

# Roboterassistierte Rehabilitation und Muskelaufbautraining

Robot-Assisted Rehabilitation and Muscle Strength Training

Von der Fakultät für Maschinenwesen der Rheinisch-Westfälischen Technischen  
Hochschule Aachen zur Erlangung des akademischen Grades einer Doktorin der  
Ingenieurwissenschaften genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Melanie Celina Kolditz

Berichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dirk Abel  
Juniorprofessorin Dr. phil. Kirsten Albracht

Tag der mündlichen Prüfung: 03.04.2020

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Universitätsbibliothek online verfügbar.



# Abstract

Die Bewegungsfähigkeit ist ein grundlegender Bestandteil eines selbstbestimmten Lebens bis ins Alter. Sowohl zur Prävention als auch zur Rehabilitation von Erkrankungen, die eine eingeschränkte Bewegungsfähigkeit zur Folge haben, ist regelmäßiges Üben und Trainieren von entscheidender Bedeutung. Roboterassistierte Systeme stellen eine Möglichkeit dar, Patienten in der Neurorehabilitation mit ausreichend selbständiger Übungszeit zu versorgen und Personen im Muskelaufbautraining dabei zu unterstützen, Fehl- und Schonhaltungen und damit Schädigungen am Muskel-Skelett-System zu vermeiden. Der Fokus dieser Arbeit liegt in der Verwendung von Industrierobotern zur Neurorehabilitation der oberen Extremität und zum Muskelaufbautraining der unteren Extremität. Zur Evaluation und Auswahl eines geeigneten Roboters wird eine simulative Methode verwendet, die mit einem Starrkörpermodell des Roboters die maximal zulässigen Achslasten mit den in der Anwendung erwarteten Lasten vergleicht. Für die Neurorehabilitation wird ein System auf Basis des KUKA LBR IV weiterentwickelt. Als Ergebnis steht eine Plattform zur Verfügung, mit der Patienten selbständig eine zuvor eingelernte Bewegung am Roboter trainieren können. Das System bewertet kontinuierlich die Haltung und erkennt Ausgleichsbewegungen, um zusammen mit gemessenen Kräften am Endeffektor auf die aktuelle Patientensituation zu schließen und angemessen zu reagieren. Für das neuromuskuläre Aufbautraining wurde ein System auf Basis eines KUKA KR270 Industrieroboters entwickelt, mit dem entlang beliebiger individueller Bewegungstrajektorien sowohl isokinematisch als auch isotonisch trainiert werden kann. In zwei Versuchen an einer dynamischen und statischen Beinpresse wurde die Position und Orientierung der Trittplatte als Stellgröße identifiziert, um Belastungen am Muskel-Skelett-System in Form von Gelenkmomenten zu beeinflussen. Unter Verwendung einer Bewegungserfassung, sowie eines Starrkörpermodells des Beins können mit der gemessenen Kraft am Endeffektor die Gelenkbelastungen während des Trainings ermittelt werden. Dies ist die Grundlage für ein Belastungsmanagement im neuromuskulären Aufbautraining, was nach dieser Arbeit mit dem roboterassistierten Trainingssystem möglich ist.

---

Mobility is an integral component for an independent life even in an advanced age. Regular exercise is crucial for both prevention and rehabilitation of disorders, which can result in impaired mobility. Robot-assisted systems can help to provide patients in neurorehabilitation sufficient independent exercise time and support people in muscular strength training in avoiding bad postures, which might result in damages to the musculoskeletal system. The focus of this work is on the use of industrial robots for neurorehabilitation of the upper extremity and for neuromuscular strength training of the lower extremity. A simulative method, that compares the maximum permissible axes loads with the loads expected in the application is used to evaluate and select a suitable robot. The simulation uses a rigid body model of the robot. A system based on a KUKA LBR IV is used to improve a robotic system for neurorehabilitation. The resulting system allows patients to exercise a previously recorded movement with the robot, independently. The system continuously evaluates the patient's arm posture and detects compensatory movements. This detection is used to assess the patient's current situation with the measured forces at the end effector and to react appropriately. A system based on a KUKA KR270 industrial robot has been developed for neuromuscular strength training, which can be used for both isokinematic and isotonic exercise along arbitrary individual trajectories. In two experiments on a dynamic and static leg press, the position and orientation of the foot plate was identified as a manipulated variable in order to control loads on the musculoskeletal system. With motion detection as well as a rigid body model of the leg, the measured force at the end effector can be used to determine the joint loadings during exercise. This is the basis for a management of loadings in neuromuscular strength training, which is now possible with the robot-assisted training system developed in this thesis.

# Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	ix
Tabellenverzeichnis	xiii
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Motivation der robotischen Assistenz in Rehabilitation und Training . . .	4
1.2 Zielsetzung dieser Arbeit . . . . .	4
<b>2 Hintergrund und Stand der Technik</b>	<b>7</b>
2.1 Medizinischer und therapeutischer Hintergrund . . . . .	7
2.1.1 Rehabilitation neurologischer Erkrankungen . . . . .	7
2.1.2 Neuromuskuläres Aufbautraining . . . . .	9
2.2 Roboterassistierte Systeme in Rehabilitation und Training . . . . .	11
2.2.1 Endeffektorbasierte Systeme zur Rehabilitation . . . . .	13
2.2.2 Systeme zum Training der Beinstrecker . . . . .	16
<b>3 Sensitive und klassische Industrieroboter als Aktoren</b>	<b>21</b>
3.1 Kinematik und Dynamik von Industrierobotern . . . . .	21
3.1.1 Kinematik . . . . .	21
3.1.1.1 Vorwärtskinematik . . . . .	23
3.1.1.2 Inverse Kinematik . . . . .	24
3.1.1.3 Jacobi-Matrix . . . . .	28
3.1.1.4 Nullraumbewegung . . . . .	29
3.1.2 Dynamik . . . . .	30
3.1.2.1 Inverse Dynamik . . . . .	30
3.1.2.2 Dynamische Eigenschaften aus CAD-Daten . . . . .	32
3.2 Leichtbauroboter zur Rehabilitation der oberen Extremität . . . . .	33
3.2.1 Objektorientierte Modellierung des Leichtbauroboters . . . . .	34
3.2.2 Evaluation des Leichtbauroboters in der Anwendung . . . . .	36
3.2.2.1 Anforderungen für die Neurorehabilitation . . . . .	36
3.2.2.2 Belastungsanalyse des Leichtbauroboters . . . . .	37
3.2.3 Ansteuerung des Leichtbauroboters . . . . .	44
3.2.4 Anwendungsorientierte Nullraumoptimierung . . . . .	45
3.2.4.1 Optimierung mit Vorzugsposition . . . . .	45
3.2.4.2 Optimierung zur Reaktion auf externe Kräfte . . . . .	47
3.2.4.3 Vergleich der Optimierungsvarianten . . . . .	49

3.3	Klassischer Industrieroboter zum Training der unteren Extremität . . . . .	51
3.3.1	Objektorientierte Modellierung des Industrieroboters . . . . .	51
3.3.2	Evaluation des Industrieroboters in der Anwendung . . . . .	52
3.3.2.1	Anforderungen für das Muskelaufbautraining . . . . .	53
3.3.2.2	Belastungsanalyse des Industrieroboters . . . . .	53
3.3.3	Ansteuerung des Industrieroboters . . . . .	58
<b>4</b>	<b>Roboterassistierte Neurorehabilitation der oberen Extremität</b>	<b>61</b>
4.1	Systemaufbau zur Neurorehabilitation . . . . .	61
4.2	Beschreibung des Therapieszenarios . . . . .	62
4.3	Intuitive Steuerung und Bedienung des Leichtbauroboters . . . . .	63
4.3.1	Flexible Vorgabe der Bewegung und Nachgiebigkeit . . . . .	64
4.3.2	Bewegungszustände des Roboters . . . . .	64
4.3.3	Therapierrelevante Verhaltenszustände des Roboters . . . . .	65
4.3.4	Grafische Benutzeroberfläche mit visuellem Feedback . . . . .	67
4.4	Adaptives Roboterverhalten in der Neurorehabilitation . . . . .	68
4.4.1	Beschreibung der Patientensituation . . . . .	68
4.4.2	Ergonomische Haltungsbewertung . . . . .	69
4.4.3	Situationserkennung und -reaktion . . . . .	71
4.4.4	Sanfter Stillstand in Ausnahmesituationen . . . . .	72
4.4.4.1	Abbau zu hoher Achsgeschwindigkeiten . . . . .	72
4.4.4.2	Abbau zu hoher Achsmomente . . . . .	74
4.4.4.3	Kombinierter Abbau zu hoher Achswerte . . . . .	74
4.5	Validierung am Roboter . . . . .	78
4.5.1	Validierung der Merkmale zur Situationserkennung . . . . .	78
4.5.2	Validierung der Methoden zum sanften Stillstand . . . . .	82
4.6	Diskussion der Ergebnisse . . . . .	86
<b>5</b>	<b>Roboterassistiertes Training der unteren Extremität</b>	<b>89</b>
5.1	Systemaufbau zum Training . . . . .	89
5.2	Beschreibung der Trainingsszenarien . . . . .	90
5.3	Intuitive Steuerung und Bedienung des Industrieroboters . . . . .	91
5.3.1	Flexible Vorgabe von Bewegungen . . . . .	91
5.3.1.1	Positionsregelung im Achsraum . . . . .	92
5.3.1.2	Interpolation zwischen Bewegungsstützstellen . . . . .	93
5.3.2	Bewegungszustände für die Trainingsanwendung . . . . .	96
5.3.2.1	Widerstandstraining mit vorgegebener Geschwindigkeit . . . . .	97
5.3.2.2	Widerstandstraining mit vorgegebenem Widerstand . . . . .	99
5.3.3	Graphische Benutzeroberfläche für das Training . . . . .	102
5.4	Belastungsmanagement im neuromuskulären Aufbaustraining . . . . .	104
5.4.1	Muskuloskelettale Modellierung . . . . .	105
5.4.1.1	Modellierung der unteren Extremität . . . . .	105
5.4.1.2	OpenSim als Planungswerkzeug . . . . .	108
5.4.2	Analyse von Stellgrößen zur Regelung der Belastung . . . . .	109
5.4.2.1	Beeinflussung von externen Gelenkmomenten . . . . .	109

5.4.2.2	Minimierung externer Adduktionsmomente im Knie . . .	113
5.4.3	Regelung der Belastung . . . . .	117
5.5	Validierung am Roboter . . . . .	119
5.6	Diskussion der Ergebnisse . . . . .	124
<b>6 Zusammenfassung und Ausblick</b>		<b>127</b>
<b>A Anhang</b>		<b>133</b>
A.1	Parameter der verwendeten Modelle . . . . .	133
A.1.1	Dynamische Eigenschaften der Robotermodelle . . . . .	133
A.1.1.1	Leichtbauroboter . . . . .	133
A.1.1.2	Industrieroboter . . . . .	134
A.1.2	Kinematische und dynamische Eigenschaften der Menschmodelle .	135
A.1.2.1	Armmodell . . . . .	135
A.1.2.2	Beinmodell . . . . .	136
A.2	Kommunikationsprotokolle . . . . .	136
A.2.1	Datentelegramme der FRI Schnittstelle . . . . .	136
A.3	Berechnung des RULA-Scores . . . . .	138
A.4	Vollständige Ergebnisse der statischen Messungen . . . . .	139
<b>Literaturverzeichnis</b>		<b>141</b>



# Abbildungsverzeichnis

1.1	Patientenzahlen in Vorsorge- oder Rehabilitationseinrichtungen . . . . .	2
1.2	Demografischer Wandel . . . . .	3
1.3	Fachkräftemangel Physiotherapie . . . . .	3
2.1	Anteil der Bewegungstherapie an allen Leistungen . . . . .	9
2.2	Schonhaltung und Fehlhaltung an der Funktionsstemme . . . . .	11
2.3	Exoskelette zur Rehabilitation der oberen Extremität . . . . .	12
2.4	Gangtrainer zur Rehabilitation der unteren Extremität . . . . .	13
2.5	Industrieroboter zur Hippotherapie . . . . .	14
2.6	InMotionARM Rehabilitationssystem . . . . .	14
2.7	Endeffektorbasierte Rehabilitationssysteme . . . . .	15
2.8	Industrieroboter zur Rehabilitation . . . . .	16
2.9	Monoartikuläre Trainingsgeräte . . . . .	17
2.10	Multiartikuläre Trainingsgeräte . . . . .	18
2.11	Kieser i-B6 . . . . .	18
2.12	Dynamic Devices System ELITE . . . . .	19
3.1	Denavit-Hartenberg Konvention . . . . .	22
3.2	Struktur eines klassischen Sechssachs-Industrieroboters . . . . .	24
3.3	Hilfsdreiecke zur Bestimmung von $q_2$ und $q_3$ . . . . .	26
3.4	Pose eines Körpers mit drei körperfesten Punkten . . . . .	28
3.5	KUKA Leichtbauroboter der vierten Generation mit sieben Freiheitsgraden	33
3.6	Starrkörpermodell des Leichtbauroboters . . . . .	35
3.7	Starrkörpermodell des rechten Arms . . . . .	37
3.8	Achsmomente LBR bei maximalen Achsgeschwindigkeiten . . . . .	38
3.9	Achsmomente LBR bei synchronisierten Achsgeschwindigkeiten . . . . .	40
3.10	Achsmomente LBR bei vertikaler Bewegung des Arms . . . . .	41
3.11	Achsmomente LBR bei horizontaler Bewegung des Arms . . . . .	42
3.12	Kommunikationsstruktur Robotersteuerung externe PCs . . . . .	45
3.13	Ungünstige Achskonfigurationen bei reiner Gravitationskompensation . .	46
3.14	Nullraumoptimierung mit definierter Vorzugsposition . . . . .	46
3.15	Ergebnisse der Kraftoptimierung . . . . .	49
3.16	Vergleich der Optimierungsvarianten . . . . .	50
3.17	Modell des KR270 Roboters . . . . .	51
3.18	Zusammenhang zwischen Muskelkraft und Bewegungsgeschwindigkeit . .	53
3.19	Achsmomente KR270 bei synchronisierten Achsgeschwindigkeiten . . . .	54
3.20	Versuchsaufbau an einer diagonalen Beinpresse . . . . .	55

3.21	Kraft und Kraftangriffspunkt der beiden Testbewegungen . . . . .	56
3.22	Achsmomente KR270 bei zwei Testbewegungen eines Probanden . . . . .	57
4.1	Systemaufbau zur Neurorehabilitation . . . . .	61
4.2	Zustandsautomaten für die Kommandierung des Therapieverhaltens . . . . .	63
4.3	Zustandsautomat für die Therapieaufgabe . . . . .	66
4.4	Grafische Benutzeroberfläche mit visuellem Feedback . . . . .	67
4.5	Unterteilung der Patientensituation . . . . .	69
4.6	Visualisierung des RULA-Scores . . . . .	71
4.7	Situationserkennung und -klassifikation . . . . .	71
4.8	Bremsprofil zum Abbau zu hoher Geschwindigkeiten . . . . .	73
4.9	Niedrige Steifigkeiten und große Auslenkung . . . . .	76
4.10	Hochgesetzte Steifigkeiten und kleine Auslenkung . . . . .	76
4.11	Gleichgewicht zwischen Achsgeschwindigkeit und -moment . . . . .	77
4.12	Bremsen in Gleichgewichtssituationen . . . . .	78
4.13	Merkmale zur Erkennung der benötigten Unterstützung . . . . .	79
4.14	Merkmale zur Erkennung von Ermüdung . . . . .	80
4.15	Merkmale zur Erkennung von Zittern . . . . .	81
4.16	Vergleich der Abbauzustände bei Geschwindigkeitsüberschreitung . . . . .	83
4.17	Vergleich der Abbauzustände bei Momentenüberschreitung . . . . .	85
5.1	Systemaufbau zum Muskelaufbautraining . . . . .	89
5.2	Kommandierte Achsgeschwindigkeiten und resultierende Achswinkel . . . . .	92
5.3	Ergebnis der Positionsregelung des KR270 . . . . .	93
5.4	Interpolation zwischen Stützstellen . . . . .	94
5.5	Bremsen und Beschleunigen entlang der Bewegungstrajektorie . . . . .	96
5.6	Isokinematische Trainingstrajektorie im kartesischen Raum . . . . .	97
5.7	Vergleichsmodell für das isotonische Training . . . . .	100
5.8	Verlauf der Reibkraft $F_R$ für verschiedene Parameter . . . . .	101
5.9	Grafische Benutzeroberfläche für das Training . . . . .	103
5.10	Modell der unteren Extremität . . . . .	105
5.11	Generalisierte Koordinaten für die Beinbewegung . . . . .	107
5.12	Translatorische Bewegung des Kniegelenks . . . . .	107
5.13	Gesamtmodell aus KR270 und Bein . . . . .	108
5.14	Experimenteller Gesamtaufbau und Markerkonfiguration . . . . .	110
5.15	Hüft-, Knie- und Fußmomente in der Sagittalebene . . . . .	111
5.16	Kraftvektoren in der Sagittalebene . . . . .	111
5.17	Adduktionsmomente im Knie und Kraftangriffspunkt . . . . .	112
5.18	Kraftvektoren in der Frontalebene . . . . .	113
5.19	Versuchsaufbau für statische Messungen . . . . .	114
5.20	Probanden für statische Messungen . . . . .	115
5.21	Adduktionsmomente im Knie . . . . .	115
5.22	Kraftvektoren bei den statischen Messungen . . . . .	117
5.23	Trainingsszenario Minimierung Adduktionsmomente . . . . .	118
5.24	Trajektorie zur Validierung der Trainingsszenarien . . . . .	119

5.25 Isokinematische Übung . . . . .	120
5.26 Isokinematische Übung mit Kniewinkelbegrenzung . . . . .	121
5.27 Isokinematische Übung mit minimalem Adduktionsmoment . . . . .	122
5.28 Isotonische Übung . . . . .	124
A.1 Arbeitsblatt zur Ermittlung des RULA-Scores . . . . .	138



