluss, dass die Optimierungsmethoden die erfolgversprechendsten sind, die auf EGO- und RBF Algorithmen basieren.

Der EGO-Algorithmus

Die neue Technik, genannt „Efficient Global Optimization“ (EGO) wurde von Jones, Schonlau und Welch entwickelt, damit aufwändige, in einem Raum beschränkte globale Optimierungsprobleme gelöst werden können (vgl. Tomlab Optimization Inc., 2003a). Er wurde „in erster Linie für die Optimierung von deterministischen, rechenzeitaufwändigen Computermodellen konzipiert“ (vgl. Poland 2002, S. 86). EGO versucht dabei (im Gegensatz zur ES) alle Funktionsauswertungen effizient auszunutzen (vgl. Holmström, 1999a, S. 3; Tomlab Optimization Inc., 2003a).

Die Idee des EGO-Algorithmus besteht darin, eine Oberfläche anzupassen (zu berechnen), die anhand einiger ermittelter (Mess-) Punkte (des Suchraums) ausgewertet wird. Danach orientiert sich der EGO Algorithmus an den gemessenen Punkten, um das Optimum zu finden. Hierfür stehen dem EGO Algorithmus zwei Möglichkeiten zur Auswahl.

Einerseits findet eine Suche direkt am Optimum der errechneten Oberfläche statt oder das Optimum wird andererseits durch das Abtasten von denjenigen Punkten gesucht, bei denen die Fehlervorhersage für die Oberfläche (die Unsicherheit für das errechnete Modell) hoch ist (vgl. Holmström, 1999a, S. 3). Dieses Kriterium wird auch Varianzkriterium genannt. Dabei wird der Punkt im Suchraum mit der größten erwarteten Verbesserung als neuer Punkt vermessen (vgl. Poland, 2002, S.86). EGO baut somit anhand einer Parameterabschätzung eine Oberfläche, um dann globale Optimierungstechniken auf diese Oberfläche anzuwenden und neue abzutastende Punkte zu finden (vgl. Holmström, 1999a, S.3; Tomlab Optimization Inc., 2003a).

Eine Anwendung globaler Modelle bedeutet, dass „das Modell auch in Bereichen, in denen keine Messwerte vorliegen, Funktionswerte vorhersagen (interpolieren) kann“ (vgl. Poland, 2002, S. 84). Der Vorteil eines globalen Modells gegenüber einem lokalen Modell besteht darin, dass die Anzahl der Funktionsauswertungen geringer gehalten werden kann.

Der RBF-Algorithmus

Der zweite verwendete modellbasierte Optimierungsalgorithmus, der „Radial Basis Function“ (RBF) Interpolationsalgorithmus kann ebenfalls aufwändige in einem Raum beschränkte globale Optimierungsprobleme lösen (vgl. Tomlab Optimization Inc., 2003b). Er ist dabei in der Vorgehensweise dem EGO Algorithmus sehr ähnlich, zeigt

aber bessere Resultate in Testsimulationen von aufwändigen Optimierungsproblemen als der EGO Algorithmus (vgl. Holmström, 1999a, S.3). Der RBF-Algorithmus errechnet auf der Grundlage von berechneten Messpunkten eine Oberfläche des Suchraumes. Hierzu werden RBF-Netze verwendet.

Danach alterniert der RBF Algorithmus zwischen lokalen und globalen Suchstrategien. Einige Iterationen ziehen somit den Vorteil aus der Suche nahe der aktuellen Optima, während andere Iterationen Vektoren des Suchraumes untersuchen, die noch relativ unbekannt sind (vgl. Powell, 2003, S.1).

Der Algorithmus benutzt dabei vier verschiedene Möglichkeiten, um neue Messpunkte auf der Oberfläche festzulegen (vgl. Tomlab Optimization Inc., 2003b). Der nächste Messpunkt wird dabei so platziert, dass die Interpolation durch die bereits gemessenen Punkte möglichst glatt ist. „Als Glattheitskriterium wird dabei die zweite Ableitung verwendet, die sich auf Grund der einfachen RBF-Funktionen analytisch ausdrücken lässt“ (Poland, 2002, S. 87).

Diese drei verschiedenen Optimierungsalgorithmen müssen sich in der folgenden Testsimulation bewähren. Erst wenn sich zeigt, dass ein Algorithmus die Aufgabe der Optimierung der Bewegung eines computergenerierten MKS-Modells im Hinblick auf verschiedene Kriterien besser als die anderen erfüllt, kann mit diesem Algorithmus die Optimierungsanalyse von ausgewählten sportlichen Bewegungen durchgeführt werden.

Durchführen der Testsimulation

Nachdem die Funktions- und Arbeitsweisen der einzelnen Optimierungsalgorithmen vorgestellt wurden, muss im Weiteren analysiert werden, welcher Algorithmus hinsichtlich des Anwendungspotenzials am besten zur Optimierung der Bewegung eines Mehrkörpersystems geeignet ist.

Während sich die modellbasierten RBF- und EGO-Algorithmen hinsichtlich der Strategie, bzw. Vorgehensweise im weiteren Sinne ähnlich sind, unterscheidet sich die Evolutionsstrategie (ES) sehr von beiden.

Die Evolutionsstrategie arbeitet mit Generationen potenzieller Lösungen und selektiert sie hinsichtlich ihrer Fitness, um auf der Basis dieser ausgewählten Individuen wieder neue potenzielle Lösungen zu generieren. Der Suchraum – dies sind alle in den Rahmenbedingungen der Modellierung möglichen Bewegungen – ist und bleibt für die Evo-

lutionsstrategie eine black-box. Es wird lediglich registriert, dass die Qualität der Nachkommen höher oder niedriger als die der Elterngeneration einzuschätzen ist. Anhand der Auswahl, die die besten Nachkommen beinhalten, werden die neuen potenziellen Lösungen erzeugt.

Die modellbasierten Optimierungsalgorithmen dagegen versuchen den Suchraum mit jeder Messung mehr und mehr zu berechnen und zu bestimmen. Die Vorgehensweise ist also darauf angelegt, den Inhalt der black-box verstärkt abzuschätzen, um aus ihr, zumindest dem Ansatz nach, eine white-box zu machen. Die neuen Funktionswerte entsprechen somit nicht unbedingt potenziellen Lösungen, da sie auch dazu dienen können, noch unbekannte Regionen des Suchraumes zu erforschen, um die black-box transparenter zu machen.

In der Informatik stehen für den Test von Optimierungsalgorithmen unzählige Testfunktionen zur Verfügung (vgl. zum Beispiel Nissen, 1994; Poland, 2002; Schöneburg et al., 1994). Sie alle haben das Ziel, mit möglichst vielen „Tücken“, wie möglichst viele lokale Optima, hochdimensionale Suchräume etc. die Leistungsfähigkeit der Algorithmen zu testen.

Entsprechend muss die Testsimulation so angelegt sein, dass aufgrund der Ergebnisse, den für diese spezifische Aufgabe geeigneten Algorithmus herausgefunden werden kann. Die spezifische Aufgabe besteht vor allem darin, in einer geringen Computerzeit eine Lösung in hochkomplexen Suchräumen zu finden, die nahe der Optimallösung liegt. Das Modell zur Testsimulation muss dabei so gestaltet sein, dass die Optimallösung bekannt ist.

Erstellung einer Testsimulationseinheit

Bevor die Testsimulation durchgeführt werden kann, müssen die folgenden Punkte abgearbeitet werden:

- (1) *Aufbau eines experimentierfähigen MKS-Modells.*
- (2) *Festlegung der Zielfunktion.*
- (3) *Benennung der einschränkenden Bedingungen (constraints).*
- (4) *Festsetzung der Simulationseinstellungen der MKS-Software.*
- (5) *Verknüpfung von Optimierungsalgorithmus und MKS-Model.*
- (8) *Codierung des Algorithmus.*
- (9) *Starten der Simulationsläufe.*

(1) Aufbau eines experimentierfähigen MKS-Modells:

Für die Testsimulation wird ein experimentierfähiges MKS-Modell verwendet, das aus sechs Zylindern besteht (vgl. Abbildung 99). Die Zylinder haben eine Höhe von jeweils 0.05 m, einen Radius von 0.02 m und haben eine vernachlässigbar kleine Masse von jeweils $M = 1 \cdot 10^{-99} \text{ kg}$.

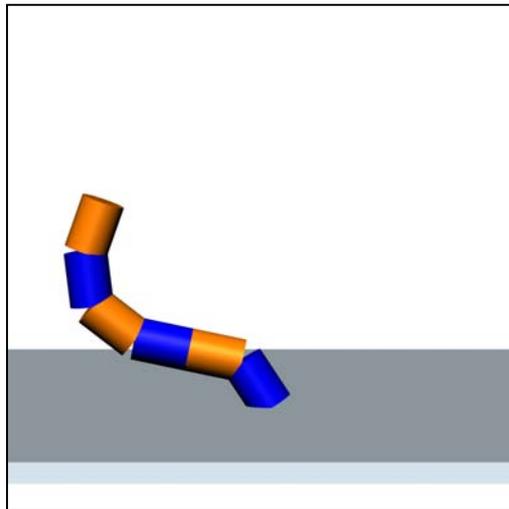


Abbildung 99: Das Modell für die Testsimulation in der Ausgangsstellung. Es besteht aus sechs Zylindern, die untereinander mit fünf Drehmotoren verbunden sind. Zusätzlich ist ebenfalls der erste Zylinder mit der Grundfläche über einen Drehmotor verbunden.

Die Zylinder sind miteinander über fünf masselose Drehmotoren verbunden. Der erste Zylinder ist ebenfalls über einen Drehmotor mit der Grundfläche verbunden. Die Drehmotoren sind als Scharniergelenke ausgelegt, die eine Rotation der Zylinder in der Bildebene ermöglichen. Angesteuert werden die Drehmotoren über Winkelgrade (vgl. S. 135). Drehmotor 1 stellt dabei die Verbindung zwischen Boden und Zylinder 1 her. Die Zylinder, sowie der erste Zylinder und die Grundfläche, dürfen sich gegenseitig durchdringen.

(2) Festlegung der Zielfunktion:

Das Ziel ist dann erreicht, wenn sich das distale Glied auf der höchstmöglichen Position befindet. Der Zylinder steht in diesem Fall senkrecht (vgl. Abbildung 100).

Die Zielfunktion ist damit der senkrechte Abstand von der Bodenkontaktstelle und einem Referenzpunkt, der am äußersten, distalen Glied platziert ist. Die Zielfunktion lautet entsprechend:

$$f(z) = \text{ref}[\text{distal}].z$$

Da die verwendeten Optimierungsalgorithmen die Suche nach einem Minimum vornehmen, ist ein Optimum und damit die höchste Stelle des Referenzpunktes dann gefunden, wenn das Argument der negativen Zielfunktion minimal ist ($z_{opt} = \min - f$).

Die Optimallösung lautet damit $z_{opt} = -0.3m$. Von Interesse ist dabei lediglich die Position des Referenzpunktes beim letzten Zeitschritt.

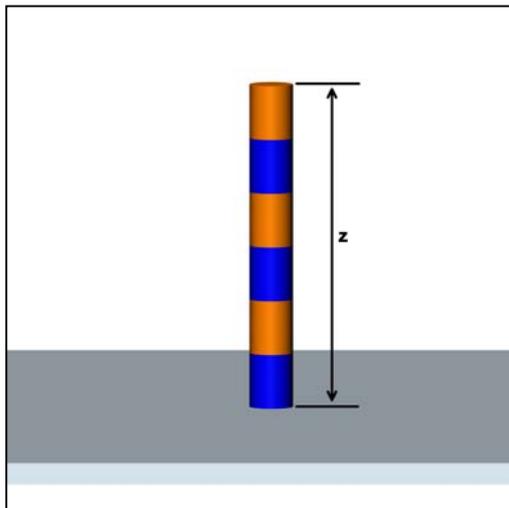


Abbildung 100: Der Zylinder in der erwünschten Zielposition, die senkrechte Stellung.

(3) Benennung der einschränkenden Bedingungen (constraints):

Die einzigen durchgeführten Einschränkungen sind die Anschläge der Gelenke. Jedes Gelenk (jeder Drehmotor) hat eine Bewegungsfreiheit von 45° nach links und nach rechts. Die Nullstellungen der einzelnen Drehmotoren sind, wie unten erläutert wird, für den Zweck der Testsimulation unterschiedlich gewählt (vgl. S. 207).

(4) Festsetzung der Simulationseinstellungen der MKS-Software:

Speziell für die Testsimulation müssen die Simulationseinstellungen der MKS-Software angepasst werden. Es werden die folgenden Simulationseinstellungen für die Testsimulation gewählt (zur Bedeutung der einzelnen Parameter vgl. Anhang C):

Motion Accuracy:

- Configuration Tolerance: Position: 0.01 m
- Orientation: 0.001 deg
- Overlap Tolerance: 0.01

-
- Assembly Tolerance: 0.001 m
 - Significant Digits: 5

Integration:

- Animation Frame Rate: Time: 0.05 s
Rate 20 /s
- Integrator: Kutta-Merson
- Integration Step: 0.05 s
- Steps per Frame: 1
Modus: Fixed

Gravity:

- Gravity off

(5) Verknüpfung von Optimierungsalgorithmus und MKS-Modell:

Die drei Module werden gemäß der Beschreibung von Seite 27 miteinander verknüpft.

(6) Codierung der Algorithmen.

Da sich die verwendeten Algorithmen in ihrem Aufbau zum Teil sehr unterscheiden, müssen sie mit den für sie spezifischen Parametern codiert werden. Diese Parameter werden im Einzelnen beschrieben.

Trotzdem gibt es Parameter, die für alle drei betrachteten Algorithmen gleich sind. Es handelt sich dabei um die Simulationsdauer und die, für die MKS-Software spezifischen Parameter.

Simulationsdauer:

Die Simulationsdauer beträgt $t = 0.2 \text{ s}$.

Spezifische Parameter:

Den sechs Drehmotoren werden als Funktionswerte zu jedem Zeitschritt Winkelgrade vorgegeben. Die Simulationszeit ist dabei in vier gleiche Zeitintervalle (0 s, 0.05 s, 0.1 s, 0.15 s, 0.2 s) aufgeteilt. Es werden also für jeden Drehmotor innerhalb des Simulationszeitraumes von $t = 0.2 \text{ s}$ fünf Winkelgrade vorgegeben.

Die maximalen Winkelstellungen für jeden Drehmotor bewegt sich zwischen $\alpha = -45^\circ$ und $\alpha = +45^\circ$. Die Nullstellung der Gelenke ist im Sinne des Zwecks der Testsimulation so gewählt, dass die Gelenkstellungen unterschiedlich sein müssen, damit das Modell senkrecht steht (vgl. Abbildung 101).

