



Technische Universität München
Lehrstuhl für Ergonomie
Fachgebiet Sportgeräte und -materialien

Bachelorarbeit

Dynamische Simulation eines biartikulären Antriebssystems mit variabler Steifigkeit

Dynamic Simulation of a Biarticular Variable Stiffness Actuator

Wolfgang Wiedmeyer



Technische Universität München
Lehrstuhl für Ergonomie
Fachgebiet Sportgeräte und -materialien

Dynamische Simulation eines biartikulären Antriebssystems mit variabler Steifigkeit

Dynamic Simulation of a Biarticular Variable Stiffness Actuator

Bachelorarbeit

Verfasser: Wolfgang Wiedmeyer

Modul: Medizintechnik

Betreuer: Prof. Dr.-Ing. Dipl. Sportl. Veit Senner
Dipl.-Ing. Hannes Höppner

Ausgabe am: 15.04.2013

Abgabe am: 14.10.2013

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich diese Studienarbeit ohne fremde Hilfe selbständig verfasst und nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben. Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen sind unter Angabe der Quellen kenntlich gemacht.

Garching, den

Wolfgang Wiedmeyer

Lizenz



Diese Arbeit ist lizenziert unter einer Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International License. Um eine Kopie dieser Lizenz einzusehen, konsultieren Sie <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/>.

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wird ein Antriebskonzept mit variabler Steifigkeit und biartikulärer Kopplung vorgestellt, das dem menschlichen Muskelsystem nachempfunden ist und ohne künstliche pneumatische Muskeln oder Seilzüge auskommt. Zunächst werden die Ergebnisse einer Literaturrecherche zu den Eigenschaften von Biartikularität beim Menschen vorgestellt. Dabei wird der Schwerpunkt auf die Vorteile der Energieübertragung zwischen Gelenken gelegt und kurz der Stand der Technik zu biartikulären Aktoren in der Robotik erörtert. Anschließend wird das präsentierte Antriebssystem modelliert, mit Hilfe der Simulation einer zyklischen Bewegung die verrichtete Arbeit an den Gelenken untersucht und die Ergebnisse mit einem Aktor ohne biartikuläre Kopplung verglichen.

Abstract

This thesis introduces a variable stiffness actuator with biarticular coupling inspired by the human muscular system, which neither requires artificial pneumatic muscles nor tendon coupling. When presenting the results of a literature research focused on the properties of biarticularity of human muscles, the emphasis is on the advantages of energy transfer between joints and the state of the art of biarticular actuators in robotics is shortly discussed. Then the presented actuator is modeled and a cyclic movement is simulated in order to determine the amount of work at the joints. The results are compared to an actuator without biarticular coupling.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich vor allem bei Hannes Höppner dafür bedanken, dass er es mir ermöglichte, an diesem Thema am DLR zu arbeiten. Seine Unterstützung bei der Organisation der Arbeit und dem Verständnis der Akteure sowie seine Durchsicht der Bachelorarbeit waren eine große Hilfe. Prof. Dr.-Ing. Veit Senner danke ich für die Betreuung seitens der TU München und für sein Interesse an der Arbeit. Des Weiteren danke ich Florian Petit, Dominic Lakatos und Gianluca Garofalo für wertvolle Anregungen zu verschiedensten Problemstellungen. Ein besonderes Dankeschön geht auch an Alexander Werner, der mir bei der Einrichtung der Simulationsumgebung half und mich geduldig bei der Lösung von technischen Problemen unterstützte.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Biartikuläre Aktuation in Natur und Technik	4
2.1	Das menschliche Muskelsystem als Vorbild	4
2.1.1	Energieaustausch zwischen Gelenken	6
2.1.2	Kraftführung	12
2.2	Robotische Systeme mit biartikulären Elementen	14
2.2.1	Beispielhafte Ausführungsformen und deren Leistungsvermögen	15
2.2.2	Vorteile in der Regelung	16
2.2.3	Höhere Variabilität in der einstellbaren Steifigkeit	16
3	Aufbau, Funktionsweise und Modellierung der zu untersuchenden Aktoren	17
3.1	Das monoartikuläre Antriebssystem der Unterarmrotation des DLR Hand-Arm-Systems als Vorbild	19
3.1.1	Bidirektionaler Antagonismus des BAVS-Gelenks	20
3.1.2	Umsetzung des bidirektionalen Antagonismus in der Unterarmrotation des DLR Hand-Arm-Systems	22
3.2	Wahl einer monoartikulären Konfiguration	25
3.2.1	Modellierung des BAVS-Gelenks und Anpassung der Parameter	26
3.3	Biartikuläre Ausführungsformen	30
3.3.1	Kopplung mit zwei Kurvenscheiben	30
3.3.2	Kopplung mit einer Kurvenscheibe	34
4	Aufbau der Simulationsumgebung	37
4.1	Modellierung der VSAs in MATLAB/Simulink	37
4.2	Robotermodell in OpenHRP	40

5 Simulation einer zyklischen Bewegung	43
5.1 Vorgehensweise	43
5.2 Ergebnisse	46
5.2.1 Position, Geschwindigkeit und Leistung	46
5.2.2 Arbeitsbetrachtungen	49
5.3 Schlussfolgerungen und Ausblick	50
Abbildungsverzeichnis	59
Tabellenverzeichnis	61
Glossar	61
Literaturverzeichnis	63

1 Einleitung

Auch wenn bereits beeindruckende Ergebnisse im Bereich der humanoiden Laufrobotik erzielt wurden, ist man noch sehr weit davon entfernt, die Leistungsfähigkeit des menschlichen Bewegungsapparats zu erreichen. Explosive Bewegungen wie das Sprinten, das Fortbewegen in unwegsamem Gelände oder einfach nur das Joggen auf dem Laufband, alle diese Aufgaben stellen große Herausforderungen dar. In fast jedem Bereich gibt es noch offene Fragen: Wie schafft es der Mensch, sehr präzise Bewegungen auszuführen, wie beispielsweise das Schießen auf eine Torwand, das Ausbalancieren auf einem Hochseil oder die kurzzeitige Mobilisierung großer Kräfte, um eine Höhe von über 2 m überspringen zu können?

Ein Schlüssel dazu wird in der elastischen Eigenschaft der Muskulatur gesehen. Sie ermöglicht es, Schläge zu absorbieren und zeitweise Energie zu speichern, um diese zur Steigerung der kinetischen Energie wieder freizugeben. Dazu ist es dem Menschen auch möglich, durch gleichzeitiges Anspannen von Muskelgruppen die Steifigkeit eines Gelenks zu modulieren. Dies kann als Schutzfunktion gegen externe Belastungen dienen, aber auch die Geschicklichkeit je nach Aufgabe steigern. Darüber hinaus wird zum Beispiel beim aufrechten Stehen mit durchgestrecktem Kniegelenk durch die Schlussrotation eine Verspannung der Muskeln im Bein erzielt, sodass der Energieverbrauch auf ein Minimum reduziert werden kann.

Alle diese Merkmale können von den herkömmlichen steifen Antriebssystemen nicht erfüllt werden. Aus diesem Grund findet seit einiger Zeit ein Umdenken statt, weg von starren Antrieben hin zu nachgiebigen Aktoren. Vor allem das Institut für Robotik und Mechatronik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) widmet sich seit einigen Jahren intensiv der Thematik. Mittlerweile wurden mehrere Gelenke mit variabler Steifigkeit realisiert, sogenannte Variable Stiffness Actuators (VSAs). Einige der oben genannten Vorteile der menschlichen Muskulatur konnten bereits mit diesen Systemen erzielt werden: Wolf und Hirzinger (2008) konnten mit einem eingelenkigen

VSA, das mit einem Lacrosseschläger bestückt war, durch Vorspannen der elastischen Elemente mit anschließender Umwandlung in kinetische Energie die Wurfgeschwindigkeit gegenüber einem steifen Gelenk fast verdreifachen. Das ebenfalls am DLR realisierte Hand-Arm-System, das an jedem Gelenk mit Aktoren variabler Steifigkeit bestückt ist, kann die Schläge eines Baseballschlägers absorbieren¹. Auch das Einschlagen eines Nagels in ein Holzbrett, was eine hohe Präzision erfordert und gleichzeitig eine große Belastung für das Antriebssystem darstellt, ist ebenfalls mit dem Hand-Arm-System möglich².

Was alle bisher am DLR entwickelten VSAs verbindet, ist die Einschränkung, dass ein Aktor nur Position und Steifigkeit eines Gelenks ändern kann. Jedoch sind im Tierreich Muskeln allgegenwärtig, die zu mehr fähig sind: biartikuläre (biart.) Muskeln. Sie greifen nicht nur an einem Gelenk an, sondern überspannen zwei. So können sie, wenn sie kontrahieren, gleichzeitig auf zwei Gelenke Kräfte ausüben. Sie haben gegenüber den eingelenkigen monoartikulären (mon.art.) Muskeln bedeutende Vorzüge. Die Möglichkeit, Kräfte von einem Gelenk auf ein anderes zu transferieren, ist wohl die wichtigste Eigenschaft. Auch wenn diese Muskeln schon mit passiven Elementen modelliert wurden, konnte jedoch bisher nicht der Funktionsumfang eines VSA mit einer biart. Kopplung erzielt werden.

Ziele der Arbeit

Wie oben beschrieben, gibt es durchaus Aktoren, die das Verhalten menschlicher Muskeln auf beeindruckende Weise widerspiegeln können, allerdings nur das von mon.art. Muskeln. Jedoch spielen biart. Muskeln eine bedeutende Rolle in der menschlichen Lokomotion und werden als sehr vorteilhaft angesehen. Deshalb liegt es nahe, auch die Eigenschaften dieser Muskelgruppen in einem Antriebssystem umzusetzen, um zu überprüfen, ob ebenfalls Leistungsverbesserungen erzielt werden können.

In der Arbeit sollen zunächst die einzelnen Vorteile von biart. Muskeln für den Menschen dargestellt werden, um einen Überblick zu geben und zu zeigen, in welchen

¹Demonstrationsvideo einsehbar unter https://www.youtube.com/watch?v=nw_PRZeINs8 (zuletzt aufgerufen am 12.10.13)

²Video verfügbar unter <https://www.youtube.com/watch?v=qVaaGld401I> (zuletzt aufgerufen am 12.10.13)

Bereichen ein Einsatz auch bei Robotern ein Gewinn sein könnte. Der Schwerpunkt liegt hierbei auf der Energieübertragung. Anschließend wird ein kurzer Überblick über den derzeitigen Stand der Umsetzung von biart. Kopplungen bei robotischen Antriebssystemen gegeben.

Im Anschluss wird ein biart. System³ vorgestellt, das eine Erweiterung eines bereits realisierten mon.art. VSAs ist. Es wird entsprechend dem mon.art. Aktor modelliert und eine Simulationsumgebung mit einem vereinfachten Robotermodell aufgebaut. Diese wird genutzt, um eine zyklische Bewegung sowohl für das biart. als auch das mon.art. Ausgangssystem zu generieren. Hierfür muss eine geeignete Steuerung bzw. Regelung implementiert werden.

Abschließend werden Leistungs- und Arbeitsbetrachtungen an beiden Systemen durchgeführt, um eine etwaige stattgefundene Energieübertragung nachzuweisen.

³Zur Vereinfachung werden im weiteren Verlauf Systeme, Aktoren oder Antriebe generalisierend als biartikulär bezeichnet, obwohl sie neben den biart. Elementen auch monoartikuläre beinhalten.

2 Biartikuläre Aktuation in Natur und Technik

In diesem Kapitel werden bisherige Forschungsergebnisse zur Dynamik von biart. Strukturen vorgestellt. Da die Idee, humanoide Roboter mit einer nachgiebigen Koppelung von Gelenken auszustatten, ihren Ursprung in der Untersuchung des Aufbaus und der Eigenschaften der menschlichen Muskulatur hat, soll dieser Abschnitt einen Überblick über die Leistungsmerkmale der biart. Muskeln des Menschen geben. Es soll der Frage nachgegangen werden, ob sie nur existieren, um die Redundanz des menschlichen Antriebssystems zu steigern oder ob sie einen anderen bzw. weiteren Zweck erfüllen. Warum besitzt der Mensch sechs Muskeln (jeweils zwei mon.art. Muskeln an Schulter und Ellbogen und zwei biart. Muskeln), um eine planare, zweidimensionale Armbewegung zu erzeugen? Wären nicht jeweils die zwei mon.art. Muskeln an jedem Gelenk ausreichend, um den gesamten Raum beliebig abfahren zu können?

Da der Fokus dieser Arbeit auf der Untersuchung der Energieübertragung liegt, wird die Darstellung anderer Vorzüge in ihrer Ausführlichkeit beschränkt.

2.1 Das menschliche Muskelsystem als Vorbild

Generell zeigen Studien, dass der Mensch stark auf die Möglichkeiten der Energie- bzw. Kräfteübertragung zurückgreift, die ihm die biart. Muskeln bieten. Die Bereiche, in denen sie sich als nützlich erwiesen haben, sind wie folgt: Steuerung und Regelung unserer Motorik (auch im Hinblick auf Robustheit und Sicherheit), Verteilung der Last auf verschiedene Muskeln und die Aufteilung der mechanischen Energie auf mehrere Gliedmaßen. Ein Grund, warum ihre Aufgaben und Vorteile nach wie vor nicht vollständig entschlüsselt sind, obwohl biart. Muskeln eine besondere Rolle in der Forschung zukommt, liegt in der Komplexität ihres Aufbaus.

Die Veränderung in der Länge und die Geschwindigkeit der Längenänderung eines mon.art. Muskels sind direkt an die Winkeländerung und Winkelgeschwindigkeit des mit dem Muskel verbundenen Gelenks gekoppelt. Seine Fähigkeit, Kräfte aufgrund einer Beziehung von Kraft zu Länge bzw. Kraft zu Geschwindigkeit zu erzeugen, hängt damit direkt mit der Kinematik des Gelenks zusammen. Ein biart. Muskel dagegen, der mit zwei Gelenken verbunden ist, macht seine Kräfte von den Zuständen von beiden Gelenken abhängig, was zu einer Fülle zusätzlicher Bedingungen und Abhängigkeiten führt. So kann beispielsweise, wenn sich die Winkelgeschwindigkeiten der verbundenen Gelenke entsprechend verhalten, auch der Fall eintreten, dass der Muskel seine Länge nicht ändert und keine Arbeit leistet, obwohl sich beide Gelenke bewegen (Chapman, 2008, S. 50).

Für die folgenden Untersuchungen wurde ein vereinfachtes Modell der Beinmuskulatur verwendet, das einige Muskeln zu Muskelgruppen zusammenfasst und eine gute Unterscheidungsmöglichkeit zwischen mon.art. und biart. Muskeln bietet. Abb. 2-1 gibt einen Überblick.

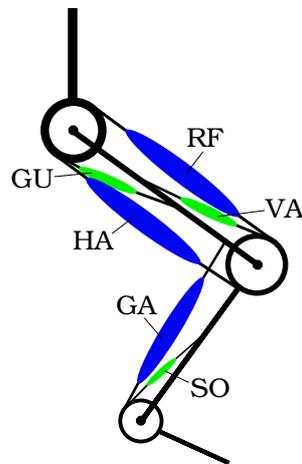


Abbildung 2-1: Vereinfachtes Muskelmodell nach Jacobs et al. (1996). Die mon.art. Muskeln in grün sind *M. gluteus maximus* (GU), *M. vasti* (VA) und *M. soleus* (SO), die biart. Muskelgruppen in blau die rückseitige Oberschenkelmuskulatur (HA), *M. rectus femoris* (RF) und *M. gastrocnemius* (GA)

Zu beachten ist, dass ein Muskel sich aktiv nur verkürzen kann und deswegen einen Antagonisten benötigt, um sich wieder verlängern zu können und so ein rotatorisches Gelenk in beide Richtungen bewegen zu können. Um die Steifigkeit des Gelenks zu ändern, kontrahieren Agonist und Antagonist gleichzeitig, was als Kokontraktion bezeichnet wird.

Zur Evaluierung des mechanischen Verhaltens wurde bei den im Folgenden aufgeführten Untersuchungen in der Regel ein allgemeines Muskelmodell nach Hill angenommen (s. Abb. 2-2). Das klassische Modell nach Hill besteht aus drei Elementen: einem serienelastischen Element (SEE), einem parallelelastischen Element (PEE) und einem kontraktilen Element (KE). SEE, welches den Sehnen- und Bänderapparat darstellt, ist in Serie zu KE und PEE geschaltet, wobei KE und PEE sich parallel zueinander befinden. Agonist und Antagonist besitzen beide diesen Aufbau. KE ist der aktive Teil, der kontrahiert und damit die anderen passiven Elemente bewegt. Dämpfungselemente werden wie gewöhnlich nicht implementiert (Wank, 2000, S. 38–39).

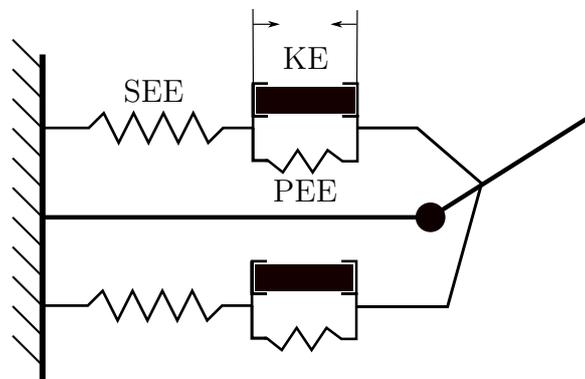


Abbildung 2-2: Agonist-Antagonist-Anordnung mit Aufbau nach einem allgemeinen Hill-Modell

2.1.1 Energieaustausch zwischen Gelenken

Unter anderem haben die zweigelenkigen Muskeln die Aufgabe, Kräfte, die von mon.art. Muskeln erzeugt worden sind, zu den Gelenken weiterzuleiten, an denen sie effektiv zur Ausführung der gewünschten Bewegung beitragen können. Somit leisten sie einen Beitrag zur Verteilung der Drehmomente auf die Gelenke während dynamischer Aufgaben.¹ Auf diese Weise steigern sie auch die Effizienz des Bewegungsapparats (van Ingen Schenau, 1989, S. 301).

¹Prinzipiell werden auch über die Dynamik der Massen und Trägheiten, welche die einzelnen Segmente besitzen, Kräfte und Momente zwischen Gelenken übertragen. Darauf soll aber im Rahmen dieser Arbeit nicht eingegangen werden.

Die besondere Rolle des Musculus gastrocnemius

Ein Beispiel für einen Muskel, dessen Aufgabe die Übertragung von Energie von einem Gelenk auf ein anderes ist, ist der Musculus gastrocnemius. Der zweiköpfige Wadenmuskel koppelt die Extension (Streckung) des Knies an die Plantarflexion (Beugung des Fußes in Richtung Fußsohle) (s. Abb. 2-3).

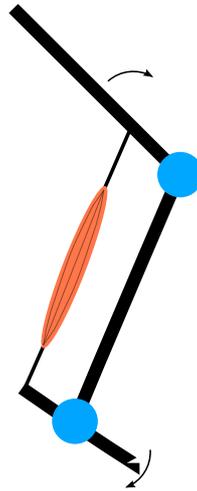


Abbildung 2-3: Energietransfer vom Knie zum Fußgelenk über den Musculus gastrocnemius

Wie er eine abstoßende Bewegung beeinflusst, die z.B. beim Eisschnelllauf und einer vertikalen Sprungbewegung auftritt, beschreibt van Ingen Schenau (1989): Die Geschwindigkeitsdifferenz von Hüfte zu Fußgelenk v_{HA} erreicht ihr Maximum beim Eisschnelllauf bei einem Kniewinkel θ_{max} von 132° . Würde im Anschluss keine Beugung des Fußgelenks auftreten, würde der Fuß kurz nach dem Erreichen von $v_{HA_{max}}$ vom Eis abheben und die Hüfte würde nicht weiter beschleunigt werden. Würde außerdem nach dem Abheben vom Untergrund die Extension des Knies noch fortgeführt werden (d.h. kein Muskel würde das Gelenk bremsen), würde dies zu einer unnützen Zunahme der kinetischen Energie des Beines und damit sogar zu einer gefährlichen Hyperextension des Kniegelenks führen. Wenn zumindest ein mon.art. Muskel im Oberschenkel zur Verfügung stünde, um die Streckung des Knies zu bremsen, würde jener die rotatorische Energie des Kniegelenks durch eine exzentrische Kontraktion in Wärme umwandeln und der Körper würde diese Energie „verlieren“. Damit in diesem Fall nach Erreichen von $v_{HA_{max}}$ doch noch eine weitere Beschleunigung der Hüfte erreicht wird, müsste ein ein gelenkiger Beuger ganz alleine die Flexion des Fußgelenks übernehmen.