# Tabellenverzeichnis

3.1	DH-Parameter eines klassischen Sechssachs-Industrieroboters . . . . .	25
3.2	Technische Spezifikationen des LBR . . . . .	34
3.3	DH-Parameter des Leichtbauroboters . . . . .	35
3.4	Dynamische Eigenschaften der starren Körper des LBR . . . . .	35
3.5	Simulativ ermittelte maximal zulässige Achsmomente des LBR . . . . .	40
3.6	In der Anwendung erwartete Achsmomente des LBR . . . . .	43
3.7	Vergleich der Kriterien zur Optimierung der Achskonfiguration . . . . .	48
3.8	Technische Spezifikationen des KR270 . . . . .	51
3.9	Dynamische Eigenschaften der starren Körper des KR270 . . . . .	52
3.10	In der Anwendung erwartete Achsmomente des KR270 . . . . .	58
4.1	Handlungsempfehlungen aus RULA-Score . . . . .	70
4.2	RULA-Score für die Rehabilitation . . . . .	70
5.1	Massen und Trägheiten des Beinmodells . . . . .	106
5.2	Gemittelte Adduktionsmomente im Kniegelenk . . . . .	123
A.1	Massenträgheitsmomente des LBR . . . . .	133
A.2	Deviationsmomente des LBR . . . . .	133
A.3	Massenträgheitsmomente des KR270 . . . . .	134
A.4	Deviationsmomente des KR270 . . . . .	134
A.5	Massenträgheitsmomente des Armmodells . . . . .	135
A.6	Lagen der Schwerpunkte und Koordinatensysteme des Armmodells . . . . .	135
A.7	Lagen der Schwerpunkte und Koordinatensysteme des Beinmodells . . . . .	136
A.8	Msr-Datentelegramm der FRI Schnittstelle . . . . .	136
A.9	Cmd-Datentelegramm der FRI Schnittstelle . . . . .	137
A.10	Adduktionsmomente der statischen Messungen . . . . .	139



# 1 Einleitung

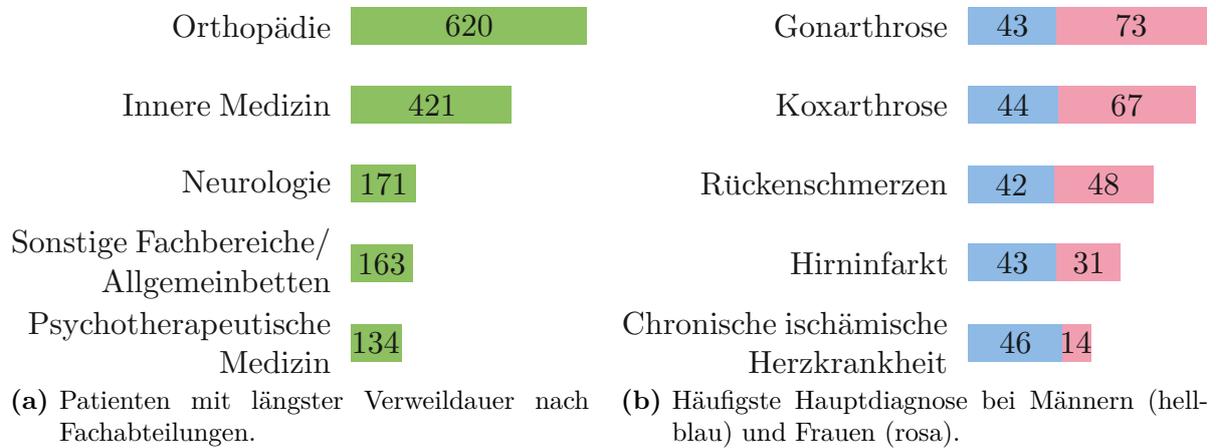
Wenn wir jedem Individuum das richtige Maß an Nahrung und Bewegung zukommen lassen könnten, hätten wir den sichersten Weg zur Gesundheit gefunden. (Hippokrates von Kos)

Bereits im 5. Jahrhundert v. Chr. konnten diese beiden wesentlichen Faktoren für die Gesundheit so einfach formuliert werden. Die Umsetzung ist allerdings bis heute nicht für jeden Einzelnen möglich. Während das ausreichende Maß an Nahrung hauptsächlich in Entwicklungsländern, in denen bis heute fast 13 % der Menschen unterernährt sind, eine große gesundheitliche Gefährdung darstellt [16], ist in hochentwickelten Industrieländern die Frage nach dem richtigen Maß an Bewegung entscheidender. Die immer älter werdende Bevölkerung wirkt sich auf fast alle gesellschaftlichen Sektoren, von den Arbeits- und Finanzmärkten über die Verfügbarkeit von Ressourcen bis in das Gesundheitswesen aus, womit Maßnahmen zur Erhaltung eines selbständigen Lebens bis ins hohe Alter immer mehr an Bedeutung gewinnen [74]. Ein wesentlicher Aspekt für ein aktives und selbstbestimmtes Leben bis ins Alter ist die Bewegungsfähigkeit sowie die körperliche Leistungsfähigkeit, die durch das richtige Maß an Bewegung, sowohl in präventiver Form zur Vermeidung von Bewegungseinschränkungen als auch in rehabilitativer Form zur Wiederherstellung der Bewegungsfähigkeit nach Krankheit oder Verletzung, gefördert werden kann.

Laut Weltgesundheitsorganisation (WHO) fördert regelmäßige körperliche Aktivität die Gesundheit des Herz-Kreislauf-Systems, des Stoffwechsels und des Muskel-Skelett-Systems. Zudem hilft sie in der Prävention von Krebserkrankungen und zur Vermeidung von Stürzen bis hin zur positiven Auswirkung auf psychische Erkrankungen wie Depressionen. Die Empfehlungen belaufen sich für Erwachsene im Alter von 18 bis 64 Jahren auf mindestens 150 Minuten moderate oder alternativ auf mindestens 75 Minuten anstrengende körperliche Aktivität pro Woche. Um gesundheitlich von der Aktivität zu profitieren, belaufen sich die Empfehlungen auf die doppelten Zeitdauern. Neben dem empfohlenen Training im aeroben Bereich, der auch die alltägliche Aktivität beinhaltet, ist laut WHO auch ein Krafttraining für die Hauptmuskelgruppen im Körper an mindestens zwei Tagen pro Woche empfehlenswert. Für Personen ab 65 Jahren gelten, soweit es die gesundheitliche Verfassung zulässt, dieselben Empfehlungen weiter. Zudem sollten Personen in dieser Altersgruppe zusätzlich an drei Tagen pro Woche aktiv Übungen zur Verbesserung des Gleichgewichts und zur Prävention von Stürzen aufnehmen [80].

Während Maßnahmen zur Prävention von jeder Person selbst durchgeführt werden können, ist die Rehabilitation von Bewegungseinschränkungen im Allgemeinen nur mit Unterstützung und unter Anleitung von Therapeuten möglich. In Abbildung 1.1 sind Zah-

len von Patientinnen und Patienten gezeigt, die sich 2016 in vollstationären Vorsorge- und Rehabilitationszentren in Deutschland in Behandlung befanden [66]. Abbildung 1.1a

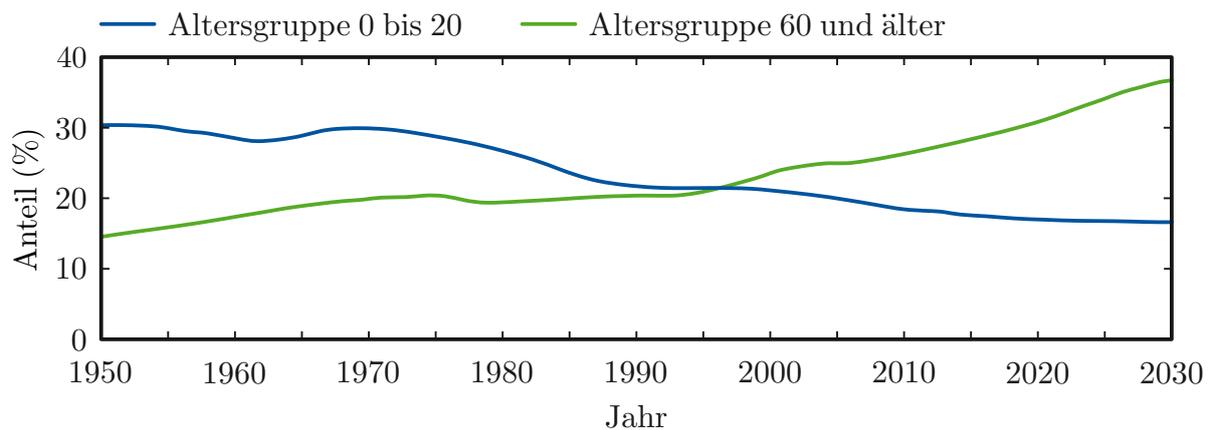


**Abb. 1.1:** Anzahl in 1000 an Patienten in vollstationären Vorsorge- und Rehabilitationseinrichtungen in Deutschland 2016 [66].

zeigt die Anzahl an Patienten mit der längsten Verweildauer nach Fachabteilungen. Mit 620.000 Personen sind die Menschen am häufigsten von orthopädischen Erkrankungen betroffen. Dies spiegelt sich auch in den häufigsten Hauptdiagnosen in Abbildung 1.1b wider, in der die Hauptdiagnosen nach Geschlechtern getrennt aufgelistet sind. Am häufigsten litten die Menschen unter der Gonarthrose, einer Arthrose des Kniegelenks, gefolgt von der Koxarthrose, der Arthrose des Hüftgelenks. In Summe sind das bereits 227.000 Personen, für die Bewegungstraining ein wesentlicher Bestandteil der Rehabilitation ist. Neben den orthopädischen Erkrankungen gehen die neurologischen Erkrankungen häufig mit Bewegungseinschränkungen einher. 2016 waren die Patienten am dritthäufigsten in der Neurologie in Behandlung. Bei einem Hirnfarkt oder Schlaganfall, der bei 43.000 Männern und 31.000 Frauen die Hauptdiagnose war, kommt es abhängig vom geschädigten Gehirnzentrum häufig zu Bewegungsstörungen. Verlorene Bewegungsmuster von alltäglichen Bewegungen müssen während der Neurorehabilitation wiedererlernt werden.

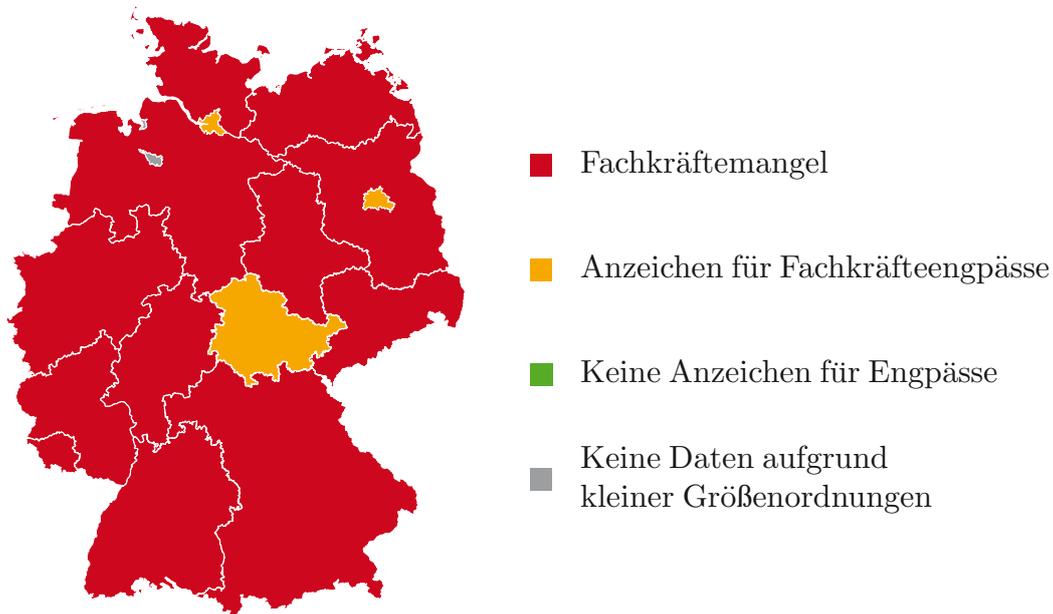
Den hohen Patientenzahlen in Rehabilitationseinrichtungen steht mit dem demografischen Wandel ein wachsender Fachkräftemangel insbesondere in Pflegeberufen gegenüber [19]. In Abbildung 1.2 ist die Entwicklung der Anteile der Altersgruppen von 0 bis 20 Jahren sowie der Altersgruppe über 60 Jahren in Deutschland seit 1950 aufgetragen. Die Daten bis 2013 stammen aus der Bevölkerungsfortschreibung, ab 2014 ist der Trend der Bevölkerungsvorausberechnung dargestellt [65]. Während 1950 den 15 % Personen über 60 Jahren noch mehr als 30 % Menschen unter 20 Jahren gegenüberstanden, war bereits Mitte der 90er Jahre der Ausgleich mit jeweils etwa 20 % erreicht. Seither geht der Trend deutlich nach oben und es stehen der älteren Bevölkerungsgruppe immer weniger junge Menschen gegenüber. Nach aktuellen Prognosen ist für das Jahr 2030 das Verhältnis in Deutschland umgekehrt.

Neben den am stärksten betroffenen Pflegeberufen, sind auch alle Berufe in der The-



**Abb. 1.2:** Anteil der Altersgruppen 0 bis 20 Jahre und über 60 Jahre in Deutschland im Zeitraum von 1950 bis 2013, sowie Trend bis 2030 [65].

rapie betroffen. Zur Rehabilitation und Prävention von Krankheiten oder Verletzungen, die eine eingeschränkte Bewegungsfähigkeit zur Folge haben, werden hauptsächlich Physiotherapeuten benötigt. Die Bundesagentur für Arbeit sieht aktuell bereits einen Fachkräftemangel für Spezialisten in der Physiotherapie [10]. In Abbildung 1.3 ist der Fachkräftemangel in Deutschland aufgezeigt. In nahezu allen Bundesländern ist bereits



**Abb. 1.3:** Fachkräftemangel an Spezialisten im Bereich der Physiotherapie in Deutschland (Juni 2019) [10].

heute ein Fachkräftemangel vorhanden. Die restlichen Bundesländer Hamburg, Berlin und Thüringen weisen erste Anzeichen an Engpässen auf und für Bremen liegen keine Daten in ausreichender Größenordnung vor. In keinem der Bundesländer kann der Bedarf an Physiotherapeuten gedeckt werden.

# 1.1 Motivation der robotischen Assistenz in Rehabilitation und Training

Der Mangel an Fachkräften hat direkte Auswirkungen auf die Therapie von Bewegungseinschränkungen. Im Falle der neurologischen Rehabilitation sind häufige Wiederholungen mit therapeutischer Unterstützung ein wesentlicher Bestandteil der Therapie. Orthopädische Krankheiten und Verletzungen erfordern meist hohe Muskelkräfte für ein effektives Training und eine schnelle Wiederherstellung der Bewegungsfähigkeit. Fehlerhafte Übungsausführungen müssen hierbei von Therapeuten überwacht werden. Sowohl Patienten in der Neurorehabilitation als auch in der Rehabilitation von Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems sind daher aktuell schon und in Zukunft zunehmend therapeutisch unterversorgt.

Neue Methoden der Automatisierungstechnik in Form von robotischen Assistenzsystemen können Therapeuten und Patienten dabei unterstützen, der Unterversorgung entgegenzuwirken. Eine Automatisierung mit Robotern bietet den Vorteil, dass repetitive Bewegungen mit hoher Wiederholungszahl und Präzision ausgeführt werden können. Sowohl beim Training von Alltagsbewegungen in der Neurorehabilitation als auch beim Krafttraining können zwei Teile unterschieden werden. Im ersten Teil ist das Expertenwissen von Therapeuten und Trainern von entscheidender Bedeutung. Sie müssen im Falle der Neurorehabilitation individuelle Bewegungsmuster definieren und im Falle des Trainings den Bewegungsumfang, sowie die Belastung vorgeben. Der zweite Teil besteht im eigentlichen Training, dem repetitiven Üben der Alltagsbewegung oder dem repetitiven Training mit den vorgegebenen Parametern. Speziell im zweiten Teil kann die Stärke der Robotik genutzt werden, indem die repetitive Aufgabe des Therapeuten von robotischen Assistenzsystemen übernommen wird.

Während die Hauptaufgabe, das Bereitstellen und wiederholte Abfahren einer vorgegebenen Bewegungsabfolge, in das klassische Anwendungsgebiet von Robotern fällt, müssen Assistenzsysteme im direkten Kontakt mit Menschen, insbesondere Nicht-Fachleuten, weiteren Anforderungen genügen. Es muss stets ein gewisses Maß an Sicherheit gewährleistet sein, damit der Mensch während des Trainings nicht verletzt oder bereits geschädigte Strukturen unphysiologisch belastet werden. Des Weiteren müssen solche Systeme in der Lage sein, adaptiv auf sich ändernde Bedingungen und Ausnahmesituationen anpassen zu können, damit ein sicheres, selbständiges Üben auch ohne Therapeuten möglich ist.

## 1.2 Zielsetzung dieser Arbeit

Diese Arbeit betrachtet das Thema der roboterassistierten Rehabilitation und des Muskelaufbautrainings aus Sicht der Robotik. Während viele Arbeiten und Ansätze, die in Abschnitt 2.2 beschrieben werden, Assistenzsysteme auf eine spezifische Anwendung hin entwickeln, liegt der Fokus dieser Arbeit auf der Verwendung von sowohl klassischen als

auch modernen, sensitiven Industrierobotern für das neue Anwendungsfeld der Rehabilitation und des Trainings.