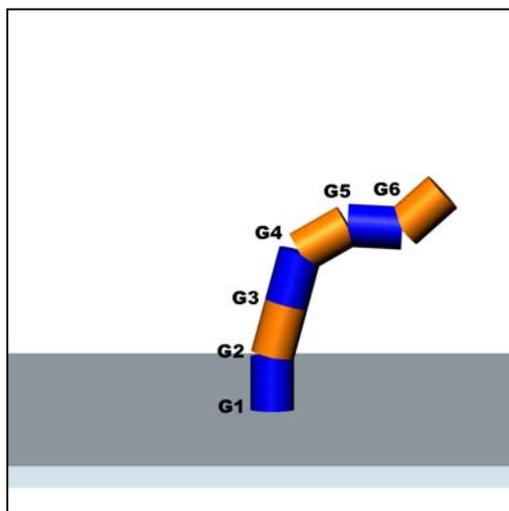


Abbildung 101: Die Position des Modells, wenn sich alle sechs Gelenke (Drehmotoren) in Nullstellung befinden.

Einerseits handelt es sich damit um einen äußerst komplexen Suchraum mit einer Dimension von $\boxed{\dim V = 30}$ (6 Gelenke mit jeweils 5 Funktionswerten) und die Optima für die einzelnen Drehmotoren sind unterschiedlich im Raum verteilt (vgl. Tabelle 15). Das Modell befindet sich bei folgenden Winkelstellungen der Drehmotoren (Gelenk 1 bis Gelenk 6) in der Optimalstellung, d.h. in senkrechter Stellung:

Drehmotor	Erforderliche Winkel für die Optimallösung (senkrechte Stellung des Modells) [°]
G1	0
G2	15
G3	0
G4	-45
G5	-33
G6	+45

Tabelle 15: Zuordnung der Winkelstellungen für die einzelnen Drehmotoren bei der Optimallösung.

Damit soll erreicht werden, dass die Optimallösung nicht an den Randpunkten des Suchraums liegt und diese dementsprechend die Suche erschweren.

Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf

Die Anzahl der Funktionsauswertungen werden für die Testsimulation variiert und an entsprechender Stelle explizit genannt. Mit der Variation soll ein besserer Überblick der Leistungsfähigkeit der einzelnen Optimierungsalgorithmen erreicht werden.

(7) *Starten der Simulationsläufe.*

Nach der erfolgreichen Bearbeitung der vorhergehenden Arbeitsschritte können die Simulationsläufe gestartet werden.

Starten der Testoptimierung

In Arbeitsschritt 7 werden die Simulationsläufe mit folgenden Parametern gestartet und durchgeführt.

Die MKS-Software betreffend:

- Verwendung eines zylinderförmigen MKS-Modells

Den Optimierungsalgorithmus betreffend:

- Verwendung der Evolutionsstrategie, sowie des modellbasierten RBF- und EGO-Algorithmus
- Simulationsdauer: $t = 0.2 \text{ s}$
- Anzahl der Funktionswerte für die sechs Drehmomentmotoren: Jeweils fünf im Abstand von 0.05 Sekunden. Die Dimension des Vektorraumes ist damit $\boxed{\dim V = 30}$
- Anzahl der Funktionsauswertungen je Optimierungslauf: Variabel, je nach Anforderung

Auswertungskriterien

Das Ziel der Testsimulation besteht darin, den Optimierungsalgorithmus zu finden, der am Besten die Maxima (bzw. Minima) einer Zielfunktion in den gegebenen Rahmenbedingungen in hochkomplexen Suchräumen finden kann. Die Rahmenbedingungen stellen dabei die Vernetzung der einzelnen Module, die Variation der Konditionen (Anzahl der Funktionsauswertungen etc.) und die Ansteuerung der MKS-Software dar (vgl. S. 27).

Die Auswertungskriterien sind dabei:

- Eine möglichst guten Annäherung an das globale Optima,
- bei einer geringen Computerzeit,
- wenn die Anzahl der Funktionsauswertungen variiert wird.

Die Gewichtung der Kriterien entspricht der hierarchischen Darstellung. Somit ist eine gute Annäherung an ein Optimum das wichtigste Argument für einen Optimierungsalgorithmus. Nicht zu vernachlässigen ist die dafür aufzuwendende Computerzeit. Es macht keinen Sinn, wenn einerseits die Ergebnisse entsprechend gut ausfallen, andererseits die Analyse nicht beliebig oft wiederholt werden kann, da die Computerzeit in keinem angemessenen Rahmen liegt. Die Anzahl der Funktionsauswertungen hat deshalb eine Bedeutung, da bei hochkomplexen Suchräumen mit mehr Iterationen ein genaueres Bild des Suchraumes vorliegt. Da sich je nach Untersuchungsobjekt der Suchraum differenziert darstellt, ist dies eine weitere Methode, um eine bessere Annäherung an ein globales Optimum zu erreichen. Die Auswertungskriterien sind jedoch nicht für alle drei Optimierungsalgorithmen gleich zu werten. Während zum Beispiel die Anzahl der Funktionsauswertungen im Falle des EGO- und RBF- Algorithmus die Anzahl der iterativen Kreisprozesse bedeuten, führt die Evolutionsstrategie mehrere Berechnungen von Generationen durch (vgl. Anhang D).

Es ist durchaus ausreichend, die Testsimulation nur mit einem MKS-Modell durchzuführen, da die genannten Auswertungskriterien die Optimierungsalgorithmen entsprechend selektieren helfen und sich das bei der Verwendung eines anderen MKS-Modells nicht grundlegend ändern wird.

Ergebnisse der Testsimulation, Einstellung 1

In der ersten Einstellung geht es darum, in einer kurzen Computerzeit ($t < 15$ Minuten) möglichst genau an das Optima heranzukommen:

Die Evolutionsstrategie wird dazu mit den Parametern $\mu = 3$, $\lambda = 21$ und 14 Generationen gestartet. Diese Parameter sind so gewählt, dass der Selektionsdruck

$s = \frac{\mu}{\lambda} = \frac{3}{21} = \frac{1}{7}$ beträgt und die Zeitgrenze eingehalten werden kann (vgl. Bäck &

Schwefel, 1993, S. 5). Für eine Evolutionsstrategie sind diese Parameter in der Regel nicht ausreichend, um das Optimum, bzw. die Optima zu finden. Zum Beispiel wird es kaum möglich sein in 14 Generationen eine entsprechende Verbesserung zu erreichen.

Die Computerzeit beträgt bei dieser Einstellung ca. 12.10 Minuten. Nach 14 Generationen ist eine Höhe von $h = 0.2624$ m erreicht (vgl. Abbildung 102).

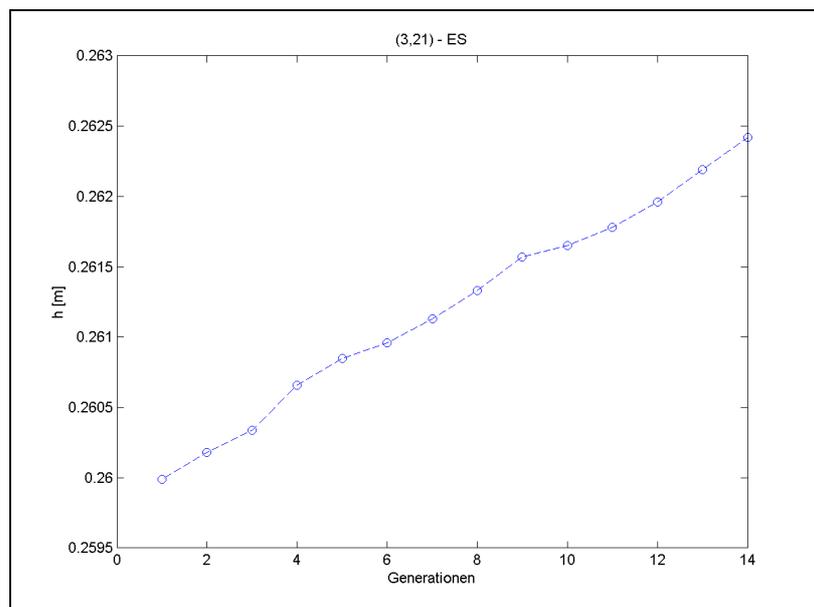


Abbildung 102: Verlauf der Qualitätsfunktion der (3,21)-ES über 14 Generationen.

Der RBF-Algorithmus wird mit 150 Funktionsauswertungen durchgeführt. Die Computerzeit beträgt dabei ca. 9.35 Minuten. Nach dieser Zeit ist eine Höhe von $h = 0.2935$ m erreicht (vgl. Abbildung 103, links).

Der EGO-Algorithmus benötigt ca. 10.40 min für 68 Funktionsauswertungen. Nach dieser Zeit liegt das gefundene Optima bei $h = 0.2793$ m (vgl. Abbildung 103, rechts).

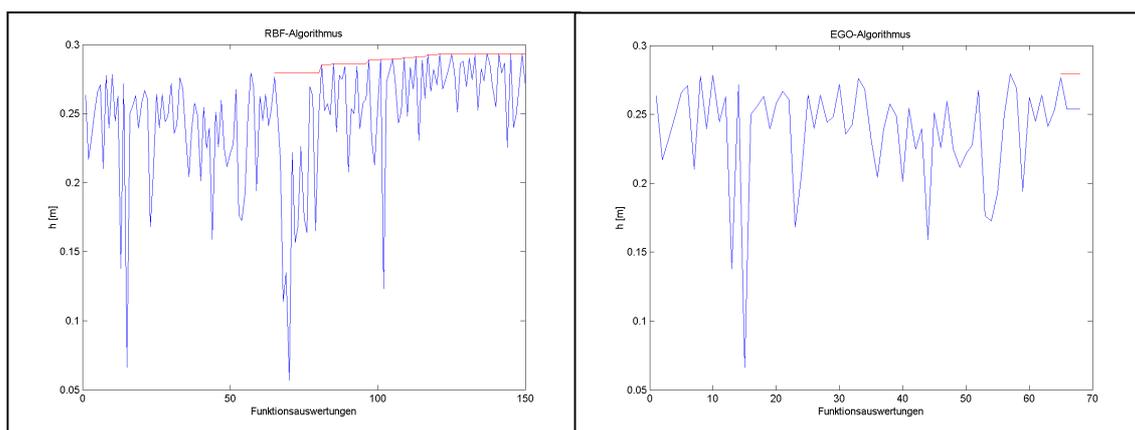


Abbildung 103: Verlauf der Qualitätsfunktion des RBF-Algorithmus nach 150 Funktionsauswertungen (links) und des EGO-Algorithmus nach 68 Funktionsauswertungen (rechts).

Ergebnisse der Testsimulation, Einstellung 2

In der zweiten Einstellung wird die Anzahl der Funktionsauswertungen erhöht. Damit sollen bessere Lösungen gefunden werden. Die Computerzeit soll dabei ca. eine Stunde betragen.

Die Evolutionsstrategie kann dementsprechend mit den Parametern $\mu = 6$, $\lambda = 30$ und 50 Generationen gestartet werden. Damit wird zwar der Selektionsdruck verringert

($s = \frac{6}{30} = \frac{1}{5}$) aber es können mehr Generationen berechnet werden. Die ES benötigt für

die Optimierung mit diesen Einstellungen ca. 65 Minuten. Nach dieser Zeit ist eine Optimallösung mit $h = 0.29172$ m gefunden worden (vgl. Abbildung 104).

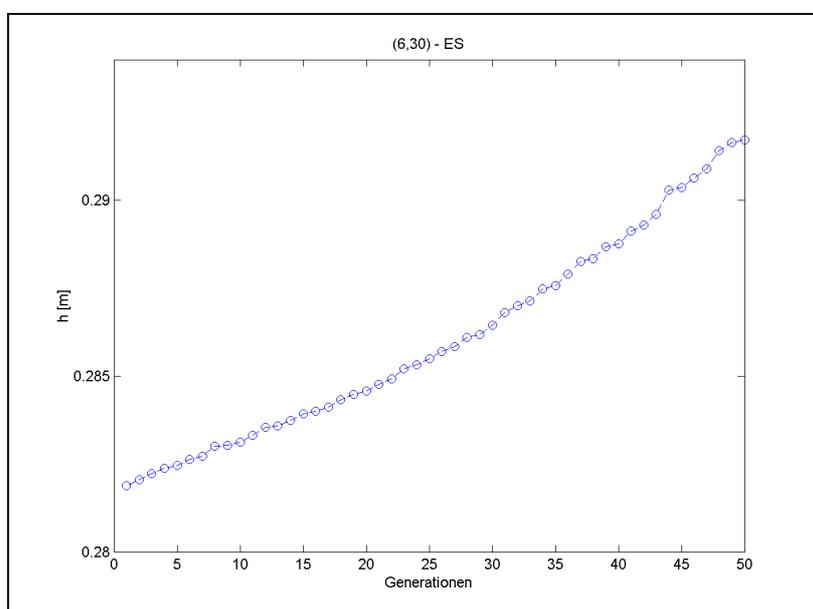


Abbildung 104: Verlauf der Qualitätsfunktion der (6,30)-ES über 50 Generationen.

Der RBF-Algorithmus benötigt für 350 Funktionsauswertungen ca. 59 min. Mit der Optimallösung hat der Zylinder eine Höhe von $h = 0.2949$ m erreicht (vgl. Abbildung 105, links).

Der EGO-Algorithmus hat nach ca. 50.30 min 80 Funktionsauswertungen durchgeführt. Die Optimallösung führt zu einer Höhe des Zylinders von $h = 0.2793$ m (vgl. Abbildung 105).

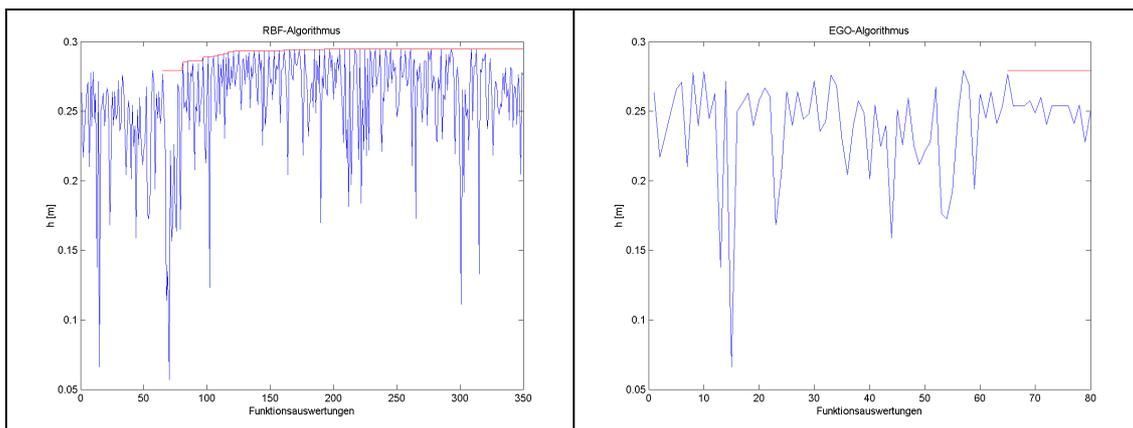


Abbildung 105: Verlauf der Qualitätsfunktion des RBF-Algorithmus nach 350 Funktionsauswertungen (links) und des EGO-Algorithmus nach 80 Funktionsauswertungen (rechts).