Um diesen Bewegungsablauf effizienter und leistungsfähiger zu gestalten, gibt es den *Musculus gastrocnemius*, der alle oben genannten Aufgaben übernimmt. Etwa ab dem Zeitpunkt des Erreichens von θ_{max} beginnt er die Rotation des Knies zu bremsen und gleichzeitig das Fußgelenk zu beschleunigen. Auf diese Art und Weise kann Arbeit, die bei der Plantarflexion geleistet wird, auf vorhergegangene Arbeit des Knieextensors zurückgeführt werden, was bedeutet, dass Energie aus der Bremsung eines Gelenks zur Beschleunigung eines anderen Gelenks genutzt werden kann. Dies ist ein Grund, weshalb bis zu 2000 Watt an Leistungsspitzen während des Springens bei der Beugung des Fußgelenks gefunden werden können (van Ingen Schenau, 1989, S. 311–314).

Die Eigenschaften dieses Muskels hinsichtlich Energieübertragung lassen sich mit einem einfachen physikalischen Modell verdeutlichen (s. Abb. 2-4). Es zeigt vor allem, dass der Augenblick, ab dem der Draht gespannt ist und beginnt die Rotation des Knies zu bremsen und ein Moment auf das Fußgelenk auszuüben, ein entscheidender Faktor für die Sprunghöhe ist. Bei optimaler Drahtlänge springt das Modell fast zweimal so hoch wie ohne Kopplung von Knie zu Fuß. Bei leicht kürzeren oder größeren Drahtlängen nimmt die Sprunghöhe merklich ab, was bedeutet, dass dieses „Timing“ eine entscheidende Rolle spielt. Wie eine Computersimulation basierend auf Finite-Elemente-Methoden zeigt, sind zwei gegensätzliche Effekte für diesen großen Einfluss der Zeitabstimmung verantwortlich: Bei optimaler Länge kann über 90 % der in die Feder eingebrachten Energie in kinetische Energie des Körperschwerpunkts umgewandelt werden. Wenn sich die Kopplung zu früh spannt, verliert der Fuß den Kontakt zum Boden vorzeitig und es kann weniger potentielle Energie der Feder in kinetische Energie des Körperschwerpunkts umgewandelt werden. Ist der Draht zu lang, erfolgt eine längere Rotation des Hüft- und Kniegelenks, da die Bremsung später eintritt, was dazu führt, dass bei vollständiger Streckung die Rotation durch das Anschlagen an den Begrenzungen abrupt gebremst und die kinetische Energie durch den Stoß in Wärme umgewandelt wird. Also wird auch in diesem Fall keine optimale Nutzung der zur Verfügung stehenden Energie erreicht (van Ingen Schenau, 1989, S. 315–316).

Energiefluss von Hüfte zu Fuß bei einer sprunghaften Bewegung

Für die folgenden Untersuchungen wertete van Ingen Schenau (1989) Elektromyogramme (EMGs) aus, welche die elektrische Aktivität der Muskeln darstellen. Die

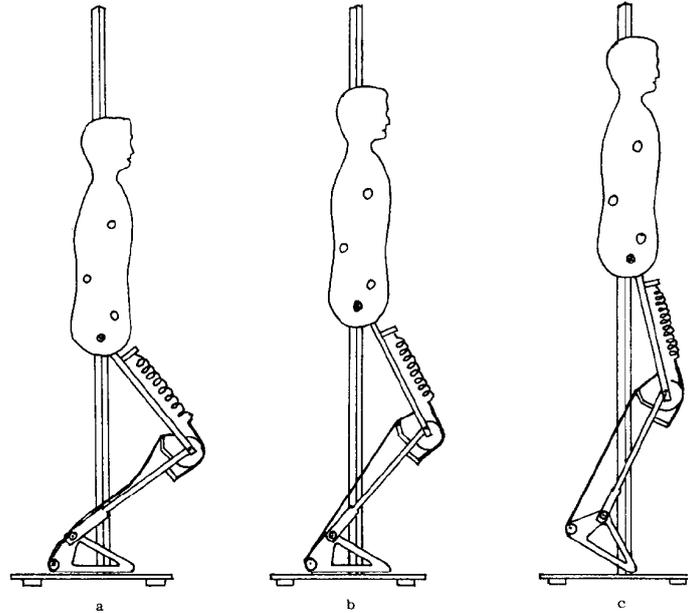


Abbildung 2-4: Mechanisches Modell „Jumping Jack“ zur Verdeutlichung der Wirkung des zweiköpfigen Wadenmuskels: Eine Feder, die den Extensor des Knies darstellt, kann stufenweise vorgespannt werden. Durch das Verstellen der Länge des Drahtes, der den M. gastrocnemius darstellt, kann der Moment beeinflusst werden, ab dem die Fußstreckung an die Beugung des Knies gekoppelt wird. Der Oberkörper kann sich aufgrund der Schiene nur vertikal bewegen (aus van Ingen Schenau, 1989).

vier Momentaufnahmen in Abb. 2-5 zeigen, schwarz markiert, die aktiven Muskeln während des Abstoßens. Es liegen EMGs von M. semitendinosus, M. gluteus maximus, M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. gastrocnemius und M. soleus vor. Man sieht, dass zum Ende der Bewegung, wenn sich der Oberkörper aufrichtet, im zweiten Moment der Musculus rectus femoris aktiv wird. Dieser verhindert durch seine Kontraktion eine übermäßige Rotation des Oberkörpers und unterstützt gleichzeitig die Extension des Knies. Die anschließende Kontraktion von M. gastrocnemius mit dem oben beschriebenen Verhalten beweist, dass sogar Arbeit, die vom M. gluteus maximus beim Aufrichten des Oberkörpers an der Hüfte geleistet worden ist, letztendlich noch zur Flexion des Fußgelenks beiträgt. Es findet also bei einer derartigen explosiven Bewegung ein Energietransport von proximalen zu distalen Gliedmaßen statt, in dem genannten Fall von der Hüfte bis zum Fußgelenk, und zwar mit Unterstützung von M. rectus femoris und M. gastrocnemius. Diese Beobachtung stützt sich auf die gemessenen EMG-Signale, die über die Zeit eine Verschiebung der Muskelaktivität von proximalen zu distalen Muskeln belegen (van Ingen Schenau, 1989, S. 317–318).

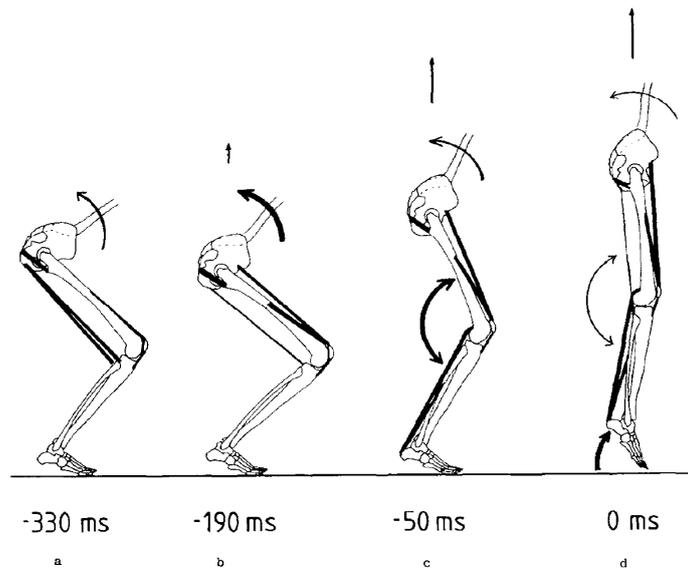


Abbildung 2-5: Muskelaktivität während des Abstoßens bei einem vertikalen Sprung (van Ingen Schenau, 1989)

Jacobs et al. (1996) bestimmten den Beitrag einzelner Muskeln bei explosiven Bewegungen wie Springen und Sprinten. Es wurden EMGs der Beinmuskulatur, die Kinetik (über Landmarken) und Bodenreaktionskräfte aufgezeichnet. Mit diesen Daten konnte unter Verwendung von Muskelmodellen nach Hill die mechanische Leistung von sechs Muskelgruppen bestimmt werden. Bei den aufgezeichneten einbeinigen Sprüngen und Abstoßen beim Sprinten ergaben sich ähnliche Ergebnisse, was die Energieübertragung zwischen den Gelenken anlangt. In Summe fand eine Kraftübertragung von der Hüfte zum Knie statt, wobei auch Kräfte vom Knie zur Hüfte über die rückseitige Oberschenkelmuskulatur übertragen wurden, die allerdings im Vergleich sehr klein ausfielen (2 bzw. 3 J beim Springen bzw. Sprinten gegenüber 15 bzw. 19 J). Tab. 2-1 listet die Ergebnisse auf. Zu beachten ist, dass die gesamte freigesetzte Energie aller Muskeln nicht durch die biart. Muskeln geändert wird. Nur die Verteilung der Kräfte wird so angepasst, dass sie am effektivsten ihre Wirkung entfalten können.

Tabelle 2-1: Anteile der biart. Muskeln an der geleisteten Arbeit beim Springen und Sprinten (Daten aus Jacobs et al., 1996)

Beitrag von	Springen	Sprinten
hinterer Oberschenkelmuskulatur zur Hüftextension	7 %	11 %
M. rectus femoris zur Knieextension	21 %	31 %
M. gastrocnemius zur Fußflexion	25 %	28 %

Ähnliches lässt sich auch beim Werfen beobachten, wo zuerst an proximalen und anschließend an distalen Gelenken Arbeit geleistet wird, was schließlich zu einer katapult-ähnlichen Bewegung des Handgelenks führt, die vergleichbar zu der des Fußgelenks ist. Diese allmähliche Beschleunigung von Körpersegmenten weg vom Körper ist besonders effektiv, da die stärkeren proximalen Muskeln nicht nur die schwereren proximalen Körperteile beschleunigen, sondern auch den distalen Segmenten zu Beginn der Bewegung eine Beschleunigung mitgeben, die in dieser Größenordnung von den vergleichsweise kleineren distalen Muskeln alleine nicht zu bewerkstelligen wäre. Außerdem ist eine stärkere Beschleunigung der distalen Gliedmaßen gegenüber den proximalen weitaus effektiver als umgekehrt, da sie geringere Trägheitsmomente besitzen und damit vergleichsweise kleine Momente zu deren Beschleunigung aufgebracht werden müssen. Dadurch, dass die biart. Muskeln diesen Prozess durch das Übertragen von Kräften von proximal zu distal bei einer explosiven Bewegung zusätzlich verstärken, machen sie den menschlichen Bewegungsablauf noch effizienter. Durch die gleichzeitige Aktivierung von mon.art. Agonist und biart. Antagonist zur Bremsung eines Gelenks, dessen weitere Rotation nicht mehr zu einer Geschwindigkeitszunahme des Körperschwerpunkts führt oder zu einer Überlastung des Gelenks führen könnte, kann die effektiv genutzte Energie während der Bewegung stark gesteigert werden. Würde ein mon.art. Antagonist am Gelenk die Rolle des biart. Antagonisten übernehmen, würde er durch eine exzentrische Kontraktion die Bremsenergie in Wärme umwandeln und diese Energie könnte am distaleren Gelenk nicht mehr genutzt werden. Auch die gleichmäßige Gewichtsverteilung, die die biart. Muskeln über die Gliedmaßen hinweg ermöglichen, scheinen im Allgemeinen für laufende und springende Tiere sehr zweckmäßig zu sein, da sie für eine Reduktion der Trägheiten sorgen (van Ingen Schenau, 1989, S. 319–320).

Abschließend lässt sich festhalten, dass die biart. Muskeln eine wichtige Rolle bei der Kräfteübertragung von proximalen zu distalen Gelenken spielen und diese Übertragung eine wirkungsvolle Umwandlung von sukzessiven Drehbewegungen zu einer Translation des Endpunkts (beispielsweise der Hand beim Werfen oder des Fußes beim Springen) oder des Körperschwerpunkts gewährleistet (Jacobs et al., 1996, S. 513).

2.1.2 Kraftführung

Ein anschauliches Beispiel für die Notwendigkeit, Kräfte auf eine bestimmte Richtung hin auszurichten, ist das Fahrradfahren. Hierbei ist eine feste Trajektorie des Fußes vorgegeben: Er soll nach Möglichkeit seine Position relativ zum Pedal nicht ändern. Damit dies so bleibt und die Arbeit zur Verschiebung des Fußes auch bestmöglich für den Antrieb des Fahrrads genutzt werden kann, sollte die Richtung der Kraft, die der Fuß auf das Pedal ausübt, und die daraus resultierende Verschiebung des Fußes ständig tangential zur kreisförmigen Trajektorie des Pedals sein. Laut van Ingen Schenau (1989) können sich die biart. Muskeln dabei als hilfreich erweisen, da sie die Verteilung der Beträge der Drehmomente an den Gelenken, mit denen sie verbunden sind, ändern können.

Die Forderung nach einer horizontalen Richtung der Kraft in Abb. 2-6a stellt noch kein Problem dar. Die erforderlichen Gelenkmomente, die sich unter Berücksichtigung der Hebelarme l_{h1} und l_{k1} durch Anwendung der inversen Newtonschen Mechanik ergeben, leisten beide positive Arbeit, da sowohl das Kniemoment als auch das Moment der Hüfte eine Extension der jeweiligen Gelenke bewirken und damit insgesamt eine Verschiebung des Fußes in Kraftrichtung. Diese Aufgabe können die mon.art. Extensoren problemlos übernehmen.

Anders sieht es in Abb. 2-6b aus: Das nötige Moment M_{h2} ist ein Problem, da es zu einer Flexion der Hüfte führt und damit der Bewegungsrichtung entgegenarbeitet. Gleichzeitig muss auch das Kniemoment eindeutig größer als in Abb. 2-6a sein. Durch das größere Kniemoment könnte es in der Summe zu einer Verschiebung in die erforderliche Richtung kommen, allerdings wäre es im Hinblick auf die erforderliche Arbeit an den Gelenken ineffektiv, wenn nur mon.art. Muskeln diese Aufgabe übernehmen würden: Eine Kontraktion der Extensoren der Hüfte, um eine Streckung in der Hüfte zu erreichen, wäre wirkungslos, da es zu einer stärkeren Aktivierung der Flexoren führen würde, um wiederum die nötige Kraft am Endpunkt zu erzeugen. Der Streckung im Knie arbeiten die zum Teil exzentrisch kontrahierenden Flexoren in der Hüfte entgegen, die sich durch den größeren Widerstand im Vergleich zur inneren Spannung verlängern, die Bewegung bremsen und dadurch einen Teil der im Knie geleisteten Arbeit in Wärme umwandeln. Abb. 2-6c zeigt den umgekehrten Fall zu Abb. 2-6b. Hier

gilt für das Moment und die Muskeln an der Hüfte das, was in Abb. 2-6b für Moment und Muskeln am Knie gilt.

Die Arbeit der Hüftflexoren und Knieextensoren im Fall b) kann durch den M. rectus femoris unterstützt werden. Dieser unterstützt die Streckung im Knie und garantiert gleichzeitig ein beugendes Moment in der Hüfte. Im Fall c) kann auf vergleichbare Weise die rückseitige Oberschenkelmuskulatur assistieren. So können sich alle mon.art. Muskeln verkürzen und eine exzentrische Kontraktion kann vermieden werden, was der Bewegung entgegenarbeiten würde. Wie schon im Kapitel 2.1.1 gezeigt, haben die biart. Muskeln auch hier die Aufgabe, mechanische Arbeit, Energie oder Kräfte (je nach Klassifizierung) von eingelenkigen Muskeln so zu verteilen, dass der geforderten Aufgabe auf eine effektive und effiziente Art und Weise nachgekommen werden kann. Will man also nicht nur einfach springen oder Fahrrad fahren, sondern so hoch wie möglich springen oder so ökonomisch wie möglich ein Fahrrad antreiben, ist das Wirken von zweigelenkigen Muskeln notwendig (van Ingen Schenau, 1989, S. 323–325).

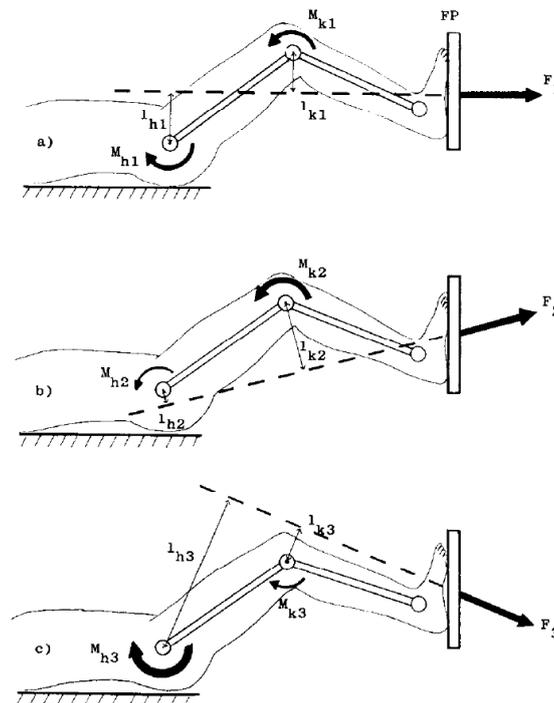


Abbildung 2-6: Erforderliche Gesamtmomente an den Gelenken, um eine Kraft mit einer bestimmten Krafrichtung auf eine Kraftmessplatte auszuüben (aus van Ingen Schenau, 1989)

2.2 Robotische Systeme mit biartikulären Elementen

Systeme mit passiven Elementen werden verstärkt entwickelt. Man verspricht sich einige Vorteile gegenüber herkömmlichen Antriebssystemen, die vollständig auf steife Bestandteile setzen. Hierbei wird versucht, die elastischen Eigenschaften von Muskeln nachzuahmen, um ein ähnliches Verhalten zu erzeugen. Grundsätzlich kann man derartige Systeme in zwei Kategorien unterteilen. Zum einen wurden humanoide Roboter realisiert, deren Gelenke zum Teil ausschließlich über Elektromotoren mit einem steifen Antriebsstrang (Getriebe etc.) betrieben werden. Der andere Teil der Gelenke wird ausschließlich über passive Elemente wie Seilzüge aktuiert. Ein Beispiel sind Gehmaschinen, die nur einen Hüftaktor besitzen und die restlichen Gelenke werden mittels Zwangsbedingungen durch passive Elemente mitbewegt. Die zweite Kategorie sind Systeme, bei denen versucht wird, dass jedes Gelenk aktiv über einen Motor angetrieben wird, und gleichzeitig die Antriebseinheit auch passive Elemente besitzt, wodurch beispielsweise eine Änderung der Steifigkeit des Gelenks während der Bewegung möglich ist.

Die letztgenannten Systeme kommen den Eigenschaften, die im Kapitel 2.1 schon beschrieben wurden, am nächsten: Auch hier versucht man, ein aktives Element mit elastisch passiven Elementen zur Aktuation eines Gelenks zu koppeln. Somit ist ein Elektromotor mit dem kontraktilen Element des Muskelmodells aus Abb. 2-2 vergleichbar, wobei dieser in der Regel mehr als eine Bewegungsrichtung besitzt. Ebenfalls versucht man elastische Elemente in Serie oder parallel zu koppeln. Hierfür werden Federn, Seilzüge, Drähte oder Vergleichbares verwendet. Diese Konstellation kann mit rotatorisch oder translatorisch beweglichen Elementen oder auch einer Kombination dieser erfolgen. Wie dies bisher für eine mon.art. Einheit realisiert wurde, wird im Abschnitt 3.1 am Beispiel des DLR Hand-Arm-Systems beschrieben. Im Folgenden soll auf den Teil der Systeme eingegangen werden, deren passive Elemente sich über zwei Gelenke erstrecken. Im Gegensatz zu dem biart. System, was im Rahmen dieser Bachelorarbeit untersucht wird, sind die nachfolgenden Konzepte mit biart. Kopplung über rein passive Elemente realisiert und diese sind nicht an Aktoren gekoppelt.