Industrieroboter bieten gegenüber Eigenentwicklungen den Vorteil, dass sie bereits alle notwendigen Schnittstellen zur Verfügung stellen. Mit mindestens sechs Achsen können beliebige Bewegungen im Raum vorgegeben werden, die mit höchster Präzision und Wiederholgenauigkeit abgefahren werden können. Sie stellen dem Industriestandard entsprechend Kommunikationsschnittstellen zur Verfügung, damit beliebige Sensorik und Messgrößen einfach und sicher in die Robotersteuerung integriert werden können. Des Weiteren sind Industrieroboter in sehr vielen verschiedenen Varianten für unterschiedliche Traglasten und Reichweiten verfügbar, die es ermöglichen, den passenden Roboter für die Anwendung auszuwählen. Die Verwendung einer sehr allgemeinen Kinematik bietet weiterhin den Vorteil, bereits frühzeitig in der Entwicklung erste Studien mit Probanden am System durchzuführen und deren Ergebnisse in die Weiterentwicklung einfließen zu lassen. Eine frühe Spezialkonstruktion beinhaltet hingegen stets das Risiko, dass neu gewonnene Erkenntnisse, die zu Beginn nicht bekannt waren, nicht von der Kinematik bedient werden können.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Verwendung von Industrierobotern in Rehabilitations- und Trainingsanwendungen in zwei Beispielanwendungen: der Neurorehabilitation der oberen Extremität und das Muskelaufbautraining der unteren Extremität. Um die Übertragbarkeit der Schritte auf verschiedene Roboter zu zeigen, wird für die Neurorehabilitation ein sensibler Leichtbauroboter verwendet und für das Muskelaufbautraining ein klassischer Industrieroboter mit hoher Traglast. In Abschnitt 3 werden die notwendigen Schritte aufgezeigt, um Industrieroboter als Akteure in solchen Anwendungen einsetzen zu können.

Für die Neurorehabilitation der oberen Extremität, die in Abschnitt 4 beschrieben wird, stand zu Beginn der Arbeit bereits ein System zur Verfügung, mit dem flexible Bewegungen aufgezeichnet und abgefahren werden können. Ziel im Rahmen dieser Arbeit ist die Integration von Sensorinformationen, die den aktuellen Patientenzustand beschreiben können, um ein System bereitzustellen, das in klinischen Studien mit Patienten getestet werden kann.

Das Assistenzsystem zum Muskelaufbautraining, das Gegenstand von Abschnitt 5 ist, ist komplett im Rahmen dieser Arbeit entstanden. Das Ziel ist es, ein Trainingssystem bereitzustellen, das den Funktionsumfang einer klassischen Funktionsstemme zum Training der unteren Extremität abbildet und weitere Individualisierungsmöglichkeiten der Trainingsbewegung bietet. Außerdem soll das Training um die Erfassung von Belastungen im Bein erweitert werden, auf die der Roboter während der Übung reagieren kann.



# 2 Hintergrund und Stand der Technik

Sowohl bei neurologischen Erkrankungen als auch bei Muskel-Skelett-Erkrankungen können die oberen und unteren Extremitäten betroffen sein. Aufgrund der Anwendung dieser Arbeit auf die Neurorehabilitation der oberen Extremität und das Training der unteren Extremität, liegt der Fokus in den folgenden Abschnitten zur Rehabilitation auf der oberen, der Fokus bei den Trainingsabschnitten auf der unteren Extremität.

## 2.1 Medizinischer und therapeutischer Hintergrund

### 2.1.1 Rehabilitation neurologischer Erkrankungen

Die Ursache von Bewegungseinschränkungen aufgrund neurologischer Erkrankungen liegt in einer Schädigung des zentralen Nervensystems, die häufig als Folge eines Schlaganfalls auftreten. Grundlage der Rehabilitation solcher Erkrankungen ist die Neuroplastizität des Gehirns [8]. Das menschliche Gehirn ist selbst im Erwachsenenalter in der Lage, sich umzuorganisieren und neue neuronale Verbindungen aufzubauen. Damit können Bewegungsmuster, die durch die Schädigung des Gehirns verloren gegangen sind, von anderen Hirnregionen wiedererlernt werden. Die Plastizität lässt sich unterscheiden in eine läSIONS-induzierte, die in den ersten vier Wochen nach einer Verletzung am stärksten ausgeprägt ist, und in eine trainingsinduzierte Plastizität, die durch gezielte Therapie und Training angeregt wird [35].

Die Grundlagen der Physiotherapie auf neurologischer Basis wurde bereits in den 40er und 50er Jahren von Vojta und Bobath gelegt [5, 76]. Bei der Rehabilitation nach dem Vojta-Prinzip liegt der Fokus auf dem Erlernen von grundlegenden Bewegungsmustern, die bei sämtlichen Bewegungen unterbewusst ausgeführt werden. Bei der Therapie werden gezielte Reize durch Dehnung oder als Druckpunkte gesetzt. Das Bobath-Konzept, das am häufigsten zur Schlaganfallrehabilitation eingesetzt wird beruht auf einem ganzheitlichen 24 Stunden Ansatz mit dem Ziel der selbständigen Lebensführung. Hierbei werden individuelle funktionale und alltagsrelevante Bewegungen therapiert, die durch den Transfer in die alltägliche Umgebung einen maximalen Lerneffekt erreichen sollen.

Aktuellere Untersuchung zur Wirksamkeit verschiedener Behandlungsmethoden zur Rehabilitation der oberen Extremität haben gezeigt, dass insbesondere eine Therapie mit

wiederholtem Üben von alltäglichen Bewegungen einen positiven Effekt auf den Rehabilitationserfolg haben [42, 75]. Der Lerneffekt wird verstärkt, wenn die Bewegungsplanung vom Patienten selbst erfolgen kann und somit nicht die muskuläre Ansteuerung, sondern das Ziel der Bewegung vorgegeben wird [73]. Die Rehabilitation sollte direkt nach dem Schlaganfall mit einem Umfang von mindestens 30 Minuten pro Tag erfolgen. Sowohl eine Steigerung um eine bis drei Stunden pro Tag als auch eine ausreichend lange gesamte Therapiedauer von mindestens sechs Monaten nach Auftreten des Schlaganfalls können die Effektivität der Behandlung steigern [58].

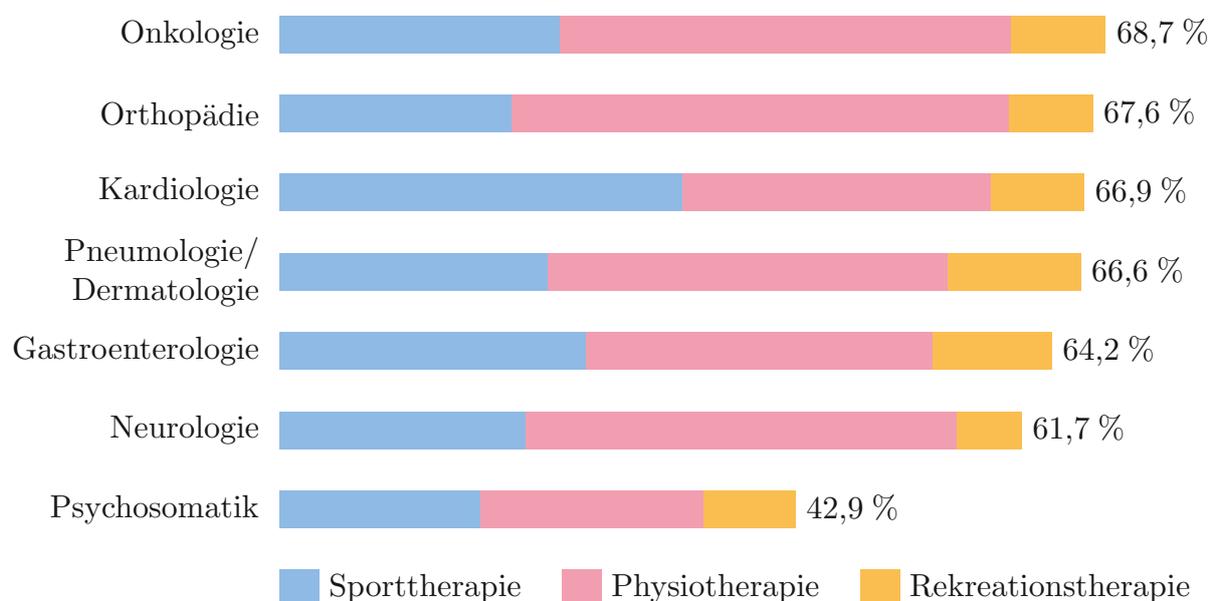
Neben den klassischen Rehabilitationsmethoden enthält die Leitlinie zur Rehabilitation von sensomotorischen Störungen der Deutschen Gesellschaft für Neurologie Empfehlungen und Einschätzungen zu neuen Therapieansätzen [53]. Das Ziel der Bewegungsinduktionstherapie setzt auf den gezielten Gebrauch des geschädigten Arms. Häufig kompensieren Patienten die Beeinträchtigung des gelähmten Arms durch die Verwendung des gesunden Arms und verlernen die zuvor bekannten Bewegungsmuster. Die Intensität kann hier variiert werden und mit einer Immobilisation des gesunden Arms über mehrere Stunden pro Tag einhergehen. Beim bilateralen Training werden Bewegungen gleichzeitig symmetrisch mit beiden Armen ausgeführt. Das schädigungsorientierte Training wird in zwei verschiedenen Ausprägungen angewandt. Für Patienten mit leichten Lähmungen kommt das Arm-Fähigkeits-Training zum Einsatz, bei dem Fähigkeiten, wie das Ruhighalten der Hand oder Geschicklichkeitsübungen trainiert werden, für Patienten mit schweren Lähmungen kommt es als Arm-Basis-Training zum Erlernen der einzelnen Grundbewegungen des Arm zum Einsatz. Das aufgabenorientierte Training hat das Ziel, die funktionellen Alltagsfähigkeiten durch Nachstellen der Übungssituation mit den jeweiligen Alltagsgegenständen zu fördern. Beim Spiegeltraining erfolgt der Lernreiz durch Einsatz eines Spiegels in der Körpermitte des Patienten. Führt er mit dem gesunden Arm eine Bewegung aus, sieht er sie im Spiegel und es wird die Assoziation geweckt, der beeinträchtigte Arm führe die Bewegung aus. Ohne Einsatz eines Spiegels, sondern unter Verwendung der Vorstellungskraft nennt man diese Art mentales Training. Zudem ist auch das robotergestützte Training in der Leitlinie enthalten. Die Aussagen in der Leitlinie zur Wirksamkeit beruhen auf der Übersichtsarbeit in [50], in der die Effekte der robotergestützten Therapie auf das Gehen untersucht und als klein bis moderat eingeschätzt werden. Eine weitere zitierte Arbeit ist ein Vergleich zwischen einer robotergestützten Therapie mit einer intensivierten klassischen Therapie, bei der keine signifikante Unterschiede festgestellt wurden [54].

Zusammenfassend wird in der Neurorehabilitation die Plastizität des Gehirns genutzt, um Bewegungseinschränkungen, die aufgrund der Schädigung einer Gehirnregion entstanden sind, durch andere Gehirnregionen neu zu erlernen. Die Häufigkeit der Übungsdurchführung trägt wesentlich zum Therapieerfolg bei. Begleitend zur Neurorehabilitation werden allerdings auch zunehmend bewegungstherapeutische Maßnahmen wie Herz-Kreislauf- oder Krafttraining in der Rehabilitation von Schlaganfall eingesetzt. Das Herz-Kreislauf-Training insbesondere auf Laufbändern, konnte sich in verschiedenen Studien positiv auf die Gehfähigkeit auswirken [62]. Analog dazu trägt eine verbesserte Muskelkraft durch gezieltes Muskelaufbautraining zu einer besseren Gehfähigkeit von Schlaganfallpatienten bei [79]. Die empfohlenen Trainingsumfänge liegen nur leicht unterhalb derer für gesunde

Menschen. Sie liegen bei 20 bis 60 Minuten Herz-Kreislauf-Training an drei bis fünf Tagen pro Woche, sowie ein Krafttraining der Hauptmuskelgruppen an zwei bis drei Tagen pro Woche [3].

### 2.1.2 Neuromuskuläres Aufbautraining

Das Haupteinsatzgebiet des Krafttrainings in der Rehabilitation sind orthopädische Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems, wobei es zunehmend in anderen Bereichen, wie beispielsweise der Rehabilitation von Schlaganfallpatienten, von Bedeutung ist. In einer Übersicht der Deutschen Rentenversicherung zum Einsatz von bewegungstherapeutischen Maßnahmen in verschiedenen Fachbereichen wird der hohe Bedarf deutlich [9]. In Abbildung 2.1 ist der Anteil dieser Leistungen an allen Leistungen in den jeweiligen Fachbereichen aufgetragen. Im Durchschnitt entfielen 2014 insgesamt 60 % aller Leistungen



**Abb. 2.1:** Anteil der bewegungstherapeutischen Leistungen an allen Leistungen der Rentenversicherung 2014, sowie die jeweilige Verteilung auf Sport-, Physio- und Rekreationstherapie [9].

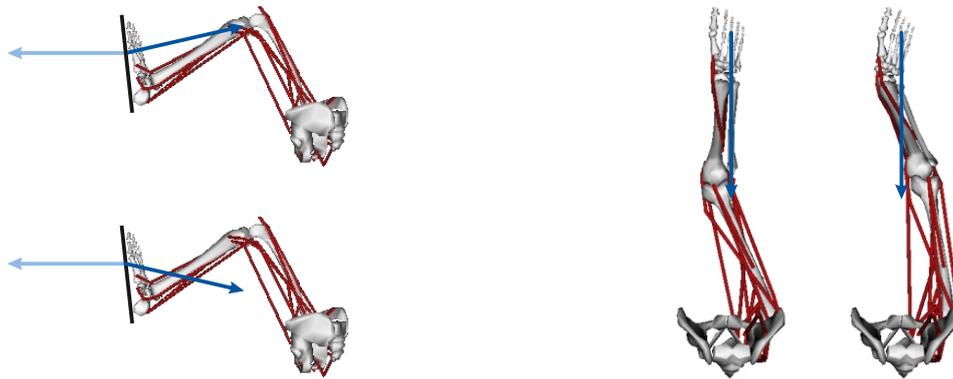
auf bewegungstherapeutische Maßnahmen. Das Muskelaufbautraining ist hauptsächlich in dem Bereich der Sporttherapie enthalten, wobei auch die Physiotherapie krankengymnastische Leistungen umfasst, die eine Stärkung der Muskulatur beinhalten. Die Wirksamkeit von Krafttraining bei chronischen Erkrankungen konnte ebenfalls in verschiedenen Studien gezeigt werden [56].

Besondere Relevanz weist das neuromuskuläre Aufbautraining in der Rehabilitation und Prävention von Muskel-Skelett-Erkrankungen, wie Osteoporose oder Arthrose auf. Unter Osteoporose, die insbesondere ältere Menschen betrifft, versteht man den Abbau von

Knochenmasse, der eine geringere Knochendichte und damit ein erhöhtes Risiko für Frakturen zur Folge hat. Während ein Ausdauertraining mit niedriger bis moderater Intensität den weiteren Dichteabbau immerhin verhindern kann, kann regelmäßiges Krafttraining die Knochendichte erhöhen [70]. Eine Arthrose ist eine schmerzhafte, degenerative chronische Gelenkentzündung, die mit der Zeit das umliegende Gewebe schädigt. Das Krafttraining ist ein wesentlicher Bestandteil in der konservativen, nicht-operativen Behandlung von Arthrose [48]. In Studien konnte eine positive Wirkung von Krafttraining bei Arthrose gezeigt werden. Es wirkt sich sowohl auf die Funktionalität und Mobilität der betroffenen Gelenke aus und kann zudem Schmerzen bei Patienten reduzieren [30]. Im Falle einer operativen Behandlung in Form eines endoprothetischen Gelenkersatzes in der Hüfte oder im Knie, ist die postoperative Rehabilitation mit regelmäßigem Muskelaufbautraining verbunden [22]. Bereits am ersten Tag nach der Operation werden die ersten isometrischen Übungen durchgeführt, die sukzessive gesteigert werden, bis in der dritten bis vierten Woche nach der Operation das tägliche Krafttraining startet.

Bei verletzungsbedingten Einschränkungen in der Bewegung, wie einem Kreuzbandriss, von dem hauptsächlich Sportler und sportlich aktive Menschen betroffen sind, gehört das Krafttraining ebenfalls zur Rehabilitation nach einer Operation [1]. Neben der Begrenzung des Gewichts in den frühen postoperativen Phasen, wird in den ersten Wochen die Bewegung des Knies im Winkel beschränkt. In der dritten bis fünften postoperativen Woche wird der Bewegungsumfang gegenüber dem des gesunden Knies noch um jeweils  $10^\circ$  reduziert, erst ab der sechsten Woche wird eine Bewegung über den kompletten Bewegungsumfang empfohlen.

Das neuromuskuläre Aufbautraining der Beinstrecker kann sowohl gerätegestützt als auch frei erfolgen. Für Patienten und insbesondere ältere Menschen mit wenig Erfahrung im Krafttraining bietet das gerätegestützte Training den Vorteil der kontrollierten Bewegung. Bei Geräten zum Training der Beinstrecker kann zwischen monoartikulären Geräten oder Dynamometern mit nur einem Gelenk und multiartikulären Geräten oder Funktionsstemmen, die eine größere Flexibilität in der Bewegungsausführung erlauben, unterschieden werden. Bei monoartikulären Geräten werden üblicherweise die Bewegungsgeschwindigkeit und der Bewegungsumfang durch die rotatorische Bewegung um eine Drehachse vorgegeben. Die Bewegung des Kniegelenks bei der Streckung läuft allerdings nicht um eine feste Achse, womit die gemessenen Drehmomente an diesen Geräten nicht den tatsächlichen Gelenkbelastungen des Trainierenden entsprechen [24]. Durch das Aufprägen einer unphysiologischen Bewegung können zudem unerwünschte Scherkräfte im Gelenk induziert werden. Funktionsstemmen oder Beinpressen hingegen lassen bei der Beinstreckung eine freie Muskelsteuerung zu, um ein Gewicht entlang einer vordefinierten Bewegungsbahn zu bewegen. Die Beinstreckung ist eine multiartikuläre Bewegung, womit dieselbe Kraft entlang der Bewegungsbahn durch unterschiedliche muskuläre Aktivierung erfolgen kann [29]. Damit kann aus der Kraft zur Bewegung des Gegengewichts nicht direkt auf die Belastung in den Gelenken geschlossen werden. In Abbildung 2.2a ist ein Beispiel in der Sagittalebene gezeigt. In hellblau eingezeichnet ist die Kraftkomponente in horizontaler Richtung, die benötigt wird, um ein Gewicht horizontal zu bewegen. In dunkelblau sind jeweils die aus unterschiedlicher muskulärer Ansteuerung resultierenden Kraftvektoren eingezeichnet, die auf die Gelenke wirken.



(a) Resultierender Kraftvektor aus der Aktivierung (dunkelblau) und genutzte Kraftkomponente entlang der Bewegungsbahn (hellblau). (b) Unterschiedliche Beinhaltungen führen bei gleichem resultierendem Kraftvektor zu unterschiedlichen Belastungen im Knie.