Auswertung

Die Ergebnisse der Testsimulation mit zwei unterschiedlichen Einstellungen sind statistisch nicht repräsentativ. Es ist jedoch trotzdem eine deutliche Tendenz festzustellen anhand derer die Auswahl des geeigneten Optimierungsalgorithmus möglich ist.

Anwendbarkeit der Evolutionsstrategie

Die Wahl einer hohen Anzahl von Elternindividuen und die Optimierung über viele Generationen hinweg, erhöht die Wahrscheinlichkeit, eine Lösung im Suchraum zu finden, die nahe an dem globalen Maximum liegt oder das globale Maximum darstellt. Die ES benötigt jedoch für den Optimierungsvorgang sehr lange. Zusätzlich sind die gefundenen Lösungen noch weit von dem Optima entfernt. Dies liegt unter anderem daran, dass die ES nicht mit einem Modell arbeitet und die nächsten Messpunkte lediglich über Rekombinationen und Mutationen bildet (vgl. Anhang D). Dementsprechend werden viele Funktionswerte berechnet, also Bewegungen generiert, die nicht explizit eine Verbesserung beinhalten. Das heißt, dass immer alle Kinder evaluiert werden und jedes Kind bedeutet eine berechnete Bewegung. Dadurch nimmt die Computerzeit außerordentlich zu. Ein kleines Rechenbeispiel soll dies verdeutlichen:

Bei der Wahl einer (100,700)-ES und einer Rechenzeit von zehn Sekunden pro Kind, benötigt die ES bis zum Abbruchkriterium der Berechnung von 200 Generationen eine Zeit von $t = 100 + (700 \cdot 200 \cdot 10) \text{ s} = 1400100 \text{ s}$; das entspricht etwas mehr als 16 Tagen.

Die ES zeigt dabei einen gravierenden Nachteil. Viele Elterngenerationen geraten in Vergessenheit. Deshalb kann es vorkommen, dass die ES mehrfach die gleichen Bereiche eines Suchraumes evaluiert. Insofern geht die ES geradezu verschwenderisch mit der Computerzeit um, da die meisten Kinder verworfen werden. Diese Selektion der einzelnen Funktionswerten bedeutet somit eine ineffiziente Nutzung der Computerzeit. Die Evolutionsstrategie erweist sich damit für den Untersuchungsgegenstand als ungeeignet, da die ES lediglich ein geeignetes Optimierungswerkzeug ist, wenn keine zeit- aufwändigen Funktionsauswertungen vorzunehmen sind (vgl. auch Poland, 2002, S. 56).

Anwendbarkeit der modellbasierten Optimierungsalgorithmen

Es zeigt sich nach der Testsimulation, dass „effiziente Optimierung immer modellgestützt ist. ... Ein Optimierungsalgorithmus, der für ein bestimmtes Problem effizienter als etwa die vollständige Aufzählung sein soll, muss bestimmte Annahmen über die Zielfunktion machen, also in gewisser Weise ein Modell verwenden“ (Poland, 2002, S. 56). Evolutionäre Algorithmen benutzen dagegen Verfahren, die nicht mit dem Modell arbeiten (vgl. Poland, 2002, S. 86). Die getesteten modellbasierten Optimierungsalgorithmen gestalten die Suche nach dem Optimum auf diese Art und Weise erfolgreicher. Beide vorgestellten Algorithmen sind leistungsfähige Ansätze für unverrauschte Zielfunktionen (Poland, 2002, S. 87). Ist eine Funktionsauswertung verrauscht, so ist sie mit einem Messfehler behaftet. In der Regel liegt vor allem bei materiellen Untersuchungsobjekten immer eine verrauschte Zielfunktion in Form eines systematischen oder statistischen Fehlers vor. Da die Optimierungsanalyse in dieser Arbeit anhand einer deterministischen Mehrkörpersimulationssoftware durchgeführt wird, liegt eine unverrauschte Zielfunktion vor. Insofern eignen sich prinzipiell beide Algorithmen für die Optimierung von (einfach modellierbaren) sportlichen Bewegungsaufgaben mit Hilfe der rechenzeitaufwändigen Computermodelle. Dies zeigt sich vor allem bei der Konvergenzgeschwindigkeit der Qualitätsfunktion der verschiedenen Algorithmen im Vergleich (vgl. Abbildung 102, Abbildung 103, Abbildung 104 und Abbildung 105). Die Suche nach der Optimallösung ist daher bei den modellbasierten Optimierungsalgorithmen viel schneller, wobei es trotzdem Unterschiede zwischen dem EGO- und dem RBF-Algorithmus gibt.

Die ursprüngliche Aufgabe des EGO-Algorithmus ist die Optimierung von deterministischen, rechenzeitaufwändigen Computermodellen (vgl. Poland, 2002, S. 86). Der Algorithmus benötigt für die Vorgänge der Modellbildung sehr viel Rechenzeit. Daher können in der gleichen Computerzeit weniger Messpunkte im Suchraum der Bewegung des MKS-Modells abgetastet werden, was wiederum in diesem Fall zu schlechteren Ergebnissen führt. Zusätzlich sammeln sich durch eine bestimmte Eigenschaft des EGO-Algorithmus sehr viele Parameter in einer Matrix an, die zum Abbruch des Optimierungsvorgangs nach ca. 150 Iterationen führt.

Daher ist dieser Algorithmus für die Verknüpfung mit einer MKS-Software und der Berechnung der Bewegung eines MKS-Modells nicht geeignet.

Nach den vorliegenden Ergebnissen eignet sich der RBF-Algorithmus für die hier gestellte Aufgabe der Optimierungsanalyse am besten. Die Suche nach dem Optimum der Zielfunktion wird von ihm äußerst (Zeit-) effektiv durchgeführt. Einerseits gelingt ihm die beste Annäherung an das Optimum, andererseits gelingt dies in einer sehr kurzen Zeit. Beide Merkmale waren der Grund, weshalb dieser Algorithmus zur Optimierungsanalyse von sportlichen Bewegungen ausgewählt wurde.

Anhang E

Beschreibung der Gelenkanschläge

Die Gelenkanschläge des Modellwerfers werden in Modul 3 umgesetzt (vgl. S. 27). Die Notation der Anschlagfunktion wird in der logischen Sprache der MKS-Software abgebildet und im Folgenden kurz erklärt (vgl. Abbildung 106):

```
if(and(constraint[547].r.z<44.8,constraint[547].r.z>-29.8)=1,input[8],if(constraint[547].r.z>=44.8,
input[8]-1000*(((0.2-(45-constraint[547].r.z))^2)/(45-constraint[547].r.z+0.3)),input[8]
+1000*(((0.2+(-30-constraint[547].r.z))^2)/(30+constraint[547].r.z+0.3)))) N m
```

Abbildung 106: Die Notation der Funktion des Gelenkanschlags in der MKS-Software.

if (and(constraint[547].r.z<44.8,constraint[547].r.z>-29.8)=1 Betrachtung, ob sich das Gelenk innerhalb des erlaubten Bewegungsausmaßes (Range of Motion (ROM)) befindet.

input[8], Wenn sich das Gelenk im ROM befindet, wirken die Drehmomente von Input 1.

if(constraint[547].r.z>=44.8 Wenn sich das Gelenk am „oberen“ Anschlag befindet,

input[8]-1000*(((0.2-(45-constraint[547].r.z))^2)/(45-constraint[547].r.z+0.3)) wirkt die Funktion des Gelenkanschlags dem Drehmoment Input 1 entgegen.

input[8]

+1000*(((0.2+(-30-constraint[547].r.z))^2)/(30+constraint[547].r.z+0.3)))) N m Das-selbe gilt für den „unteren“ Anschlag.

Anhang F

Beschreibung Blockschaltbild Modul 2

Die Berechnung der Wurfweite von Kapitel 5 findet in Modul 2 statt. Die Berechnung und die Fallunterscheidungen werden in einer Blockschreibweise zusammengefügt.

Zur Verdeutlichung werden Teile im Blockschaltbild markiert und im Folgenden erklärt.

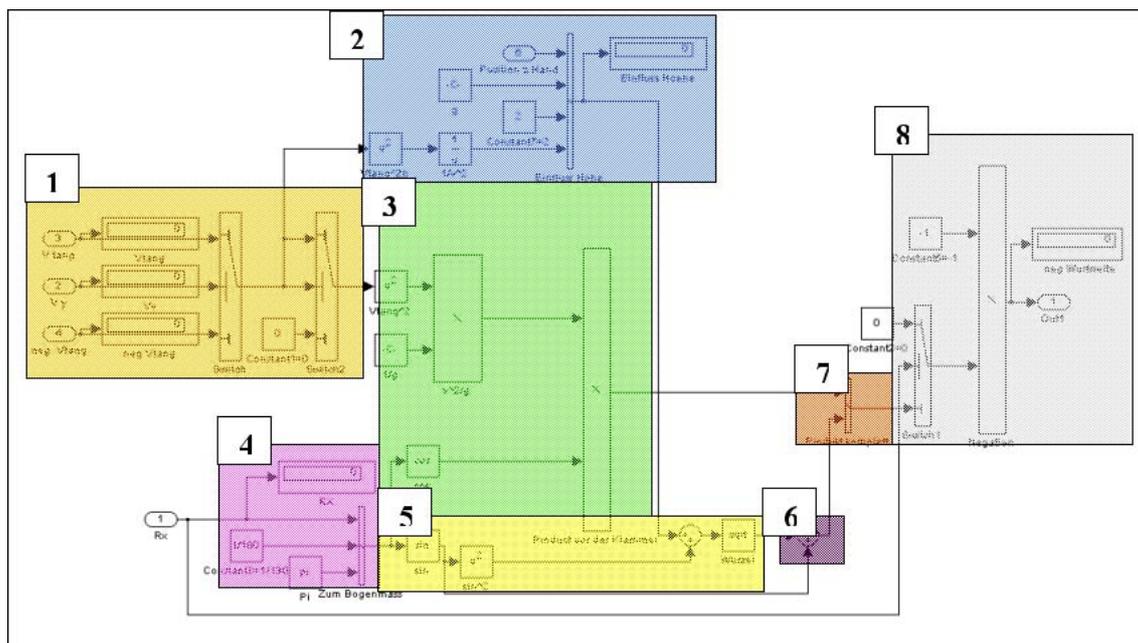


Abbildung 107: Zur Erklärung der einzelnen Funktionen des Berechnungssystems in Modul 2.

Nummer 1:

Hier wird eine Fallunterscheidung durchgeführt, um herauszufinden, ob sich der Ball in Richtung des Abwurfes oder in die Gegenrichtung (wie zum Beispiel bei der Ausholbewegung) bewegt. Bei einer Ballbewegung in Wurfrichtung wird die Tangentialgeschwindigkeit ungefiltert durchgelassen. Bei einer Ballbewegung entgegen der Wurfrichtung wird die Tangentialgeschwindigkeit auf Null gesetzt ($v_{\text{tan}} = 0$).

Nummer 2:

In diesem Kasten wird die Abwurfhöhe berücksichtigt:

$$f(z) = \frac{v_{\text{tan}}^2 \cdot \cos \alpha}{g} \cdot \left[\sin \alpha + \sqrt{\sin^2 \alpha + \frac{2 \cdot h \cdot g}{v_{\text{tan}}^2}} \right]$$

Nummer 3:

Berechnung des vorderen Gliedes der Gleichung

$$f_{(z)} = \frac{v_{\tan}^2 \cdot \cos \alpha}{g} \left[\sin \alpha + \sqrt{\sin^2 \alpha + \frac{2 \cdot h \cdot g}{v_{\tan}^2}} \right]$$

Nummer 4:

Umrechnung der Winkel in das Bogenmaß:

$$x = \frac{\alpha}{180^\circ} \cdot \pi$$

Nummer 5:

Berechnung der Glieder unter der Wurzel und Ziehen der Wurzel:

$$f_{(z)} = \frac{v_{\tan}^2 \cdot \cos \alpha}{g} \cdot \left[\sin \alpha + \sqrt{\sin^2 \alpha + \frac{2 \cdot h \cdot g}{v_{\tan}^2}} \right]$$

Nummer 6:

Zusammenfügen der Glieder innerhalb der Klammer:

$$f_{(z)} = \frac{v_{\tan}^2 \cdot \cos \alpha}{g} \cdot \left[\sin \alpha + \sqrt{\sin^2 \alpha + \frac{2 \cdot h \cdot g}{v_{\tan}^2}} \right]$$

Nummer 7:

Multiplikation von Nummer 3 und Nummer 6:

$$f_{(z)} = \frac{v_{\tan}^2 \cdot \cos \alpha}{g} \cdot \left[\sin \alpha + \sqrt{\sin^2 \alpha + \frac{2 \cdot h \cdot g}{v_{\tan}^2}} \right]$$

Nummer 8:

Fallunterscheidung über den Wurfwinkel. Bei einem Winkel größer 55° zur Horizontalen wird der Wert Null an Modul 1 übermittelt. Ab einem Winkel kleiner 55° wird die errechnete Wurfweite an Modul 1 weiter vermittelt. Diese Fallunterscheidung soll vermeiden, dass der Optimierungsalgorithmus langwierige Funktionsauswertungen in Bereichen vornimmt, die keine optimalen Situationen darstellen.