2.2.1 Beispielhafte Ausführungsformen und deren Leistungsvermögen

Umsetzung des M. gastrocnemius

Babić et al. (2009) realisierten den M. gastrocnemius an einem robotischen Bein über eine Feder, die mit Oberschenkelrückseite und Ferse verbunden ist. Sowohl mithilfe einer Simulation als auch mit Experimenten mit dem gefertigten Prototypen konnte gezeigt werden, dass diese Kopplung im Vergleich zu einer Ausführung ohne diese Feder signifikant die maximale Sprunghöhe steigern kann. Ähnlich wie von van Ingen Schenau (1989) wurde durch verschiedene Optimierungen wie z.B. des Zeitpunktes und Fußgelenkwinkels, bei dem die Feder beginnt, eine Kraft auf die Ferse auszuüben, die Leistungsfähigkeit zusätzlich stark verbessert. Auch ein geeigneter Regler für eine vertikale Sprungbewegung wurde entwickelt (Babić, 2009).

Realisierung von biartikulär aktuierten Beinmodellen

Radkhah et al. (2012) präsentieren einen Laufroboter mit passiven biart. Komponenten nach dem Vorbild des Menschen, die über Federn realisiert sind. Die Federn sind über Ausleger mit einzelnen Befestigungspunkten verbunden und es ist möglich durch händisches Wechseln der Fixierungspunkte das Moment zu beeinflussen, das auf die Gelenke durch die elastischen Elemente ausgeübt werden kann. Wurde in der Simulation bei jedem Bein eine Struktur ähnlich dem M. gastrocnemius ergänzt, ergaben die Untersuchungsergebnisse bei Sprungbewegungen glattere Muster der Bodenreaktionskräfte, die Flugphasen waren länger und der Bewegungsablauf wurde regelmäßiger.

Energieübertragung z.B. von Hüfte zu Fußgelenk kann dazu genutzt werden, um eine Kraft auf die Umgebung zu steigern. In der umgekehrten Richtung von Fuß zu Hüfte kann Energieübertragung auch dazu genutzt werden, um Energie zu absorbieren, z.B. beim Aufkommen nach einem Sprung. Lewis und Klein (2008) stellen ein robotisches Bein mit Aktuation über Seilzüge (selbsthemmend) vor, bei dem dies möglich ist. Wenn der Roboter sich aus der Hocke aufrichten sollte, brachte M. gastrocnemius mehr Leistung in das Fußgelenk ein als der mon.art. M. soleus. Die maximale Leistung wurde bei Synchronisierung von M. gastrocnemius und M. soleus erreicht.

2.2.2 Vorteile in der Regelung

Es zeigen sich auch Vorteile hinsichtlich der Regelung von Mechanismen: Biart. Strukturen ermöglichten es, die Parameter der Steifigkeitsellipse (Ausrichtung, Form und Größe) am Endpunkt eines planaren Hand-Arm-Modells unabhängig voneinander einzustellen, wodurch die Richtungen der Trajektorie und der Kraft am Endpunkt zueinander ausgerichtet werden können. Durch die unabhängige Regelung von Kraft und Position am Endpunkt sind so präzise und weiche Bewegungen möglich, dass auf die Positionsregelung verzichtet werden kann (Kumamoto et al. (1994), Kumamoto et al. (2000)).

Selbststabilisierung der Bewegung

Iida et al. (2008) beschreibt Experimente mit einem Laufroboter, der lediglich in der Hüfte mit einem Aktuator und ansonsten nur mit mon.art. und biart. Federelementen zur Verdrehung der Gelenke ausgestattet ist, die so in ihrer Länge ausgelegt sind, dass sie eine Lauf- oder Gehbewegung erzeugen. Die Ergebnisse zeigen, dass der Energieaustausch durch die biart. Federn zu einer Selbststabilisierung der Bewegung führt.

2.2.3 Höhere Variabilität in der einstellbaren Steifigkeit

Zu dem in dieser Bachelorarbeit beschriebenen biart. Antriebssystem wurde bereits eine statische Simulation erstellt (Höppner et al., 2014). Der Aktuator wurde im Hinblick auf die möglichen Steifigkeiten am Endpunkt eines planaren Armmodells untersucht und der Umfang der erreichten Steifigkeiten mit dem einer rein mon.art. Ausführung des Aktors verglichen. Es konnte eine 70-fache Steigerung in der Vielfältigkeit der erreichten Steifigkeiten erzielt werden. Vor allem eine größere Variation in der Form und Orientierung der Steifigkeitsellipse am Endpunkt im kartesischen Raum war möglich. Falls also eine Aufgabe eine bestimmte Steifigkeitskonfiguration am Endpunkt erfordert, kann das biart. System dieser besser nachkommen.

3 Aufbau, Funktionsweise und Modellierung der zu untersuchenden Aktoren

Mittlerweile sind am Institut für Robotik und Mechatronik des DLR eine größere Anzahl verschiedener Antriebskonzepte mit variabler Steifigkeit und passiver Nachgiebigkeit entwickelt worden. Ziel dieser Arbeit ist es, eine Alternative zu den herkömmlichen steifen Antriebssystemen zu schaffen, weil man sich auf diesem Weg verschiedene Vorteile in bestimmten Anwendungssituationen verspricht.

Der ebenfalls am DLR entwickelte Leichtbauroboter (LBR) ist beispielsweise mit einer Momentenregelung ausgestattet, die es ihm ermöglicht, trotz der aus mechanischer Sicht steifen Konstruktion und ohne intrinsisch variabler Steifigkeit ein aktives nachgiebiges Verhalten zu erzeugen. Die Genauigkeit hängt hierbei aber stark von der Auflösung der Momentensensoren und der Exaktheit des Berechnungsmodells ab und kann dadurch vergleichsweise eingeschränkt sein. Auch schützt die Regelung nicht vor externen Belastungen, welche die maximal zulässige Last der Motoren übersteigen und so zu einem Versagen des Systems führen können. Passiv nachgiebige Elemente sorgen aber vor allem für eine Erweiterung der Bandbreite der verträglichen Belastungen: Bei Stößen mit höherer Frequenz kommt eine Regelung nicht hinterher, passiv nachgiebige Elemente jedoch schon.

Von den passiv nachgiebigen Systemen verspricht man sich also u.a. eine größere Robustheit gegenüber externen Belastungen und eine Minimierung des Regelungsaufwands gegenüber externen mechanischen Einflüssen wie Schlägen. Um dies allein durch den mechanischen Aufbau des Systems zu gewährleisten, wird die Antriebsseite von der Abtriebsseite, dem Gelenk, durch elastische Elemente entkoppelt. So fangen die elastischen Elemente die externe Belastung ab und die Motorseite kann vor Schaden bewahrt werden. Abb. 3-1 veranschaulicht das Prinzip. Hierbei bezeichnet θ die Verdrehung der Antriebswelle und q die des Gelenks.

Wenn $s = q - \theta$ die resultierende Verdrehung des in Abb. 3-1 dargestellten elastischen Elements ist, dann ergibt sich die Steifigkeit c des Gelenks mit

$$c = \frac{\partial \tau(s)}{\partial s} \quad (3.1)$$

Wählt man nun einen nichtlinearen Zusammenhang zwischen dem Moment τ , das durch die Feder erzeugt wird, und der Verdrehung s der Feder, gilt $c \neq \text{const.}$ in (3.1) und damit $c = c(\tau)$. Auf diese Weise lassen sich unterschiedliche Steifigkeiten bei verschiedenen eingebrachten Momenten bzw. erzeugten Verdrehungen generieren und man erhält einen Aktor mit variabler Steifigkeit, einen VSA. Die Grundvoraussetzung für einen VSA, der sowohl die Position als auch die Steifigkeit des Gelenks ändern kann, ist also eine Entkopplung der Antriebsseite von der Abtriebsseite durch ein elastisches Element, das eine nichtlineare Steifigkeitskennlinie besitzt. Durch das Einbringen eines Moments auf der Motorseite kann das resultierende Moment des elastischen Elements durch Beeinflussen seiner Verdrehung verändert werden. Somit lässt sich Steifigkeit und Position kontrollieren.

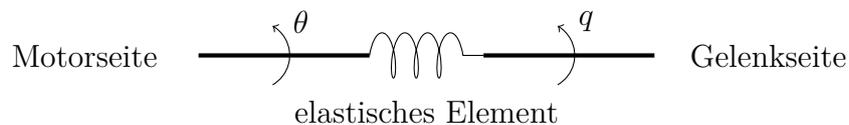


Abbildung 3-1: Funktionsprinzip, das allen VSAs zugrunde liegt

Auf die Vorteile von elastischen Elementen im Hinblick auf die Energiespeicherung wurde bereits in der Einleitung eingegangen.

Nichtsdestotrotz verfolgen beide Ansätze, sowohl der der steifen Ausführung mit aktiver Nachgiebigkeit als auch der der passiven Nachgiebigkeit durch elastische Elemente, ein gemeinsames Ziel: die Verbesserung der Interaktion mit dem Menschen. In der industriellen Produktion existieren bisher kaum Arbeitsplätze, die eine direkte Zusammenarbeit von Roboter und Mensch vorsehen. In der Regel werden sie strikt voneinander getrennt und die Roboter als Sicherheitsmaßnahme in Käfigen untergebracht. Nur autorisiertes Personal darf sich innerhalb der Absperrungen in einem Sicherheitsbereich aufhalten und dies normalerweise auch nur bei Stillstand der Maschinen zu Wartungszwecken. Es wäre jedoch ein lohnenswerter Vorteil, wenn Mensch und Maschine zu bestimmten Phasen des Produktionsprozesses zusammenarbeiten könnten.

Ein mögliches Szenario ist die Montage, bei der man sich abwechseln könnte, je nach dem, ob der Montageschritt für eine Automatisierung geeignet ist oder ein Ausführen durch den Menschen sinnvoll oder notwendig ist, da dadurch gleichzeitig eine Qualitätskontrolle gewährleistet ist. Wenn so der Prozess flüssiger abläuft, wird auch Zeit gespart. Ein weiterer Vorteil ist das Heben von schweren Lasten: Gegenwärtig wird die Arbeitsqualität noch stark eingeschränkt, wenn Arbeiter gezwungen sind, aufgrund eines zu hohen Mehraufwands auf herkömmliche Hebemechanismen verzichten zu müssen. Ein Roboter, der für den direkten Kontakt mit dem Personal zugelassen ist, wäre eine flexible Alternative.

Die Ausarbeitung und Tests verschiedenster Konzepte für VSAs an meist eingelenkigen Versuchsständen führte schließlich zur Konstruktion eines aufwändigen mehrgelenkigen Systems, des dem Menschen nachempfundenen DLR Hand-Arm-Systems. Es nutzt einige dieser Konzepte und kann so die Kinematik und Dynamik des menschlichen Arms nachempfinden. Insgesamt besitzt das DLR Hand-Arm-System 26 Freiheitsgrade. Die Hand verfügt ohne das Handgelenk über 19 Freiheitsgrade. Typische Handmodelle besitzen zwischen 20 und 25 Freiheitsgrade (vier pro Finger und eventuell zusätzlich noch zwei extra im Daumen und einen bis drei in der Handfläche). Es wurden also nicht alle Freiheitsgrade in den Fingern umgesetzt, allerdings ist die Handfläche über zwei Kopplungen beweglich. Durch die Entwicklung spezieller elektronischer Komponenten war es auch möglich, die Größe und das Gewicht der menschlichen Armsegmente zu erreichen, wobei die komplette Elektronik im Arm integriert werden konnte. Dies führt zu einem Gesamtgewicht von 13,5 kg. Um sowohl Position als auch Steifigkeit in die Richtung der insgesamt 26 Freiheitsgrade aktiv zu beeinflussen, sind insgesamt 52 Motoren und 112 Positionssensoren notwendig (Grebenstein et al., 2011).

3.1 Das monoartikuläre Antriebssystem der Unterarmrotation des DLR Hand-Arm-Systems als Vorbild

Der Aktor der Unterarmrotation des DLR Hand-Arm-Systems, ein bidirektionaler Antagonismus mit variabler Steifigkeit (BAVS), ist Vorbild für das biart. Antriebskonzept,

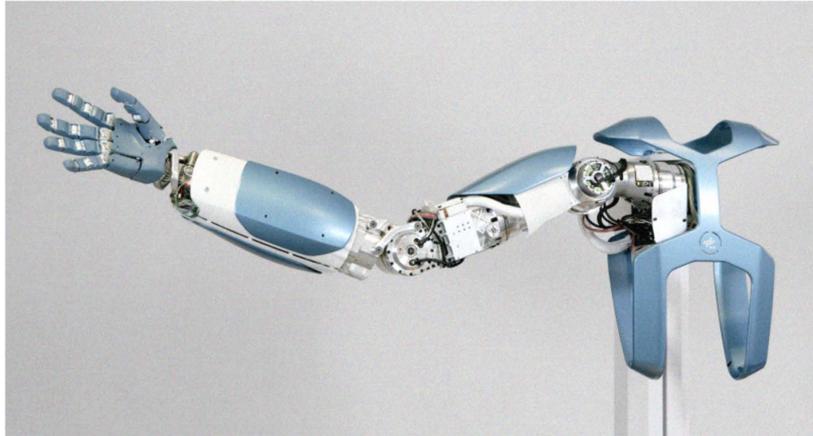


Abbildung 3-2: DLR Hand-Arm-System (Bild aus Grebenstein et al. (2011))

das im Rahmen der vorliegenden Arbeit auf sein dynamisches Verhalten hin untersucht wird. Die mon.art. Ausgangsform ist in den Parametern ihrer Elemente den Anforderungen der Simulation angepasst, besitzt aber grundsätzlich den gleichen Aufbau. Dies gewährleistet die Vergleichbarkeit zum existierenden System. Das biart. System greift ausschließlich auf Elemente der Unterarmrotation zurück, allerdings in einem anderen Arrangement. So kann unter Wahl der geeigneten Parameter die Vergleichbarkeit zum Ausgangssystem hergestellt werden. Dieses Vorgehen gewährleistet eine eindeutige Identifikation der Vorteile des einen Systems gegenüber dem anderen.

Das im Folgenden vorgestellte Grundkonzept des Aktors kommt wahrscheinlich unter all den am DLR entwickelten VSAs dem grundlegenden Funktionsprinzip des menschlichen Muskelsystems am nächsten und rechtfertigt deswegen auch die Wahl dieses Systems als Ausgangspunkt für die Umsetzung der dem Menschen nachempfundenen Kopplung von Gelenken.

3.1.1 Bidirektionaler Antagonismus des BAVS-Gelenks

Ein möglicher Ansatz zur Konstruktion eines VSA ist die Trennung der Einstellung von Position und Steifigkeit. Hierbei werden zwei Motoren unterschiedlicher Leistung verwendet, wobei der eine ausschließlich für den Antrieb des Gelenks und der andere nur für die Steifigkeitsänderung zuständig ist. Beispiele hierfür sind das von Wolf und Hirzinger (2008) präsentierte Variable-Stiffness-Joint (VS-Joint) und das DLR Floating-Spring-Joint (FSJ) (Wolf et al., 2011).

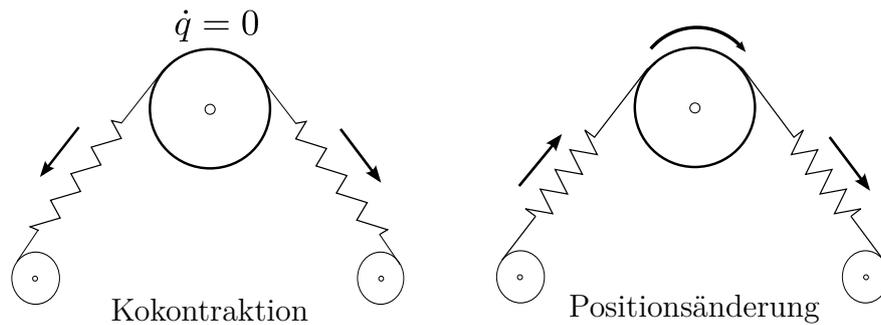


Abbildung 3-3: Die beiden möglichen Betriebsmodi eines Antagonismus

Ein zweiter Ansatz ist ein Antagonismus, bei dem Position und Steifigkeit durch eine überlagerte Bewegung beider Motoren verändert werden. Dieser Ansatz orientiert sich am menschlichen Muskelsystem. Eine gleichsinnige Bewegung der Motoren führt zu einer Veränderung der Gelenkposition. Eine gegensinnige Bewegung der Motoren führt zu keiner Bewegung des Gelenks, sondern zu einem Vorspannen der elastischen Elemente, was vergleichbar zur Kokontraktion beim Menschen ist (vgl. Abb. 3-3). Auf diese Weise wird die Steifigkeit des Gelenks erhöht, da für die gleiche Positionsänderung am Gelenk durch eine externe Einwirkung ein größeres Moment aufgebracht werden muss, um dem durch die Motoren eingebrachten Vorspannmoment entgegenzuwirken. (vgl. Abb. 3-3). Ein Nachteil hierbei ist, dass immer nur das maximale Drehmoment eines Motors am Abtrieb wirken kann.

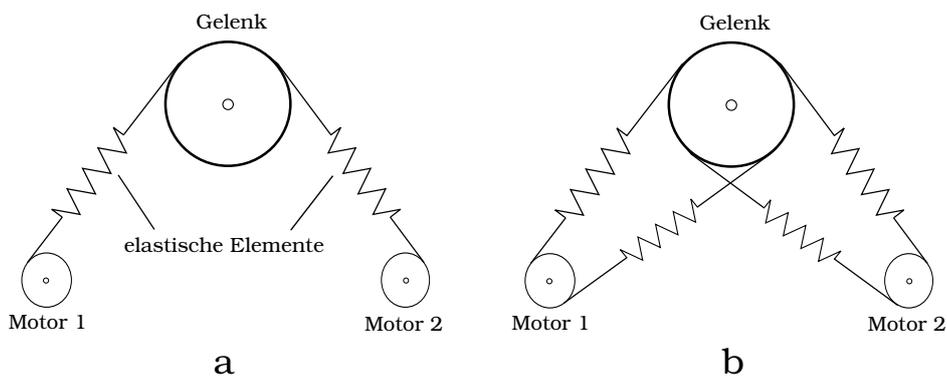


Abbildung 3-4: links der normale Antagonismus, rechts der bidirektionale Antagonismus. Zu beachten ist, dass in dieser Darstellungsweise davon ausgegangen wird, dass die Verbindung der elastischen Elemente mit Motoren und Gelenk schlupffrei ist.

Dem BAVS-Gelenk liegt dagegen das Konzept eines erweiterten Antagonismus zugrunde (s. Abb. 3-4). Der bidirektionale Antagonismus ermöglicht mit Hilfe eines helfenden Modus gegenüber dem herkömmlichen Antagonismus einen größeren Lastbereich.

Grundsätzlich hat der normale Antagonismus den Nachteil, dass jeweils nur ein Motor externen Belastungen entgegenwirken kann. Dies ist vergleichbar zum Antagonismus des menschlichen Muskelsystems, bei dem jeweils auch nur ein Muskel durch Kontraktion gegen eine Last arbeiten kann. Beim bidirektionalen Antagonismus bilden die elastischen Elemente vollständige Schleifen um Gelenk und Motoren (s. Abb. 3-4). Dadurch können die Motoren jeweils in beide Richtungen ein Moment auf das Gelenk ausüben und damit können sie unabhängig von der Belastungsrichtung ein Gegenmoment zur externen Belastung aufbringen. Somit gilt für das Gesamtmoment τ am Gelenk

$$\tau = \tau_1 + \tau_2, \quad (3.2)$$

wobei τ_1 und τ_2 die Motormomente sind.

In gleicher Weise ergibt sich auch die Steifigkeit c des Gelenks zu

$$c = c_1(\tau_1) + c_2(\tau_2). \quad (3.3)$$

Der helfende Modus gilt als aktiv, wenn für die Motormomente gilt: $\tau_i > 0 \vee \tau_i < 0$. In diesem Fall arbeiten beide Motoren gleichsinnig dem externen Moment τ_{ext} entgegen. Besitzen sie unterschiedliche Vorzeichen, nutzt das System den einfachen Antagonismus. Petit et al. (2010) beschreiben weiterhin, inwiefern die Wahl unterschiedlicher Funktionen für den Moment-Steifigkeit-Zusammenhang $c(\tau)$ die Variabilität in der Steifigkeit im Bereich des helfenden Modus beeinflusst und deswegen bei der Auslegung eines derartigen Mechanismus eine wichtige Rolle spielen muss.

3.1.2 Umsetzung des bidirektionalen Antagonismus in der Unterarmrotation des DLR Hand-Arm-Systems

Der bidirektionale Antagonismus wurde auf unterschiedliche Art und Weise sowohl im Handgelenk als auch in der Unterarmrotation des DLR Hand-Arm-Systems umgesetzt. Da die Implementierung in der Unterarmrotation Vorbild für die biart. Erweiterung war, wird auf die Konstruktion des Aktors für das Handgelenk im Folgenden nicht weiter eingegangen.