**Abb. 2.2:** Verschiedene Körperhaltungen und unterschiedliche muskuläre Ansteuerung führen zur selben Kraft entlang der Bewegungsbahn einer Funktionsstemma.

Während im oberen Beispiel der Kraftvektor durch das Kniegelenk läuft, weist der untere einen deutlichen Hebelarm zum Gelenkzentrum auf, was in einer höheren Belastung des Kniegelenks resultiert. Dieser Effekt wurde in [51] bei Patienten mit Verletzungen des Kreuzbandes beobachtet. Bei Übungen an einer Funktionsstemma wurde das Knie durch diese Schonhaltung entlastet, womit die Rehabilitation nicht den maximal möglichen Effekt haben kann.

In Abbildung 2.2b sind in der Frontalebene zwei unterschiedliche Beinhaltungen gezeigt. Links geht der Kraftvektor deutlich an der Knieaußenseite, rechts an der Innenseite vorbei. Solche Haltungen führen zu einer erhöhten Kompressionskraft im medialen oder lateralen Kniekompartiment [72]. Während die Auswirkungen von erhöhten Kompressionskräften beim Training kaum untersucht wurden, können sie beim Gehen das Arthroserisiko in den Gelenken erhöhen [2]. Eine Möglichkeit, solche Fehlhaltungen zu korrigieren, sind Schuheinlagen mit einem Winkel von 5 bis 15° zur medialen oder lateralen Erhöhung des Fußes [43]. Um Schäden infolge von Fehl- oder Schonhaltungen an zum Teil bereits geschädigten Strukturen des Muskel-Skelett-Systems zu vermeiden, ist die Unterstützung und die Überwachung der korrekten Trainingsausführung entweder durch einen Therapeuten oder andere Maßnahmen von entscheidender Bedeutung.

## 2.2 Roboterassistierte Systeme in Rehabilitation und Training

Sowohl zur Rehabilitation der oberen als auch der unteren Extremität existieren sehr viele robotische Assistenzsysteme. Der Übergang von Rehabilitations- zu Trainingsgeräten ist oft fließend, sodass eine explizite Unterscheidung kaum möglich ist. Im Rahmen

dieser Arbeit werden zwei Beispielanwendungen betrachtet: die Rehabilitation der oberen Extremität mit einem endeffektorbasierten Ansatz, sowie das neuromuskuläre Aufbau- und Training der Beinstrecker. Vergleichbare Systeme werden in den folgenden Abschnitten beschrieben.

Eine Übersicht an Systemen zur Rehabilitation der oberen Extremität ist in [45] gegeben. Die Systeme werden sowohl unterschieden nach den unterstützten Armbewegungen, von der Schulter über den Ellenbogen, den Unterarm, die Hand bis zu den Fingerbewegungen als auch nach der Art des Designs. Neben den endeffektorbasierten Systemen, bei denen der Arm an nur einem Punkt mit dem Rehabilitationssystem verbunden ist, werden sehr häufig Exoskelette eingesetzt, bei denen die Bewegungen jedes Körpersegments von dem System geführt werden. Bei den Exoskeletten sind beispielsweise die in Abbildung 2.3 gezeigten Produkte ArmeoPower und ArmeoSpring der Hocoma AG aus der Schweiz<sup>1</sup> auf dem Markt erhältlich. Ursprünglich wurden die Exoskelette unter dem Namen ARMin



(a) ArmeoPower (Bildquelle: Hocoma AG, abgerufen am 12.09.2019).



(b) ArmeoSpring (Bildquelle: Hocoma AG, abgerufen am 12.09.2019).

**Abb. 2.3:** Exoskelette zur Rehabilitation der oberen Extremität der Hocoma AG.

an der ETH Zürich entwickelt [52]. Mit dem ArmeoPower in Abbildung 2.3a können alle Armsegmente aktiv bewegt werden, womit er bereits früh eingesetzt werden kann, die Variante ArmeoSpring in Abbildung 2.3b dient zur passiven Unterstützung, indem das Gewicht des Arms kompensiert werden kann.

Ein Übersicht an Robotern zur Schlaganfallrehabilitation für die obere und untere Extremität ist in [77] zu finden. Die Systeme für die Rehabilitation der unteren Extremität sind meist Unterstützungssysteme für Gehbewegungen. Hier kann ebenfalls zwischen exoskelett-basierten und endeffektorbasierten Systemen unterschieden werden. In Abbildung 2.4 sind zwei Beispiele für Gangtrainer gezeigt, die als kommerzielle Systeme verfügbar sind. Der Lokomat in Abbildung 2.4a von Hocoma ist mit laut Herstellerangaben 899 verkauften Systemen in 651 Einrichtungen ein häufig genutztes System. Ähnlich wie bei den Exoskeletten für die obere Extremität werden beim Lokomat die einzelnen Beinsegmente aktiv geführt. Je nach Phase der Rehabilitation und der notwendigen Unterstützung stehen weitere Varianten zur Verfügung. In Abbildung 2.4b ist der G-EO1 Trainer der

---

<sup>1</sup>Hocoma AG, Schweiz, <https://www.hocoma.com/>



(a) ArmeoPower (Bildquelle: Hocoma AG, abgerufen am 12.09.2019).



(b) G-EO1 (Bildquelle: Reha Technology AG, abgerufen am 12.09.2019).

**Abb. 2.4:** Gangtrainer zur Rehabilitation der unteren Extremität.

Firma Reha Technology AG<sup>2</sup> zeigt, der jeweils das rechte und linke Bein am distalen Ende bei der Bewegung führt. Mit dem G-EO1 können sowohl normale Gehbewegungen als auch ein Treppensteigen trainiert werden.

Während für die Rehabilitation der oberen und unteren Extremität bisher kein klassischer Industrieroboter am Markt erhältlich ist, stellt die intelligentmotion GmbH<sup>3</sup> mit ihrem in Abbildung 2.5 gezeigten Produkt hirob einen Industrieroboter für die Hippotherapie zur Verfügung. Die Hippotherapie ist eine Behandlung zur Verbesserung der Rumpfkontrolle und -stabilität, die üblicherweise auf dem Rücken von Pferden ausgeführt wird. Im robotergestützten Training wird die Bewegung des Pferderückens durch den Roboter ausgeführt.

### 2.2.1 Endeffektorbasierte Systeme zur Rehabilitation

Eine der frühesten Entwicklungen eines endeffektorbasierten Rehabilitationssystems, die bereits 1989 in den USA begann, ist der MIT-MANUS [26, 36]. Es handelt sich um eine Kinematik, die speziell für die Rehabilitation entwickelt wurde und mittlerweile als InMotionARM als Produkt der Firma BIONIK<sup>4</sup> am Markt verfügbar ist. Die kommerzielle Version des Roboters ist in Abbildung 2.6 dargestellt. Der Patient wird über eine

<sup>2</sup>Reha Technology AG, Schweiz, <https://www.rehatechnology.com/>

<sup>3</sup>intelligentmotion GmbH, Österreich, <https://www.intelligentmotion.at/>

<sup>4</sup>BIONIK, USA, <https://www.bioniklabs.com/>



(a) hirob Gesamtsystem (Bildquelle: intelligentmotion GmbH, abgerufen am 12.09.2019).

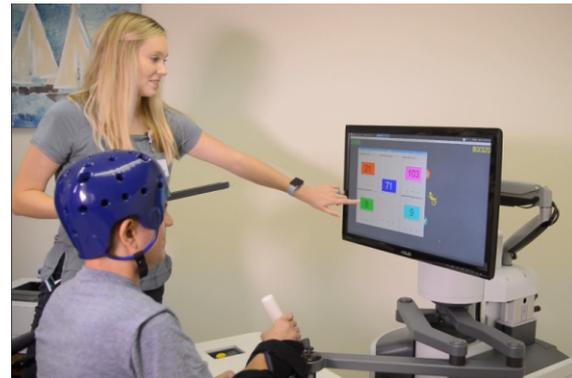


(b) hirob Sitzposition (Bildquelle: intelligentmotion GmbH, abgerufen am 12.09.2019).

**Abb. 2.5:** Industrieroboter zur Hippotherapie.



(a) InMotionARM Gesamtsystem (Bildquelle: BIONIK, abgerufen am 12.09.2019).



(b) InMotionArm Spielszenarien (Bildquelle: BIONIK, abgerufen am 12.09.2019).

**Abb. 2.6:** Rehabilitationssystem InMotionARM.

Schiene deren Orientierung am Endeffektor des Roboters eingestellt werden kann mit dem Roboter verbunden. Die Kinematik selbst erlaubt ausschließlich zweidimensionale Bewegungen in der Ebene. Zur Motivation können verschiedene Lernspiele wie sie in Abbildung 2.6b dargestellt sind, ausgewählt werden. Ziel der Übungen ist jeweils das Erreichen eines bestimmten Zielpunktes durch die Bewegung. Durch den Roboter kann der Patientenarm sowohl vollständig bewegt, als auch nur passiv geführt werden. Die integrierten Sensoren ermöglichen eine Quantifizierung des Rehabilitationsfortschritts. In einer Studie mit insgesamt 127 Patienten wurde eine Behandlung mit dem InMotionARM bei 49 Patienten mit einer intensiven klassischen Rehabilitationstherapie bei 50 Patienten verglichen [44]. Die restlichen 28 Patienten wurden klassisch behandelt. Sowohl die roboterassistierte als auch die intensive Rehabilitation konnten bessere Ergebnisse erzielen, wobei es keinen signifikanten Unterschied zwischen der roboterassistierten und der

intensiven Gruppe gab.

Zwei weitere kommerziell verfügbare endeffektorbasierte Systeme sind in Abbildung 2.7 gezeigt. Der ReoGo von Motorika USA Inc.<sup>5</sup> ist links in Abbildung 2.7a gezeigt. Der



(a) ReoGo (Bildquelle: Motorika USA Inc., abgerufen am 12.09.2019).



(b) Burt (Bildquelle: Barrett Technology, abgerufen am 12.09.2019).

**Abb. 2.7:** Kommerziell verfügbare endeffektorbasierte Rehabilitationssysteme.

Roboterarm, der ähnlich aufgebaut ist wie ein Joystick lässt sich im Gegensatz zum InMotionARM nicht nur in der Ebene sondern im Raum bewegen. Das Rehabilitationsszenario selbst ist ähnlich aufgebaut, wie auch beim InMotionARM. Mit einem großen Monitor kann in Spielszenarien oder nachgestellten Alltagsszenarien das Erreichen eines Ziels trainiert werden. Die Unterstützungsgrade reichen hier ebenfalls von einer rein passiven Unterstützung bis zu einer geführten Bewegung. Erste Studien an Patienten zeigen auch mit dem ReoGo verbesserte Rehabilitationsergebnisse im Vergleich zu einer Standardtherapie [69].

Das System Burt in Abbildung 2.7b wurde ursprünglich als haptisches Eingabegerät entwickelt. Die erste Plattform, die für Forschungszwecke verfügbar war, nannte sich Proficio und wird jetzt von der Firma Barrett Technology<sup>6</sup> als medizinisches Produkt vermarktet. Barrett setzt mit Burt auf eine einfache Bedienbarkeit und einen schnellen Aufbau, der in Rehabilitationseinrichtungen von entscheidender Bedeutung ist. Obwohl er nur drei Freiheitsgrade hat, können durch die freie rotatorische Bewegung im Endeffektor dreidimensionale Bewegungen im Raum abgebildet werden. Genau wie bei den zuvor vorgestellten Varianten sind verschiedene Spielszenarien integriert, um zusätzliche Motivation beim Training zu erzeugen. Der Unterstützungsgrad kann ebenfalls variiert werden, sodass eine Therapie bereits zu einem frühen Zeitpunkt möglich ist. Durch die integrierte Sensorik, kann der Fortschritt der Therapie für den Patienten quantifiziert werden.

Bisher wurden zwei Versuche unternommen, Industrieroboter für die Rehabilitation der oberen Extremität einzusetzen. Bilder von den beiden Forschungsprojekten sind in Ab-

<sup>5</sup>Motorika USA Inc., USA, <http://motorika.com/>

<sup>6</sup>Barrett Technology, USA, <https://medical.barrett.com/>

bildung 2.8 dargestellt. Im ersten Projekt wurden zwei ABB Roboter verwendet, um



(a) Forschungsprojekt mit zwei ABB Robotern (Bildquelle: [71]).



(b) MIME-System mit PUMA Roboter (Bildquelle: [11]).

**Abb. 2.8:** Einsatz von Industrierobotern zur Rehabilitation in zwei Forschungsprojekten.

den Ober- und den Unterarm zu führen [17]. Mit den Robotern wurden Bewegungen aufgezeichnet, die die Roboter im Anschluss abfahren konnten. Da keine Echtzeitschnittstelle verwendet wurde, erfolgte die gesamte Bewegungsplanung für die beiden Roboter offline. Damit war weder eine Nachgiebigkeit noch eine Reaktion auf gemessene Kräfte möglich. Um die Sicherheit zu gewährleisten, wurden die Roboter mit einem dreistufigen Zustimmschalter und begrenzter Bewegungsgeschwindigkeit bewegt. Im zweiten Projekt wurde ein PUMA Industrieroboter verwendet um eine Spiegeltherapie zu ermöglichen [11]. Das Szenario, MIME (mirror image movement enabler) genannt, bestand unter anderem darin, dass die Bewegung des gesunden Arms aufgenommen und auf den PUMA Roboter übertragen wurde. Beide Projekte wurden allerdings nicht weiter verfolgt.

Während die erfolgreichen endeffektorbasierten Rehabilitationssysteme die benötigte Unterstützung des Patienten einstellen und so die Therapie adaptiv gestalten können, ist in keinem der Systeme eine Erkennung der aktuellen Patientensituation integriert. Eine spezielle therapiekonforme Reaktion auf Ausnahmesituationen wie plötzliche Spastiken oder Ermüdung existiert nicht.

### 2.2.2 Systeme zum Training der Beinstrecker

Zur kontrollierten Bewegung eines Gelenks kommen monoartikuläre Geräte oder Dynamometer zur Anwendung. Da die Bewegung üblicherweise mit konstanter Bewegungsgeschwindigkeit entlang einer Gelenkbewegung erfolgt, werden sie auch als isokinetische Geräte bezeichnet. In Abbildung 2.9a ist der BIODEx S4 pro der Firma proxomed Medizintechnik GmbH<sup>7</sup> dargestellt, der als Medizinprodukt zertifiziert ist. Solche Geräte werden häufig in der Rehabilitation oder zur Diagnostik eingesetzt und bieten daher direkt eine Auswertung der gemessenen Drehmomente über den Bewegungsumfang an.

<sup>7</sup>proxomed Medizintechnik GmbH, Deutschland, <https://www.proxomed.com/>



(a) BIODEX S4 pro (Bildquelle: proxomed Medizintechnik GmbH, abgerufen am 12.09.2019).



(b) IsoMed 2000 mit Legpress Modul (Bildquelle: Universität Wien, abgerufen am 12.09.2019).

**Abb. 2.9:** Monoartikuläre Trainingsgeräte oder Dynamometer.

Neben dem Training mit konstanter Bewegungsgeschwindigkeit sind isometrische, statische Übungen und isotonische Übungen mit konstantem Widerstand möglich. Durch die Ansteuerung über Servomotoren kann der Patient in seiner Bewegung unterstützt werden. Für eine Anpassung auf andere Gelenke werden Adapter eingesetzt.

Ein weiteres Beispiel ist der IsoMed 2000 der Firma D. & R. Ferstl GmbH<sup>8</sup>, der in Abbildung 2.9b gezeigt ist. Das Basissystem bietet die klassischen Funktionen eines Dynamometers, wobei sich der IsoMed 2000 durch eine hohe Leistung von bis zu 750 Nm, sowie erweiterten Einstellmöglichkeiten auszeichnet, sodass auch Bewegungen im Stand möglich sind. Neben Adaptern für das monoartikuläre Training weiterer Gelenkbewegungen, ist das in Abbildung 2.9b gezeigte Legpress Modul zur Erweiterung abgebildet, mit dem das multiartikuläre Training an einer Beinpresse ermöglicht wird.

Zwei Beispiele für reine multiartikuläre Trainingsgeräte oder Funktionsstemmen sind in Abbildung 2.10 aufgeführt. Mit diesen Geräten ist ein multiartikuläres Training der Beinstrecker möglich. Im Gegensatz zu den einfachen Beinpressen in Fitnessstudios, bei denen feste Gewichte aufgelegt werden müssen, haben die beiden Geräte Desmotronic der SCHNELL Trainingsgeräte GmbH<sup>9</sup> und die Q Leg Press der Milon Industries GmbH<sup>10</sup> Servomotoren integriert, um das Training stufenlos und sicherer gestalten zu können. Die computergestützte Beinpresse Desmotronic in Abbildung 2.10a ist speziell für den Leistungssport entwickelt und beinhaltet eine umfangreiche Analyse- und Trainingssoftware. Die Trainingsszenarien, die mit dem Gerät abgedeckt werden können, sind das klassische Widerstandstraining, bei dem zwei verschiedene Geschwindigkeitsprofile gewählt werden können, das isometrische Training ohne Bewegung sowie das isokinematische Training. Der Name Desmotronic geht auf das desmodromische Trainingsprinzip zurück, bei dem für die Beinbeugung, der exzentrischen Bewegung, ein deutlich höheres Gewicht verwendet wird als bei der Beinstreckung, der konzentrischen Bewegung.

<sup>8</sup>D. & R. Ferstl GmbH, Deutschland, <http://www.isomed2000.de/>

<sup>9</sup>SCHNELL Trainingsgeräte GmbH, Deutschland, <https://www.schnell-online.de/de/>

<sup>10</sup>Milon Industries GmbH, Deutschland, <https://www.milon.com/>



(a) Desmotronic Trainingsgeräte GmbH, abgerufen am 12.09.2019).



(b) Q Leg Press (Bildquelle: Milon Industries GmbH, abgerufen am 12.09.2019).