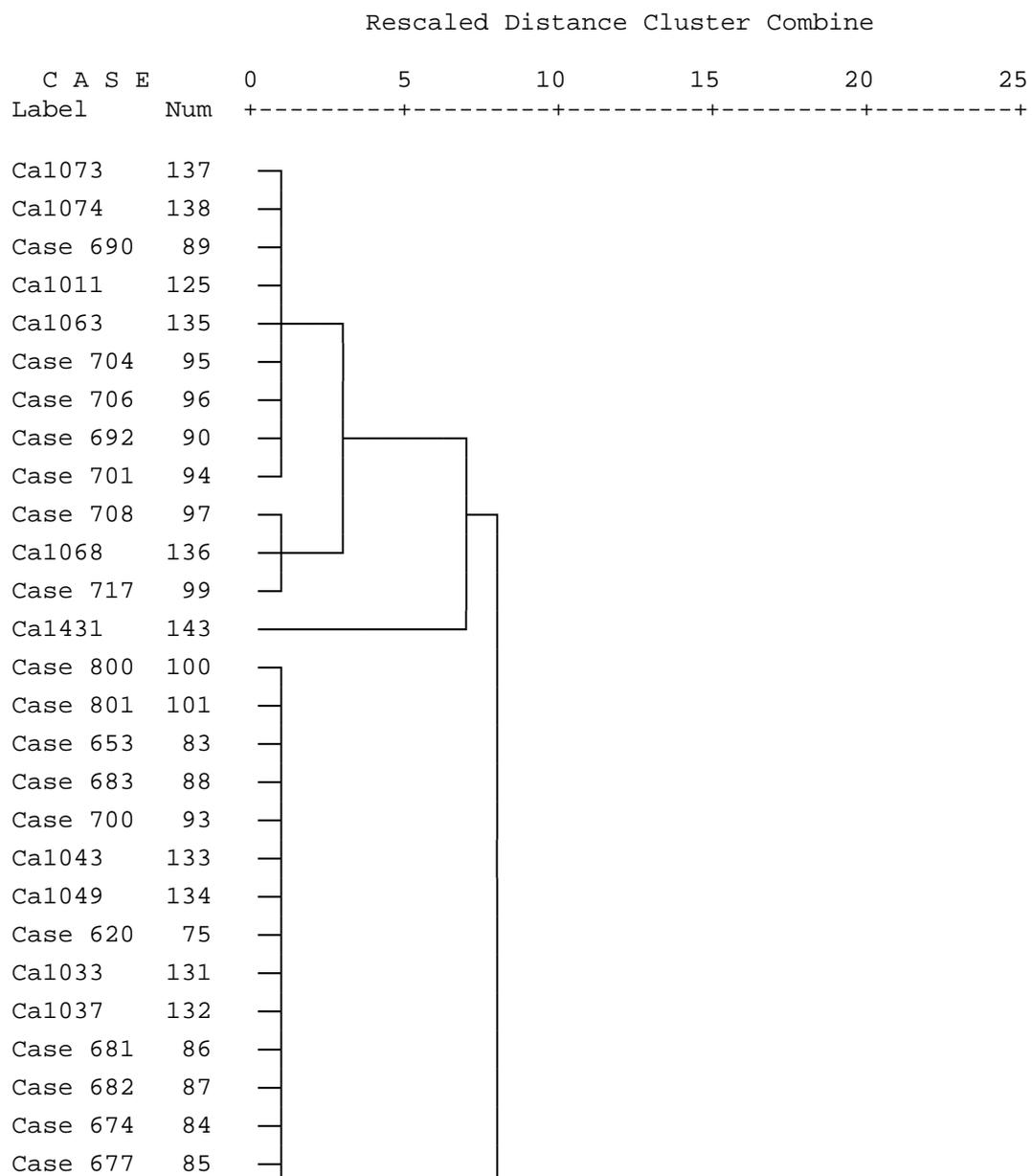
Anhang G

Dendrogram Kippaufschwung (Objekte aus $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ und der Variablen 7-12 (Hüfte))

Im Folgenden ist das Dendrogramm unter Verwendung der Objekte aus $T_{\max S} = \pm 90 Nm$ und der Variablen 7-12 (Hüfte) aufgeführt (vgl. Kapitel 4.8.3):

* * * H I E R A R C H I C A L C L U S T E R A N A L Y S I S * * * *

Dendrogram using Average Linkage (Between Groups)



Ca1009	124
Ca1014	126
Case 629	77
Ca1001	122
Ca1005	123
Case 997	120
Case 999	121
Case 633	78
Case 993	118
Case 996	119
Case 981	116
Case 989	117
Case 637	79
Case 879	114
Case 980	115
Case 861	112
Case 877	113
Case 641	80
Case 853	110
Case 857	111
Case 841	108
Case 845	109
Case 645	81
Case 831	106
Case 833	107
Ca1025	129
Ca1029	130
Case 621	76
Ca1017	127
Ca1021	128
Case 817	104
Case 821	105
Case 649	82
Case 809	102
Case 813	103
Case 697	92
Case 693	91
Case 709	98
Case 530	71
Case 532	72
Case 123	2
Case 528	69
Case 529	70
Case 126	3
Case 525	67
Case 527	68

Case 131	4	—
Case 523	65	—
Case 524	66	—
Case 132	5	—
Case 521	63	—
Case 522	64	—
Case 137	6	—
Case 515	61	—
Case 518	62	—
Case 140	7	—
Case 513	59	—
Case 514	60	—
Case 144	8	—
Case 506	57	—
Case 511	58	—
Case 145	9	—
Case 503	55	—
Case 505	56	—
Case 150	10	—
Case 477	53	—
Case 502	54	—
Case 151	11	—
Case 357	51	—
Case 465	52	—
Case 154	12	—
Case 353	49	—
Case 354	50	—
Case 156	13	—
Case 351	47	—
Case 352	48	—
Case 159	14	—
Case 349	45	—
Case 350	46	—
Case 160	15	—
Case 346	43	—
Case 347	44	—
Case 161	16	—
Case 343	41	—
Case 344	42	—
Case 162	17	—
Case 341	39	—
Case 342	40	—
Case 163	18	—
Case 333	37	—
Case 338	38	—
Case 172	19	—

Case 331	35	—	
Case 332	36	—	
Case 175	20	—	
Case 329	33	—	
Case 330	34	—	
Case 176	21	—	
Case 325	31	—	
Case 327	32	—	
Case 179	22	—	
Case 322	29	—	
Case 324	30	—	
Case 304	23	—	
Case 320	27	—	
Case 321	28	—	
Case 313	24	—	
Case 533	73	—	
Case 537	74	—	
Case 120	1	—	
Case 316	25	—	
Case 317	26	—	
Ca1429	142	—	
Ca1433	144	—	
Ca1389	141	—	
Ca1385	140	—	
Ca1382	139	—	

Elbow-Kriterium und Dendrogramm Einwurf, Variablen: Momentverläufe

Im Folgenden findet sich bei der Betrachtung der Gelenkmomentverläufe aller ausgewählten Lösungen beim Einwurf keinen Hinweis auf die Anzahl der zu bildenden Cluster. Das heißt, es ist kein Elbow ersichtlich (vgl. Abbildung 108).

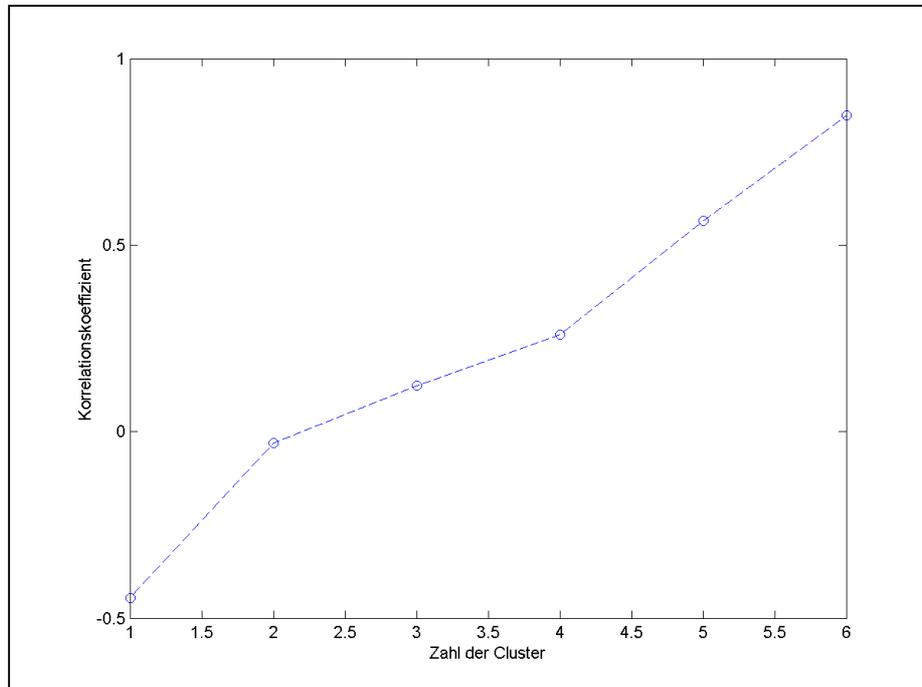
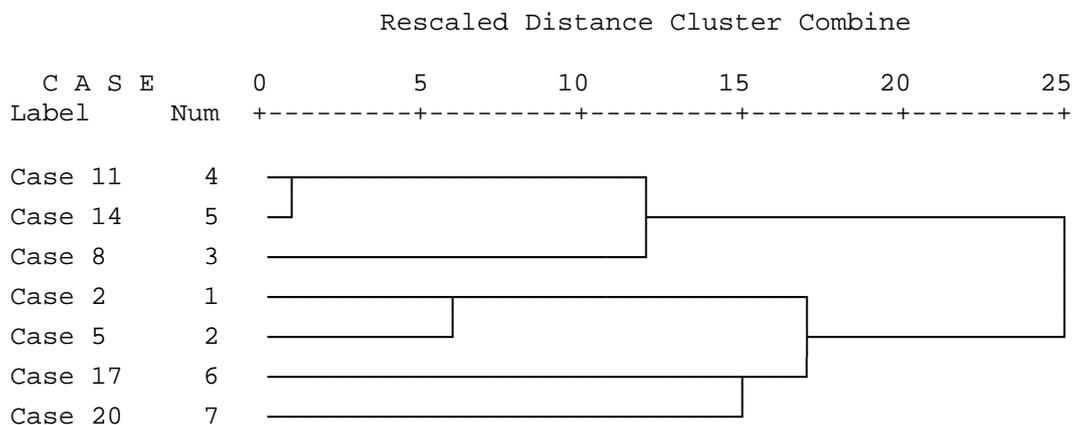


Abbildung 108: Bei der Verwendung der Momentverläufe aller ausgewählten Lösungen beim Einwurf ergibt sich kein Hinweis auf die Anzahl der Cluster. Es ist der Korrelationskoeffizient gegenüber der Anzahl der Cluster aufgetragen.

Die Betrachtung des Dendrogramms gibt einen Hinweis darauf, dass der Fusionierungsalgorithmus ebenfalls bei der Verwendung der Momentverläufe als Variablen nach fünf Clustern abgebrochen werden kann:

```
* * * * * H I E R A R C H I C A L C L U S T E R   A N A L Y S I S *
Dendrogram using Average Linkage (Between Groups)
```



Elbow-Kriterium Einwurf, Variablen: (Bahn-) Geschwindigkeitsverläufe

Dagegen ergibt sich bei Verwendung der Geschwindigkeitsverläufe, dass der Fusionierungsalgorithmus bei vier Clustern abgebrochen werden kann (vgl. Abbildung 109).

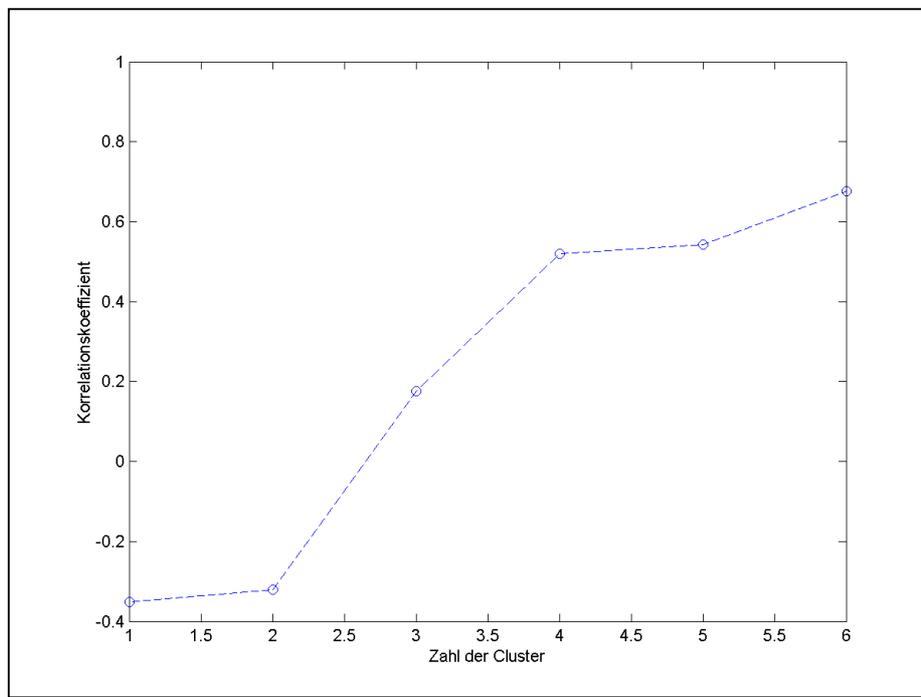


Abbildung 109: Bei der Verwendung der Bahngeschwindigkeitsverläufe aller ausgewählten Lösungen beim Einwurf ergibt sich der Hinweis, den Fusionierungsalgorithmus bei vier Cluster abubrechen. Es ist der Korrelationskoeffizient gegenüber der Anzahl der Cluster aufgetragen.

Anhang H

Konstruktion des Hanavanmodells

Im Folgenden sind die 24 Körperdaten aufgeführt, die zum Erstellen des Hanavanmodells für das Wurfmodell erforderlich sind (vgl. Tabelle 16 und Hong, 1991, S. 41).

Hanavan-Modell

Beschreibung nach Hong (1991)	Symbole nach Hong (1991)	Proband 1	Beschreibung nach Hanavan (1964)	Symbole nach Hanavan (1964)
Körpermasse [Kg]	HKÖ	67.28	Weight	W
Körperhöhe [cm]	HSB	168.4	Stature	STAT
Schulterhöhe [cm]	LOB	138.6	Shoulder Height	SHLDH
Kinnhöhe [cm]	LUA	/		
Sternumhöhe [cm]	HST	120		
Trochanterhöhe [cm]	HTR	84.6	Trochanteric Height	TROCH
Sitzhöhe [cm]	HKN	85.5	Sitting Height	SITH
Kniespaltenhöhe [cm]	HKC	46.1	Tibiale Height	TIBH
Knöchelhöhe [cm]	HSI	8.9	Sphyrion Height	SPHYH
Fußlänge [cm]	BBR	25.6	Foot Length	TOOTL
Bruskorbbreite [cm]	TBR	31.7	Chest Breadth	CHESB
Taillenbreite [cm]	TTA	/	Waist Breadth	WAISB
Hüftbreite [cm]	BHÜ	28.7	Hip Breadth	HIPB
Brustkorbtiefe [cm]	TBR	22.2	Chest Depth	CHESD
Taillentiefe [cm]	LFU	19.1	Waist Depth	WAISD
Hüfttiefe [cm]	UKO	/	Buttock Depth	BUTTD
Oberarmlänge [cm]	UOA	33	Upper Arm Length	UPARL
Unterarmlänge [cm]	UEL	25.5	Forearm Length	FOARL
Handgelenksbreite [cm]	UUA	/		
Faustbreite [cm]	UHG	/		
Kopfumfang [cm]	UFA	54.6	Head Circumference	HEADC
Brustumfang [cm]	UOS	/		
Oberarmumfang [cm]	UKN	30.6	Axillary Arm Circumference	AXILC

Ellbogenumfang [cm]	UUS	26.2	Elbow Circumference	ELBC
Unterarmumfang [cm]	UFG	26.2		
Handgelenkumfang [cm]	MKÖ	18.9	Wrist Circumference	WRISC
Faustumfang [cm]	UFA	29.1	Fist Circumference	FISTC
Oberschenkelumfang [cm]	UOS	55.7	Thigh Cirumference	THIHC
Knieumfang [cm]	UKN	31	Knee Circumference	GKNEC
Unterschenkelumfang [cm]	UUS	30		
Fußgelenkumfang [cm]	UFG	23.4	Ankle Circumference	ANKC
Hautfaltendicke [cm]	FHÜ	0.5		

Tabelle 16: Anthropometrische Daten zur Erstellung des Modellwerfers nach Hanavan.