Auch wenn die Abb. 3-3 und 3-4 die Verwendung von Seilzügen als elastische Elemente nahelegen, wird beim BAVS-Gelenk auf sie vollständig verzichtet. Speziell die Anforderung einer grundsätzlich hohen Steifigkeit des Handgelenks, um unbeabsichtigte Bewegungen des Handgelenks zu vermeiden und damit auch die Positionsgenauigkeit der Finger nicht negativ zu beeinflussen, macht eine direkte und steife Knüpfung der Antriebe an das Gelenk notwendig, was eine Verwendung von Seilzügen ausschließt (Friedl et al., 2011). Weiterhin haben Seilzüge den Nachteil, dass sie über die Zeit kriechen (plastisches Verformen unter konstanter Spannung) und damit die Genauigkeit des Antriebs verloren geht. Wenn also die Nachgiebigkeit des Antriebs funktional auf möglichst wenige Elemente reduziert werden kann und diese ein gleichbleibendes Verhalten über die Zeit und auch nach häufigen Lastwechseln garantieren, wird dadurch die Genauigkeit und Zuverlässigkeit des Systems erhöht und der Wartungsaufwand reduziert. Dies wurde bei der Konstruktion des BAVS-Gelenks berücksichtigt.

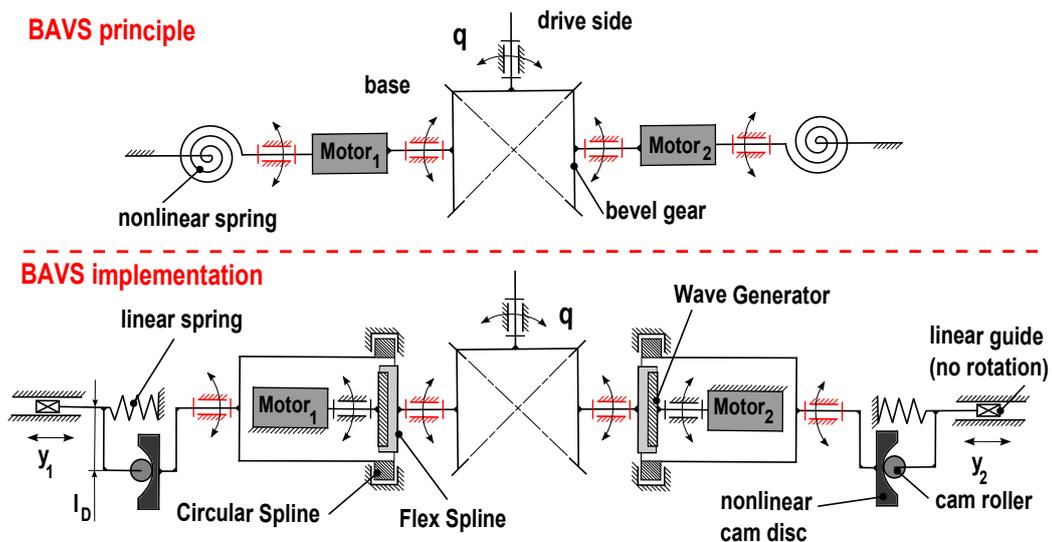


Abbildung 3-5: Prinzipieller Aufbau der Unterarmrotation. Der obere Teil der Abbildung zeigt eine vereinfachte Darstellung des bidirektionalen Antagonismus des BAVS-Gelenks. Der untere Teil zeigt die Umsetzung mit zwei Federn und symmetrischen Kurvenscheiben. Die Kurvenscheiben sind für eine bessere Darstellbarkeit in die Bildebene gedreht und sind eigentlich senkrecht zu ihr orientiert.

Abb. 3-5 oben zeigt, wie das BAVS-Gelenk den bidirektionalen Antagonismus mit einem Kegelradgetriebe umsetzt. Die Kegelradstufe hat bei einem Übersetzungsverhältnis von 1:1 die Eigenschaft, dass alle Momente gleichermaßen aufsummiert werden, und damit ist (3.2) erfüllt. Außerdem erfüllt die Kegelradstufe die Anforderung einer steifen Kopplung der Antriebe an das Gelenk und sie ermöglicht auch die beiden not-

wendigen Betriebszustände: Durch eine gleichsinnige Bewegung der Antriebe wird der Abtrieb bewegt, durch ein gegensinniges Rotieren der Motoren blockiert das Kegelradgetriebe und die Rotationsenergie der Antriebe wird in potentielle Energie der Federn umgewandelt. Die beiden Modi aus Abb. 3-3 sind also möglich.

Damit die Motoren gehäusefest montiert werden können und dadurch die Trägheit des Antriebsstrangs reduziert werden kann, werden Harmonic-Drive-Getriebe verwendet (s. Abb. 3-5 unten). Der elliptisch gelagerte Wave Generator ist mit der Motorwelle verbunden und verformt den flexiblen und zylinderförmigen Flex Spline, der mit dem Kegelritzel verbunden ist. Dieser besitzt eine Außenverzahnung, die mit der Innenverzahnung des Hohlrads, dem Circular Spline, kämmt. Durch eine hohe Zähnezahl können hohe Übersetzungen generiert werden. In diesem Fall beträgt die Übersetzung 100:1.

In der Regel wird der Circular Spline gehäusefest ausgeführt und das Abstützmoment des Flex Spline wird durch das Gehäuse abgefangen. Hier ist allerdings der Circular Spline rotatorisch gelagert und mit einer Kurvenscheibe verbunden. In dieser rollt ein Kurvenroller ab, der an eine Feder gekoppelt ist, die translatorisch verschiebbar gelagert ist. Auch der Kurvenroller kann nur translatorisch verschoben werden. Wenn nun ein Abstützmoment durch den Flex Spline in den Circular Spline eingebracht wird und dieser sich in der Folge verdreht, rotiert die Kurvenscheibe ebenfalls und verschiebt den Kurvenroller, sodass die Feder verformt wird. Um den notwendigen nichtlinearen Zusammenhang zwischen Moment und Verdrehung zur Steifigkeitsvariation zu erreichen, haben die Kurvenscheiben ein nichtlineares Design. Deshalb kann eine Feder mit linearer Federkennlinie gewählt werden. In dieser Konfiguration hat das System in Abb. 3-5 unten die Eigenschaften eines bidirektionalen Antagonismus, bei dem Position und Steifigkeit durch Motoren geändert werden können, die in jede Drehrichtung des Abtriebs ein Moment ausüben und sich so gegenseitig unterstützen können. Das CAD-Rendering in Abb. 3-6 zeigt die finale Version des BAVS-Gelenks. Gut zu erkennen ist hier der Aufbau der Feder-Kurvenscheiben-Einheit.

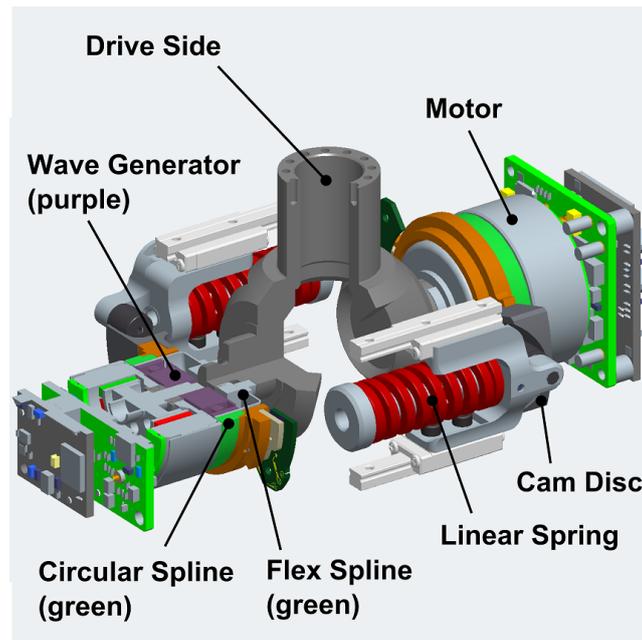


Abbildung 3-6: Design der Unterarmrotation des DLR Hand-Arm-Systems. Die Wellen der Kegelradstufe sind nicht dargestellt.

3.2 Wahl einer monoartikulären Konfiguration

Friedl et al. (2011) präsentieren verschiedene Ausführungsformen des BAVS-Gelenks. In Abb. 3-5 ist eine Lösung mit zwei Federn dargestellt. Auch eine Variante mit nur einer Feder, die jeweils von einem Motor auf jeder Seite komprimiert werden kann, ist möglich. Des Weiteren wird zwischen symmetrischen und asymmetrischen Kurvenscheiben unterschieden. Bei Verwendung von asymmetrischen Kurvenscheiben befindet sich der Kurvenroller bei $\theta = 0^\circ$ nicht am niedrigsten Punkt der Kurvenfunktion, sondern versetzt davon. Zudem werden unterschiedliche Radien für die Kurvenverläufe zu beiden Seiten des Minimums verwendet. Es wird gezeigt, dass asymmetrische Kurvenscheiben die Bandbreite der erreichbaren Steifigkeiten im helfenden Modus erhöhen und gleichzeitig auch höhere Steifigkeiten ermöglichen. Außerdem wird durch den Offset in der Ausgangsposition schon eine Verspannung erreicht, wodurch das Spiel im Bereich der Nulllage, welches die Ausführungsform mit einem symmetrischen Verlauf aufweist, reduziert werden kann. Da die Kurvenscheiben so ausgelegt werden, dass sie bei maximaler Auslenkung auch die Begrenzung der Feder erreichen, können mit der 2-Feder-Ausführung doppelt so hohe Momente bei leicht höherem Bauraum erreicht

werden. Aus den genannten Gründen fiel deshalb die Wahl für die finale Version des BAVS-Gelenks auf eine 2-Feder-Lösung mit asymmetrischen Kurvenscheiben.

Da es ein Ziel dieser Bachelorarbeit ist, die Vergleichbarkeit zu einem existierenden Aktor zu garantieren, wird versucht möglichst wenige Elemente bei der Anpassung des BAVS-Gelenks an die Anforderungen, die ein Einsatz als Hüft- oder Knieaktor mit sich bringt, zu verändern.

3.2.1 Modellierung des BAVS-Gelenks und Anpassung der Parameter

Das Moment τ , das auf das Gelenk wirkt, hängt im Fall des BAVS-Gelenks von der linearen Steifigkeit der gewählten Feder c_F , dem Hebelarm l_K , den die Kurvenscheiben gegenüber der Abtriebsachse haben, und dem Zusammenhang zwischen der Auslenkung der Feder y_i einerseits und den Gelenk- und Motorpositionen θ_i und q andererseits und der Ableitung y_i' der Federposition ab:

$$\begin{aligned} \tau &= c_F l_K (y_1 y_1' + y_2 y_2'), \text{ und} \\ y_1 &= f(\theta_1 - q) \quad y_2 = f(\theta_2 - q). \end{aligned} \tag{3.4}$$

θ_i sind die Positionen der Motoren und q die des Gelenks in der Einheit rad. Die Differenz ergibt die Position der Kurvenscheibe. Durch die Multiplikation von Kurvenform y_i und -steigung y_i' wird derjenige Anteil der Federkraft berechnet, der senkrecht zur Rotationsachse orientiert und damit der Betrag der Kraft ist, die ein Moment in Richtung der Drehachse erzeugt. Der andere Anteil wird von den Lagerungen und dem Gehäuse getragen. Die Momente werden so quasistatisch berechnet. Dies ist auch bei einer dynamischen Simulation möglich und eine vertretbare Vereinfachung, da die Trägheiten der Federn ebenso wie Dämpfung und Reibung durch die Lagerung vernachlässigbar klein sind und keinen nennenswerten Einfluss haben.

Auch wenn nach Friedl et al. (2011) asymmetrische Kurvenscheiben die besten Ergebnisse erzielten, wird für die Analyse in der vorliegenden Bachelorarbeit die symmetrische Form gewählt. Dadurch kann die Vergleichbarkeit der Systeme vereinfacht werden, worauf in Kapitel 3.3.1 genauer eingegangen wird.

Die Form der symmetrischen Kurvenscheiben kann mit folgender Gleichung modelliert werden:

$$y_i(\theta_i - q) = R - \sqrt{R^2 - (l_K(\theta_i - q))^2} + y_0, \quad (3.5)$$

$R = 8.2$ mm ist der Radius der Kurvenscheibe und der Hebelarm l_K beträgt 21.7 mm. Die Vorspannung y_0 , die beim Einbau der Feder eingebracht wird und immer vorhanden ist, beträgt 2 mm. Wenn $s_i = \theta_i - q$ die Position der Kurvenscheibe bezeichnet, ergibt sich

$$y'_i = \frac{\partial y}{\partial s_i} = \frac{l_K s_i}{\sqrt{R^2 - (l_K s_i)^2}}. \quad (3.6)$$

Die maximalen Auslenkungen der Kurvenscheiben liegen bei $\pm 18^\circ$, was damit auch der maximale Verdrehwinkel des Gelenks um eine Gleichgewichtsposition ist.

Auslegung des Maximalmoments

Das Spitzenmoment des BAVS-Gelenks beträgt ± 8 Nm, was für die Unterarmrotation ausreichend ist, für den Einsatz als Hüft- und Knieaktor aber angepasst werden muss. Es bietet sich an, hierfür nur die Federsteifigkeit der linearen Federn entsprechend anzupassen, da so eine einfache lineare Interpolation des Spitzenmoments und damit auch eine flexible Anpassung des Simulationsmodells möglich ist. Die restlichen oben genannten Parameter zur Definition der Geometrie der Feder-Kurvenscheiben-Einheit können so erhalten bleiben und die Vergleichbarkeit wird gewahrt.

King et al. (2006) wertete ein Simulationsmodell des Menschen aus, das an den Gelenken direkt durch Momente angetrieben wird. Die kinetischen und kinematischen Daten stammen von Versuchen mit einem männlichen Athleten. Die Aufgabe des Sportlers bestand darin, aus dem Lauf heraus möglichst hoch zu springen. Die Abweichung der Simulationsergebnisse verglichen mit den Messwerten aus den Versuchen mit dem Athleten betragen 6.6%. Als maximales Moment, das auf die Hüfte ausgeübt wurde, ergaben sich 719 Nm. Am Knie beträgt es 491 Nm. Nachdem die VSAs der Hüfte und des Knies auf diese Werte hin angepasst wurden, erwies sich das Kniemoment als zu niedrig. Im Gegenteil, das Kniemoment ist während der Stabilisierung und Bewegung des Modells höher als das Hüftmoment. Da das Modell beispielsweise aufgrund des fehlenden Fußes und des nur vertikal beweglichen Oberkörpers auch nicht als eine exakte

Abbildung des menschlichen Körperbaus betrachtet werden kann, wird, an das ermittelte Hüftmoment von 719 Nm angepasst, 796 Nm als das Maximalmoment sowohl an der Hüfte als auch am Knie angenommen. Es ist auch zu beachten, dass dieses Moment gleichzeitig das aktiverbare und passive Drehmoment ist, das durch die Federn entgegen einer externen Belastung aufgewendet werden kann. Die dafür notwendige Federsteifigkeit c_F beträgt $2200 \frac{N}{mm}$, was durchaus in dieser Größenordnung realisierbar wäre¹. Demgegenüber besitzen die Federn des BAVS-Gelenks eine Steifigkeit von $22.1 \frac{N}{mm}$.

Dynamik des VSA und Bestimmung der Motorträgheit

Wie VSAs allgemein nach dem Lagrange-Formalismus modelliert werden können, wird von Albu-Schäffer et al. (2010) beschrieben. Es wird zunächst allgemein Potential und kinetische Energie des Gesamtsystems aus Antrieb, Gelenk und elastischer Einheit aufgestellt und anschließend werden die Bewegungsgleichungen abgeleitet. Dann werden folgende Annahmen für das dort beschriebene QA-Joint (Quasi-Antagonistic-Joint) getroffen, um die Systemgleichungen zu vereinfachen: Wenn die Trägheiten des Kurvenrollers, der Kurvenscheibe und der dort verwendeten Einstelleinrichtung für die Steifigkeit viel kleiner sind als die Trägheiten des Motors und des Gelenks, können diese Anteile vernachlässigt werden. Da auch für das BAVS und das Robotermodell gilt, dass die Trägheiten des Gelenks und des Motors überwiegen, können auch hier diese Annahmen getroffen werden. Reibung und Dämpfung werden ebenfalls nicht berücksichtigt. Da zusätzlich, wie zuvor schon beschrieben, die Momente quasistatisch berechnet werden können, ist eine Berücksichtigung der Feder-Kurvenscheiben-Einheit weder im Potential, noch in der kinetischen Energie notwendig. Wie in Kap. 4.2 eingehender beschrieben, ist das Robotermodell in einer Simulationsumgebung hinterlegt, die die resultierenden Gelenkmomente als Input erhält. Aus diesem Grund ist auch ein dynamisches Modell des Gelenks nicht notwendig. Für die kinetische Energie ergibt sich somit

$$T = \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} b \dot{\theta}_i^2, \quad (3.7)$$

¹Die Feder mit der Artikelnummer 87/0/1 der Federntechnik Knörzer GmbH besitzt eine Federsteifigkeit von $2045 \frac{N}{mm}$ und hat einen max. zul. Federweg von 7.2 mm (einsehbar unter <http://shop.knoerzer.eu/shop.php>, zuletzt aufgerufen am 12.10.13). Der maximale Federweg, der sich bei einer Auslenkung der Kurvenscheibe um 18° ergibt, liegt bei 5.6 mm.

wobei b die Motorträgheit bezeichnet und $N = 2$ im Fall eines BAVS-Gelenks ist. Betrachtet man das mon.art., zweigelenkige Gesamtsystem, gilt $N = 4$. Da der Feder-Kurvenscheiben-Teil des BAVS-Gelenks in der Dynamik nicht berücksichtigt werden muss, gilt für das Potential $V = 0$. Die Bewegungsgleichungen ergeben sich allgemein nach dem Lagrange-Formalismus durch

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{\alpha}_i} - \frac{\partial T}{\partial \alpha_i} + \frac{\partial V}{\partial \alpha_i} = Q_{NK_i}, \quad (3.8)$$

wobei Q_{NK_i} die generalisierten nichtkonservativen Kräfte bezeichnet. Diese bestehen in diesem Fall nicht nur aus den Motormomenten, sondern auch aus den Gelenkmomenten, da diese weder im Potential noch in der kinetischen Energie berücksichtigt werden und so als externe Kräfte, die auf das System wirken, betrachtet werden müssen. Als Bewegungsgleichungen ergeben sich daraus

$$b \ddot{\theta}_i = \tau_{m_i} - \tau_i. \quad (3.9)$$

Ein Motor, der die Anforderungen an Leistung und Baumaße erfüllen würde, ist der RoboDrive² in der Motorgröße 70x18. Der Motor hat ein Spitzenmoment von 4 Nm. Unter Verwendung eines Harmonic-Drive-Getriebes der Baureihe HFUC³ mit der Baugröße 45 oder 50 ist eine Untersetzung von 100 möglich, wodurch am Gelenk bei 2 Motoren ein Drehmoment von 800 Nm möglich wäre. Die Motorträgheit b ist der letzte Parameter, der noch bestimmt werden muss. Da keine Daten zu einem kompletten Antriebsstrang, wie er hier beschrieben wird, vorliegen, müssen Annahmen getroffen werden. Der für die Trägheit relevante Teil des Antriebs wird auf die Form einer Welle mit der Masse $m = 1$ kg und dem Radius $r = 21$ mm reduziert. Der Radius entspricht dem halben Rotordurchmesser des gewählten RoboDrives. Das Trägheitsmoment entlang der Rotationsachse ist

$$b_m = \frac{1}{2} m r^2. \quad (3.10)$$

²Leistungsdaten einsehbar unter <http://www.tq-group.com/produkte/produktdetail/prod/leichtbau-torque-servomotoren/extb/Main/> (zuletzt aufgerufen am 12.10.13)

³Kenndaten abrufbar unter <http://www.harmonicdrive.de/german/produkte/harmonic-drive-getriebe/einbausaeetze/hfuc/leistungsdaten.html> (zuletzt aufgerufen am 12.10.13)

Die Momente und Beschleunigungen in (3.9) werden ausschließlich auf der Gelenkseite betrachtet, was bedeutet, dass $\ddot{\theta}_i$ und τ_{m_i} auf die Gelenkseite transformiert sind. Damit dies möglich ist, muss auch die Motorträgheit auf die Gelenkseite umgerechnet werden. Dies ist mit dem Ansatz der Energieerhaltung möglich:

$$E_{kin_{Motorseite}} = E_{kin_{Gelenkseite}}. \quad (3.11)$$

Die Motorträgheit auf der Gelenkseite ist dann

$$b = b_m \left(\frac{\dot{\theta}_m}{\dot{\theta}} \right)^2 = b_m \left(\frac{1}{100} \right)^2 = 2.21 \text{ kgm}^2. \quad (3.12)$$

3.3 Biartikuläre Ausführungsformen

Im Folgenden werden zwei grundsätzlich mögliche Ausführungsformen beschrieben, wobei für die anschließende Analyse eine gewählt wird. Auch hier sind wie beim oben beschriebenen BAVS-Gelenk verschiedene Konfigurationen, wie sie beispielsweise die Form der Kurvenscheiben betreffen, möglich. Alle in der vorliegenden Arbeit beschriebenen biart. Systeme haben aber gemeinsam, dass der mon.art. Teil im Grunde genommen aus dem BAVS-Gelenk besteht und der biart. Teil auch Elemente des BAVS-Gelenkes nutzt.