**Abb. 2.10:** Multiartikuläre Trainingsgeräte oder Beinpressen.

Die Q Leg Press in Abbildung 2.10b gehört zum Produktportfolio von Milon, die mit ihren Geräten sowohl den Markt der Fitnessstudios bedienen, als auch eine Zertifizierung als Medizinprodukte bieten. Mit dieser Beinpresse ist für den normalen Besucher eines Fitnessstudios ebenfalls ein isokinematisches Training mit unterschiedlichem Widerstand für die Beinstreckung und -beugung verfügbar.

Während die zuvor vorgestellten Geräte Bewegungen entlang einer vordefinierten Trajektorie des Geräts selbst ausführen, existieren im gesundheitsorientierten Bereich mittlerweile Geräte, die Bewegungen nachbilden, die mehr den funktionalen Bewegungsabläufen des Menschen entsprechen. Ein entsprechendes Gerät der Kieser Training AG<sup>11</sup> ist in Abbildung 2.11 gezeigt. Das Trainingsprinzip wird als infimetrische Trainingsausführung



**Abb. 2.11:** i-B6 Beinpresse (Bildquelle: Kieser Training AG, abgerufen am 12.09.2019).

bezeichnet. Beide Beine werden gegengleich bewegt und es erfolgt ohne Gegengewicht.

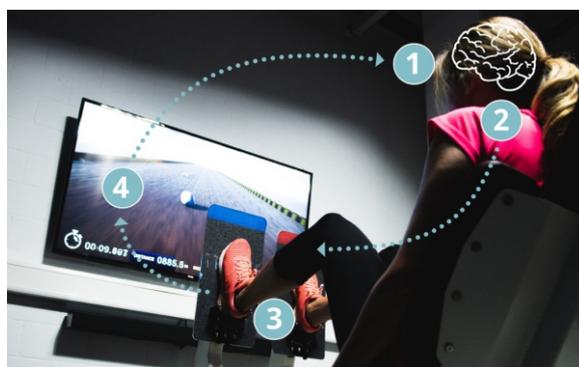
<sup>11</sup>Kieser Training AG, Schweiz, <https://www.kieser-training.de/>

Durch die gegengleiche Bewegung wird während der Beinstreckung des einen Beins die Beugebewegung des anderen Beins gebremst. Da der Sportler selbst für den Kraftbetrag verantwortlich ist, den er aufbringt, wird eine Überlastung verhindert. Zur Motivation und Kontrolle wird der selbst aufgebrauchte Widerstand an einer Skala angezeigt, die der Sportler versuchen muss, konstant zu halten. Die Bewegung, die der Sportler an diesem Gerät ausführt ist nicht rein linear, sondern enthält am Ende der Beinstreckung eine Rotationsbewegung der Trittplatten. Damit rotieren die Füße und Schienbeine nach außen, womit die Belastung auf die vorderen Kreuzbänder reduziert und das Knie geschont werden soll.

Das DD System ELITE der Dynamic Devices AG<sup>12</sup>, bietet als erstes Gerät ein Koordinations-, Kraft-, Leistungs- und Ausdauertraining für die Beinstrecker an einem robotischen Trainingssystem an. Es ist in Abbildung 2.12a gezeigt. Es hat zwei Trittplatten,



(a) DD System ELITE (Bildquelle: Dynamic Devices AG, abgerufen am 12.09.2019).



(b) Trainingskonzept (Bildquelle: Dynamic Devices AG, abgerufen am 12.09.2019).

**Abb. 2.12:** Dynamic Devices Trainingsgerät DD System ELITE mit zugehörigem Trainingskonzept.

die jeweils unabhängig voneinander gesteuert werden können. Über einen großen Monitor werden dem Sportler sowohl Aufgaben vorgegeben, als auch visuelles Feedback zum aktuellen Training gegeben. Das hinterlegte Trainingskonzept ist in Abbildung 2.12b dargestellt. Im Punkt 1 erhält der Sportler multimodales Feedback, das sowohl visuell, akustisch als auch haptisch über die resultierende Kraft sein kann. Zusammen mit der jeweiligen Trainingsaufgabe muss im Punkt 2 das Gehirn diese Informationen verarbeiten, um daraus einen Bewegungsplan für seine Muskulatur abzuleiten. Punkt 3 ist die neuromuskuläre Ansteuerung, die eine bestimmte Bewegung zur Folge hat. Durch Übertragung der resultierenden Kraft auf die beiden Trittplatten wird in Punkt 4 das Feedback des Systems für den Sportler neu berechnet und angepasst. Dynamic Devices stellt bereits eine Vielzahl an Trainingszenarien zur Verfügung und verwendet Methoden der künstlichen Intelligenz, um das Training von einer zur nächsten Session aufgrund der vorherigen Ergebnisse neu anzupassen.

<sup>12</sup>Dynamic Devices AG, Schweiz, <https://ddrobotec.com/en/>

Die hier vorgestellten Neu- und Weiterentwicklungen stellen neue Trainingskonzepte wie ein variabler Widerstand für die Beinstreckung und -beugung oder bessere Trainingsbewegungen, die mehr den physiologischen Bewegungsmustern entsprechen, zur Verfügung. Im Falle des Systems der Dynamic Devices AG findet sogar eine Optimierung des Trainings statt. Keines der Systeme betrachtet allerdings die Belastung, die aus den mit den Geräten gemessenen Werten an den Strukturen des Muskel-Skelett-Systems resultiert. Fehl- oder Schonhaltungen können damit ohne therapeutische Überwachung nicht erkannt oder korrigiert werden.

## 3 Sensitive und klassische Industrieroboter als Aktoren

Die Verwendung von Industrierobotern mit mindestens sechs Freiheitsgraden als Aktoren in Rehabilitations- und Trainingsanwendungen hat den offensichtlichen Vorteil, dass beliebige Trajektorien im Raum in Position und Orientierung vorgegeben werden können. Daher muss lediglich der Arbeitsraum des Roboters so beschaffen sein, dass der Mensch in seiner Bewegungsausführung nicht behindert wird, was durch die technischen Spezifikationen des Arbeitsraums des Roboters einfach realisierbar und überprüfbar ist. Ein weiterer Aspekt ist allerdings die Dimensionierung des Roboters hinsichtlich der durch die Interaktion mit dem Menschen auftretenden Kräfte. Klassische Industrieroboter stellen meist nur eine Nenntaglast sowie ein Nutzlastdiagramm zur Verfügung. Während Roboter die angegebene Nenntaglast mit höchster Geschwindigkeit und Präzision bewegen können, können Menschen hohe Kräfte nur mit niedrigen Geschwindigkeiten aufbringen [25]. Daher ist eine anwendungsorientierte Belastungsanalyse des Roboters ein wichtiger Aspekt in der Entwicklung eines robotischen Assistenzsystems, damit der Roboter weder über- noch unterdimensioniert ist.

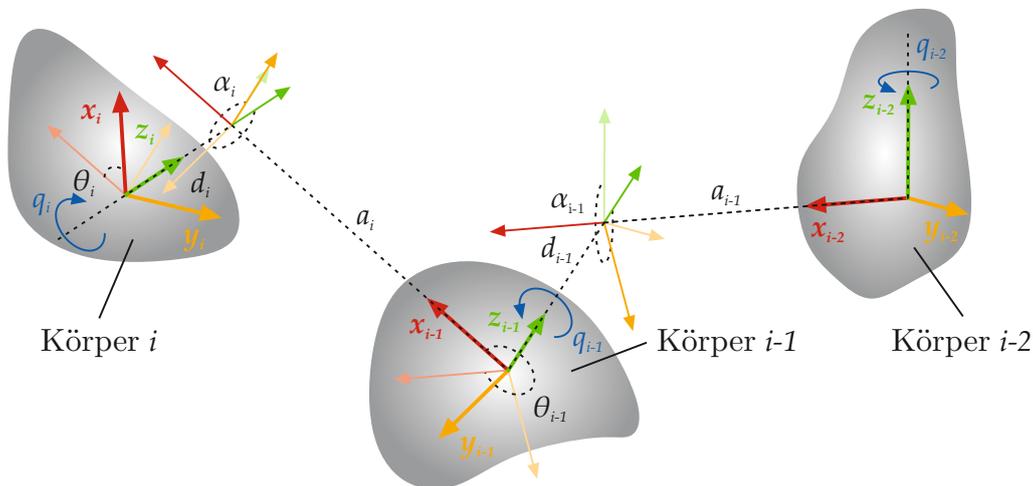
Zur Vorgabe von Bewegungen bieten Industrieroboter verschiedene Schnittstellen an. Während Standardanwendungen im industriellen Produktionsumfeld mit Schutzzaun häufig nur die Anforderung haben, zuvor festgelegte Bewegungen mit definierten Geschwindigkeiten immer exakt gleich zu wiederholen, müssen Roboter in der Interaktion mit Menschen in der Lage sein, auf sich ändernde Bedingungen zu reagieren. Ist die Trajektorie vorab bekannt, kann die Bewegung des Roboters vorab geplant und auf der Robotersteuerung hinterlegt werden. Für flexiblere Bewegungsvorgaben stehen bei den hier verwendeten Robotern des Herstellers KUKA Schnittstellen zur Verfügung, über die der Roboter mit einem externen Rechner in einem definierten Takt gesteuert werden kann.

### 3.1 Kinematik und Dynamik von Industrierobotern

#### 3.1.1 Kinematik

Die Aufgabe des Roboters wird aus der Anwendung heraus meist als kartesische Trajektorie im Raum beschrieben, die der Roboter durch Ansteuerung seiner mindestens sechs

Achsen ausführen muss. Um den Zusammenhang zwischen der kartesischen Pose des Endeffektors (TCP, tool center point)  $\mathbf{x}_{TCP} = (x_{TCP}, y_{TCP}, z_{TCP}, a_{TCP}, b_{TCP}, c_{TCP})^T$ , mit drei translatorischen Koordinaten, sowie drei Eulerwinkeln im Basiskoordinatensystem, und den  $n$  Achswinkeln  $\mathbf{q} = (q_1, q_2, \dots, q_n)^T$  zu beschreiben, wird der Roboter in starre Körper zerlegt, die durch Gelenke mit je einem rotatorischen Freiheitsgrad  $q_i$  verbunden sind. Jedem der Körper wird ein körperfestes Koordinatensystem zugeordnet, dessen Lage sich bezüglich des vorherigen Koordinatensystems eindeutig durch drei Translationen und drei Rotationen beschreiben lässt. Mit der Konvention von Denavit-Hartenberg [21], die hier in der Variante von [64] verwendet wird, reduziert sich die Anzahl der Parameter von sechs auf vier. Das nicht mitbewegte Basiskoordinatensystem erhält den Index 0, die insgesamt  $N$  bewegten Körper werden fortlaufend nummeriert. Damit ergeben sich  $N$  Gelenke, die die Körper verbinden. Bei einem rotatorischen Freiheitsgrad  $q_i$  wird die zugehörigen  $z_i$ -Achse entlang der Rotationsachse gelegt. Für drei Körper ist dies in Abbildung 3.1 gezeigt. Die  $x_{i-1}$ -Achse liegt auf der gemeinsamen Normalen der  $z_{i-1}$ - und



**Abb. 3.1:** Beschreibung der Lage dreier Körper nach der Konvention von Denavit-Hartenberg. Die rotatorischen Freiheitsgrade  $q_{i-2}$ ,  $q_{i-1}$  und  $q_i$  drehen um die jeweiligen  $z$ -Achsen.  $a_i$  ist der Abstand zwischen  $z_{i-1}$  und  $z_i$  entlang der  $x_{i-1}$ -Achse,  $\alpha_i$  ist der Winkel zwischen  $z_{i-1}$  und  $z_i$  um die  $x_{i-1}$ -Achse,  $d_i$  ist der Abstand zwischen  $x_{i-1}$  und  $x_i$  entlang der  $z_i$ -Achse und  $\theta_i$  ist der Winkel zwischen  $x_{i-1}$  und  $x_i$  um die  $z_i$ -Achse.

$z_i$ -Achse. Sofern keine gemeinsame Normale existiert, kann diese Achse beliebig gelegt werden. Die zugehörigen  $y$ -Achsen ergänzen die Koordinatensysteme zu Rechtssystemen. Die Denavit-Hartenberg-Parameter (DH-Parameter) beschreiben zwei Verschiebungen  $a_i$  und  $d_i$ , sowie zwei Drehungen  $\alpha_i$  und  $\theta_i$ .  $a_i$  beschreibt die erste Verschiebung der  $z_{i-1}$ -Achse entlang der  $x_{i-1}$ -Achse bis zum Schnitt mit der verlängerten  $z_i$ -Achse. Die erste Rotation  $\alpha_i$  dreht das verschobene Koordinatensystem um die  $x_{i-1}$ -Achse bis die  $z_{i-1}$ -Achse auf der  $z_i$ -Achse liegt. Es folgt die zweite Verschiebung  $d_i$  entlang der  $z_i$ -Achse bis zum Ursprung des Koordinatensystems  $i$  und zuletzt die zweite Rotation mit dem Winkel  $\theta_i$  um die  $z_i$ -Achse.

Durch den Übergang zu homogenen  $(4 \times 1)$ -Koordinaten, lässt sich die gesamte Trans-

formation vom Koordinatensystem  $i - 1$  zum Koordinatensystem  $i$  durch einen  $(3 \times 1)$ -Verschiebungsvektor  ${}^{i-1}\mathbf{p}_i$  und eine  $(3 \times 3)$ -Rotationsmatrix  ${}^{i-1}\mathbf{R}_i$ , zusammengefasst in einer  $(4 \times 4)$ -Transformationsmatrix beschreiben, die sich mit den DH-Parametern, sowie dem aktuellen Achswinkel  $q_i$  zu (3.1) ergibt.

$$\begin{aligned} {}^{i-1}\mathbf{T}_i(q_i) &= \begin{pmatrix} {}^{i-1}\mathbf{R}_i & {}^{i-1}\mathbf{p}_i \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \cos(\theta_i + q_i) & -\sin(\theta_i + q_i) & 0 & a_i \\ \sin(\theta_i + q_i) \cos \alpha_i & \cos(\theta_i + q_i) \cos \alpha_i & -\sin \alpha_i & -d_i \sin \alpha_i \\ \sin(\theta_i + q_i) \sin \alpha_i & \cos(\theta_i + q_i) \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \cos \alpha_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.1)$$

Die Gesamttransformation vom Basiskoordinatensystem 0 zum Koordinatensystem  $N$  berechnet sich durch Multiplikation der Einzeltransformationsmatrizen nach (3.2).

$${}^0\mathbf{T}_N(\mathbf{q}) = \prod_{i=1}^N {}^{i-1}\mathbf{T}_i \quad (3.2)$$

Um den Zusammenhang zwischen den Achswinkeln  $\mathbf{q}$  und der kartesischen Pose  $\mathbf{x}_{TCP}$  des TCP zu erhalten, wird die gesamte Transformationsmatrix in Abhängigkeit der kartesischen Pose aufgestellt. Die Position des Endeffektors entspricht dem Verschiebungsvektor  ${}^0\mathbf{p}_N = (x_{TCP}, y_{TCP}, z_{TCP})^T$ , die Rotationsmatrix  ${}^0\mathbf{R}_N$  wird aus den Eulerwinkeln  $a_{TCP}$ ,  $b_{TCP}$  und  $c_{TCP}$  gebildet. Wie bei Industrierobotern üblich werden die Eulerwinkel in der Drehreihenfolge Z-Y-X verwendet, womit sich mit den abkürzenden Schreibweisen  $c_a = \cos a_{TCP}$  und  $s_a = \sin a_{TCP}$ , sowie entsprechend für die anderen Winkel, die Transformationsmatrix in Abhängigkeit der Pose zu (3.3) ergibt.

$${}^0\mathbf{T}_N(\mathbf{x}_{TCP}) = \begin{pmatrix} c_a c_b & c_a s_b s_c - s_a c_c & c_a s_b c_c + s_a s_c & x_{TCP} \\ s_a c_b & s_a s_b s_c + c_a c_c & s_a s_b c_c - c_a s_c & y_{TCP} \\ -s_b & c_b s_c & c_b c_c & z_{TCP} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

Aus dem aus (3.2) und (3.3) resultierenden Gleichungssystem erhält man die Vorwärtskinematik durch Bestimmen der Pose aus den Achswinkeln und die inverse Kinematik durch Ermitteln der Achswinkel zu einer bekannten Pose.

### 3.1.1.1 Vorwärtskinematik

Das Problem der Vorwärtskinematik ist einfach zu lösen, da durch die Vorgabe von Achswinkeln die resultierende kartesische Pose eindeutig ist, es können lediglich Singularitäten in den Eulerwinkeln entstehen. Aus (3.3) lässt sich die Position direkt ablesen,

die Orientierungen berechnen sich gemäß (3.4).

$$\begin{aligned}
 b_{TCP} &= \arctan2 \left( s_b, \sqrt{(c_a c_b)^2 + (s_a c_b)^2} \right) \\
 a_{TCP} &= \arctan2 \left( \frac{s_a c_b}{c_b}, \frac{c_a c_b}{c_b} \right) \\
 c_{TCP} &= \arctan2 \left( \frac{c_b s_c}{c_b}, \frac{c_b c_c}{c_b} \right)
 \end{aligned} \tag{3.4}$$

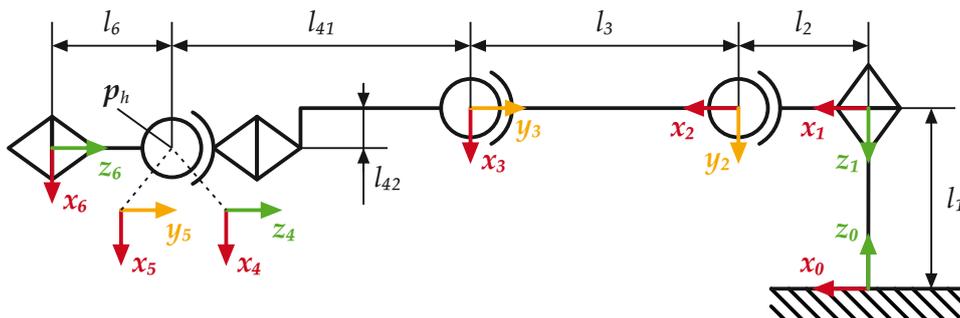
Die Singularität tritt bei Z-Y-X Eulerwinkeln auf, wenn die erste und letzte Rotation um dieselbe Achse erfolgen. Im Fall von  $b_{TCP} = \pm\pi/2$  ist  $c_b = \cos(\pm\pi/2) = 0$ . Wie in (3.4) ersichtlich sind in diesem Fall die beiden Winkel  $a_{TCP}$  und  $c_{TCP}$  nicht definiert. Die Singularität kann aufgelöst werden, indem in  $a_{TCP} = 0$  gesetzt wird. Damit ergibt sich der letzte Winkel zu  $c_{TCP} = \pm\arctan2(c_a s_b s_c - s_a c_c, s_a s_b s_c + c_a c_c)$ .