Anhang I

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Modell für die Körperlängsachsendrehungen beim alpinen Skilauf, bestehend aus zwei Zylindern, die zueinander drehbar gelagert sind und auf einer Bodenplatte stehen (aus Schiebl, 2003b, S. 52).....	21
Abbildung 2: Ablaufplan für den zyklischen Prozess der Modellbildung und Modellanwendung.....	24
Abbildung 3: Ablaufplan des iterativen Prozesses zum Erstellen eines experimentierfähigen Modells.	26
Abbildung 4: Modularer Systemaufbau der verschiedenen Werkzeuge, die für die Optimierungsanalyse benötigt werden.....	27
Abbildung 5: Die unter der Kategorie „Simulation“ notwendigen Arbeitsschritte zur Durchführung einer Optimierungsanalyse.....	29
Abbildung 6: Übersicht über die Definitionen der verschiedenen Zeitabläufe bei der Durchführung einer Simulation.	32
Abbildung 7: Die Bewegungsaufgabe der Turnerin beim Kippaufschwung besteht darin, vom ausgelenkten Kipphang (1, Kopf-unten-Position) in eine hüftnahe Stützposition (2, Kopf-oben-Position) zu gelangen.....	38
Abbildung 8: Schematischer Ablauf der Bewegungsberechnung. Die Berechnung der Bewegung mit den Inputvariablen führen die Turnerin von der Ausgangsstellung in eine Endstellung. Die erwünschte Endstellung ist dabei der hüftnahe Stütz. Zu jeder Lösung ($L_1, L_2, L_3, \dots, L_n$) stehen die kinetischen Parameter als Output zur Verfügung.	42
Abbildung 9: Die aus sieben Körpern bestehende Modellturnerin im ausgelenkten Kipphang.....	44
Abbildung 10: Beispiele verschiedener möglicher Positionen mit unterschiedlichem Abstand zwischen Ursprung z-Achse und dem auf dem Kopf platzierten Referenzpunkt.	46
Abbildung 11: Beispiel der Bildung eines Drehmomentverlaufes über der Zeit für das Schultergelenk aus sechs Stützpunkten (linkes Bild) mit der Benutzung eines kubischen Splines (rechtes Bild).	49
Abbildung 12: Die Turnerin befindet sich in einer gelungenen Stützposition.....	54
Abbildung 13: Analyseschritte der Clusteranalyse.	58
Abbildung 14: Struktogramm (Elbow-Kriterium) einer Clusteranalyse bei der Betrachtung der Variablen 1 bis 6 bei $T_{\max S} = Ts \max = \pm 90 Nm$	63
Abbildung 15: Kreuztabellen für die Variablen 1 bis 4 mit $T_{\max S} = \pm 90 Nm$	64

Abbildung 16: Plot aller Lösungen des Schultermoments im Intervall von 0 bis 0.6 Sekunden der Spalte $T_{\max S} = TS_{\max} = \pm 90 \text{ Nm}$	64
Abbildung 17: Plot aller Lösungen des Schultermoments im Intervall von 0 bis 1 Sekunde der Spalte $T_{\max S} = TS_{\max} = \pm 90 \text{ Nm}$	65
Abbildung 18: Zeitlicher Verlauf des Winkels zwischen den Armen und der Horizontalen aller Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$. Die Modellturnerin hat den Kippaufschwung erfolgreich beendet, wenn der Winkel $R \geq 90^\circ$ beträgt. Dieser entscheidende Moment ist vergrößert dargestellt.	66
Abbildung 19: Positives Schultermoment zwischen den Positionen 1 und 2 (schraffierte Fläche)	67
Abbildung 20: Bereich des maximalen positiven Schultermoments (schraffierte Fläche)	68
Abbildung 21: Zeitliche Verläufe der Hüftmomente im Intervall von 0 bis 0.6 s aller Lösungen	69
Abbildung 22: Struktogramm (Elbow-Kriterium) der Pearson-Korrelation bei der Betrachtung der Variablen 7 bis 10.	70
Abbildung 23: Eine Auswahl von zeitlichen Verläufen der Winkel des Hüftgelenks bei $T_{\max H} = \pm 0 \text{ Nm}$ in Cluster 1.	71
Abbildung 24: Zeitliche Verläufe der Winkel des Hüftgelenks bei $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ in Cluster 1	72
Abbildung 25: Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks bei $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$ in Cluster 1.	73
Abbildung 26: Darstellung der Unterschiede im KSP-Verlauf bei einem Hubpendel (linke Abbildung) mit einer Verkürzung der Pendellänge beim Durchschreiten des unteren Umkehrpunktes und bei einem Pendel (rechtes Bild) ohne Verkürzung der Pendellänge.	74
Abbildung 27: Zeitlicher Verlauf des Vertikalweges (SzKSP) des KSP der Lösungen aus Cluster 1 und der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 \text{ Nm}$. Der KSP befindet sich bei $S_{z,KSP} = KSP_Z = 0 \text{ m}$ auf der Höhe der Reckstange.	75
Abbildung 28: Zeitliche Verläufe der Hüftmomente im 2. Cluster	76
Abbildung 29: Zeitliche Verläufe des Hüftwinkels im 2. Cluster	76
Abbildung 30: Auswahl des zeitlichen Verlaufes des Vertikalweges (SzKSP) vom KSP der Lösungen aus Cluster 2. Der KSP befindet sich auf der Höhe der Reckstange bei $S_{z,KSP} = KSP_Z = 0 \text{ m}$	77
Abbildung 31: Kreuztabellen für die Variablen 7 bis 10 mit $T_{\max S} = \pm 90 \text{ Nm}$	78
Abbildung 32: Zeitliche Verläufe der Hüftmomente im 3. Cluster	79
Abbildung 33: Zeitlicher Verlauf des Hüftwinkels in Cluster 3.	80

Abbildung 34: Zeitlicher Verlauf des Vertikalweges vom KSP mit dem Zeitpunkt eines eventuellen „Kippstoßes“ (schraffierte Fläche). Der KSP befindet sich auf der Höhe der Reckstange bei $S_{z,KSP} = KSP_z = 0 m$	80
Abbildung 35: Zeitlicher Verlauf des Hüftmoments und des Vertikalweges ($S_{z,KSP} = KSP_z$) vom KSP in Cluster 4.....	81
Abbildung 36: Zeitlicher Verlauf des Hüftwinkels in Cluster 4.	82
Abbildung 37: Die zeitlichen Verläufe der Schultermomente (links) und der Hüftmomente (rechts). Die schwarzen Punkte sind die Lösung des Einzelfalles aus der Zeile $T_{\max S} = \pm 60 Nm$, die blauen Strichlinien sind die Lösungen aus der Probesimulation.....	87
Abbildung 38: Die Suche nach einer Lösung entspricht bildhaft gesprochen der Suche nach Bergspitzen eines Funktionsgebirges, die aus einem Wolkenmeer ragen. Je mehr Bewegungsalternativen es gibt, um so mehr Bergspitzen ragen aus dem Nebel. Gibt es naheliegende Variationen einer Lösung entspricht dies bildlich einer Bergkuppe und keiner Bergspitze.	88
Abbildung 39: Zeitlicher Verlauf des Schulter- (durchgezogene Linie) und Hüftmoments (gestrichelte Linie) des gelungenen Kippaufschwungs aus dem Matrixelement $T_{\max S} = T_{Shoulder} = \pm 60 Nm, T_{\max H} = T_{Hip} = \pm 60 Nm$	89
Abbildung 40: Bildreihe der Einzellösung aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 Nm$ im Bildabstand von 0.2 s.....	89
Abbildung 41: Bildreihe mit dem Schultermomentverlauf der Einzellösung der Zeile $T_{\max H} = \pm 60 Nm$. Es ist jedoch kein Hüftmoment gegeben.....	90
Abbildung 42: Der geringe Unterschied zu Beginn des zeitlichen Verlaufs des Hüftmoments bei der gefundenen Lösung (Punkte) und beim modifizierten Hüftmoment (Striche) reicht aus, dass die Modellturnerin den Stütz nicht erreicht.	91
Abbildung 43: Zeitlicher Verlauf des Vertikalweges ($S_{z,KSP}$) des KSP der Einzellösungen	92
Abbildung 44: Zeitliche Verläufe des Schultermoments aller Lösungen des Matrixelements $T_{\max S} = \pm 60 Nm, T_{\max H} = Th \max = \pm 120 Nm$	92
Abbildung 45: Die Hüftmomentverläufe des Matrixelements $T_{\max S} = \pm 60 Nm, T_{\max H} = Th \max = \pm 120 Nm$	93
Abbildung 46: Bildreihe einer Lösung aus der Zeile $T_{\max H} = \pm 120 Nm$ im Bildabstand von 0.2 s.....	93
Abbildung 47: Zeitliche Verläufe des Schultermoments aller Lösungen aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 Nm$	97
Abbildung 48: Auswahl zeitlicher Verläufe des Winkels zwischen den Armen und der Horizontalen von Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 Nm$. Die	

Modellturnerin hat den Kippaufschwung erfolgreich beendet, wenn der Winkel $R \geq 90^\circ$ (durchgezogene horizontale Linie) beträgt. Die hintere abfallende Flanke kommt durch einen Überschlag der Modellturnerin am Ende der Simulationszeit zustande. In diesem Fall geht der Winkel von $R + 180^\circ$ sofort im nächsten Zeitschritt auf $R - 180^\circ$ über.	97
Abbildung 49: Auswahl zeitlicher Verläufe des Vertikalweges ($S_{zKSP}=KSPz$) des KSP der Spalte $T_{\max S} = \pm 120 Nm$	98
Abbildung 50: Struktogramm (Elbow-Kriterium) einer Clusteranalyse bei der Betrachtung der Variablen 1 bis 6 bei $T_{\max S} = TS \max = \pm 120 Nm$	99
Abbildung 51: Zeitliche Verläufe des Schultermoments. Links sind die Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = Th \max = \pm 0 Nm$ und rechts aus der Zeile $T_{\max H} = Th \max = \pm 60 Nm$ aufgetragen.....	100
Abbildung 52: Zeitliche Verläufe des Hüftmoments aller Lösungen aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 60 Nm$	101
Abbildung 53: Beispiel des zeitliche Verlaufes des Arm-Rumpf-Winkels der Lösungen aus dem Matricelement $T_{\max S} = \pm 90 Nm, T_{\max H} = \pm 60 Nm$. Der Zeitpunkt der Durchquerung des unteren Umkehrpunktes ist schraffiert dargestellt.....	106
Abbildung 54: Schematische Darstellung der Abhängigkeit der Aktionsalternativen beim Kippaufschwung von der Momenthöhe der einzelnen Gelenke. Mit zunehmendem Schultermoment nehmen die Aktionsalternativen zu. Bei einem Schultermoment unter $T \leq 42 Nm$ werden keine Lösungen gefunden.	107
Abbildung 55: Bildreihe eines (simulierten) beidhändigen Wurfes über den Kopf.....	111
Abbildung 56: Beispiel einer offenen kinematischen Kette.....	114
Abbildung 57: Modell zur Verdeutlichung (der Erstfassung) der Koordination von Teilimpulsen, um mit mehreren Teilkörpern eine hohe endpunktorientierte Geschwindigkeit zu erhalten (Hochmuth, 1967, S. 199). In der oberen Abbildung erreichen die Teilkörper nicht gleichzeitig die höchste Geschwindigkeit. Dadurch fällt die Geschwindigkeit des kleinen Körpers geringer aus.....	116
Abbildung 58: Eine stark vereinfachte schematische Darstellung des „the summation of speed principle“. Darin beginnen die einzelnen Glieder sukzessiv mit der Beschleunigung von proximal (trunk) bis zum distalen Glied (hand). Aus: Abernethy, Kippers, Mackinnon, Neal, Hanrahan, 1997, S. 171).	116
Abbildung 59: Modell zur Muskelarbeit eines Werfers (Tutjowitsch, 1978, S. 68)....	117
Abbildung 60: Tischtennis Smash, ausgeführt von Experten. Die Bewegungsstruktur der summation of speed principle ist nicht ersichtlich (aus Neal, 1991, S. 5).	119

Abbildung 61: Zeitliche Verläufe der Geschwindigkeit des Speeres und anatomischer Kennpunkte beim Speerwurf (Menzel, 1992, S. 116).....	120
Abbildung 62: Zeitliche Verläufe der Geschwindigkeit des Balles und anatomischer Kennpunkte beim Schlagwurf (Müller, Kornexl & Menzel, 1992,S. 53).....	121
Abbildung 63: Zeitliche Verläufe der relativen Geschwindigkeit der Gelenkmittelpunkte zum Körperschwerpunkt der Werfer. Während im oberen Bild die Geschwindigkeit des Hüftgelenkes vor dem Peak des Schultergelenkes das Maximum erreicht, ist dies im unteren Bild umgekehrt. Aus: Best, Bartlett & Morriss, 1993, S. 323-324.....	125
Abbildung 64: Der Modellwerfer in der Ausgangsstellung.	129
Abbildung 65: System in Modul 2 zur Berechnung der Wurfweite mit Fallunterscheidungen.....	131
Abbildung 66: Bewegungsumfang des Hüftgelenks (linkes Bild), des Schultergelenks (mittleres Bild) und des Ellenbogengelenks (rechtes Bild).	132
Abbildung 67: Das rüctreibende Moment, das den Gelenkansschlag als Funktion des Gelenkwinkels modellieren soll. Der maximale Bewegungsspielraum des Gelenks ist in diesem Beispiel bei $x=0^\circ$ festgelegt.	134
Abbildung 68: Ein vergrößerter Ausschnitt des rüctreibenden Moments. Dieses Moment soll den Gelenkansschlag als Funktion des Gelenkwinkels modellieren. Der maximale Bewegungsspielraum des Gelenks ist in diesem Beispiel bei $x=0^\circ$ festgelegt. Sobald die aktive Beweglichkeit (ab) erreicht ist, wird ein rüctreibendes Moment wirksam.....	135
Abbildung 69: Beispielhafte Darstellung der Bildung des Schultermomentverlaufes aus fünf Stützpunkten (linkes Bild) unter Verwendung eines kubischen Splines (rechtes Bild).	138
Abbildung 70: Vergleich einer errechneten Lösung mit einem Kinegramm des beidhändigen Ballwurfes aus dem Stand von Kollath (1996, S. 214).	142
Abbildung 71: Wurfweiten in Abhängigkeit der Wurfmassen.....	143
Abbildung 72: Bildreihen und zeitliche Verläufe von Schulter-, Ellenbogen- und Hüftmoment, sowie der (Tangential-) Geschwindigkeit des Schulter- und Ellenbogengelenks und des Balls der Lösungen aus Cluster 1 ($M = 0.027$ kg (linkes Diagramm) und $M = 0.045$ kg (rechtes Diagramm)).	149
Abbildung 73: Zeitliche Momentverläufe der ausgewählten Gelenke des gesamten Simulationszeitintervalls mit Kennzeichnung des Abwurfzeitpunktes der Lösungen aus Cluster 1 ($M = 0.027$ kg (linkes Diagramm) und $M = 0.045$ kg (rechtes Diagramm)).	149
Abbildung 74: Bildreihe und zeitliche Verläufe von Schulter-, Ellenbogen- und Hüftmoment, sowie der (Tangential-)Geschwindigkeit des Schulter- und Ellenbogengelenks und des Balls der Lösung aus Cluster 2 ($M = 0.08$ kg).	150