3.3.1 Kopplung mit zwei Kurvenscheiben

In Abb. 3-7 lässt sich links und rechts jeweils das mon.art. BAVS-Gelenk in der gewählten Konfiguration wiedererkennen (vgl. auch Abb. 3-5). Die Kegelradgetriebe der beiden Gelenke (links und rechts) erhalten ein weiteres Element, das die biart. Kopplung (in der Mitte unten dargestellt) anbindet. Das jeweilige Gesamtmoment $\tau_{S/E}$ an Gelenken S und E ergibt sich so zu

$$\tau_{S/E} = \tau_{S/E_{mon}} + \tau_{S/E_{biart}}, \quad (3.13)$$

wobei $\tau_{S/E_{mon}}$ das Moment der mon.art. Aktoren und $\tau_{S/E_{biart}}$ das Moment der biart. Aktoren am jeweiligen Gelenk ist. Da hier für die mon.art. Gelenkteile der gleiche Auf-

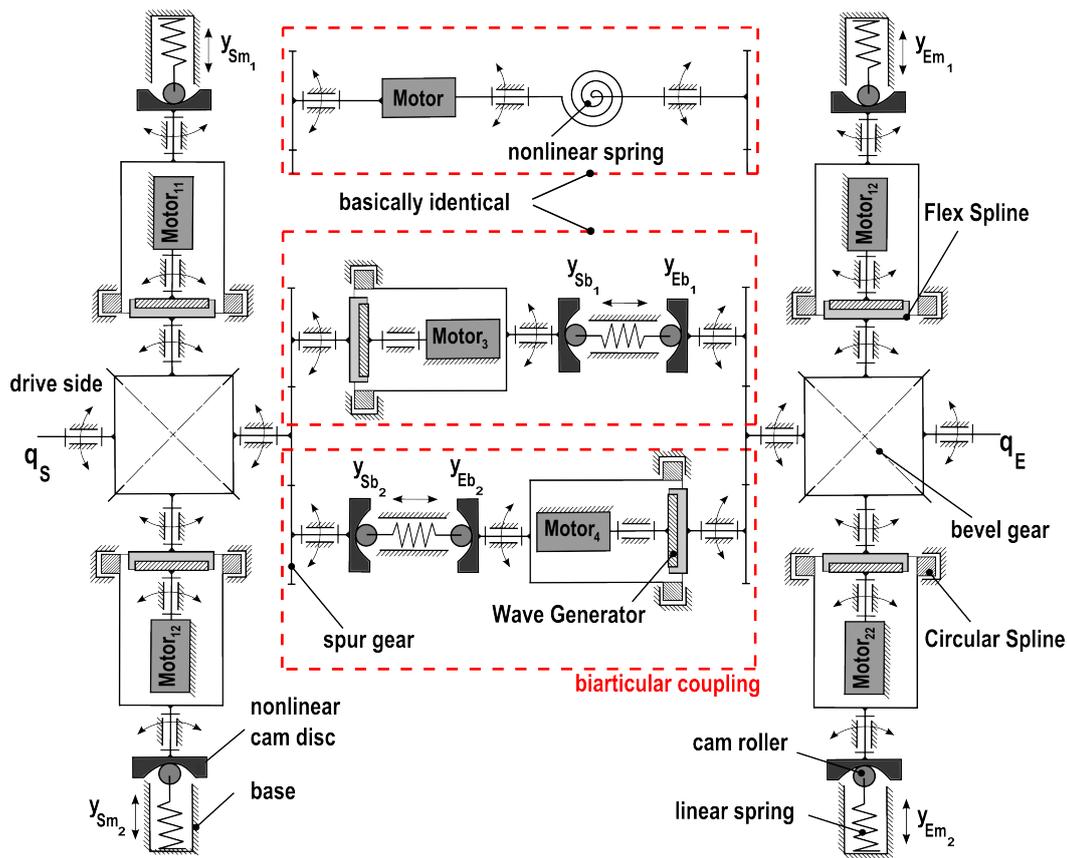


Abbildung 3-7: Prinzipieller Aufbau des biart. Systems mit beidseitiger Kurvenscheibe. Der obere Teil zeigt die Abstraktion mit einer nichtlinearen Feder, der untere die Lösung mit Kurvenscheiben und drehbar gelagerten Federn im biart. Teil.

bau wie der in Kapitel 3.2.1 beschriebene verwendet wird, können die Gelenkmomente ebenfalls nach (3.4) berechnet werden.

Die biart. Federn sind axial verschiebbar gelagert und es können von beiden Seiten durch Kurvenscheiben Kräfte in die Federn eingebracht werden. Außerdem sind diese Federn auch rotatorisch gelagert, sodass sie sich infolge einer Kraft auf die Kurvenroller, die senkrecht zur Federachse orientiert sind, drehen. Für die relative Position von Kurvenroller gegenüber Kurvenscheibe gelten nach wie vor $\pm 18^\circ$ als maximale Auslenkung, allerdings ist nun absolut ein beliebiger Drehwinkel von Kurvenscheibe und Kurvenroller möglich. Dies ist notwendig, da ansonsten keine beliebige Einstellung der Position unabhängig von der Steifigkeit möglich ist. Von der biart. Einheit sind jeweils zwei Kurvenscheiben nicht wie beim BAVS-Gelenk mit einem Harmonic-Drive-Getriebe und damit auch einem Antrieb verbunden, sondern über ein Stirnrad und Kegelradgetriebe direkt mit dem Gelenk verbunden. Soll beispielsweise an einem Gelenk eine bestimmte Position durch die mon.art. Antriebe eingestellt werden, kann

nur der eine der beiden Teile der biart. Kopplung, die mit dem Gelenk verbunden ist, das dadurch eingebrachte Moment kompensieren, nämlich der Teil, der mit Motor 3 bzw. mit Motor 4 verbunden ist. Der andere Teil, der direkt mit der Kurvenscheibe verbunden ist, wird unweigerlich durch die Verdrehung eine Kraft in die Feder einbringen und damit die Steifigkeit des Gelenks verändern. Ist die Feder allerdings ebenfalls rotatorisch gelagert, kann durch den biart. Motor, der dem jeweils anderen Gelenk zugewandt ist, die Relativposition von Kurvenscheibe und Kurvenroller konstant gehalten werden.

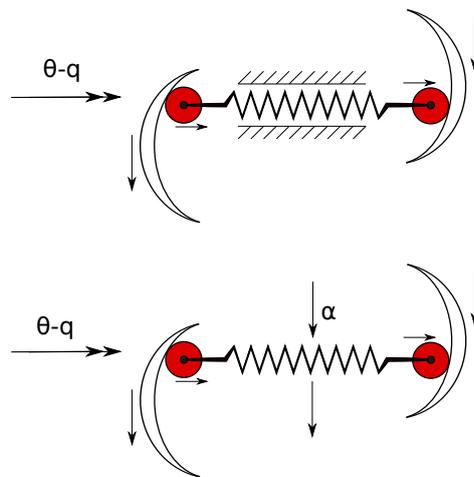


Abbildung 3-8: Unterschied zwischen rotationsfester und drehbarer Feder.

Abb. 3-8 veranschaulicht den Zusammenhang etwas genauer. Die Bewegungen der Kurvenscheiben und der Feder werden in Näherung als planare Bewegungen angenommen. Im oberen Teil ist die Feder nicht vertikal verschiebbar. Wird nun links ein Moment aufgrund einer Differenz von Motor- und Gelenkposition eingebracht, bewegt sich die Kurvenscheibe nach unten und bewirkt eine nach rechts gerichtete Kraft auf die Feder. Diese übt nun aufgrund dieser Kraft eine Druckkraft auf die rechte Kurvenscheibe aus, worauf diese sich nach unten bewegt. Befindet sie sich aber am Minimum der Kurvenfunktion, hat die Kraft, die der Kurvenroller auf die Kurvenscheibe ausübt, keinen vertikalen Anteil mehr und so kann die rechte Kurvenscheibe nicht mehr vertikal bewegt werden. Dies zeigt, dass mit einer rotationsfesten Feder nur begrenzt Momente übertragen werden können und die Unabhängigkeit von Steifigkeit und Position, die einen VSA auszeichnet, verloren geht.

Die Situation bei nicht drehbarer Feder könnte durch asymmetrische Kurvenscheiben etwas verbessert werden, da diese auch in der Ausgangsposition in beide Richtungen verschoben werden können, und zwar weil durch den Offset in der Nulllage auch eine Kraft senkrecht zur Federachse erzeugt werden kann. Allerdings böte dies nur eine minimale Verbesserung und die Grundproblematik der begrenzten Übertragbarkeit von Momenten bliebe bestehen. Des Weiteren ist eine Wahl von asymmetrischen Kurvenscheiben für die biart. Antriebseinheiten nicht von Vorteil, weil je nach Drehrichtung der Gelenke die Kurvenroller einer Feder sich entweder gleichen oder unterschiedlichen Radien der Kurvenscheiben entlang hinaufbewegen. So ergibt sich abhängig von einer Kombination von Drehrichtungen der Gelenke ein unterschiedliches Verhalten des Systems, was nicht beabsichtigt ist, weil allein schon das Halten einer konstanten Position während des Vorspannens der Federn dadurch schwierig wäre.

Da der Aufbau der Kopplung der Gelenke vergleichbar zu dem des BAVS-Gelenks ist, sind auch hier die verschiedenen Betriebsmodi des bidirektionalen Antagonismus möglich. Durch eine gegenseitige Rotation der Motoren 3 und 4 (s. Abb. 3-7) werden zwar die Gelenke nicht bewegt, die Federn jedoch vorgespannt und so die biart. Steifigkeit des Gelenkverbunds erhöht. Es ist mit diesem Aktorprinzip nicht nur möglich, mon.art. und biart. Steifigkeit unabhängig von der Gelenkposition, sondern auch die mon.art. und biart. Steifigkeit unabhängig voneinander einzustellen.

Die biart. Federn besitzen zu beiden Seiten Kurvenroller, sodass sich ein leicht anderer Zusammenhang für die Gelenkmomente aus den biart. Anteilen ergibt:

$$\tau_{S/E_{biart}} = \frac{c_F}{2} l_D \left((y_{S_{b1}} + y_{E_{b1}}) y'_{S/E_{b1}} + (y_{S_{b2}} + y_{E_{b2}}) y'_{S/E_{b2}} \right). \quad (3.14)$$

Da zur Wahrung der Vergleichbarkeit sowohl bei den mon.art. als auch bei den biart. Anteilen die gleichen Motoren verwendet werden müssen, kann nur die halbe lineare Federrate für die biart. Federn verwendet werden. Sie würden nämlich bei gleicher Federrate wie bei den mon.art. Federn das doppelte Moment generieren, weil sie ja von beiden Seiten vorgespannt werden.

Wie in Abb. 3-8 schon angedeutet, muss wegen der freien Beweglichkeit der Feder innerhalb der Kurvenscheiben ein weiterer Freiheitsgrad α eingeführt werden. Die Bewegungsgleichung, die den Zusammenhang zwischen dem Moment an der linksseitigen

mit dem Moment der rechtsseitigen Kurvenscheibe in Verbindung setzt, lässt sich ebenfalls unter Verwendung des Lagrange-Formalismus wie in Abschnitt 3.2.1 berechnen. Es ergibt sich

$$t \ddot{\alpha} = \tau_l + \tau_r. \quad (3.15)$$

τ_l bezeichnet das linksseitige und τ_r das rechtsseitige Drehmoment an den jeweiligen Kurvenscheiben. t ist die Trägheit der Feder. Wie aus dieser Gleichung zu erkennen ist, sind zu beiden Seiten der biart. Kopplung unterschiedliche Momente möglich. Nur für den Fall des statischen Gleichgewichts, bei dem $\ddot{\alpha} = 0$ gilt, ist $\tau_l = -\tau_r$. Es ist also im dynamischen Fall gewissermaßen eine „Entkopplung der Kopplung“ möglich, bei der nicht die gleichen biart. Momente an den Gelenken anliegen. Dies ist kein gewünschtes Verhalten, da eine biart. Kopplung beim Menschen und im Tierreich Kräfte und Momente gleichermaßen an zwei Gelenken erzeugt, ohne dass die Muskeln zu einer inneren Entkopplung fähig wären. Hinzu kommt, dass die entkoppelten biart. Federn sich als kaum kontrollierbar erwiesen haben, da sie zu ständigen Schwingungen neigen. Deshalb wurde der Ansatz mit beidseitigen Kurvenscheiben nicht für die Simulation der zyklischen Bewegung gewählt. Stattdessen wird das System verwendet, das im nächsten Abschnitt beschrieben wird.

3.3.2 Kopplung mit einer Kurvenscheibe

Das Konzept in Abb. 3-9 unterscheidet sich von dem im vorherigen Abschnitt dargestellten lediglich in der Ausführung der biart. Feder-Kurvenscheiben-Einheit. Der mon.art. Teil an beiden Gelenken besteht wie in der rein mon.art. Ausführung und der biart. Konfiguration mit beidseitigen Kurvenscheiben aus zwei Federn und symmetrischen Kurvenscheiben. Die Motoren der biart. Kopplung sind ebenfalls wie die mon.art. Motoren über den Circular Spline eines Harmonic-Drive-Getriebes an eine Kurvenscheibe gekoppelt. Anders ist jedoch nun, dass die Seite, die über die Stirnradstufe und das Kegelradgetriebe direkt mit dem Gelenk verbunden ist, nicht an eine weitere Kurvenscheibe gekoppelt ist, sondern den Kurvenroller selbst bewegt. Durch diese unmittelbare Verbindung wird das Problem, das in Abschnitt 3.3.1 beschrieben wurde, vermieden. Auf diese Weise wird sichergestellt, dass jeweils zu beiden Seiten einer biart. Kopplungseinheit aus Motor und Feder-Kurvenscheiben-Modul das gleiche

Moment anliegt. Die biart. Federn sind über Schubgelenke mit den Wellen der Kurvenroller verbunden und damit rotationsfest gekoppelt. Eine separate Betrachtung der Federdynamik entfällt hier also. Die einzelnen Anteile der Gelenkmomente berechnen sich nun mit

$$\begin{aligned}
\tau_{S_{\text{mon}}} &= c_{F_{\text{mon}S}} l_D \left(y_{S_{m1}} y'_{S_{m1}} + y_{S_{m2}} y'_{S_{m2}} \right) \\
\tau_{E_{\text{mon}}} &= c_{F_{\text{mon}E}} l_D \left(y_{E_{m1}} y'_{E_{m1}} + y_{E_{m2}} y'_{E_{m2}} \right) \\
\tau_{\text{biart}} &= c_{F_{\text{biart}}} l_D \left(y_{S_b} y'_{S_b} + y_{E_b} y'_{E_b} \right).
\end{aligned} \tag{3.16}$$

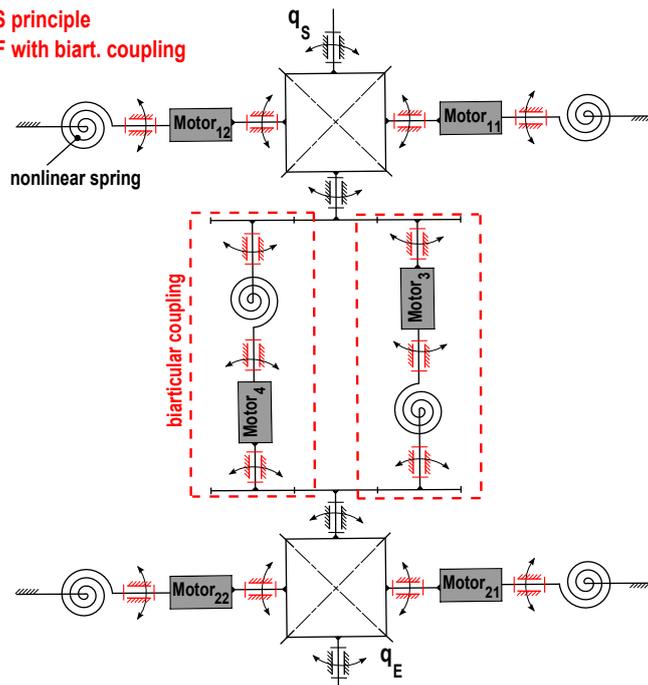
Da für alle Kurvenscheiben die gleiche Form angenommen wird, unterscheiden die einzelnen y und y' in (3.16) sich nur in der Abhängigkeit von unterschiedlichen Gelenk- und Motorpositionen. Generell kann für die Auslenkung der Feder $y = f(s)$ angenommen werden, wobei s die Position der Kurvenscheibe bezeichnet. Unter Verwendung der Bezeichnungen in Abb. 3-9 kann der Vektor der Koordinaten der Kurvenscheiben angegeben werden:

$$\begin{aligned}
\mathbf{s} &= (s_{S_{m1}}, s_{S_{m2}}, s_{E_{m1}}, s_{E_{m2}}, s_{S_b}, s_{E_b}) \\
&= (\theta_{11} - q_S, \theta_{12} - q_S, \theta_{21} - q_E, \theta_{22} - q_E, \theta_4 - q_E - q_S, \theta_3 - q_S - q_E)
\end{aligned} \tag{3.17}$$

Unter Annahme der gleichen Motorträgheiten wie beim mon.art. System kann auch hier (3.9) angenommen werden. Die Anzahl der Motoren N aus (3.7) ist 6. τ_i aus (3.9) bezeichnet hier das Moment aus (3.16), das an der Kurvenscheibe anliegt, die dem Harmonic-Drive-Getriebe des zugehörigen Motors mit τ_{m_i} angegliedert ist.

Die einzelnen Federsteifigkeiten $c_{F_{\text{mon}S}}$, $c_{F_{\text{mon}E}}$ und $c_{F_{\text{biart}}}$ müssen so gewählt werden, dass die Maximalmomente an den Gelenken denen des mon.art. Systems entsprechen. Nur so ist weiterhin die Vergleichbarkeit gewahrt. Unter dieser Bedingung und unter der Annahme gleicher Steifigkeiten für mon.art. und biart. Anteile ist $c_{F_{\text{mon}S}} = c_{F_{\text{mon}E}} = c_{F_{\text{biart}}} = 1100 \frac{N}{mm}$.

BAVS principle
2 DoF with biart. coupling



BAVS implementation
2 DoF with biart. coupling

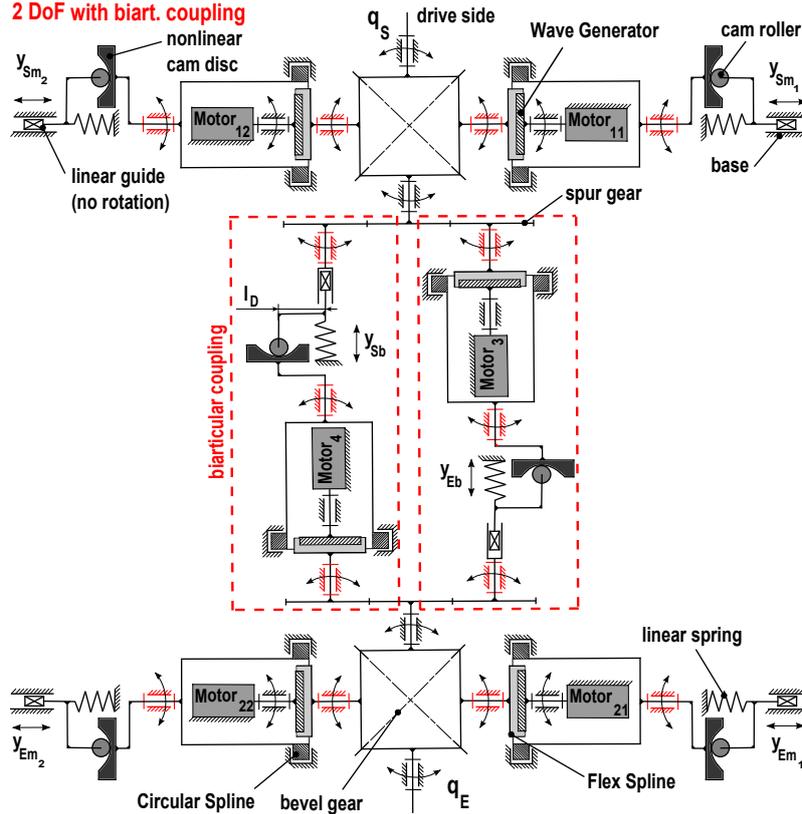


Abbildung 3-9: Prinzipieller Aufbau des biart. System mit einseitiger Kurvenscheibe. Der obere Teil zeigt die Abstraktion mit nichtlinearen Federn, der untere die Lösung mit Kurvenscheiben und drehbar gelagerten Federn im biart. Teil. Die axiale Verschiebung der biart. Feder gegenüber der jeweiligen Welle wird über ein Schubgelenk ermöglicht (aus Höppner et al. (2014)).