### 3.1.1.2 Inverse Kinematik

Im Gegensatz zur Vorwärtskinematik ist die inverse Kinematik nicht immer eindeutig lösbar, da dieselbe kartesische Pose abhängig von der Geometrie und den Freiheitsgraden des Roboters auch durch mehrere oder unendlich viele Achskonfigurationen erreicht werden kann. Grundlegend können Verfahren zur Lösung der inversen Kinematik in geschlossene und numerische Verfahren unterteilt werden [64].

### Geometrischer Ansatz für Sechssachs-Industrieroboter

Klassische Sechssachs-Industrieroboter, wie auch der zum Muskelaufbautraining verwendete, haben allgemein die in Abbildung 3.2 gezeigte Struktur, bei der sich die Handgelenkachsen  $z_4$ ,  $z_5$  und  $z_6$  in einem Punkt  $p_h$ , dem Ursprung des fünften Koordinatensystems, schneiden. Die zugehörigen DH-Parameter sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst.



**Abb. 3.2:** Struktur eines klassischen Sechssachs-Industrieroboters. Die Rotationsachsen des Handgelenks schneiden sich im Ursprung des fünften Koordinatensystems.  $l_i$  sind die Längen der einzelnen Segmente.

Mit dieser Struktur kann das invers kinematische Problem zerlegt werden in die Lösung der inversen Orientierung mit den Handgelenkwinkeln  $q_4$ ,  $q_5$  und  $q_6$ , und die Lösung der

Achse	1	2	3	4	5	6
$a_i$	0	$l_2$	$l_3$	$l_{42}$	0	0
$\alpha_i$	$\pi$	$\pi/2$	0	$-\pi/2$	$\pi/2$	$-\pi/2$
$d_i$	$-l_1$	0	0	$-l_{41}$	0	$-l_6$
$\theta_i$	0	0	$\pi/2$	0	0	0

**Tabelle 3.1:** DH-Parameter eines klassischen Sechssachs-Industrieroboters mit den Gelenklängen aus Abbildung 3.2.

inversen Position mit den Achswinkeln  $q_1$ ,  $q_2$  und  $q_3$ . Hierfür wird zunächst die Handgelenkposition  ${}^0\mathbf{p}_h = ({}^0p_{hx}, {}^0p_{hy}, {}^0p_{hz}, 1)^T$  im Weltkoordinatensystem über die bekannte Position im Endeffektorkoordinatensystem  ${}^6\mathbf{p}_h = (0, 0, l_6, 1)^T$  mit der Transformationsmatrix  ${}^0\mathbf{T}_6$  nach (3.5) bestimmt.

$${}^0\mathbf{p}_h = {}^0\mathbf{T}_6 {}^6\mathbf{p}_h \quad (3.5)$$

Im Fall der Überkopfsingularität liegt  $\mathbf{p}_h$  auf der  $z_0$ -Achse und  $q_1$  kann beliebig gewählt werden, wobei entweder  $q_1 = 0$  gesetzt, oder der letzte Achswinkel beibehalten wird. In den anderen Fällen berechnet sich  $q_1$  in der  $\mathbf{x}_0$ - $\mathbf{y}_0$ -Ebene nach (3.6), wobei es mehrere Lösungen geben kann.

$$q_1 = -\arctan2({}^0p_{hy}, {}^0p_{hx}) \pm n\pi \text{ mit } n \in \mathbb{Z} \quad (3.6)$$

Da die arctan2-Funktion auf den Wertebereich  $[-\pi, \pi]$  beschränkt ist und der Ursprung von Achse 2 sowohl im selben Quadranten wie  $\mathbf{p}_h$  als auch im diagonal gegenüberliegenden Quadranten liegen kann, kommen beliebig viele Lösungen in Frage, die zunächst durch die Achswinkelgrenzen eingegrenzt werden können. Die gegebenenfalls bleibenden Mehrdeutigkeiten werden gelöst, indem entweder derjenige Winkel gewählt wird, der den größten Abstand zu den Achswinkelgrenzen hat, oder der letzte Achswinkel beibehalten wird.

Die Koordinaten  $q_1$  und  $q_2$  werden über die drei rechtwinkligen Hilfsdreiecke in Abbildung 3.3 berechnet. Für die Katheten des türkis- und magentafarbenen Dreiecks werden die folgenden beiden nichtlinearen Gleichungen aufgestellt.

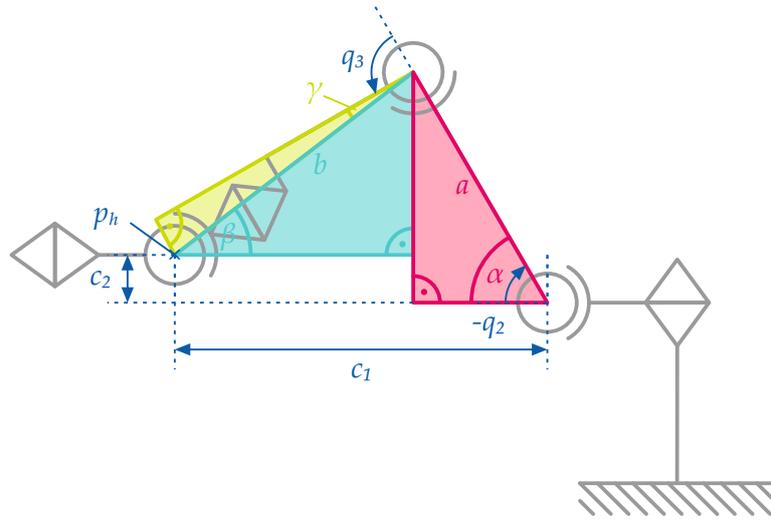
$$\begin{aligned} b \cos \beta &= c_1 - a \cos \alpha \\ b \sin \beta &= c_2 - a \sin \alpha \end{aligned} \quad (3.7)$$

Durch Quadrieren und Addieren beider Gleichungen kann  $\beta$  eliminiert werden, und es ergibt sich für  $\alpha$  folgender Zusammenhang.

$$\begin{aligned} c_1 \cos \alpha + c_2 \sin \alpha &= C \\ \text{mit } C &= \frac{c_1^2 + c_2^2 + a^2 - b^2}{2a} \end{aligned} \quad (3.8)$$

Die Gleichung hat für einen Wertebereich von  $[-\pi, \pi]$  die Lösungen

$$\alpha = \arctan2\left(Cc_2 \pm c_1\sqrt{c_1^2 + c_2^2 - C^2}, Cc_1 \mp c_2\sqrt{c_1^2 + c_2^2 - C^2}\right). \quad (3.9)$$



**Abb. 3.3:** Drei rechtwinklige Hilfsdreiecke zur Bestimmung der Achswinkel  $q_2$  und  $q_3$ .  $c_1$  und  $c_2$  ist der horizontale und vertikale Abstand des Handgelenkpunktes  $p_h$  vom Koordinatenursprung der zweiten Achse in der  $\mathbf{x}_2\text{-}\mathbf{y}_2$  Ebene.

Eingesetzt in (3.7) ergeben sich für  $\beta$  die Lösungen in (3.10).

$$\beta = \arctan2(c_2 - a \sin \alpha, c_1 - a \cos \alpha) \quad (3.10)$$

Der in Abbildung 3.3 noch fehlende Winkel  $\gamma$  im grünen rechtwinkligen Dreieck, lässt sich direkt über die DH-Parameter des Roboters nach (3.11) bestimmen.

$$\gamma = \arctan \frac{l_{42}}{l_{41}} \quad (3.11)$$

Die Ankathete des Winkels  $\gamma$  entspricht der Länge  $l_{41}$  in Abbildung 3.2, die Länge  $l_{42}$  der Ankathete. Damit sind ebenfalls die Kantenlängen  $a$  und  $b$  der Dreiecke bekannt (3.12).

$$\begin{aligned} a &= l_3 \\ b &= \sqrt{l_{41}^2 + l_{42}^2} \end{aligned} \quad (3.12)$$

Der horizontale ( $c_1$ ) und vertikale ( $c_2$ ) Abstand des Handgelenkpunktes  $p_h$  vom Koordinatenursprung der zweiten Achse in der  $\mathbf{x}_2\text{-}\mathbf{y}_2$  Ebene kann mit bekanntem Achswinkel  $q_1$ , den Koordinaten des Handgelenkpunktes im Ursprungskoordinatensystem, sowie den DH-Parametern nach (3.13) berechnet werden.

$$\begin{aligned} c_1 &= {}^0p_{hx} \cos q_1 - {}^0p_{hy} \sin q_1 - l_2 \\ c_2 &= {}^0p_{hz} - l_1 \end{aligned} \quad (3.13)$$

Schlussendlich ergeben sich für  $q_2$  die Lösungen

$$q_2 = -\alpha \pm n\pi \text{ mit } n \in \mathbb{Z} \quad (3.14)$$

und für  $q_3$  die Lösungen

$$q_3 = \alpha - \beta - \gamma \pm n\pi \text{ mit } n \in \mathbb{Z}. \quad (3.15)$$

Die Lösungen werden zunächst auf den zulässigen Achsbewegungsraum begrenzt und falls keine eindeutige Lösung gefunden werden kann, wird die Lösung mit minimalem Abstand zur aktuellen Roboterposition gewählt.

Für die Lösung des inversen Rotationsproblems zur Bestimmung der Achswinkel  $q_4$ ,  $q_5$  und  $q_6$  wird die Transformationsmatrix  ${}^3\mathbf{T}_6$  betrachtet. Sie wird aus den bereits ermittelten Koordinaten  $q_1$ ,  $q_2$  und  $q_3$ , sowie der kartesischen Pose des Endeffektors nach (3.16) berechnet.

$${}^3\mathbf{T}_6(\mathbf{x}_{TCP}) = {}^3\mathbf{T}_0(q_1, q_2, q_3) {}^0\mathbf{T}_6(\mathbf{x}_{TCP}) \text{ mit } {}^3\mathbf{T}_0 = {}^0\mathbf{T}_3^{-1} \quad (3.16)$$

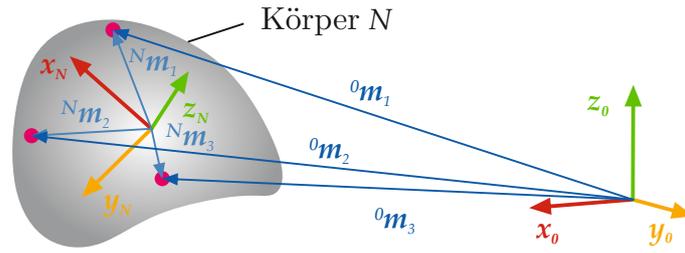
Zum Koeffizientenvergleich der Einträge der Transformationsmatrix wird  ${}^3\mathbf{T}_6$  in Abhängigkeit der DH-Parameter und der gesuchten Achswinkel  $q_4$ ,  $q_5$  und  $q_6$  aufgestellt. Ein Sonderfall ergibt sich in der Handachsensingularität für  $q_5 = 0$ , da in diesem Fall die vierte und die sechste Rotationsachse aufeinander liegen und es für die verbleibenden Freiheitsgrade unendlich viele Lösungen gibt. Die Singularität wird aufgelöst, indem  $q_4$  auf den letzten Wert gesetzt, oder frei gewählt wird. In diesem Fall lässt sich  $q_6$  direkt aus der Transformationsmatrix  ${}^5\mathbf{T}_6$ , die analog zu (3.16) aufgestellt wird, berechnen. Auch für diese Winkel werden die Mehrdeutigkeiten gelöst, indem die Lösungsmenge mit dem Bewegungsraum der jeweiligen Achsen beschränkt wird und diejenige Lösung gewählt wird, die minimalen Abstand von der letzten Achsposition hat.

### Allgemeiner numerischer Ansatz

Numerische Methoden zur Lösung der inversen Kinematik haben den Vorteil, dass sie auf beliebige und insbesondere redundante Kinematiken angewandt werden können [64]. Allerdings werden hierbei nicht immer alle möglichen Lösungen berechnet, was dazu führen kann, dass nicht immer die für die Anwendung beste Lösung gefunden wird.

Für den für die Neurorehabilitation verwendeten Roboter wird die inverse Kinematik mit einem Verfahren berechnet, das auch bei der Bewegungserfassung des Menschen zum Einsatz kommt [12]. Die Pose eines Körpers wird hierbei eindeutig über die Positionen von drei Punkten auf dem Körper beschrieben, deren Ortsvektoren  ${}^N\mathbf{m}_1$ ,  ${}^N\mathbf{m}_2$  und  ${}^N\mathbf{m}_3$  wie in Abbildung 3.4 im körperfesten Koordinatensystem linear unabhängig sind. Die Lage des Körpers  $N$  wird in Abhängigkeit der Gelenkwinkel  $\mathbf{q}$  über die Transformationsmatrix  ${}^0\mathbf{T}_N(\mathbf{q})$  beschrieben. Die Pose des Körpers wird über die kartesischen Koordinaten der Punkte im Basiskoordinatensystem  ${}^0\mathbf{m}_i$  definiert. Für jeden der Punkte gilt der Zusammenhang in (3.17).

$${}^0\mathbf{m}_i = {}^0\mathbf{T}_N(\mathbf{q}) {}^N\mathbf{m}_i \quad (3.17)$$



**Abb. 3.4:** Beschreibung der Lage des Körpers  $N$  über drei körperfeste Punkte mit linear unabhängigen Ortsvektoren  ${}^N \mathbf{m}_1$ ,  ${}^N \mathbf{m}_2$  und  ${}^N \mathbf{m}_3$ .

Bei der inversen Kinematik in [12] wird das Problem gelöst, indem die gewichtete Summe der Fehlerquadrate der  $n$  vorgegebenen Positionen und der aus Gelenkwinkeln berechneten Positionen minimiert wird (3.18).

$$\min_{\mathbf{q}} \sum_{i=1}^n w_i \left\| {}^0 \mathbf{m}_i - {}^0 \mathbf{T}_N(\mathbf{q}) {}^N \mathbf{m}_i \right\|^2 \quad \text{mit } w_i = 1 \quad (3.18)$$

Die Gewichtungsfaktoren werden auf  $w_i = 1$  gesetzt, da die Pose exakt eingenommen werden soll. Eine Verringerung eines Gewichtungsfaktors hat zur Folge, dass bei dem entsprechenden Punkt ein größerer Fehler toleriert wird.

### 3.1.1.3 Jacobi-Matrix

Mit der  $(6 \times N)$ -Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}$  wird die Abhängigkeit der kartesischen Geschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{x}}$  von den Achsgeschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{q}}$  in (3.19) beschrieben [78].

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad \text{mit } \mathbf{J}(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial x}{\partial q_1} & \cdots & \frac{\partial x}{\partial q_N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial c}{\partial q_1} & \cdots & \frac{\partial c}{\partial q_N} \end{pmatrix} \quad (3.19)$$

Sie enthält die partiellen Ableitungen der kartesischen Koordinaten nach den einzelnen Achswinkeln. Da die Eulerwinkel über (3.4) aus der Transformationsmatrix bestimmt werden müssen, ist die analytische Bestimmung der letzten drei Zeilen sehr aufwendig. Mit den nach der Denavit-Hartenberg-Konvention bestimmten Rotationsachsen  $\mathbf{z}_i$ , sowie den Vektoren zum Ursprung des jeweiligen Koordinatensystems  $\mathbf{o}_i$  lassen sich die einzelnen Spalten  $\mathbf{J}_i$  der Jacobi-Matrix geometrisch nach (3.20) berechnen.

$$\mathbf{J}_i = \begin{pmatrix} {}^0 \mathbf{z}_{i-1} \times ({}^0 \mathbf{o}_N - {}^0 \mathbf{o}_{i-1}) \\ {}^0 \mathbf{z}_{i-1} \end{pmatrix} \quad (3.20)$$

Zur Darstellung der Abhängigkeit der Achsgeschwindigkeiten von den kartesischen Geschwindigkeiten muss (3.19) nach  $\dot{\mathbf{q}}$  aufgelöst und die Jacobi-Matrix invertiert werden. Die Inverse der Jacobi-Matrix existiert nur, wenn sie quadratisch und regulär ist, was für sehr wenige Kinematiken der Fall ist, die genau  $N = 6$  Freiheitsgrade haben und keine

Singularitäten aufweisen, die einen Rangverlust der Matrix bedeuten. Daher kann die Lösung meist nur numerisch unter Verwendung einer Pseudoinversen bestimmt werden. Für Matrizen mit vollem Rang wird die Moore-Penrose Pseudoinverse in (3.21) verwendet.

$$\mathbf{J}^\dagger = \mathbf{J}^T (\mathbf{J}\mathbf{J}^T)^{-1} \quad (3.21)$$

Die Achsgeschwindigkeiten lassen sich damit nur eingeschränkt aus den kartesischen Geschwindigkeiten bestimmen. Mit dem Prinzip der virtuellen Arbeit lässt sich allerdings der Zusammenhang zwischen dem Vektor der externen Gelenkmomente  $\boldsymbol{\tau}_{ext} = (\tau_{ext,1}, \dots, \tau_{ext,N})^T$  und der am Endeffektor aufgebrauchten externen Kräfte und Momente  $\mathbf{f}_{ext} = (f_{ext,x}, f_{ext,y}, f_{ext,z}, m_{ext,a}, m_{ext,b}, m_{ext,c})^T$  über die transponierte Jacobi-Matrix zeigen. Für die virtuelle Arbeit gilt (3.22), woraus mit (3.19) der Zusammenhang über die Transponierte der Jacobimatrix in (3.23) folgt.

$$\mathbf{f}_{ext} \delta \mathbf{x} = \boldsymbol{\tau}_{ext} \delta \mathbf{q} \quad (3.22)$$

$$\boldsymbol{\tau}_{ext} = \mathbf{J}^T(\mathbf{q}) \mathbf{f}_{ext} \quad (3.23)$$

Genau wie bei der Abhängigkeit der Geschwindigkeiten im kartesischen und im Achsraum, gelten dieselben Einschränkungen zur Bestimmung des inversen Zusammenhangs und der Möglichkeit  $\mathbf{J}^T$  zu invertieren.