Abbildung 75: Zeitliche Momentverläufe der ausgewählten Gelenke des gesamten Simulationszeitintervalls mit Kennzeichnung des Abwurfzeitpunktes der Lösung aus Cluster 2 ($M = 0.08 \text{ kg}$).	150
Abbildung 76: Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung des Ellenbogengelenks der Lösung aus Cluster 2 im zeitlichen Verlauf.....	151
Abbildung 77: Bildreihen und zeitliche Verläufe von Schulter-, Ellenbogen- und Hüftmoment, sowie der (Tangential-) Geschwindigkeit des Schulter- und Ellenbogengelenks und des Balls der Lösungen aus Cluster 3 ($M = 0.45 \text{ kg}$ (linkes Diagramm) und $M = 2 \text{ kg}$ (rechtes Diagramm)).....	152
Abbildung 78: Zeitliche Momentverläufe der ausgewählten Gelenke des gesamten Simulationszeitintervalls mit Kennzeichnung des Abwurfzeitpunktes der Lösungen aus Cluster 3 ($M = 0.45 \text{ kg}$ (linkes Diagramm) und $M = 2 \text{ kg}$ (rechtes Diagramm)).....	152
Abbildung 79: Bildreihe und zeitliche Verläufe von Schulter-, Ellenbogen- und Hüftmoment, sowie der (Tangential-)Geschwindigkeit des Schulter- und Ellenbogengelenks und des Balls der Lösungen aus Cluster 4 ($M = 5 \text{ kg}$, linkes Diagramm und $M = 10 \text{ kg}$, rechtes Diagramm).	153
Abbildung 80: Zeitliche Momentverläufe der ausgewählten Gelenke des gesamten Simulationszeitraums mit Kennzeichnung des Abwurfzeitpunktes der Lösungen aus Cluster 4 ($M = 5 \text{ kg}$, linke Diagramm und $M = 10 \text{ kg}$, rechtes Diagramm).	154
Abbildung 81: Vergleich der Optimallösungen aus beiden Simulationsläufe mit der Wurfmass $M = 2 \text{ kg}$. Das linke Diagramm zeigt die Lösung mit der Wurfweite von 33.64 m. Das rechte Diagramm zeigt die Lösung mit der Wurfweite von 33.26 m.	156
Abbildung 82: Vergleich der Optimallösungen aus beiden Simulationsläufen mit der Wurfmass $M = 0.08 \text{ kg}$. Das linke Diagramm zeigt die Lösung mit der Wurfweite von 66.34 m. Das rechte Diagramm zeigt die Lösung mit der Wurfweite von 52.04 m.	159
Abbildung 83: Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung des Ellenbogengelenks der Optimallösung beider Simulationsläufe mit der Wurfmass $M = 0.08 \text{ kg}$. Der hohe Ausschlag der Winkelgeschwindigkeit von Simulationslauf 2 bei $t = -0.13 \text{ s}$ kommt durch die Berührung zwischen Ball und Kopf zustande, welcher einen harten Anschlag darstellt.	159
Abbildung 84: Die stark vereinfachte schematische Darstellung des „the summation of speed principle“. Darin beginnen die einzelnen Glieder sukzessive mit der Beschleunigung von proximal (trunk) bis zum distalen Glied (hand). Abernethy, Kippers, Mackinnon, Neal & Hanrahan, 1997, S. 171).	160
Abbildung 85: Skizze des inversen kinematischen Problems. Es gibt in diesem Beispiel einer zweigliedrigen Kette zwei Möglichkeiten den (vorgegebenen) Punkt P zu erreichen.	161

Abbildung 86: Das dreidimensionale 6-Segment-Modell als Grundlage zur Berechnung der (Bahn-) Geschwindigkeit des Handgelenks (aus Menzel, 1990, S. 244).	162
Abbildung 87: Unterschiede in der Bahngeschwindigkeit zwischen einem ortsfesten Drehpunkt (linke Abbildung) und einem gleichförmig bewegten Drehpunkt.	163
Abbildung 88: Modell zur Berechnung der Bahngeschwindigkeiten ausgewählter (Gelenk-) Punkte. In diesem Beispiel repräsentiert P2 das Kniegelenk, P3 das Hüftgelenk u.s.w. Das Modell orientiert sich am Hanavanmodell (vgl. Hanavan, 1964).	164
Abbildung 89: Zur beispielhaften Berechnung der Bahngeschwindigkeit von P4 wird ein Ausschnitt aus Abbildung 88 gewählt und mit den zur Berechnung notwendigen Vektoren ausgestattet.	165
Abbildung 90: Zeitliche Verläufe der Geschwindigkeit des Speeres und anatomischer Kennpunkte beim Speerwurf (Menzel 1992, 116).	172
Abbildung 91: Die linke Abbildung zeigt die schon bekannte stark vereinfachte schematische Darstellung des „the summation of speed principle“ (vgl. auch Abbildung 84). Die rechte Abbildung zeigt eine mögliche Variation der Geschwindigkeitsverläufe der Teiglieder, bei der dasselbe Resultat (dieselbe Handgeschwindigkeit) erreicht wird. Durch eine entgegen der Wurfrichtung ausgeführte Rotation im Schultergelenk wird der Oberarm abgebremst, bzw. bewegt sich in diesem Beispiel ebenfalls entgegen der Wurfrichtung. Trotzdem kann der Unterarm dieselbe Geschwindigkeit erreichen, wenn die Rotationsgeschwindigkeit im Ellenbogengelenk entsprechend höher ausfällt.	173
Abbildung 92: Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung des Ellenbogengelenks der Optimallösung beider Simulationsläufe mit der Wurfmass $M = 2$ kg. Der sprunghafte Anstieg der Winkelgeschwindigkeiten ca. 0.06 s vor dem Abwurf kommt durch die Berührung zwischen Ball und Kopf zustande, welcher einen harten Anschlag darstellt.	176
Abbildung 93: Skizze zur Funktionsweise eines Trebuchet.	184
Abbildung 94: Vereinfachtes Muskelmodell für das Ellenbogengelenk mit internen und externen Beuge- und Streckkräften.	192
Abbildung 95: Screenshot der Einstellungsmöglichkeiten für die Bewegungsgenauigkeit.	194
Abbildung 96: Screenshot des Fensters für die Integrationseinstellungen.	196
Abbildung 97: Screenshot des Fensters „Gravity“.	197
Abbildung 98: Beispiel eines komplexen Gebirges in drei Dimensionen. Die Aufgabe der Optimierungsalgorithmen besteht darin, den höchsten Berg des gesamten Gebirges zu finden.	200
Abbildung 99: Das Modell für die Testsimulation in der Ausgangsstellung. Es besteht aus sechs Zylindern, die untereinander mit fünf	

	Drehmotoren verbunden sind. Zusätzlich ist ebenfalls der erste Zylinder mit der Grundfläche über einen Drehmotor verbunden.	205
Abbildung 100:	Der Zylinder in der erwünschten Zielposition, die senkrechte Stellung.	206
Abbildung 101:	Die Position des Modells, wenn sich alle sechs Gelenke (Drehmotoren) in Nullstellung befinden.	208
Abbildung 102:	Verlauf der Qualitätsfunktion der (3,21)-ES über 14 Generationen.	211
Abbildung 103:	Verlauf der Qualitätsfunktion des RBF-Algorithmus nach 150 Funktionsauswertungen (links) und des EGO-Algorithmus nach 68 Funktionsauswertungen (rechts).	211
Abbildung 104:	Verlauf der Qualitätsfunktion der (6,30)-ES über 50 Generationen.	212
Abbildung 105:	Verlauf der Qualitätsfunktion des RBF-Algorithmus nach 350 Funktionsauswertungen (links) und des EGO-Algorithmus nach 80 Funktionsauswertungen (rechts).	213
Abbildung 106:	Die Notation der Funktion des Gelenkanschlages in der MKS-Software.	216
Abbildung 107:	Zur Erklärung der einzelnen Funktionen des Berechnungssystems in Modul 2.	217
Abbildung 108:	Bei der Verwendung der Momentverläufe aller ausgewählten Lösungen beim Einwurf ergibt sich kein Hinweis auf die Anzahl der Cluster. Es ist der Korrelationskoeffizient gegenüber der Anzahl der Cluster aufgetragen.	223
Abbildung 109:	Bei der Verwendung der Bahngeschwindigkeitsverläufe aller ausgewählten Lösungen beim Einwurf ergibt sich der Hinweis, den Fusionierungsalgorithmus bei vier Cluster abzurechnen. Es ist der Korrelationskoeffizient gegenüber der Anzahl der Cluster aufgetragen.	224

Anhang J

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Matrixdarstellung der, für die einzelnen Optimierungsläufe verwendeten maximalen Stützpunkthöhen zur Bildung der Momentverläufe für das Hüftgelenk und die Schultergelenke. In den einzelnen Matrixelementen wird die Anzahl der gefundenen Lösungen von Kippaufschwüngen eingetragen.....	49
Tabelle 2: Anzahl der gefundenen Lösungen in Abhängigkeit von unterschiedlichen Schulter und Hüftmomenten (zum Beispiel gibt es sechs Lösungen bei ± 90 Nm Schulter- und ± 120 Nm Hüftmoment).....	55
Tabelle 3: Überblick über verschiedene Clusteralgorithmen (aus Backhaus et al., 1994, S. 133).	60
Tabelle 4: Auszug aus einer Korrelationsmatrix.	62
Tabelle 5: Matrix mit Anzahl der gefundenen Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 60$ Nm.	86
Tabelle 6: Matrix mit Anzahl der gefundenen Lösungen der Spalte $T_{\max S} = \pm 120$ Nm.	95
Tabelle 7: Mittelwert, Standardabweichung und Min/Maxwerte der Variablen 1 bis 6 aus der Spalte $T_{\max S} = \pm 120$ Nm. Die linke Tabelle beinhaltet alle Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = Th \max = \pm 0$ Nm und die rechte Tabelle alle Lösungen aus der Zeile $T_{\max H} = Th \max = \pm 60$ Nm.	100
Tabelle 8: Überblick über die Ballmassen, die zur Optimierungsanalyse verwendet werden.....	136
Tabelle 9: Auflistung der maximalen Wurfweiten der Simulationsläufe für jede Wurfmasse. Die größere Weite aus beiden Simulationsläufen ist rot markiert.	142
Tabelle 10: Synoptische Darstellung der Abwurfwinkel, Abwurfgeschwindigkeiten, Abwurfhöhen und Wurfweiten in Abhängigkeit von der Wurfmasse.	144
Tabelle 11: Synopse der drei Gelenkwinkelstellungen in Abhängigkeit der Wurfmassen.	145
Tabelle 12: Gegenüberstellung relevanter Parameter der Optimallösungen aus den zwei Simulationsläufen mit einer Wurfmasse von $M = 2$ kg.	156
Tabelle 13: Gegenüberstellung relevanter Parameter der Optimallösungen aus den zwei Simulationsläufen mit einer Wurfmasse von $M = 0.08$ kg.	158

Tabelle 14: Parameter der Optimal- und submaximalen Lösung der Wurfmassen M = 2 kg und M = 0.08 kg.....	178
Tabelle 15: Zuordnung der Winkelstellungen für die einzelnen Drehmotoren bei der Optimallösung.....	208
Tabelle 16: Anthropometrische Daten zur Erstellung des Modellwerfers nach Hanavan.	226

Literaturliste

- Abernethy, B., Kippers, V., Mackinnon, L. T., Neal, R. J. & Hanrahan, (1997). *The Biophysical Foundations of Human Movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Ablay, P. (1980). *Optimieren mit Evolutionsstrategien*. Dissertation, Heidelberg.
- Adatte, M. & Günthard, J. (1976). *Kunstturnen. Technik, Methodik*. Eidgenössischer Turnverein.
- Bacher, J. (2000). Auffinden komplexer Zusammenhänge? – Ein Erfahrungsbericht über Erkenntnisstand und Forschungsbedarf der Clusteranalyse. *Österreichische Zeitschrift für Soziologie*, 4, 48-60.
- Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, W. & Weiber, R. (1994). *Multivariate Analysemethoden (7. Aufl.)*. Berlin: Springer.
- Bächle, F. (2001). Zum Bau einer Radschleuder. *Sportunterricht*, 8, 234-235.
- Bächle, F. (2003a). Simulation mit Mehrkörpersystemen. *Sportunterricht*, 2, 37-43.
- Bächle, F. (2003b). The optimisation of throwing movements with evolutionary algorithms on the basis of multibody systems. *International Journal of Computer Science in Sport-Special 2003*, 6-11. Zugriff am 04. Januar 2004 unter http://www.iacss.org/ijcss/ijcss_special1.html.
- Bäck, T. & Schwefel, H. P. (1993). An overview of Evolutionary Algorithms for Parameter Optimization. In *Evolutionary Computation*, 1, 1-23.
- Ballreich, R. (1972). Probleme und Methoden der Bewegungsforschung. *Sportwissenschaft*, 1, 9-32.
- Ballreich, R. (1978a). Probleme und Lösungsansätze einer sportmotorischen Leistungsdiagnostik aus biomechanischer Sicht. *Leistungssport*, 1, 3-11.
- Ballreich, R. (1978b). Normen, Gesetze und Prinzipien in der Biomechanik des Sports. *Leistungssport*, 5, 421-428.
- Ballreich, R. (1980). Biomechanik des Sports Versuch einer Standortbestimmung. *Sportwissenschaft*, 2, 148-160.
- Ballreich, R. (1996). Untersuchungsziele des Sports. Untersuchungsziele der Leistungsbiomechanik. In Ballreich, R. & Baumann, W. (Hrsg.). *Grundlagen der Biomechanik des Sports: Probleme, Methoden (2., neu bearbeitete Aufl.)* (S. 13-41). Stuttgart: Enke.
- Ballreich, R. & Kuhlow, A. (1974). Begriffsbestimmung, Objekt- und Problembereich der Biomechanik des Sports. *Sportwissenschaft*, 4, 337-356.
- Ballreich, R. & Kuhlow, A. (1980). Probleme und Lösungsansätze einer Lehr- und Forschungskonzeption für die Biomechanik des Sports. *Sportwissenschaft*, 3, 252-281.
- Bartlett, R., Mueller, E., Lindinger, S., Brunner, F. & Morriss, C. (1996). Three-dimensional evaluation of the kinematic release parameters for javelin throwers of different skill levels. *Journal of applied biomechanics*, 1, 58-71.