4 Aufbau der Simulationsumgebung

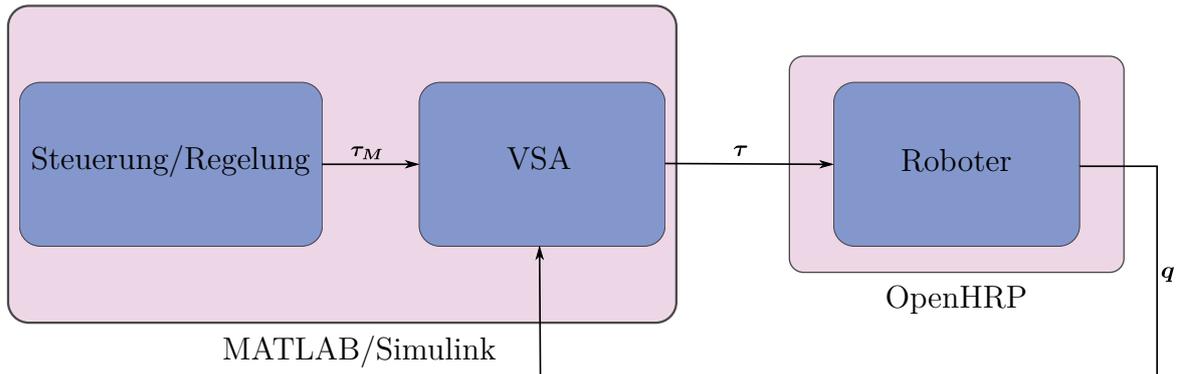


Abbildung 4-1: Struktur der Simulationsumgebung. τ_M bezeichnet die Motormomente, τ die resultierenden Gelenkmomente und q die Gelenkwinkel.

Die Steuerung bzw. Regelung und Dynamik der Aktoren wurde vollständig in MATLAB/Simulink implementiert. Die resultierenden Gelenkmomente dienen als Input für das Modell des Roboters, das in der Softwareplattform OpenHRP, auf die in Abschnitt 4.2 genauer eingegangen wird, implementiert ist (s. Abb. 4-1).

In Abb. 4-2 ist eine zweidimensionale Ansicht des Robotermodells zu sehen. Der Oberkörper ist nur vertikal verschiebbar. An Hüfte und Knie wird jeweils ein Gelenkmoment eingebracht. Der Fuß ist kugelförmig, um das Kontaktproblem zu vereinfachen. Es können so nur Kräfte an einem Punkt zwischen Fuß und Boden auftreten. Da zur Untersuchung eines biart. Systems zwei Gelenke ausreichen, wird hier auf die Modellierung weiterer Gelenke verzichtet. Wäre der Oberkörper zusätzlich horizontal beweglich, wäre eine Stabilisierung des Modells um einiges schwieriger.

4.1 Modellierung der VSAs in MATLAB/Simulink

Während die Bewegungsgleichungen vollständig in Simulink hinterlegt sind, wird für die Gleichungen zur Berechnung der Momente aus den Positionen der Kurvenscheiben

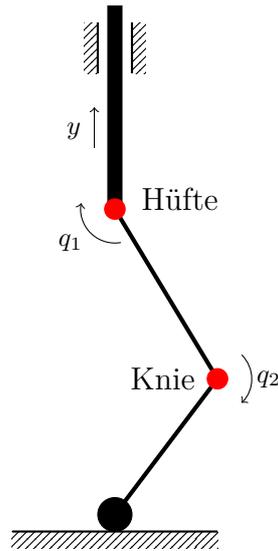


Abbildung 4-2: Prinzipialskizze des Modells

auf einen Embedded-MATLAB-Block zurückgegriffen. Dieser ermöglicht das Einbinden von MATLAB-Funktionen in eine Simulink-Umgebung und ruft in dem betreffenden Fall wiederum selbst die einzelnen Funktionen zur Berechnung der Positionen der Kurvenscheiben in den unterschiedlichen Konfigurationen auf. Es besteht die Möglichkeit, zwischen der rein mon.art. Ausführung und der biart. Lösung mit beidseitiger oder einseitiger Kurvenscheibe zu wählen. Die im Abschnitt 3.3 beschriebenen Lösungen haben 6 Motoren. Grundsätzlich ist auch eine 8-Motorenlösung möglich, bei der keiner der Kurvenroller oder Kurvenscheiben direkt mit dem Gelenk verbunden ist, sondern alle mit einem Harmonic-Drive-Getriebe und darüber an einen Motor gekoppelt sind. Da allerdings 6 Motoren zur Nutzung des vollen Leistungsumfangs ausreichen und 8 Motoren eine erhebliche Gewichtszunahme gegenüber einem mon.art. Konzept bedeuten würden, sind 8 Motoren keine Option. Sie können aber eine Steuerung oder Regelung vereinfachen, da keine indirekte Ansteuerung von Kurvenscheiben/-rollern durch Motoren nötig ist, die an andere Kurvenscheiben gekoppelt sind. Aus diesem Grund wurde zu Testzwecken auch diese Anzahl von Motoren implementiert. Für die Lösungsform mit Kurvenscheiben zu beiden Seiten der biart. Federn besteht zusätzlich die Möglichkeit, die biart. Federn als drehbar oder nicht drehbar gelagert zu wählen. Grundsätzlich kann für alle Ausführungsformen neben der symmetrischen Form der Kurvenscheiben, die für die Analyse in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde, auch die asymmetrische Form gewählt werden.

Außerdem kann durch eine Zwangsbedingung verhindert werden, dass sich der Fuß horizontal bewegen kann. Dies kann vorteilhaft sein, wenn der Fuß seinen Bodenkontakt verliert, die Gelenkmomente keine Gegenkraft am Endpunkt mehr erfahren und sich der Fuß dadurch ungewollt horizontal bewegt und versetzt wieder aufkommt. Geschieht dies wiederholt oder sind die Positionsabweichungen groß, wird das System instabil und es kann keine regelmäßige Bewegung mehr generiert werden. Die Zwangsbedingung wird durch ein Moment τ_Z realisiert, das zu dem Moment τ addiert wird, sodass die Anteile verschwinden, die eine Kraft in horizontaler Richtung erzeugen würden. τ_Z kann mit Hilfe eines PD-Reglers berechnet werden, der in kartesischen Koordinaten mit Hilfe der geometrischen Zusammenhänge und mit einer Jacobimatrix die Positions- und Geschwindigkeitsabweichung des Fußes in waagrechtlicher Richtung aus den Gelenkpositionen und -geschwindigkeiten bestimmt und daraus über geeignete Verstärkungsfaktoren entsprechende Kräfte berechnet, um den Abweichungen entgegenzuwirken. Die Kräfte können wieder mit einer Jacobimatrix auf das nötige τ_Z abgebildet werden. Das Vorgehen ist vergleichbar mit dem Positionsregler des Oberkörpers, auf den in Abschnitt 5.1 genauer eingegangen wird. Besteht Bodenkontakt, beträgt der Reibwert von Fuß zu Boden $\mu = 1$, wodurch ein Gleiten vermieden werden kann.

Die Dämpfung auf der Gelenkseite wird in Simulink durch eine Schleife realisiert, die aus den Gelenkgeschwindigkeiten q_i das Dämpfungsmoment

$$\tau_{d_i} = -d q_i \quad (4.1)$$

bestimmt. $d = 40 \frac{Nm}{rad}$ ist die Dämpfungskonstante. Es wird hierbei viskose Dämpfung angenommen. Eine Dämpfung in dieser Größenordnung ermöglicht eine Stabilisierung der Systeme in den ersten zwei Sekunden der Simulation und reduziert die Schwingungen der Gelenkseite in einem akzeptablen Maß. Weitere Untersuchungen müssen zeigen, ob die Annahme dieses Wertes angemessen ist.

Unter Verwendung der Zwangsbedingung ergibt sich das Gesamtmoment zu

$$\tau_{ges} = \tau_{VSA} + \tau_d + \tau_Z, \quad (4.2)$$

wobei τ_{ges} das Moment ist, das als Input für das OpenHRP-Modell fungiert.

OpenHRP ist mit einem Subsystem in der Simulink-Umgebung vertreten. Neben den Gelenkmomenten gibt dieses einen Positionsvektor des Oberkörpers und der Gelenke und den zugehörigen Geschwindigkeitsvektor aus. Die Kontaktkräfte des Fußes mit der Umgebung können ebenfalls ausgelesen werden.

Standardmäßig wurde in Verbindung mit OpenHRP in Simulink ein diskreter Algorithmus zur Lösung der Differentialgleichungen verwendet. Dieser erwies sich aber als nicht ausreichend für die Lösung der Bewegungsgleichungen der VSAs. Es kam zu regelmäßigen Abbrüchen der Simulation, weil nicht integrierbare Zustände auftraten. Deshalb wurde als Lösungsalgorithmus das Runge-Kutta-Verfahren gewählt, welches sich im Allgemeinen zur Lösung dynamischer Systeme mit nicht steifen Differentialgleichungen bewährt hat (Angermann et al., 2011, S. 70,71,310-316). Dieses Verfahren ist ebenfalls in OpenHRP hinterlegt und kann als Parameter übergeben werden.

Weiterhin kann im Zusammenhang mit OpenHRP in Simulink nur eine feste Schrittweite verwendet werden. Dies ist problematisch, wenn kurzzeitig sehr steile Verläufe der Zustandsgrößen auftreten. Beispielsweise können bei Kontaktproblemen wie bei Hüpfbewegungen Sprünge in den Zustandsgrößen bei zu großer Schrittweite und damit Fehler im Simulationsergebnis entstehen. Bei einer variablen Schrittweite wird während der Simulation laufend eine Fehlerüberwachung durchgeführt, die automatisch die Schrittweite verkleinert, wenn dies erforderlich ist (Angermann et al., 2011, S. 314). Da aufgrund der durch die Federn induzierten Schwingungen vor allem auf der Motorseite eine sehr hohe Dynamik zu erwarten ist, wurde eine Schrittweite zwischen 10^{-3} und 10^{-4} gewählt, um den Fehler vernachlässigbar klein zu halten und einen Simulationsabbruch zu vermeiden. Der Nachteil ist, dass eine durchgehend kleine Schrittweite die Simulationszeit stark verlängert, weshalb eine variable Schrittweite die effektivere Variante wäre.

4.2 Robotermodell in OpenHRP

Die open architecture humanoid robotics platform (kurz OpenHRP) ist eine offene Plattform zur Simulation und Bewegungssteuerung von humanoiden Robotern (Kanehiro et al., 2004). Sie hat zum einen den Vorteil, dass sie eine grafische Benutzeroberfläche, die GrxUI, besitzt, die das Verfolgen der Simulation durch eine Animation

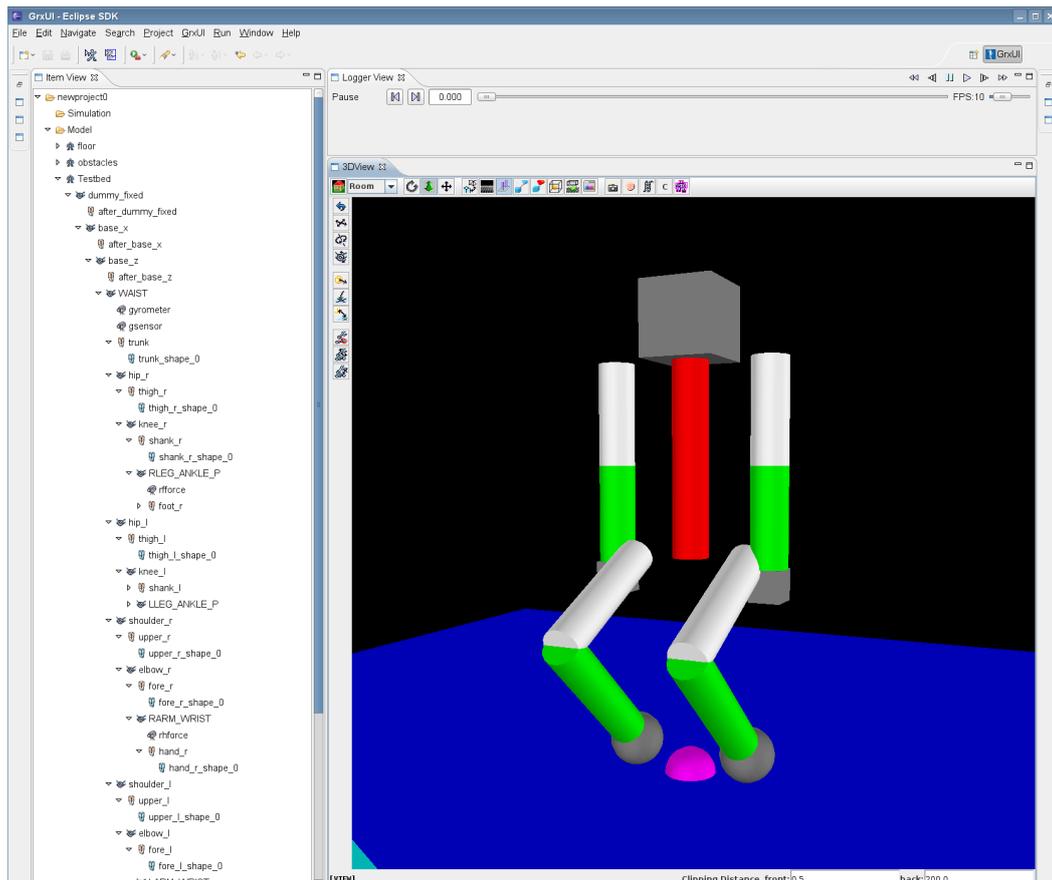


Abbildung 4-3: GrxUI-Interface von OpenHRP. Links ist der Strukturbaum mit den einzelnen Elementen der Simulation zu sehen. Das Fenster rechts davon ist die 3D-Ansicht mit den verschiedenen Bedienelementen.

erleichtert und durch weitere Bedienelemente das Konfigurieren oder Studieren des Modells ermöglicht (s. Abb. 4-3). Des Weiteren können Kontaktkräfte berechnet werden, was eine eigenständige Formulierung und Implementierung eines Kontaktproblems in der Dynamik in Simulink überflüssig macht.

Das in Simulink hinterlegte Modell der Aktoren steuert ein rein zweigelenkiges Robotermodell. Da in OpenHRP ein dreidimensionales, zweibeiniges Modell vorhanden ist, findet innerhalb des OpenHRP-Blocks in Simulink ein Mapping der Gelenkmomente des gesteuerten Beins auf das zweite Bein statt, um ein synchrones Verhalten beider Beine zu erzeugen.

Der Oberkörper des Modells hat insgesamt ein Gewicht von 44 kg und der Roboter besitzt ein Gesamtgewicht von 73 kg. Das vergleichsweise hohe Gewicht des Oberschenkels in Tab. 4-1 ist plausibel, wenn man u.a. für die daran befestigten Aktoren ein Gesamtgewicht von 4-8 kg je nach Konfiguration annimmt.

Tabelle 4-1: Parameter des Robotermodells in OpenHRP (mehrfach auftretende Körperteile haben alle die gleichen Parameter)

Körperteil	Radius [m]	Länge [m]	Gewicht [kg]
Torso	0.05	0.5319	31.7258
Oberschenkel	0.05	0.4222	10.3368
Unterschenkel	0.05	0.434	3.1609
Fuß	0.0748	-	1.0001
Oberarm	0.05	0.2817	1.9783
Unterarm	0.05	0.2689	1.1826
Hand	-	0.0862	0.4453
Kopf	-	0.2033	5.0662

5 Simulation einer zyklischen Bewegung

Wie bereits in Kapitel 3.3.1 beschrieben, ist die biart. Ausführungsform mit einer Kurvenscheibe die bevorzugte Form und wird deshalb für die Simulation verwendet. Die verwendeten Parameter entsprechen den im Abschnitt 3.3.2 aufgeführten Werten. Das mon.art. System, mit dem dieses biart. Konzept verglichen wird, ist die in Kapitel 3.2.1 beschriebene Konfiguration.

Eine zyklische Bewegung wird deshalb gewählt, da sie stellvertretend für praktische Anwendungsfälle wie Gehen und Laufen steht. Vor allem in dem Bereich der Laufrobotik verspricht man sich Vorteile durch elastische Elemente im Allgemeinen, aber auch durch biart. Kopplungen im Speziellen. Insbesondere die Robustheit bei springenden Bewegungen und die Stabilität könnte gesteigert werden. Die Herausforderung in der Simulation besteht darin, dass eine regelmäßige und gleichförmige Bewegung erzeugt wird.

5.1 Vorgehensweise

Das ursprüngliche Ziel war der Entwurf einer reinen Steuerung. Es sollte vermieden werden, dass das Ergebnis der Simulation von der Qualität der Regelung abhängig gemacht würde. Schließlich ist das Ziel dieser Arbeit nicht der Entwurf einer Regelung, sondern die Analyse des dynamischen Verhaltens der zu untersuchenden Systeme. Ein Ansatz war das manuelle Anpassen der Amplitude und Frequenz eines sinusförmigen Signals für die Motormomente. Dies erzielte vielversprechende Resultate, solange $\tau_m \approx \tau$, also b in (3.9) vernachlässigbar war. Auf diese Weise wurde das Motormoment an das Gelenk „durchgereicht“ und das Verhalten des Roboters war gut vorhersehbar. Durch die Auslegung in (3.12) ist b aber nicht vernachlässigbar und die Motor- und Gelenkmomente unterscheiden sich mitunter stark. Aus diesem Grund musste dieser Ansatz verworfen werden, da die Bewegung des Modells nicht vorhersehbar war.

Die Wahl fiel auf einen Positionsregler auf der Gelenkseite. Dieser soll für beide Systeme eine gleichförmige Auf- und Abbewegung des Oberkörpers erzeugen. Der Fuß wird unterhalb des Oberkörpers positioniert. In den ersten 10 Sekunden der Simulation findet eine Stabilisierungsphase statt, in der die Oberkörperposition $y = 0.6$ m gehalten werden soll. Diese befindet sich in der Nähe der Gleichgewichtslage des Modells und ist deswegen als Ausgangsposition für eine sinusförmige Bewegung des Oberkörpers um seine Gleichgewichtslage geeignet. Die anschließende zyklische Bewegung bestimmt die Trajektorie

$$y_d = y_0 \sin(\omega t) + 0.6, \quad (5.1)$$

wobei für die Amplitude $y_0 = 0.1$ und für die Kreisfrequenz $\omega = \frac{2\pi}{4s}$ gilt, die Periodendauer also 4 s beträgt. Der PD-Regler ergibt sich zu

$$F_y = P(y_d - y) + D(\dot{y}_d - \dot{y}). \quad (5.2)$$

Die Faktoren P und D sind definiert durch

$$P = \omega^2 \text{ und} \quad (5.3)$$

$$D = 2 \cdot 0.7 \omega.$$

$\omega = 80$ garantiert, dass während der Stabilisierungsphase nur eine Positionsabweichung von 0.1m stattfindet.

Die notwendigen Gelenkmomente lassen sich mit der nötigen vertikalen Kraft F_y aus (5.2) berechnen:

$$\boldsymbol{\tau}_G = J^T \begin{pmatrix} 0 \\ F_y \end{pmatrix}, \quad (5.4)$$

wobei J die Jacobi-Matrix ist. Sie ergibt sich für das Robotermodell zu

$$J = \frac{\partial \mathbf{P}}{\partial \mathbf{q}} = \begin{pmatrix} l_1 \cos q_1 + l_2 \cos(q_1 + q_2) & l_2 \cos(q_1 + q_2) \\ -l_1 \sin q_1 - l_2 \sin(q_1 + q_2) & -l_2 \sin(q_1 + q_2) \end{pmatrix}. \quad (5.5)$$

\mathbf{P} ist die Position des Fußes relativ zum Oberkörper, \mathbf{q} sind die Gelenkwinkel und l_1 und l_2 bezeichnen die Längen des Ober- und Unterschenkels.