### 3.1.1.4 Nullraumbewegung

Um eine Position und Orientierung im kartesischen Raum einnehmen zu können, werden allgemein Kinematiken mit  $N \geq 6$  Freiheitsgraden benötigt. Redundante Roboter besitzen mehr Freiheitsgrade als zur Erfüllung der Aufgabe notwendig sind. In diesem Fall gilt  $N > 6$  und der Roboter kann sowohl dieselbe Pose mit unendlich vielen Achskonfigurationen einnehmen, als auch Nullraumbewegungen durchführen, die keine Bewegung des Endeffektors zur Folge haben [64].

Aus dem Zusammenhang zwischen der kartesischen Geschwindigkeit und der Achsgeschwindigkeit in (3.19) ergibt sich unter Verwendung der Pseudoinversen in (3.21) die spezielle Lösung in (3.24).

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^\dagger \dot{\mathbf{x}} \quad (3.24)$$

Die vollständige Lösung enthält zusätzlich die Nullraumgeschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{q}}_n$ , die keine Bewegung des Endeffektors zur Folge haben und für die gilt  $\mathbf{J}\mathbf{q}_n = \mathbf{0}$ . Sie werden über eine Projektion in den Nullraum der Jacobi-Matrix berechnet und ergeben sich für eine beliebige Geschwindigkeit  $\dot{\mathbf{q}}_0$  mit (3.25) zu (3.26), wobei  $\mathbf{I}_{N \times N}$  die  $(N \times N)$ -Einheitsmatrix ist.

$$\dot{\mathbf{q}}_n = (\mathbf{I}_{N \times N} - \mathbf{J}^\dagger \mathbf{J}) \dot{\mathbf{q}}_0 \quad (3.25)$$

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^\dagger \dot{\mathbf{x}} + (\mathbf{I}_{N \times N} - \mathbf{J}^\dagger \mathbf{J}) \dot{\mathbf{q}}_0 \quad (3.26)$$

Im Sonderfall, dass im kartesischen Raum nur die Position aus der Anwendung vorgegeben wird und die Orientierung beliebig gewählt werden kann, wird nicht die komplette Jacobi-Matrix in (3.26) verwendet, sondern nur deren erste drei Zeilen  $\mathbf{J}_{xyz}$ .

Um aus den unendlich vielen Lösungen der inversen Kinematik die beste Lösung für die Anwendung zu finden, kann ein Optimierungskriterium  $\mathbf{H}(\mathbf{q})$  eingeführt werden, das minimiert werden soll. Ein lokales Optimum kann gefunden werden, wenn der Gradient  $\nabla\mathbf{H}(\mathbf{q})$  gebildet wird, in dessen Gegenrichtung das Minimum liegt. Mit einer Skalierung  $k$  der Schrittweite ergibt sich die Lösung der inversen Kinematik mit Optimierung zu (3.27).

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^\dagger \dot{\mathbf{x}} - k \left( \mathbf{I}_{N \times N} - \mathbf{J}^\dagger \mathbf{J} \right) \nabla \mathbf{H}(\mathbf{q}) \quad (3.27)$$

### 3.1.2 Dynamik

Zur Beschreibung der Roboterdynamik werden die Bewegungsgleichungen in der Form (3.28) aufgestellt.

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{f}_{ext} = \boldsymbol{\tau} \quad (3.28)$$

Hierbei ist  $\mathbf{M}(\mathbf{q})$  die Massenmatrix,  $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$  der Vektor der Coriolis- und Zentripetalkräfte,  $\mathbf{G}(\mathbf{q})$  der Vektor der Gravitationskräfte und  $\boldsymbol{\tau}$  die zur Bewegung notwendigen Momente in den Achsen. Aus externen Kräften  $\mathbf{f}_{ext}$  resultierende externe Achsmomente  $\boldsymbol{\tau}_{ext}$  können über den bekannten Zusammenhang mit der transponierten Jacobi-Matrix in (3.23) separat berechnet werden und mit den um die äußeren Kräfte bereinigten Momenten  $\boldsymbol{\tau}_{in}$  zum Gesamtmoment  $\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\tau}_{in} + \boldsymbol{\tau}_{ext}$  addiert werden. Die Bewegungsgleichungen bestehen aus  $N$  nichtlinearen, gekoppelten Differentialgleichungen zweiter Ordnung. Zur Berechnung der Vorwärtsdynamik werden ausgehend von bekannten Achsmomenten, sowie den Anfangswerten der Achsgeschwindigkeiten und -positionen die Achsbeschleunigungen berechnet und numerisch integriert [18]. Bei der inversen Dynamik ist die Bewegung vollständig bekannt und die resultierenden Achsmomente werden berechnet.

#### 3.1.2.1 Inverse Dynamik

Der wesentliche Aufwand in der Berechnung der inversen Dynamik besteht im Aufstellen der gekoppelten, nichtlinearen Bewegungsgleichungen. Das rekursive Newton-Euler Verfahren zerlegt das Problem hierfür in einen Vorwärtsschritt, in dem die Geschwindigkeiten und Beschleunigungen der einzelnen bewegten Körper von der Basis ausgehend berechnet werden, und einen Rückwärtsschritt, in dem vom Endeffektor aus die Kräfte und Momente, die auf den Körper wirken berechnet und daraus die Gelenkmomente bestimmt werden [18].

Die Geschwindigkeiten und Beschleunigungen eines starren Körpers  $i$  mit Schwerpunkt  $\mathbf{s}_i$  und Koordinatenursprung  $\mathbf{o}_i$  werden im Vorwärtsschritt zusammengesetzt aus den translatorischen und rotatorischen Anteilen. Für die Basis gelten für die Winkelgeschwindigkeit  ${}^0\boldsymbol{\omega}_0$ , die Winkelbeschleunigung  ${}^0\dot{\boldsymbol{\omega}}_0$  und die translatorische Geschwindigkeit des Koordinatenursprungs  ${}^0\mathbf{v}_0$  die Anfangsbedingungen  ${}^0\boldsymbol{\omega}_0 = {}^0\dot{\boldsymbol{\omega}}_0 = {}^0\mathbf{v}_0 = \mathbf{0}$  und für die translatorische Beschleunigung  ${}^0\mathbf{a}_0$  wirkt die Erdbeschleunigung  ${}^0\mathbf{a}_0 = \mathbf{g}$ . Die Winkelgeschwindigkeit des Körpers  $i$  ergibt sich nach (3.29), wobei der erste Summand aus der

transformierten Geschwindigkeit des vorherigen Körpers  $i - 1$  resultiert und der zweite Summand die Achsgeschwindigkeit  $\dot{q}_i$  um die Rotationsachse  $\mathbf{z}_i$  beschreibt.

$${}^i\boldsymbol{\omega}_i = {}^i\mathbf{R}_{i-1}{}^{i-1}\boldsymbol{\omega}_{i-1} + \dot{q}_i{}^i\mathbf{z}_i \quad (3.29)$$

Die zugehörige Winkelbeschleunigung ergibt sich damit zu (3.30).

$${}^i\dot{\boldsymbol{\omega}}_i = {}^i\mathbf{R}_{i-1}{}^{i-1}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{i-1} + \ddot{q}_i{}^i\mathbf{z}_i + {}^i\boldsymbol{\omega}_i \times \dot{q}_i{}^i\mathbf{z}_i \quad (3.30)$$

Die translatorische Geschwindigkeit des Koordinatenursprungs setzt sich aus der transformierten Geschwindigkeit des vorherigen Körpers  $i - 1$  sowie der Geschwindigkeit, die aus der Rotation resultiert nach (3.31) zusammen.

$${}^i\mathbf{v}_i = {}^i\mathbf{R}_{i-1}{}^{i-1}\mathbf{v}_{i-1} + {}^i\boldsymbol{\omega}_i \times {}^i\mathbf{R}_{i-1}{}^{i-1}\mathbf{o}_i \quad (3.31)$$

Daraus ergibt sich die Beschleunigung des Koordinatenursprungs zu (3.32).

$${}^i\mathbf{a}_i = {}^i\mathbf{R}_{i-1}{}^{i-1}\mathbf{a}_{i-1} + {}^i\boldsymbol{\omega}_i \times \left( {}^i\boldsymbol{\omega}_i \times {}^i\mathbf{R}_{i-1}{}^{i-1}\mathbf{o}_i \right) + {}^i\dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times {}^i\mathbf{R}_{i-1}{}^{i-1}\mathbf{o}_i \quad (3.32)$$

Hier entspricht der erste Term der Beschleunigung des vorherigen Ursprungs, der zweite Term ist die Zentripetalbeschleunigung, der dritte Term resultiert aus der beschleunigten Rotation des Körpers. Es treten keine Coriolisbeschleunigungen auf, da sich die benachbarten Koordinatensysteme nicht gegeneinander verschieben. Schlussendlich kann aus den Geschwindigkeiten und Beschleunigungen der Koordinatenursprünge bei bekannter Lage des Schwerpunkts im körperfesten Koordinatensystem  ${}^i\mathbf{s}_i$  die Schwerpunktbeschleunigung  ${}^i\mathbf{a}_{S_i}$  nach (3.33) berechnet werden.

$${}^i\mathbf{a}_{S_i} = {}^i\mathbf{a}_i + {}^i\boldsymbol{\omega}_i \times \left( {}^i\boldsymbol{\omega}_i \times {}^i\mathbf{s}_i \right) + {}^i\dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times {}^i\mathbf{s}_i \quad (3.33)$$

Die Berechnungen in (3.29) bis (3.33) werden rekursiv bis zum Körper  $i = N$  im Vorwärtsschritt durchgeführt.

Im Rückwärtsschritt werden ausgehend vom letzten Körper  $N$  die auf den Schwerpunkt wirkenden Kräfte  $\mathbf{f}_i$  und Momente  $\mathbf{m}_i$  bilanziert. Werden externe Kräfte und Momente getrennt betrachtet, wirkt auf jeden Körper zunächst die Trägheitskraft  ${}^i\mathbf{F}_i$ , die bereits die Gewichtskraft enthält, sowie das Trägheitsmoment  ${}^i\mathbf{M}_i$ , die nach (3.34) mit der Masse  $m_i$  und dem Trägheitstensor  $J_{S_i}$  bezüglich des Schwerpunkts bestimmt werden.

$$\begin{aligned} {}^i\mathbf{F}_i &= m_i{}^i\mathbf{a}_{S_i} \\ {}^i\mathbf{M}_i &= \mathbf{J}_{S_i}{}^i\dot{\boldsymbol{\omega}}_i + {}^i\boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{J}_{S_i}{}^i\boldsymbol{\omega}_i \end{aligned} \quad (3.34)$$

Zudem wirken auf den Körper  $i$  die Kräfte  ${}^i\mathbf{f}_{i+1}$  und Momente  ${}^i\mathbf{m}_{i+1}$  aus dem folgenden Körper  $i + 1$ , die in der Kräftebilanz ebenfalls berücksichtigt werden müssen. Für den Körper  $N$  gelten die Anfangsbedingungen  ${}^N\mathbf{f}_{N+1} = {}^N\mathbf{m}_{N+1} = \mathbf{0}$ . Damit lassen sich die Kräfte und Momente nach (3.35) berechnen.

$$\begin{aligned} {}^{i-1}\mathbf{f}_i &= {}^{i-1}\mathbf{R}_i \left( {}^i\mathbf{f}_{i+1} - {}^i\mathbf{F}_i \right) \\ {}^{i-1}\mathbf{m}_i &= {}^{i-1}\mathbf{R}_i \left( {}^i\mathbf{m}_{i+1} - {}^i\mathbf{M}_i \right) + {}^{i-1}\mathbf{o}_i \times {}^{i-1}\mathbf{R}_i \left( {}^i\mathbf{f}_{i+1} - {}^i\mathbf{F}_i \right) + {}^{i-1}\mathbf{R}_i \left( {}^i\mathbf{s}_i \times {}^i\mathbf{F}_i \right) \end{aligned} \quad (3.35)$$

Das gesuchte Achsmoment entspricht dem Anteil des Moments um die Rotationsachse (3.36)

$$\tau_{in,i} = {}^{i-1}\mathbf{m}_i {}^{i-1}\mathbf{z}_{i-1} \quad (3.36)$$

Die aus den externen Kräften resultierenden Achsmomente müssen im letzten Schritt zu den berechneten Momenten addiert werden. Der Rückwärtsschritt endet bei  $i = 2$  zur Berechnung von  $\tau_{in,1}$ . Für  $i = 1$  entsprechen die Kräftebilanzen in (3.35) den Lagerreaktionskräften des Roboters.

Die gefundenen Abhängigkeiten der Achsmomente von den Achswinkeln, -geschwindigkeiten und -beschleunigungen können in vektorieller Schreibweise in eine Bewegungsgleichung nach (3.28) gebracht werden.

#### 3.1.2.2 Dynamische Eigenschaften aus CAD-Daten

Zum Aufstellen der Bewegungsgleichungen werden die Massen  $m_i$ , Trägheitstensoren  $\mathbf{J}_{S_i}$  sowie die Lagen der Schwerpunkte  $\mathbf{s}_i$  der einzelnen bewegten Roboterglieder benötigt. Diese Daten werden von den Roboterherstellern üblicherweise nicht zur Verfügung gestellt, sodass die dynamischen Eigenschaften entweder aus CAD-Daten geschätzt oder experimentell ermittelt werden müssen. Experimentelle Methoden haben gemeinsam, dass sie den Roboter anregen und die resultierenden gemessenen Achsmomente für eine Parameterschätzung verwenden [55, 59, 68]. Voraussetzung hierfür ist neben dem Vorhandensein des Roboters auch die Möglichkeit der Messung der Drehmomente in den Achsen. Nur wenige Roboter sind direkt mit entsprechender Sensorik ausgestattet, sodass Reibungs- und Motorverluste zusätzlich modelliert werden müssen, um aus den verfügbaren Motorströmen auf die Achsmomente zu schließen.

Die Schätzung aus CAD-Daten ist zwar weniger genau als experimentelle Methoden [59], allerdings rein simulativ möglich und für eine Dimensionierung des Roboters für Trainings- und Rehabilitationsanwendungen ausreichend. Die CAD-Daten des Herstellers beinhalten die geometrischen Informationen des gesamten Roboters, allerdings ohne verwendete Materialien, die einen direkten Export von Masse, Trägheit oder Schwerpunktlage der einzelnen Körper erlaubt.

Die CAD-Daten müssen zunächst in die einzelnen bewegten Körper mit bekanntem Volumen  $V_i$  zerlegt werden. Für jeden Körper  $i$  wird eine homogene Dichte von  $\rho = 1 \text{ kg/m}^3$  angenommen, womit die zugehörige Masse des Körpers  $m_i^* = \rho V_i$  ist. Auch die Lage des Schwerpunkts kann mit bekannter Dichte über eine Integration über das Volumen direkt mit (3.37) exportiert werden.

$$\mathbf{s}_i = \frac{1}{m_i^*} \int \rho \mathbf{x} dV \quad (3.37)$$

Die Schwerpunktlage ist unabhängig von der Gesamtmasse des Körpers und muss nach einer Anpassung der Masse nicht mehr skaliert werden. Der Trägheitstensor  $\mathbf{J}_{S_i}^*$  in (3.38)

enthält die Massenträgheitsmomente  $J_{xx}^*, J_{yy}^*$  und  $J_{zz}^*$  auf der Hauptdiagonalen und symmetrisch die Deviationsmomente  $J_{xy}^*, J_{xz}^*$  und  $J_{yz}^*$ .

$$\mathbf{J}_{S_i}^* = \begin{pmatrix} J_{xx}^* & -J_{xy}^* & -J_{xz}^* \\ -J_{xy}^* & J_{yy}^* & -J_{yz}^* \\ -J_{xz}^* & -J_{yz}^* & J_{zz}^* \end{pmatrix} \quad (3.38)$$

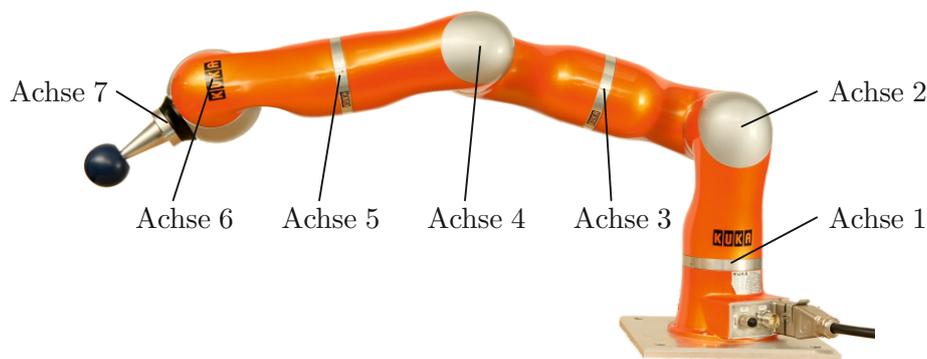
Die einzelnen Einträge ergeben sich nach (3.39).

$$\begin{aligned} J_{xx} &= \int (y^2 + z^2) dm & J_{xy} &= \int xy dm \\ J_{yy} &= \int (x^2 + z^2) dm & J_{xz} &= \int xz dm \\ J_{zz} &= \int (x^2 + y^2) dm & J_{yz} &= \int yz dm \end{aligned} \quad (3.39)$$

Mit der bekannten Gesamtmasse des Roboters  $m_{ges}$  wird ein Skalierungsfaktor  $s_m = m_{ges} / \sum_{i=1}^N m_i^*$  berechnet, womit sich die Massen zu  $m_i = s_m m_i^*$  und die Trägheitstensoren zu  $\mathbf{J}_{S_i} = s_m \mathbf{J}_{S_i}^*$  ergeben.