- Bauer, W. L. (1983). Mathematical, Modelling and Optimization and their Influence on Sports Movements – Possibilities and Limitations. *Biomechanik und sportliche Leistung: Bericht über e. internat. Symposium gehalten in Köln, Dezember 1980* (S. 129-143). Schorndorf: Hofmann.
- Bauer, W. L. (1987). Physical Models in Sports Biomechanics. *Medicine and Sport Science*, 25, 107-141.
- Baumann, H. (1980). *Turnen in Freizeit, Schule und Verein*. München: BLV.
- Bergmann, L. & Schaefer, C. (1998). *Lehrbuch der Experimentalphysik. Bd. 1. Mechanik, Relativität, Wärme* (11., völlig Neubearb. Aufl.). New York: de Gruyter.
- Best, R. J., Bartlett, R. M. & Morriss, C. J. (1993). A three-dimensional analysis of javelin throwing technique. *Journal of sports sciences*, 2, 315-328.
- Binding, P., Jinha, A. & Herzog, W. (2000). Analytic analysis of the force sharing among synergistic muscles in one- and two-degree-of-freedom models. *Journal of Biomechanics*, 33, 1423-1432.
- Bortz, J. (1993). *Statistik für Sozialwissenschaftler* (4., vollst. überarb. Aufl.). Berlin: Springer.
- Bossel, H. (1992). *Simulation dynamischer Systeme* (2., verb. Aufl.). Braunschweig: Vieweg.
- Brüggemann, G. P. (1996). Modellierung und Simulation in der Bewegungswissenschaft. In A. Mader & H. Allmer (Hrsg.), *Computersimulation: Möglichkeiten zur Theoriebildung und Ergebnisinterpretation* (S. 206-225). Sankt Augustin: Academia.
- Brüggemann, G. P. (1998). Modellbildung in der Sportwissenschaft. In J. Mester & J. Perl (Hrsg.), *Informatik im Sport* (S. 19-32). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Brunke, T. (2003). *Optimierung der Beinbewegung beim Trampolinabsprung*. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Brunke, T. & Zaiss, C. (2003). Simulation liefert neue Erkenntnisse: Kein Kippstoß beim Kippaufschwung. *Sportunterricht*, 2, 37-43.
- Bürger, W. (1998). *Der Traum des Seglers bei Flaute*. Basel, Boston, Berlin: Birkhäuser.
- Chevedden, P.; Eigenbrod, E.; Foley, L. & Soedel, V. (1995). Das Trebuchet – die mächtigste Waffe des Mittelalters. *Spektrum der Wissenschaft*, 9, Seite 81-86.
- Demtröder, W. (1998). *Experimentalphysik. Band 1 Mechanik und Wärme* (2. Auflage). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Deutscher Turner-Bund (Hrsg.) (1985). *Lehrplan Deutscher Turnerbund – 7. Vielseitiges Turnen an Geräten*. München, Wien, Zürich: BLV.
- Dieckert, J. & Koch, K. (1993). *Methodische Übungsreihen im Gerätturnen*. Schorndorf: Hofmann.
- Drosowski, G. (Hrsg.) (1990). *Duden, Bd. 5, Das Fremdwörterbuch* (5., neu bearbeitete, erweiterte und aktualisierte Aufl.). Mannheim, Leipzig, Wien, Zürich: Dudenverlag.

- Ertl, C. (2003). *Entwicklung einer Optimierungsumgebung für mechanische Systeme*. Zugriff am 15. März 2004 unter http://www.fb06.fh-muenchen.de/fb/queries/da_detail.php?id=217.
- Feltner, M. E. (1989). Three-Dimensional Interactions in a Two-Segment Kinetic Chain. Part II: Application to the Throwing Arm in Baseball Pitching. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5, 420 – 450.
- Frey, G. & Hildenbrandt, E. (2002). *Einführung in die Trainingslehre. Teil 1. Grundlagen*. (2., erw. und überarb. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.
- Glitsch, U. (2001). *Computersimulation in der Biomechanik*. Sankt Augustin: Academia.
- Glitsch, U. (2002). Naturwissenschaftliche Modellbildung in der Sportwissenschaft. In J. Perl, M. Lames & U. Glitsch (Hrsg.), *Modellbildung in der Sportwissenschaft* (S. 99-178). Schorndorf: Hofmann.
- Göhner, U. (1987). *Bewegungsanalyse im Sport* (2., unveränderte Auflage). Schorndorf: Hofmann.
- Göhner, U. (1992). *Einführung in die Bewegungslehre des Sports*. Schorndorf: Hofmann.
- Göhner, U. (1999). *Einführung in die Bewegungslehre des Sports. Teil 2: Bewegelerlehre des Sports*. Schorndorf: Hofmann.
- Göhner, U. (2002). *Bewegungslehre und Biomechanik des Sports. Fundamentum mit Hoch- und Weitsprung*. Tübingen: Eigenverlag.
- Greiner, W. (1998). *Mechanik Teil 2* (6., überarb. und erw. Aufl.) Frankfurt am Main: Deutsch.
- Günther, M. (1997). *Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Gutewort, W. (1967), Zur Problematik der biomechanischen Prinzipien. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 4, 359 – 374.
- Haag, G. G. (1996). *Konfirmative Bewegungsanalyse*. Schorndorf: Hofmann.
- Hanavan, E. P. Jr. (1964). *A mathematical model of the human body*. Alexandria, Virginia: Defense Documentation Center.
- Hatze, H. (1973). Optimization of human motions. In S. Cerquiglini, A. Venerando & J. Wartenweiler (Hrsg.), *Medicine and Sport, Biomechanics III*, 8, (S. 138-142). Basel: S. Karger.
- Hatze, H. (1974). A model of skeletal muscle suitable for optimal motion problems. In R. C. Nelson & Morehouse C. A. (Hrsg.), *Biomechanics IV: proceedings of the Fourth International Seminar on Biomechanics, University Park, Pennsylvania* (S. 417-422). London and Basingstoke: The Macmillan Press LTD.
- Hatze, H. (1976a). Gegenwärtige Grundprobleme und allgemeine Entwicklungstendenzen in der Biomechanik. *Leibesübungen, Leibeserziehung*, 2, 25-30.
- Hatze, H. (1976b). Eine Fundamentalthypothese der Bewegungslehre des Sports. *Sportwissenschaft*, 2, 155-171.

- Hatze, H. (1978). Sportbiomechanische Modelle und myokybernetische Bewegungsoptimierung. *Sportwissenschaft*, 8, 393-406.
- Hatze, H. (1984). Quantitative analysis, synthesis and optimization of human motion. *Human Movement Science*, 3, 5-25.
- Heise, G. D. (1994). Segment interactions of the arm during the practice of a novel, multijoint throwing skill. *International Journal of sport biomechanics*, 4, 352-373.
- Henze, A. (1994). *Marktforschung: Grundlage für Marketing und Marktpolitik*. Stuttgart: Ulmer.
- Hochmuth, G. (1967). *Biomechanik sportlicher Bewegungen*. Berlin: Sportverlag.
- Hochmuth, G. (1982). *Biomechanik sportlicher Bewegungen*. (5., unveränd. Aufl.). Berlin: Sportverlag.
- Holmström, K. (1999a). Solving Applied Optimization Problems Using Tomlab. *Proceedings from MATHTOOLS '99, the 2nd International Conference on Tools for Mathematical Modeling, St. Petersburg, Russia*. Zugriff am 11. März 2003 unter <http://www.ima.mdh.se/tom/tom-papers/co-MATHTOOLS99.pdf>.
- Holmström, K. (1999b). The TOMLAB Optimization Environment in Matlab. *Advanced Modeling and Optimization*, 1, 47-69. Zugriff am 07. März 2003 unter <http://www.ici.ro/camo/journal/vol1/v1a3.ps>.
- Holmström, K. (2000). *The TOMLAB v2.0 Optimization Environment*. Zugriff am 04. Mai 2003 unter http://www.ima.mdh.se/tom/tom-papers/co-Nordic_MPS_1999_hkh.pdf.
- Holmström, K. (2001). *Practical Optimization with the TOMLAB Environment in Matlab*. Zugriff am 04. Mai 2003 unter http://tomlab.biz/docs/sims2001_tomlab.pdf.
- Holmström, K. (2003). *TOMLAB v4.0 User's Guide*. Zugriff am 04. Mai 2003 unter <http://tomlab.biz/docs/tomlabv4.pdf>.
- Hong, Y. (1991). Entwicklung neuer Elemente im Kunstturnen unter Verwendung dreidimensionaler Computersimulation. In G. P. Brüggemann (Hrsg.), *Arbeiten zur angewandten Trainings- und Bewegungswissenschaft*. Köln: Strauß.
- Huber, A. (1989). *Analyse der Turnübung Riesenfelgumschwung am Reck mit Methoden der Optimalsteuerung*. Diplomarbeit, Technische Universität München.
- Ichiba, T. (2001). *Kunstturnen der Männer. Eine Analyse aus sporthistorisch-bewegungstheoretischer Perspektive*. Münster: LIT Verlag.
- Jones, D. R. (2001). A Taxonomy of Global optimization Methods Based on Response Surfaces. *Journal of Global Optimization*, 21, 345-383.
- Kaneko, A. (1970). *Lehrbuch des Kunstturnens Bd. II Reck*. Tokio.
- Kassat, G. (1993). *Biomechanik für Nicht-Biomechaniker*. Bünde: Fitness-Contur-Verlag.
- Knirsch, K. (1994). *Lehrbuch des Gerät- und Kunstturnens. Band 2: Technik und Methodik in Theorie und Praxis für Schule und Verein*. (2., unveränderte Aufl.). Kirchentellinsfurt: Knirsch.

- Knirsch, K. (1996a). Gerätturnen mit Mädchen und Frauen. Kirchentellinsfurt: Knirsch-Verlag.
- Knirsch, K. (1996b). *Fundamentum des Gerätturnens*. (2., neu bearbeitete Aufl.). Kirchentellinsfurt: Knirsch.
- Koch, B. (1985). *Zum Leistungsprofil im Speerwurf*. Köln: Strauß.
- Kollath, E. (1989). Bewegungsanalyse zur Schlagtechnik im Hockey. *Deutsche Hockey-Zeitung*, 26, 6-8.
- Kollath, E. (1996). *Bewegungsanalyse in den Sportspielen: Kinematisch-dynamische Untersuchungen mit Empfehlungen für die Praxis*. Köln: Strauss.
- Kollath, E. & Schwirtz, A. (1988). Biomechanical analysis of the soccer throw in. In T. Reilly (Hrsg.), *Science and football : proceedings of the First World Congress of Science and Football, Liverpool 13-17th April 1987*. (S. 460-467). London: Spon.
- Kranenberg, U. (1995). *Die Reproduzierbarkeit des maximalen Drehmoments und der Winkelposition bei maximalem Drehmoment und der Kraft/Geschwindigkeitsverlauf isokinetischer Kraftmessungen der Schultermuskulatur*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Krieg, M. (1992). *Simulation und Steuerung biomechanischer Mehrkörpersysteme*. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Lames, M. (2001). Der pragmatische Entschluß – Der Zweck als konstitutives Element der Modellbildung am Beispiel Sportspielbeobachtung. In J. Perl (Hrsg.), *Sport und Informatik VIII* (S. 65-72). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Lames, M., Perl, J. & Uthmann, T. (1997). Methoden der Datenanalyse. In J. Perl (Hrsg.), *Informatik im Sport: Ein Handbuch* (S.81-104). Schorndorf: Hofmann.
- Latash, M. L., Alexander, S. & Zatsiorsky, V. M. (1999). The basis of a simple synergy: reconstruction of joint equilibrium trajectories during unrestrained arm movements. *Human Movement Science*, 18, 3 - 30.
- Mader, A. & Allmer, H. (Hrsg.) (1996). *Computersimulation: Möglichkeiten zur Theoriebildung und Ergebnisinterpretation*. Sankt Augustin: Academia.
- Maißer, P. (Hrsg.) (2001). *Tätigkeitsbericht des Institutes für Mechatronik e.V. an der Technischen Universität Chemnitz*. Zugriff am 15. März 2004 unter http://www.tu-chemnitz.de/ifm/publikat/ifm_tb01.pdf.
- Mayer, F. J. (1998). *Die Analyse isokinetischer Kraft/Zeitverläufe und reziproker Kraftrelationen zur Quantifizierung von Defiziten und Dysbalancen der Schultermuskulatur*. Habilitationsschrift, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Mendoza, L. (1989). Individuelle Optimierung der Landeweite beim Weitsprung mit Hilfe der Computersimulation. *Leistungssport*, 6, 35-40.
- Menzel, H. J. (1986a). Biomechanische Analyse der Stemmphase beim Speerwurf. In Letzelter H., Steinmann, W. & Freitag, W. (Hrsg.), *Angewandte Sportwissenschaft: 7. Sportwissenschaftlicher Hochschultag der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft vom 25. bis 27. September 1985 in Mainz*. (S. 142-147). Clausthal-Zellerfeld: dvs.
- Menzel, H. J. (1986b). Biomechanics of Javelin Throwing. *New Studies in Athletics*, 3, 85-98.