Im nächsten Schritt müssen aus $\boldsymbol{\tau}_G$ die einzelnen Momente τ an den Kurvenscheiben des jeweiligen Aktors berechnet werden, um dann das notwendige Motormoment zu bestimmen. Es gilt

$$\boldsymbol{\tau}_G = W \boldsymbol{\tau}. \quad (5.6)$$

$\boldsymbol{\tau}$ kann dann über $\boldsymbol{\tau} = W^{-1}\boldsymbol{\tau}_G$ ermittelt werden. W ist für das mon.art. System

$$W_{mono} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

und für das biart. System

$$W_{biart} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}. \quad (5.8)$$

Bei beiden Matrizen handelt es sich um nichtquadratische Matrizen. Deshalb wird eine Moore-Penrose-Inverse berechnet. Die Motormomente τ_m ergeben sich mit den Einzelmomenten τ_i aus $\boldsymbol{\tau}$ zu

$$\tau_{m_i}[k] = \tau_i[k] + b\ddot{\theta}_i[k-1]. \quad (5.9)$$

k bezeichnet einen beliebigen Zeitschritt der Simulation. $\ddot{\theta}_i$ wird in einer Schleife aus der Dynamik zurückgeführt und „hinkt“ deshalb einen Zeitschritt hinterher. Da die Schrittweite sehr klein gewählt wird (s. Kap. 4.1), kann dieses Vorgehen als Näherung verwendet werden.¹

¹Ein exaktes Verfahren wäre die Berechnung der notwendigen Position der Kurvenscheibe $s_i = f^{-1}(\tau_i)$ aus den Gleichungen für die Gelenkmomente. Daraus kann die notwendige Motorposition bestimmt werden und mit einem PD-Regler getrackt werden. Dieses Verfahren ist durch die Berechnung der Umkehrfunktion aufwendiger und konnte nicht vollständig im Rahmen dieser Bachelorarbeit implementiert werden.

5.2 Ergebnisse

5.2.1 Position, Geschwindigkeit und Leistung

Abb. 5-1 zeigt, dass das mon.art. und biart. System die geforderte Amplitude und Periodendauer während der Bewegung einhalten. Lediglich während der Stabilisierungsphase in den ersten 10 Sekunden findet bei beiden eine Positionsabweichung von 0.1 m statt, weswegen danach der Oberkörper nicht um die geforderte Position bei 0.6 m schwingt, sondern eine Höhe von 0.5 m der Ausgangspunkt für die anschließende periodische Bewegung ist. Die hier aufgeführten Plots (s. Abb. 5-1 bis 5-6) zeigen diese Stabilisierungsphase zu Beginn der Bewegung nicht. Deshalb markiert der Anfang der Zeitachse den Start der Bewegung nach 10 Sekunden. Die beigefügten Videos zur zyklischen Bewegung visualisieren dagegen die vollständige Simulation inklusive der Stabilisierung.

Das mon.art. System zeigt in Abb. 5-1(a) und 5-2(a) ein regelmäßiges und glattes Aussehen des sinusförmigen Positions- und Geschwindigkeitsverlaufs. Letzteres wird auch durch das beigefügte Video bestätigt. Das Einschwingen auf die geforderte regelmäßige Bewegung findet bereits in der ersten halben Periode statt. Dies äußert sich vor allem in einer Abweichung im Geschwindigkeitsverlauf (s. Abb. 5-2(a)). Dieser hat anschließend ein regelmäßiges Bild.

Das biart. System zeigt leichte Unregelmäßigkeiten, die beim rein mon.art. Aktor nicht auftreten. Vor allem an den Umkehrpunkten der Trajektorien in Abb. 5-1(b) sind kleine Überschwinger und damit Positionsungenauigkeiten zu erkennen. Besonders ersichtlich wird dies in Abb. 5-2. Hier sind für beide Systeme deutlich unterschiedliche Verläufe zu erkennen. Die ausgeprägten Geschwindigkeitsänderungen an den Umkehrpunkten beim biart. VSA stehen im Zusammenhang mit den Positionsungenauigkeiten, die im Verlauf der Trajektorien zu erkennen sind. Nichtsdestotrotz kann in Abb. 5-2(b) der Geschwindigkeitsverlauf des mon.art. VSA wiedererkannt werden, was die Amplituden und Perioden der einzelnen Gelenk- und Körpergeschwindigkeiten betrifft. Das zugehörige Video zeigt auch noch am Ende der Stabilisierungsphase kleine Schwingungen des Systems. Im Gegensatz zum mon.art. Aktor war es hier nicht möglich, das biart. System während der 10 s zu stabilisieren.

Einschub: Position der Kurvenscheiben und Stabilisierung des biart. Systems

Bevor mit der Untersuchung der Leistung und der Arbeit fortgefahren wird, soll hier kurz noch etwas genauer auf das Verhalten der beiden Antriebe eingegangen werden. Ein gutes Kriterium, um die Auslastung der Systeme festzustellen, ist die Position der Kurvenscheiben während der Bewegung. Befinden sich diese stark in der Nähe der Begrenzungswinkel von $\pm 18^\circ$, ist das System ausgelastet. Falls dies geschieht, kann es viele Ursachen geben: Entweder ist die Grundsteifigkeit für die Belastung zu niedrig und muss durch Erhöhen der Federrate der linearen Federn angepasst werden oder die Bewegung induziert Schwingungen und es müsste durch eine aktive Dämpfungsregelung dagegen gearbeitet werden. Oder es ist grundsätzlich eine höhere und während der Bewegung variable Steifigkeit erforderlich und diese muss durch Einbringen einer Vorspannung durch die Motoren erwirkt werden. Die Abb. 5-3 und 5-4 zeigen für die Kurvenscheiben ähnliche maximale Auslenkungen von um die 15° ², womit für die gewählte Bewegung keine Gefahr der Überlastung besteht. Während die Verläufe des mon.art. Systems ohne überlagerte Schwingungen der Frequenz der Gelenkbewegung folgen, bewegen sich die Kurvenscheiben beim biart. Aktuator mit höheren Frequenzen, was sich störend auf die Bewegung am Gelenk auswirkt und den Positions- und Geschwindigkeitsverlauf in Abb. 5-1(b) und 5-2(b) erklärt.

Wurde die Frequenz der Bewegung erhöht, überschritt die Auslenkung der biart. Kurvenscheiben die maximal zulässige Auslenkung. Einer der oben genannten Gründe wird dafür verantwortlich sein. Das mon.art. System konnte dagegen auch der Forderung nach leicht höheren Frequenzen nachkommen. Somit war es nicht möglich, beide Systeme mit einer Bewegung höherer Geschwindigkeit zu testen.

Auch wenn mit Hilfe des PD-Reglers auf der Gelenkseite eine Stabilisierung des biart. Systems nicht möglich ist, ist dies mit einem derartigen Regler auf der Motorseite durchaus machbar. Ein der Arbeit beigefügtes Video zeigt eine Stabilisierung mit dem Regler zu Beginn einer Simulation. Hierbei hält der Regler die Motorposition konstant und das Robotermodell kann sich durch die hohe Dämpfung auf der Gelenkseite ein-

²Eine Ausnahme bilden die Kurvenscheiben an der Hüfte des mon.art. Systems. Da in dieses Gelenk nur ein geringes Motormoment eingebracht wird, ist auch kaum eine Bewegung der Kurvenscheiben zu erkennen.

schwingen. Das statische Motormoment (in der Einheit Nm angegeben), das in der Ruhelage an der Antriebswelle anliegt, ist

$$\tau_{m_{biart}} = (41.56, 41.56, -83.6, -83.6, -7.33, -7.33). \quad (5.10)$$

Die Reihenfolge der Einträge richtet sich nach der in (3.17) verwendeten Notation.

Leistung

Um die Übertragung der Momente von einem Gelenk auf das andere und die Auswirkungen zu visualisieren, sind nicht Plots der Momente an den jeweiligen Gelenken oder innerhalb der VSAs aufgeführt, sondern die mechanische Leistung über die Zeit (s. Abb. 5-5 und 5-6). Für eine rotatorische Bewegung ist diese definiert durch

$$P(t) = M(t)\omega(t). \quad (5.11)$$

$M(t)$ bezeichnet das jeweils betrachtete Moment und $\omega(t)$ die jeweilige Gelenkgeschwindigkeit. Die Untersuchung der Leistung hat den Vorteil, dass die Wirkung des Moments deutlich wird. Es können folgende Fälle unterschieden werden:

- $P > 0$ das Moment hat eine beschleunigende Wirkung
- $P < 0$ das Moment hat eine bremsende Wirkung
- $P = 0$ der quasistatische Fall, bei dem das Moment als Haltemoment fungiert und $\omega = 0$ ist

Abb. 5-5(a) zeigt, dass im mon.art. Fall die Hüfte kaum mit einem Moment beaufschlagt wird. Beim biart. Fall in Abb. 5-5(b) ist die gesamte eingebrachte Leistung aufgrund der überlagerten Schwingungen höher. Noch höher ist der Anteil der biart. Kopplung, was bedeutet, dass die mon.art. und biart. Leistungen zeitweise unterschiedliche Vorzeichen haben, was in Summe eine geringere Leistung ergibt. Dies kann in den Teilen des Verlaufs erahnt werden, in denen die Gesamtleistung ein anderes Vorzeichen als die biart. Leistung hat. Es fallen vor allem die Überschwinger im negativen Bereich auf, die beim biart. Anteil besonders ausgeprägt sind. Am Knie (s. Abb. 5-6) überwiegt bei beiden Systemen die Gesamtleistung. Die biart. und mon.art. Leistungen

haben damit durchgehend die gleichen Orientierungen, woraus gefolgert werden kann, dass die biart. Momente an diesem Gelenk nur positive Arbeit leisten. Hier wird auch lediglich durch die Überschwinger an den Umkehrpunkten phasenweise beim biart. System mehr Leistung eingebracht, ansonsten ergibt sich ein ähnlicher Verlauf wie beim mon.art. Mechanismus.

5.2.2 Arbeitsbetrachtungen

Die am Gelenk geleistete Arbeit ergibt sich aus der Leistung zu

$$W = \int_{t_0}^t P_M(t) dt. \quad (5.12)$$

Zu beachten ist, dass für die zum Antrieb notwendige Arbeit nun die motorseitige Leistung P_M betrachtet wird, wohingegen im vorangegangenen Kapitel die gelenkseitige Leistung P untersucht wurde, da dort die Wirkungen auf die Bewegung des Gesamtsystems von Interesse waren.

Eine Alternative ist die Integration des Moments über die Motorposition

$$W = \int_{\theta_0}^{\theta} M(t) d\theta. \quad (5.13)$$

Die Integration wurde in MATLAB mithilfe der Funktion `trapz` durchgeführt. Sie nutzt zur numerischen Integration der Messwerte die Trapezregel, die besagt, dass ein Integral näherungsweise berechnet werden kann, wenn die Fläche unterhalb des Graphen abschnittsweise durch Trapeze gleicher Breite oder insgesamt durch ein Trapez dargestellt wird. Das Integral lässt sich anschließend durch Berechnung der Flächeninhalte der Trapeze bestimmen. Zur Verifizierung wurde die Arbeit sowohl mithilfe von (5.12) als auch nach (5.13) berechnet, mit dem näherungsweise gleichen Ergebnis. Somit erschien die Verwendung von `trapz` passend.

Für die Berechnung der notwendigen Arbeit an den einzelnen Gelenken wird beim mon.art. und biart. System ein Zyklus zum Ende der Simulation hin gewählt, um zu garantieren, dass die Untersuchung stellvertretend für einen eingeschwungenen, regelmäßigen und stabilen Zustand gilt. Es wird die notwendige Arbeit berechnet, die beide

Systeme benötigen, um in vertikaler Richtung von der minimalen Oberkörperposition y_{min} aus die maximale Position des Torsos y_{max} zu erreichen. Wie in Tab. 5-1 zu sehen ist, benötigen beide Prinzipien in etwa die gleiche Arbeit. Zu einer Energieeinsparung kommt es damit nicht. Wie schon in den Leistungsplots ist auch hier zu erkennen, dass beim biart. Aktor im Vergleich zur mon.art. Version eine Umverteilung der Arbeit vom Knie zur Hüfte stattfindet. Während beim System ohne Kopplung 99 % der Gesamtarbeit vom Knie geleistet wird, sind es beim biart. System nur noch 68 %. Dadurch, dass die biart. Kopplung nur einen geringen Anteil an der Gesamtarbeit hat (6 %), ist an der Hüfte eine Steigerung des Arbeitsanteils um 26 % von 1 % auf 27% zu verzeichnen. Es findet also eine Energieübertragung durch die biart. Kopplung vom Knie zur Hüfte statt. Weiterhin kann die Kopplung als effizient betrachtet werden, da sie selbst nur einen sehr geringen Arbeitsanteil benötigt.

Tabelle 5-1: Notwendige Arbeit des jeweiligen Systems, um von y_{min} aus y_{max} zu erreichen

	mon.art.	biart.
y_{min}	0.4074 m	0.4044 m
y_{max}	0.6127 m	0.6155 m
W_{hip}	1.0939 J	33.5187 J
W_{knee}	125.7102 J	85.7281 J
W_{biart}	0 J	7.1740 J
W_{ges}	126.8041 J	126.4209 J

5.3 Schlussfolgerungen und Ausblick

In dieser Arbeit wurde ein dynamisches Modell eines biart. Antriebskonzeptes mit variabler Steifigkeit erstellt und anhand der Simulation einer zyklischen Bewegung untersucht, ob eine Energieübertragung möglich ist. Zunächst wurde ein Überblick über die Vorteile von Biartikularität beim menschlichen Muskelsystem mit Schwerpunkt auf der Energieübertragung gegeben und bereits existierende Implementierungen von biart. Kopplungen in der Robotik vorgestellt. Anschließend wurde das Prinzip des bidirektionalen Antagonismus erläutert, das auf eine dem Menschen nachempfundene

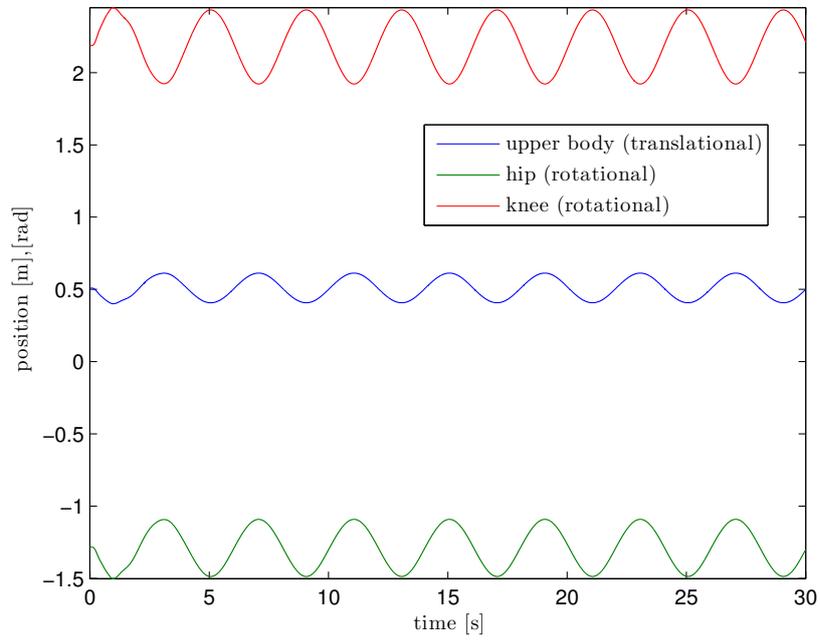
Art und Weise die Einstellung von Position und Steifigkeit eines Gelenks ermöglicht. Die Umsetzung dieses Prinzips im DLR Hand-Arm-System, das BAVS-Gelenk, diente als Ausgangspunkt für die Wahl eines mon.art. VSA, das ein vereinfachtes Robotermodell antreiben soll. Durch Wahl geeigneter Parameter und unter Verwendung von Elementen des mon.art. VSA konnte ein biart. VSA modelliert werden, der aufgrund des identischen Aufbaus seiner mon.art. Bestandteile und Leistungsmerkmale (wie ein gleiches Maximalmoment) die Vergleichbarkeit zum rein mon.art. System gewährleistete. Auf diese Weise konnte ausgeschlossen werden, dass Unterschiede, die sich in der Simulation der beiden Aktoren ergaben, nicht auf die biart. Kopplung zurückzuführen sind. Des Weiteren konnte so auf Bauelemente und Prinzipien zurückgegriffen werden, deren Modellierung bereits bekannt ist und die sich in der Praxis bewährt haben.

Um die Übertragung von Energie zu untersuchen, wurde eine zyklische Auf- und Abbewegung eines Robotermodells simuliert, wobei das Robotermodell sowohl mit dem mon.art. als auch mit dem bi art. VSA angetrieben wurde. Durch die Betrachtung der Unterschiede in Leistung und verrichteter Arbeit konnte die Energieübertragung durch eine Umverteilung von Arbeit nachgewiesen werden. Dies ermöglicht eine Verteilung von hohen Belastungen an einem Gelenk auf zwei Gelenke. Dies ging aber bei der verwendeten Regelung mit schwingungsinduzierten Positionsabweichungen des biart. Systems einher, die beim mon.art. System nicht auftraten. Nichtsdestotrotz konnte nachgewiesen werden, dass das wesentliche Merkmal einer biartikulären Kopplung, die Energieübertragung, auch mit Hilfe eines VSAs auf effektive Weise umgesetzt werden kann.

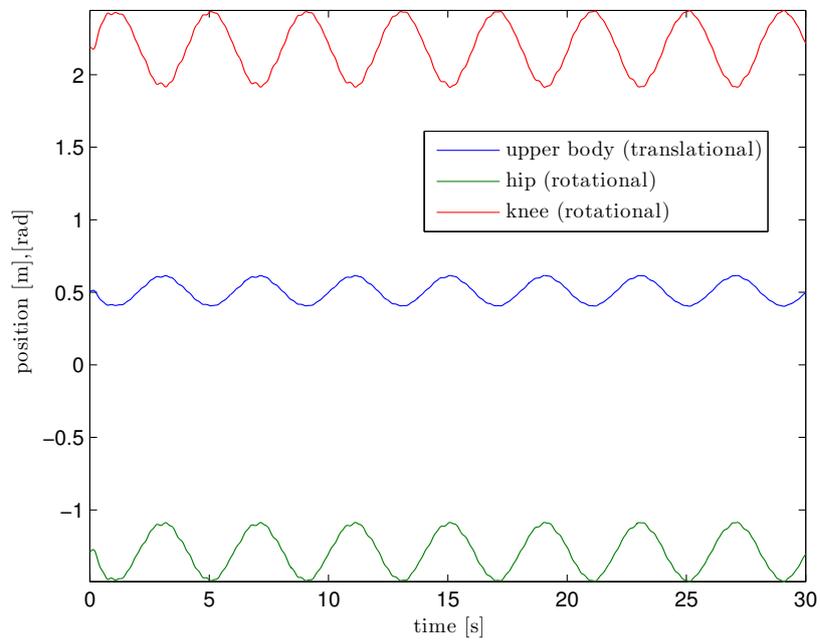
Der ursprünglich geplante Verzicht auf eine Regelung konnte nicht umgesetzt werden. Durch eine reine Steuerung sollte ausgeschlossen werden, dass Ergebnisse der Simulation durch die Qualität der Regelung verfälscht werden könnten. Nach einer Auslegung der Motorträgheit war allerdings das Erzeugen einer zyklischen Bewegung durch einen manuell festgelegten Verlauf der Motormomente unmöglich, da sich durch die höhere Motorträgheit die Motormomente von den Gelenkmomenten stark unterschieden. Das hier implementierte Konzept konnte zwar die gewollte Bewegung mit Hilfe des mon.art. Systems erzeugen, unter Verwendung des biart. Systems ergaben sich jedoch Positionsabweichungen. Weiterhin war eine Bewegung höherer Frequenz nicht möglich, da das biart. System aufgrund von Schwingungen schnell überlastet wurde.

Eine mögliche Lösung, um die auftretenden Schwingungen zu vermeiden, wäre das dynamische Einbringen einer Vorspannung in die biart. Federn, um zumindest an den Umkehrpunkten durch Erhöhen der biart. Steifigkeit die auftretenden Schwingungen zu reduzieren. Ein weiterer Schritt wäre eine Überarbeitung des Regelungskonzepts, beispielsweise durch eine Erweiterung um eine Dämpfungsregelung, um auftretenden Schwingungen aktiv entgegenarbeiten zu können und komplexere Bewegungen wie Springen oder Laufen zu ermöglichen. Vorteilhaft hierfür könnte auch eine Neuauslegung der Kurvenscheiben sein. Bei ihrer jetzigen Form sind hohe Verstärkungsfaktoren in den Positionsreglern notwendig, da bereits eine kleine Änderung in der Auslenkung der Kurvenscheibe eine starke Veränderung im resultierenden Moment bedeutet. Eine geringere Steigung der Kurvenscheiben wäre also wünschenswert.

Abschließend lassen sich die Ergebnisse folgendermaßen zusammenfassen: Es konnte gezeigt werden, dass durch eine biart. Kopplung die Belastung der Gelenke gleichmäßiger verteilt wird. Das biart. System war jedoch gegenüber dem rein mon.art. Aktor schwieriger zu stabilisieren.

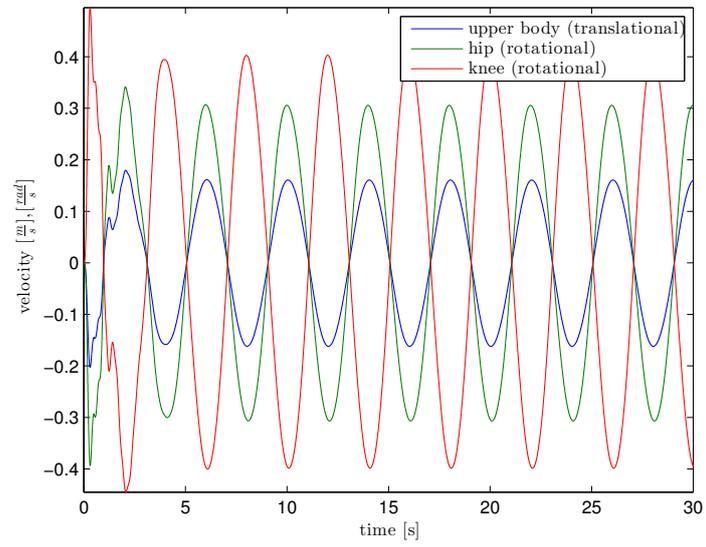


(a) mon.art. VSA

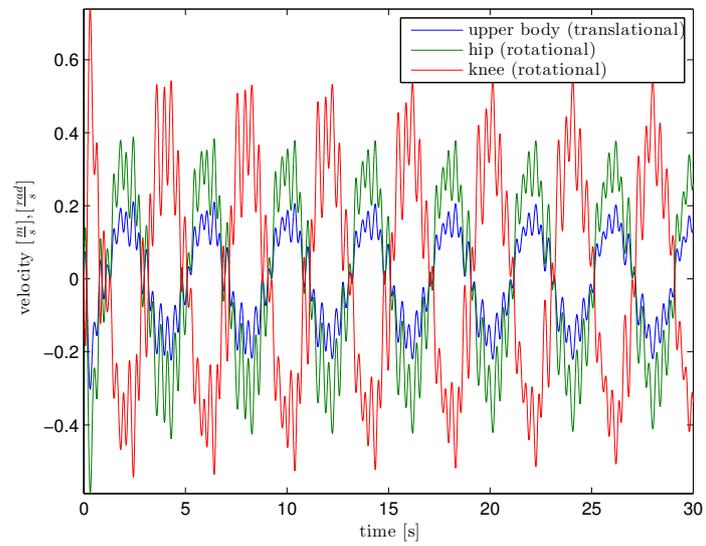


(b) biart. VSA

Abbildung 5-1: Trajektorien der beiden Systeme auf der Gelenkseite



(a) mon.art. VSA



(b) biart. VSA

Abbildung 5-2: Geschwindigkeiten der beiden Systeme auf der Gelenkseite

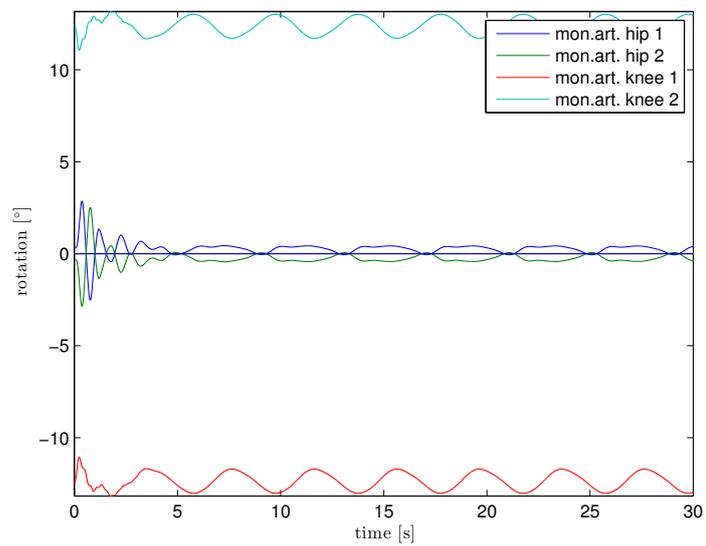
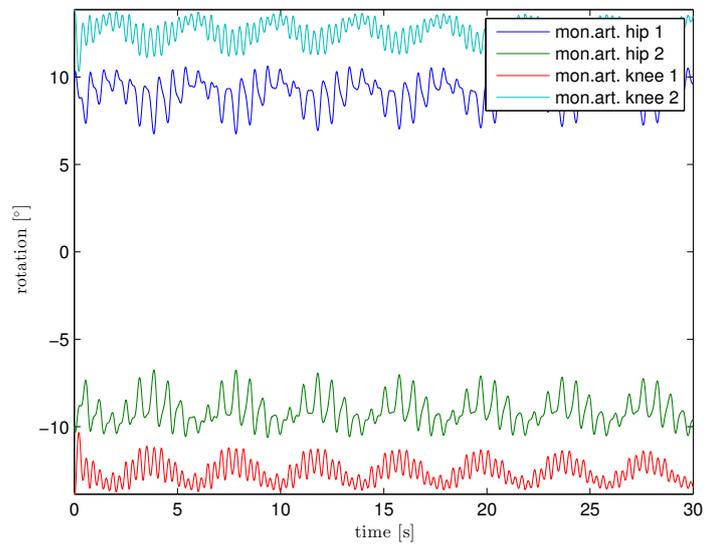
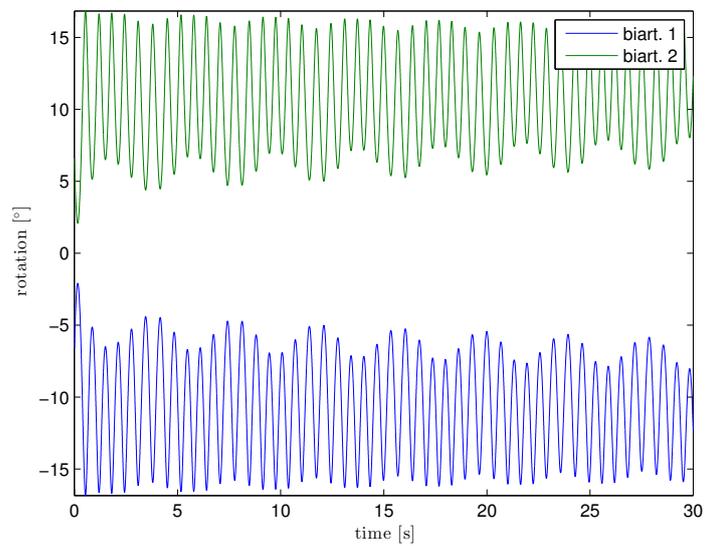


Abbildung 5-3: Positionen der Kurvenscheiben des mon.art. VSA über die Zeit

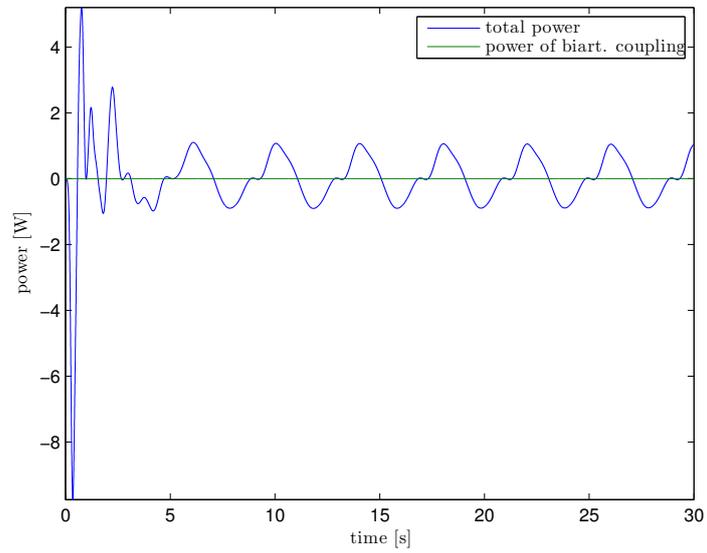


(a) mon.art.

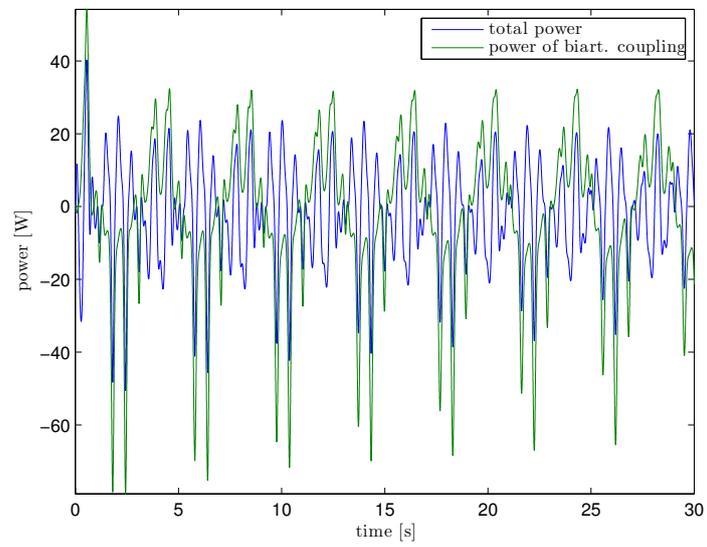


(b) biart.

Abbildung 5-4: Positionen der mon.art. und biart. Kurvenscheiben des biart. VSA über die Zeit

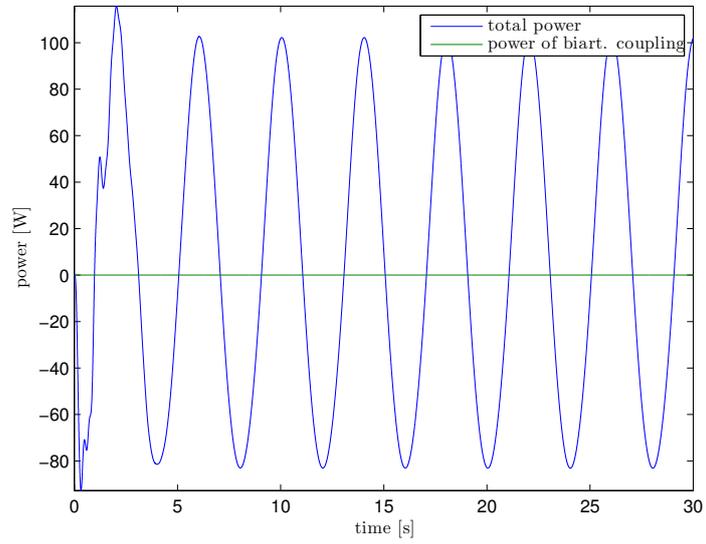


(a) mon.art.

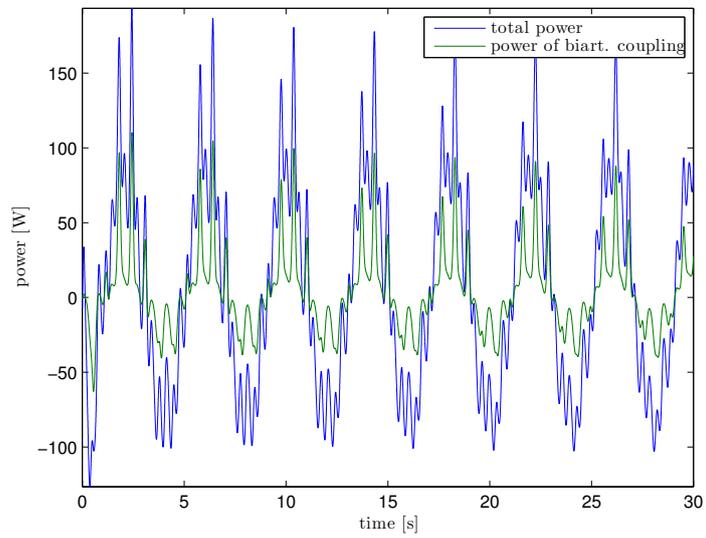


(b) biart.

Abbildung 5-5: Leistung über die Zeit an der Hüfte



(a) mon.art.



(b) biart.

Abbildung 5-6: Leistung über die Zeit am Knie

Abbildungsverzeichnis

2-1	<i>Vereinfachtes Muskelmodell nach Jacobs et al. (1996)</i>	5
2-2	<i>Agonist-Antagonist-Anordnung mit Aufbau nach einem allgemeinen Hill-Modell</i>	6
2-3	<i>Energietransfer vom Knie zum Fußgelenk über den Musculus gastrocnemius</i>	7
2-4	<i>Mechanisches Modell „Jumping Jack“ zur Verdeutlichung der Wirkung des zweiköpfigen Wadenmuskels (aus van Ingen Schenau, 1989)</i>	9
2-5	<i>Muskelaktivität während des Abstoßens bei einem vertikalen Sprung (van Ingen Schenau, 1989)</i>	10
2-6	<i>Erforderliche Gesamtmomente an den Gelenken, um eine Kraft mit einer bestimmten Krafrichtung auf eine Kraftmessplatte auszuüben (aus van Ingen Schenau, 1989)</i>	13
3-1	<i>Funktionsprinzip, das allen VSAs zugrunde liegt</i>	18
3-2	<i>DLR Hand-Arm-System (Bild aus Grebenstein et al. (2011))</i>	20
3-3	<i>Die beiden möglichen Betriebsmodi eines Antagonismus</i>	21
3-4	<i>Die Konzepte des normalen und des bidirektionalen Antagonismus</i>	21
3-5	<i>Prinzipieller Aufbau der Unterarmrotation</i>	23
3-6	<i>Design der Unterarmrotation des DLR Hand-Arm-Systems</i>	25
3-7	<i>Prinzipieller Aufbau des biart. Systems mit beidseitiger Kurvenscheibe</i>	31
3-8	<i>Unterschied zwischen rotationsfester und drehbarer Feder</i>	32
3-9	<i>Prinzipieller Aufbau des biart. System mit einseitiger Kurvenscheibe</i>	36
4-1	<i>Struktur der Simulationsumgebung</i>	37
4-2	<i>Prinzipiskizze des Modells</i>	38
4-3	<i>GrxUI-Interface von OpenHRP</i>	41

5-1	<i>Trajektorien der beiden Systeme auf der Gelenkseite</i>	53
5-2	<i>Geschwindigkeiten der beiden Systeme auf der Gelenkseite</i>	54
5-3	<i>Positionen der Kurvenscheiben des mon.art. VSA über die Zeit</i>	55
5-4	<i>Positionen der mon.art. und biart. Kurvenscheiben des biart. VSA über die Zeit</i>	56
5-5	<i>Leistung über die Zeit an der Hüfte</i>	57
5-6	<i>Leistung über die Zeit am Knie</i>	58

Tabellenverzeichnis

2-1	<i>Anteile der biart. Muskeln an der geleisteten Arbeit beim Springen und Sprinten (Daten aus Jacobs et al., 1996)</i>	10
4-1	<i>Parameter des Robotermodells in OpenHRP</i>	42
5-1	<i>Notwendige Arbeit des jeweiligen Systems, um von y_{min} aus y_{max} zu erreichen</i>	50

Glossar

biart.	biartikulär
mon.art.	monoartikulär
VSA	Variable Stiffness Actuator
BAVS	bidirektionaler Antagonismus mit variabler Steifigkeit

Literaturverzeichnis

- Albu-Schäffer, A., Wolf, S., Eiberger, O., Haddadin, S., Petit, F., und Chalon, M. (2010). Dynamic Modelling and Control of Variable Stiffness Actuators. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, S. 2155–2162.
- Angermann, A., Beuschel, M., Rau, M., und Wohlfarth, U. (2011). *MATLAB-Simulink-Stateflow: Grundlagen, Toolboxes, Beispiele*. Oldenbourg Wissenschaftsverlag GmbH, München.
- Babić, J. (2009). Biarticular Legged Robot: Design and Experiments. In *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, S. 155–159.
- Babić, J., Bokman, L., Omrčen, D., Lenarčič, J., und Park, F. C. (2009). A Biarticulated Robotic Leg for Jumping Movements: Theory and Experiments. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 1:011013.
- Chapman, A. E. (2008). *Biomechanical Analysis of Fundamental Human Movements*. Human Kinetics, Champaign, IL, u.a.
- Friedl, W., Höppner, H., Petit, F., und Hirzinger, G. (2011). Wrist and Forearm Rotation of the DLR Hand Arm System: Mechanical Design, Shape Analysis and Experimental Validation. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, S. 1836–1842.
- Grebenstein, M., Albu-Schäffer, A., Bahls, T., Chalon, M., Eiberger, O., Friedl, W., Gruber, R., Haddadin, S., Hagn, U., Haslinger, R., Höppner, H., Jörg, S., Nickl, M., Nothhelfer, A., Petit, F., Reill, J., Seitz, N., Wimböck, T., Wolf, S., Wüsthoff, T., und Hirzinger, G. (2011). The DLR Hand Arm System. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, S. 3175–3182.

- Höppner, H., Wiedmeyer, W., und van der Smagt, P. (2014). A new biarticular joint mechanism to extend stiffness ranges (submitted to ICRA2014; under review). In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- Iida, F., Rummel, J., und Seyfarth, A. (2008). Bipedal walking and running with spring-like biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 41:656–667.
- Jacobs, R., Bobbert, M. F., und van Ingen Schenau, G. J. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *J. Biomechanics*, 29(4):513–523.
- Kanehiro, F., Hirukawa, H., und Kajita, S. (2004). OpenHRP: Open Architecture Humanoid Robotics Platform. *The International Journal of Robotics Research*, 23(2):155–165.
- King, M. A., Wilson, C., und Yeadon, M. R. (2006). Evaluation of a Torque-Driven Model of Jumping for Height. *Journal of Applied Biomechanics*, 22:264–274.
- Kino, H., Kikuchi, S., Yahiro, T., und Tahara, K. (2009). Basic study of biarticular muscle’s effect on muscular internal force control based on physiological hypotheses. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, S. 4195–4200.
- Kumamoto, M., Oshima, T., und Fujikawa, T. (2000). Control properties of a two-joint link mechanism equipped with mono- and bi-articular actuators. In *IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, S. 400–404.
- Kumamoto, M., Oshima, T., und Yamamoto, T. (1994). Control properties induced by the existence of antagonistic pairs of bi-articular muscles - Mechanical engineering model analyses. *Human Movement Science*, 13:611–634.
- Lewis, M. A. und Klein, T. J. (2008). A robotic biarticulate leg model. In *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, S. 57–60.
- Petit, F., Chalon, M., Friedl, W., Grebenstein, M., Albu-Schäffer, A., und Hirzinger, G. (2010). Bidirectional Antagonistic Variable Stiffness Actuation : Analysis, Design

- & Implementation. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, S. 4189–4196.
- Radkhah, K., Lens, T., und von Stryk, O. (2012). Detailed dynamics modeling of BioBiped’s monoarticular and biarticular tendon-driven actuation system. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, S. 4243–4250.
- van Ingen Schenau, G. J. (1989). From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Science*, 8:301–337.
- Wank, V. (2000). *Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen zur Bestimmung biomechanischer Muskelparameter*. Habilitationsschrift, Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Wolf, S., Eiberger, O., und Hirzinger, G. (2011). The DLR FSJ: Energy based design of a variable stiffness joint. In *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, S. 5082–5089.
- Wolf, S. und Hirzinger, G. (2008). A new variable stiffness design: Matching requirements of the next robot generation. In *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, S. 1741–1746.