- Menzel, H. J. (1990). Kinematische Affinität von Trainings- und Wettkampfwürfen im Speerwurf. In H. J. Menzel & R. Preiß (Hrsg.), *Forschungsgegenstand Sport: Festschrift für Prof. Dr. Rainer Ballreich* (S. 237-256). Frankfurt am Main: Harri Deutsch.
- Menzel, H. J. (1992). Biomechanik des Speerwurfs. In R. Ballreich & A. Kuhlow (Hrsg.), *Biomechanik der Leichtathletik Band 1* (S. 111-120). Stuttgart: Enke.
- Menzel, H. J. (1998). Intra-Individual Differences of Movement Patterns in the Javelin Throw. In Riehle, H. J. & Vieten, M. M. (Hrsg.), *Proceedings I of the XVI ISBS Symposium*, 8, (S. 525-528). Konstanz: Universitätsverlag.
- Mester, J. & Perl, J. (Hrsg.). (1998). *Informatik im Sport*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- Müller, E. (1982). Zur Bewegungsübertragung bei Wurfbewegungen. *Leistungssport*, 4, 142-147.
- Müller, E., Kornexl, E. & Menzel, H. J. (1992). Handball. In: R. Ballreich & A. Kuhlow-Ballreich (Hrsg.), *Biomechanik der Sportspiele, Teil II Mannschaftsspiele Band 3* (S. 48-71). Stuttgart: Enke.
- Neal, R. J. (1991). The Mechanics of the Forehand Loop and Smash Shots in Table Tennis. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 23, 3-11.
- Neal, R. J., Snyder, C. W. Jr. & Kroonenberg, P. M. (1991). Individual differences and segment interactions in throwing. *Human Movement Science*, 10, 653-676.
- Nigg, B. M. (1994). Modelling. In Nigg, B. M. & Herzog, W. (Hrsg.). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester: Wiley & Sons.
- Nissen, V. (1994). *Evolutionäre Algorithmen: Darstellung, Beispiele, betriebswirtschaftliche Anwendungsmöglichkeiten*. Dissertation, Georg-August-Universität Göttingen.
- Nolte, G. (1980). *Gerätturnen: Handbuch der Grundfertigkeiten*. Kassel: Limpert.
- Nolte, G. (1987). *Gerätturnen: Handbuch der Grundfertigkeiten*. (2., unveränderte Aufl.). Wiesbaden: Limpert.
- Ogiolda, P. (1993). The Javelin Throw and the role of speed in throwing events. *New studies in Athletics*, 3, 7-13.
- Perl, J. (2002). Informatische Aspekte der Modellbildung. In J. Perl, M. Lames & U. Glitsch (Hrsg.), *Modellbildung in der Sportwissenschaft* (S. 15-97). Schorndorf: Hofmann.
- Perl, J. & Uthmann, T. (1997). Gegenstandsbereiche der Sportinformatik. In J. Perl (Hrsg.), *Informatik im Sport: Ein Handbuch* (S. 41-166). Schorndorf: Hofmann.
- Perl, J., Lames, M. & Glitsch, U. (Hrsg.). (2002). *Modellbildung in der Sportwissenschaft*. Schorndorf: Hofmann.
- Poland, J. (2002). *Modellgestützte und evolutionäre Optimierungsverfahren für die Motorentwicklung*. Berlin: Logos.
- Powell, M. J. D. (2003). Radial Basis Function Methods for Global Optimization. *IMA Postdoc Seminar, University of Minnesota*. Zugriff am 06. März 2003 unter <http://www.ima.umn.edu/postdoc-seminar/powell2-4-2003.pdf>.

- Rieling, K. (1967). Zur strukturellen Anordnung der Übungen des Gerätturnens. Die Kippbewegungen. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 16, 592-602.
- Russe, O. A. & Gerhardt, J. J. (1982). *Taschenbuch der Gelenkmessung mit Darstellung der Neutral-Null-Methode und Sfr-Notierung* (2., überarbeitete Aufl.). Bern: Huber.
- Schiebl, F. (2000). *Fuzzy-Bewegungsanalyse: Die Analyse sportlicher Bewegungen auf der Basis unscharfer Mengen*. Schorndorf: Hofmann.
- Schiebl, F. (2003a). Grundlagen zur Modellierung und Simulation von Mehrkörpersystemen. *Sportunterricht*, 2, 49.
- Schiebl, F. (2003b). Grundlagen zur Modellierung und Simulation von Mehrkörpersystemen. *Sportunterricht*, 2, 50-54.
- Schleysing, S. B. (1999). *Das Kraftleistungsverhalten der Schultermuskulatur bei Volleyballeistungsspielerinnen im Vergleich zur untrainierten weiblichen Normalperson*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Schmalz, T. (1993). *Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung*. Schorndorf: Hofmann.
- Schmidt, D. und Autorenkollektiv (1986). *Gerätturnen – Anmerkungen für den Übungsleiter*. Berlin: Sportverlag.
- Schmidt, R. (1959). Die „Freie Felge vorwärts“ – eine neue Reckübung. *Der Vorturner*, 9, 70.
- Schöneburg, E., Heinzmann, F. & Feddersen, S. (1994). *Genetische Algorithmen und Evolutionsstrategien: Eine Einführung in Theorie und Praxis der simulierten Evolution*. Bonn, Paris, Reading, Mass. [et al.]: Addison-Wesley.
- Sörensen, H., Zacho, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P. & Klausen, K. (1996). Dynamics of the martial arts high front kick. *Journal of sports sciences*, 14, 483-495.
- Springs, E. J. & Neal, R. J. (2000). An insight into the importance of wrist torque in driving the golfball: A simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 4, 356-366.
- Southard, D. (1998). Mass and Velocity: Control Parameters for Throwing Patterns. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 4, 355 – 367.
- Stucke, H. (1989). Möglichkeiten und Grenzen der Computersimulation von sportlichen Bewegungen. *Leistungssport*, 6, 31-34.
- Stucke, H. (1992). Bewegungsarten und Bewegungskriterien in Sportspielen. In Ballreich, R. & Kuhlow-Ballreich, A. (Hrsg.). *Biomechanik der Sportspiele, Teil I Einzel- und Doppelspiele Band 3* (S. 8-29). Stuttgart: Enke.
- Schwöpe, F. (1975). *Theorie und Praxis des Turnens – Methodische Wege zu einem schnellen Lernerfolg im Boden- und Gerätturnen*. Giessen/Lollar: Achenbach.
- Seifriz, F. & Mester, J. (2001). Optimierung der Fahrlinie im alpinen Skirennlauf durch den Einsatz Genetischer Algorithmen. In Perl, J. (Hrsg.). *Sport und Informatik VI-II. Bericht über den 7. Workshop Sport und Informatik vom 14. – 16. Juni 2000 in Mainz* (S. 235-146). Köln: Sport und Buch Strauß.

- Song, T. M. K. & Garvie, G. T. (1980). Anthropometry, Flexibility, Strength, and Physiological Measures of Canadian Wrestlers and Comparison of Canadian and Japanese Olympic Wrestlers. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 1, 1-8.
- Spägele, T. (1998). *Modellierung, Simulation und Optimierung menschlicher Bewegungen*. Dissertation, Universität Stuttgart.
- Sprigings, E. J., Lanovaz, J. L. & Russell, K. W. (2000). The Role of Shoulder and Hip Torques Generated During a Backward Giant Swing on Rings. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 289-300.
- Stachowiak, H. (1973). *Allgemeine Modelltheorie*. Wien, New York: Springer.
- Sust, M. (1996). Modular aufgebaute deterministische Modelle menschlicher Bewegungen. In Ballreich, R. & Baumann, W. (Hrsg.), *Grundlagen der Biomechanik des Sports* (S. 196-218). Stuttgart: Enke.
- Timmermann, H. (2001). *Gerätturnen. Technik und Methodik*. Wiebelsheim: Limpert.
- Tomlab Optimization Inc. (2003a). *EGO*. Zugriff am 05. März 2003 unter <http://tomlab.biz/solvers/ego.htm>.
- Tomlab Optimization Inc. (2003b). *rbfSolve*. Zugriff am 05. März 2003 unter <http://tomlab.biz/solvers/rbfSolve.htm>.
- Tutjowitsch, V. N. (1978). Theorie der sportlichen Würfe Teil 2. In Deutscher Sportbund Bundesausschuss Leistungssport (Hrsg.), *Beiheft zu Leistungssport*. Berlin: Bartels & Wernitz.
- Vaughan, C. L. (1996). Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis? *Human Movement Science*, 15, 432 - 443.
- VDI Richtlinie 3633. Berlin: Beuth.
- Wagenführer, E. (1999, 8. Juni). *1. Anhang: Spline-Funktionen*. Zugriff am 27. Oktober 2002 unter http://www.uni-regensburg.de/EDV/IO_Server/MM_Doku/PDF/rz/spline.pdf
- Widmayer, K. (1995). *Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodellen und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Wiemann, K. (1969). Die mechanische Wirkung der Bewegungsakte im Verlauf der Kernphase der Kippe vorlings vorwärts am Reck. *Die Leibeserziehung*, 11, 368-375.
- Wiemann, K. (1971). *Vom Kippen zum Überschlagen – vom Schwingen zum Felgen*. (2., erweiterte und verbesserte Auflage. Schorndorf: Hofmann.
- Wiemann, K. (1993). Biomechanik des Schwingens – Erfahren und Interpretieren. *Sportunterricht*, 42, 161-170.
- Wiemeyer, J. & Friederich, V. (2001). Bewegungsoptimierung (2D) mit Hilfe Genetischer Algorithmen. In Perl, J. (Hrsg.). *Sport und Informatik VIII. Bericht über den 7. Workshop Sport und Informatik vom 14. – 16. Juni 2000 in Mainz* (S. 181-196). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Willimczik, K. (1999). Die biomechanische Betrachtungsweise. Definition und allgemeine Zielsetzungen. In Roth, K. & Willimczik, K. (Hrsg.), *Bewegungswissenschaft* (S. 22-73). Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.

-
- Wilson, B. D., Howick, I. A. & Putnam, C. A. (1989). Segment timing and interaction in arm movement for maximum velocity under different load conditions. In R. J. Gregor, R. F. Zernicke & W. C. Whiting (Ed.), *Proceedings of the XIIth International Congress of Biomechanics* (Abstract Nr. 351). Los Angeles: University of California.
- Yeadon, M. R. & King, M. A. (2002). Evaluation of a Torque-Driven Simulation Model of Tumbling. *Journal of Applied Biomechanics*, 18, 195 – 206.
- Zatsiorsky, V. M. (1980). Biomechanical Characteristics of the Human Body. In W. Baumann (Hrsg.), *Bomechanik und sportliche Leistung* (S 71-83). Schorndorf: Hofmann.
- Zatsiorsky, V. M. (1998). *Kinematics of human motion*. Champaign: Human Kinetics.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of human motion*. Champaign: Human Kinetics.
- Zinke, E. (1986). Übungen am Reck. In Boddien, W. und Autorenkollektiv. *Gerättur-
nen in der Schule* (S. 86-102). Berlin: Volk und Wissen Volkseigener Verlag.

Danksagung

Die Zeit meines Promotionsstudiums werde ich immer mit Erinnerungen an die wertvollen Lehrjahre in der schönen Universitätsstadt Tübingen verbinden. Verschiedene Personen aus meinem Umfeld haben mir mit Rat und Tat bei meiner Dissertation zur Seite gestanden. Ich will mich an dieser Stelle dafür bedanken.

Prof. Dr. Ulrich Göhner hat schon während meiner Tätigkeit als Hilfskraft im Studium meine differenzierte Denkweise bei der Bewegungsanalyse gefördert und positiv beeinflusst. Als mein Mentor hat er wesentlichen Einfluss auf den Inhalt dieser Arbeit und auf meinen Lebensweg genommen. Seine angenehme Art, fächerübergreifende wissenschaftliche Fragestellungen mit Neugier zu begleiten, damit eine Atmosphäre der Entfaltung von Ideen zu schaffen, hat mir meine Arbeit in der vorliegenden Form erst ermöglicht. Für die fruchtbaren und erfüllenden Jahre während dieser Zeit möchte ich ihm danken.

Ein weiterer Dank gilt Dr. Frank Schiebl, der mich mit seinem äußerst großen fachlichen Wissen und Überblick unterstützt hat. Er verstand es mir, die wichtigen Impulse in die richtige Richtung zu geben und mir immer im richtigen Zeitpunkt die Augen für Neues zu öffnen und mich zu motivieren. Er hat mit seinen kritischen Anmerkungen, seinen scharfsinnigen und verbindlichen Fragen und Hinweisen einen großen Anteil an dieser Arbeit.

Meinen Kolleginnen und Kollegen Tine Brunke, Claudia Zeiss und Hannes Stäudle möchte ich für das angenehme und positive Arbeitsumfeld im Arbeitsbereich Biomechanik/Bewegungslehre/Trainingslehre danken.

Die in dieser Arbeit verwendete Vorgehensweise benötigt eine interdisziplinäre Zusammenarbeit. Hier hat mir Dr. Peter Merz am Wilhelm-Schickard-Institut für Informatik der Universität Tübingen mit seinem Proseminar einen Einblick in die Welt der Optimierungsalgorithmen ermöglicht. Darüber hinaus verdanke ich ihm den Kontakt zu Dr. Jan Poland, der mich mit funktionsfähigen Optimierungsalgorithmen versorgte.

Dr. Jan Poland half mir selbstlos bei der Verknüpfung seiner Algorithmen und erklärte mir geduldig und ausdauernd deren Funktionsweise und Handhabung. Ohne sein Engagement wäre die Arbeit in der hier vorliegenden Form nicht möglich gewesen. Dafür, sowie für seine persönliche und offene Art des Umgangs sei ihm gedankt.

Bei Dr. Tanja Bubeck möchte ich mich für die Korrektur der Endfassung bedanken. Sie hat meine Formulierungen lesbar gemacht und die Arbeit nach Tippfehlern durchleuchtet, was nicht bedeuten soll, dass sie für die verbliebenen verantwortlich ist.

Meinen Eltern, Isolde und Erwin Bächle, möchte ich an dieser Stelle für ihre stetige Unterstützung danken. Sie haben mir über die gesamte durch technische Ausbildung, zweiten Bildungsweg, Studium und Promotion, doch sehr lange Zeit der beruflichen Orientierung stets das Gefühl gegeben, auf dem richtigen Weg zu sein. Es tut gut, einen solchen Rückhalt zu erfahren.

Schließlich möchte ich meiner Frau Viola für Ihre Geduld und ihr Verständnis während der Zeit der Promotion danken. Sie hat es trotz ihres Studiums in einer anderen Stadt verstanden, stets für mich da zu sein, mir aufmerksam zuzuhören, mir das Gefühl von Liebe und Geborgenheit zu geben und meine Arbeit auch zum fünften Mal nochmals interessiert durchzulesen.

Frank Bächle

Lebenslauf

Name	Frank Bächle	
Geburtsdatum	25.01.1971	
Geburtsort	Stuttgart-Hedelfingen	
beruflicher Werdegang	1977-1981	Grundschule in Stuttgart-Untertürkheim
	1981-06/1987	Realschule in Stuttgart-Untertürkheim. <u>Abschluss:</u> Mittlere Reife
	08/1987-01/1991	Ausbildung bei Daimler-Benz in Stuttgart-Untertürkheim. <u>Abschluss:</u> Industrieelektroniker Fachrichtung Produktionstechnik
	01/1991-08/1991	Werk tätig in der Werksinstandhaltung der Firma Daimler-Benz in Stuttgart-Untertürkheim
	08/1991-06/1993	Technische Oberschule in Stuttgart <u>Abschluss:</u> Fachgebundene Hochschulreife
	09/1993-11/1994	Zivildienst am Berufsbildungswerk „Adolf Aich“ in Ravensburg
	WS 1994-SS 2000	Studium in Tübingen, Physik/Sportwissenschaft Lehramt/Gymnasium <u>Abschluss:</u> 1. Staatsexamen in Physik und Sportwissenschaft
	Seit WS 1997/98	Parallelstudium Pädagogik Diplom Vordiplom im SS 1999
	03/2001-09/2001	Praktikum outdoor education in Meigle/Schottland
	WS 2001-WS 2004	Promotionsstudiengang in der Sportwissenschaft