## 3.2 Leichtbauroboter zur Rehabilitation der oberen Extremität

Für die Rehabilitation der oberen Extremität wird der in Abbildung 3.5 gezeigte KUKA Leichtbauroboter der vierten Generation (LBR) verwendet [38]. Gegenüber klassischen



**Abb. 3.5:** KUKA Leichtbauroboter der vierten Generation mit sieben rotatorischen Freiheitsgraden.

Industrierobotern zeichnet er sich durch sein im Vergleich zur Nenntaglast von 7 kg geringes Eigengewicht von 15 kg aus, was durch die geringeren bewegten Massen im Hinblick auf die sichere Mensch-Roboter-Interaktion von entscheidendem Vorteil ist. Er verfügt mit seinen sieben Rotationsachsen über sieben Freiheitsgrade und kann damit dieselbe Position und Orientierung im kartesischen Raum mit unterschiedlichen Achskonfigurationen erreichen [4].

Eine weitere Besonderheit des LBR sind Momentensensoren, die getriebeabtriebsseitig in den Achsen verbaut sind. Damit können Kräfte, die an jeder Stelle des LBR nach Achse 1 aufgebracht werden erkannt und gemessen werden. Neben dem Gesamtmoment in jeder Achse liefert der LBR über die bekannte Achskonfiguration auch die um die Gravitationskraft bereinigten externen Momente, sowie daraus berechnet, die externe Kraft am Endeffektor. Durch diese zusätzliche Sensorik kann der Roboter sowohl in einem Gravitationskompensationsmodus betrieben werden, in dem er sein Eigengewicht kompensiert und damit per Hand in eine bestimmte Konfiguration geführt werden kann, oder durch eine integrierte kartesische und achsspezifische Steifigkeitsregelung ein nachgiebiges Verhalten aufweisen. Hierfür kann jeder Achse ein Steifigkeitswert von maximal 5000 N m/rad, sowie Dämpfungswerte zwischen 0,1 und 10 zugewiesen werden. Die weiteren in der Robotersteuerung hinterlegten Grenzwerte für die Achswinkel, sowie die maximal zulässigen Achsgeschwindigkeiten und -momente sind in Tabelle 3.2 zusammengefasst.

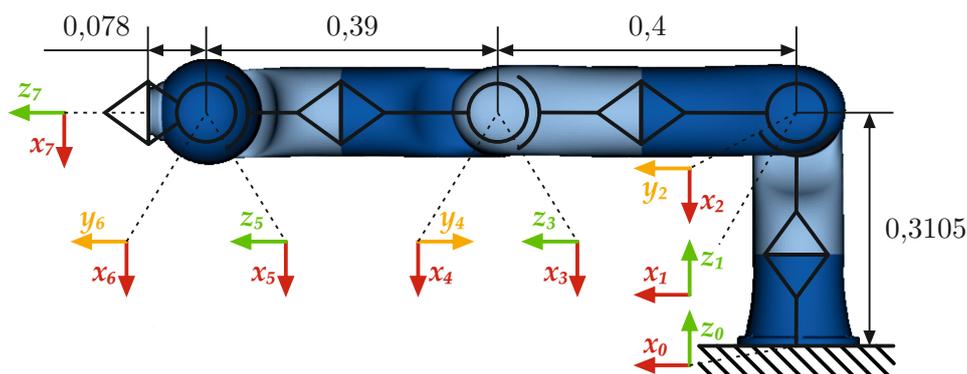
Achse	1	2	3	4	5	6	7
Achswinkel (°)	±170	±120	±170	±120	±170	±130	±170
Achsgeschwindigkeiten (°/s)	±120	±120	±160	±160	±250	±220	±220
Achsmomente (N m)	±176	±176	±100	±100	±100	±30	±30

**Tabelle 3.2:** In der Robotersteuerung hinterlegte technische Spezifikationen des LBR für jede Achse. Bewegungsgrenzen der Achswinkel, maximal zulässige Achsgeschwindigkeiten und -momente.

### 3.2.1 Objektorientierte Modellierung des Leichtbauroboters

Um den LBR für die Anwendung evaluieren zu können, wird ein Modell benötigt, mit dem die in den Roboterachsen durch Bewegungen und externe Kräfte wirkenden Momente über die inverse Dynamik ermittelt werden können. Hierfür müssen zunächst im kartesischen Arbeitsraum beschriebene Bewegungen über die inverse Kinematik in den Achsraum des Roboters überführt und im zweiten Schritt die Momente zur Bewegung entlang der jeweiligen Freiheitsgrade berechnet werden. Als Simulationswerkzeug wird in dieser Arbeit OpenSim verwendet, ein Softwaresystem zur objektorientierten Modellierung und Simulation von Bewegungen des Muskel-Skelett-Systems [12]. Ein objektorientierter Ansatz hat den Vorteil, dass die Kinematik und Dynamik nicht explizit durch Aufstellen der Bewegungsgleichungen beschrieben werden muss, sondern intuitiv durch starre Körper mit dynamischen Eigenschaften, die über Gelenke miteinander verbunden sind.

In Abbildung 3.6 ist das Modell des Roboters mit seinen Abmessungen und der Lage der Koordinatensysteme nach der DH-Konvention dargestellt. Zur übersichtlicheren Darstellung ist der LBR nicht in der neutralen Strecklage, sondern in der Achskonfiguration  $\mathbf{q} = (0, -\pi/2, 0, 0, 0, 0, 0)^T$  visualisiert. Die insgesamt acht starren Körper sind



**Abb. 3.6:** Modell des Leichtbauroboters aus acht starren Körpern mit der Lage der Koordinatensysteme nach der DH-Konvention. Die Längen sind in Metern angegeben.

abwechselnd in hell- und dunkelblau mit ihren CAD-Daten abgebildet, die aus dem ursprünglichen vom Hersteller zur Verfügung gestellten kompletten Modell zerlegt wurden [38]. Für das Modell ergeben sich die DH-Parameter in Tabelle 3.3 sowie die Lage des Schwerpunkts im jeweiligen körperfesten Koordinatensystem und die Massen der Starrkörper skaliert auf die bekannte Gesamtmasse des Roboters in Tabelle 3.4.

Achse	1	2	3	4	5	6	7
$a_i$ (m)	0	0	0	0	0	0	0
$\alpha_i$ (rad)	0	$\pi/2$	$-\pi/2$	$-\pi/2$	$\pi/2$	$\pi/2$	$-\pi/2$
$d_i$ (m)	0,3105	0	0,4	0	0,39	0	0,078
$\theta_i$ (rad)	0	0	0	0	0	0	0

**Tabelle 3.3:** DH-Parameter des Leichtbauroboters.

Körper	1	2	3	4	5	6	7	8
$m_i$	1,37	2,49	2,49	2,5	2,49	1,67	1,61	0,39
$s_{i,x}$	0,01	0	0	0	0	0	0,01	0
$s_{i,y}$	0,61	23,31	78,75	25,25	78,75	21,57	2,95	0,5
$s_{i,z}$	51,11	-112,63	-25,27	-157,28	-23,27	-140,34	-4,02	59,78

**Tabelle 3.4:** Dynamische Eigenschaften der modellierten Starrkörper des LBR. Die Werte für die Masse  $m_i$  (kg) und die Schwerpunktkoordinaten  $\mathbf{s}_i = (s_{i,x}, s_{i,y}, s_{i,z})^T$  (mm) sind mit einer Genauigkeit von  $10^{-2}$  angegeben.

Die Körper sind ausgehend von der festen Basis mit Körper 1 aufsteigend bis zum Flanschkörper 8 durchnummeriert. Die jeweiligen Trägheits- und Deviationsmomente sind detailliert im Anhang in Tabelle A.1 und Tabelle A.2 aufgelistet.

Der LBR ist mit einem symmetrischen Werkzeug wie in Abbildung 3.5 dargestellt ausgestattet, das aus einem Kegel aus Edelstahl mit einer an der Spitze befestigten Kugel

aus Holz besteht. Im Modell wird dieses Werkzeug durch einen zusätzlichen kegelförmigen Körper mit einem Radius von 35 mm und einer Höhe von 120 mm abgebildet. Das Koordinatensystem ist gegenüber des siebten Koordinatensystems in die Kegelspitze verschoben, womit die DH-Parameter  $a_k = 0$ ,  $\alpha_k = 0$ ,  $d_k = 120$  mm und  $\theta_k = 0$  sind. Das Gewicht des Werkzeugs ist mit  $m_k = 0,5$  kg bekannt, der Schwerpunkt liegt bei  ${}^k\mathbf{s}_k = (0, 0, -0, 09)^T$  m und die Massenträgheitsmomente ergeben sich durch die Rotationssymmetrie zu  $J_{k,xx} = J_{k,yy} = 361,875$  kg mm<sup>2</sup> und  $J_{k,zz} = 183,75$  kg mm<sup>2</sup>, die Deviationsmomente sind  $J_{k,xy} = J_{k,xz} = J_{k,yz} = 0$ .

Um einen Vergleich der anwendungsspezifischen Achslasten mit den maximal zulässigen Lasten zu ermöglichen, wird ein weiteres Modell mit einem Werkzeug verwendet, das mit einem der Nenntraglast entsprechenden Gewicht von  $m_m = 7$  kg in einem Abstand von 100 mm und einem Versatz von 20 mm angebracht ist. Die DH-Parameter sind in diesem Fall  $a_m = 20$  mm,  $\alpha_m = 0$ ,  $d_m = 100$  mm und  $\theta_m = 0$ . Die Massenträgheitsmomente werden symmetrisch zu  $J_{m,xx} = J_{m,yy} = J_{m,zz} = 7000$  kg mm<sup>2</sup>, die Deviationsmomente zu  $J_{k,xy} = J_{k,xz} = J_{k,yz} = 0$  gewählt.

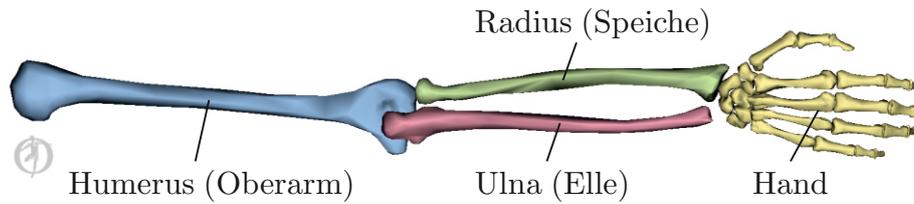
## 3.2.2 Evaluation des Leichtbauroboters in der Anwendung

Das Szenario der Neurorehabilitation der oberen Extremität besteht aus zwei Teilen, bei denen jeweils der Unterarm des Patienten mit dem Endeffektor des Roboters verbunden ist. Hierbei werden die translatorischen Freiheitsgrade vorgegeben, die rotatorischen sind frei beweglich. Im ersten Teil führt der Physiotherapeut den Patientenarm und der Roboter wird gleichzeitig vom Therapeuten mit bewegt. Im zweiten Teil führt der LBR den Patientenarm entlang der vom Therapeuten vorgegebenen Trajektorie. In beiden Phasen der Neurorehabilitation wird lediglich der Arm des Patienten bewegt, der restliche Körper bleibt in einer vordefinierten sitzenden oder stehenden Übungsposition.

### 3.2.2.1 Anforderungen für die Neurorehabilitation

Aus dem Szenario ergibt sich direkt die erste Anforderung an die Mindestanzahl an Freiheitsgraden. Da nur die translatorische Position vorgegeben werden soll, wird ein Roboter mit mindestens drei Freiheitsgraden benötigt, die der LBR mit seinen sieben Freiheitsgraden erfüllt. Der LBR hat einen Arbeitsradius von 868 mm [38]. Ein durchschnittlicher deutscher Mann hat eine Armlänge vom Schulterblatt an gemessen von 740 mm, eine durchschnittliche deutsche Frau eine von 690 mm [14], womit der LBR die Anforderungen an den benötigten Arbeitsraum ebenfalls erfüllt.

Die benötigten Achsmomente zur Erfüllung der Aufgabe ergeben sich aus dem Gewicht eines menschlichen Arms, das der Roboter bewegen muss. Hierfür wird der rechte Arm aus dem in [60] beschriebenen Ganzkörpermodell verwendet. Das unskalierte Gesamtmodell entspricht einem 1,70 m großen Mann mit einem Gewicht von 75 kg. Der rechte Arm besteht aus den vier Starrkörpern in Abbildung 3.7. Der Humerus (Oberarm) hat eine Masse von  $m_{hu} = 2,03$  kg, Ulna (Elle) und Radius (Speiche) haben jeweils eine Masse



**Abb. 3.7:** Modell des rechten Arms mit den vier starren Körpern Humerus, Ulna, Radius und Hand. Exportiert aus dem Gesamtkörpermodell in [60].

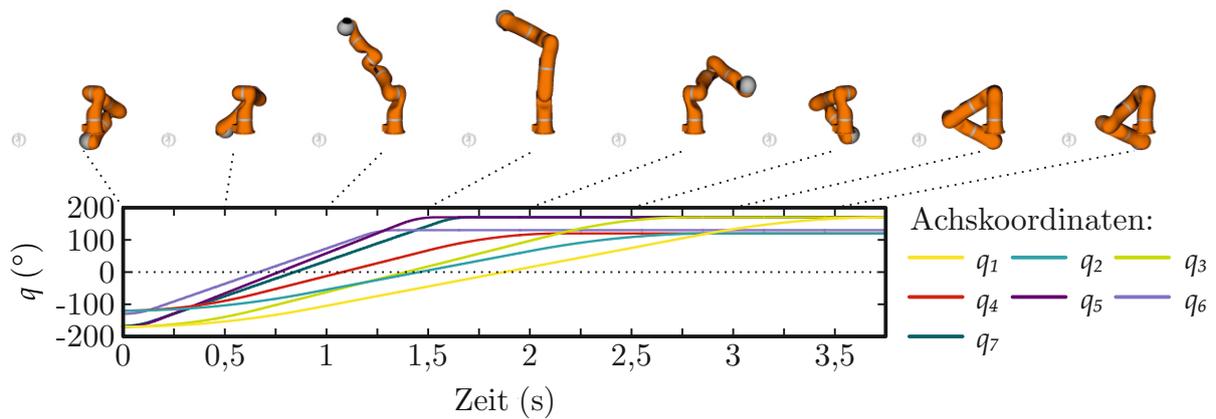
von  $m_{ul} = m_{ra} = 0,61$  kg und die Hand hat eine Masse von  $m_{ha} = 0,46$  kg. Die weiteren dynamischen Eigenschaften sind in Tabelle A.5, die Lagen der Schwerpunkte und Koordinatensysteme der einzelnen Körper in Tabelle A.6 im Anhang zusammengefasst. Damit ergibt sich für den gesamten Arm ein Gewicht von 3,71 kg, was einem Anteil von 4,95 % des Gesamtgewichts entspricht. Die Nenntaglast des LBR ist damit bei einer Person mit einem Körpergewicht von 141,41 kg erreicht. Da die Bewegungsgeschwindigkeiten in der Neurorehabilitation sehr klein sind, können auch höhere Lasten als die Nenntaglast bewegt werden.

### 3.2.2.2 Belastungsanalyse des Leichtbauroboters

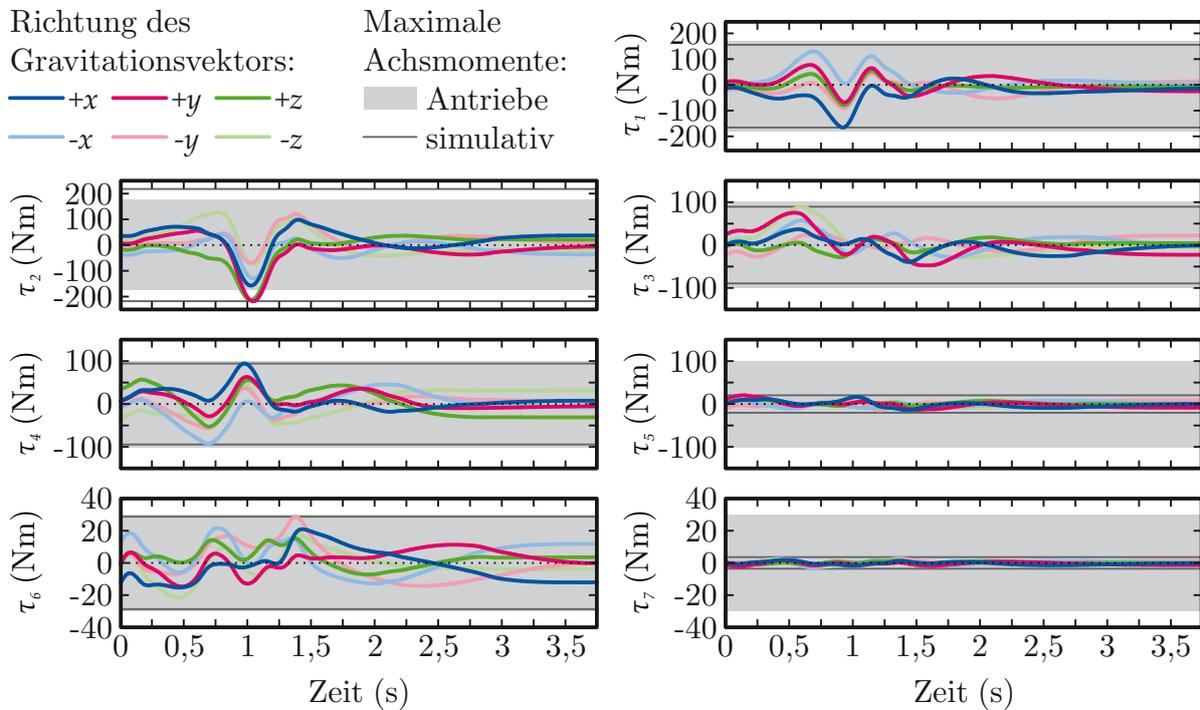
Das Ziel der Belastungsanalyse des LBR ist ein Vergleich der simulativ abgeschätzten maximal zulässigen Achsmomente unter Verwendung der in den technischen Spezifikationen bekannten Angaben mit ebenfalls simulativ abgeschätzten in der Anwendung erwarteten Achsmomente, um eine Aussage über die richtige Dimensionierung und damit Auswahl des Roboters treffen zu können. Im Gegensatz zu klassischen Industrierobotern sind für den LBR die maximal zulässigen Achsmomente bereits gegeben, die allerdings für das allgemeine Vorgehen nicht verwendet, sondern lediglich zur Validierung des Verfahrens herangezogen werden.

#### Ermittlung der Maximalmomente

Für die Abschätzung der Maximalmomente wird das Starrkörpermodell des LBR mit dem der Nenntaglast entsprechenden Werkzeug verwendet. Im ungünstigsten Bewegungsfall werden alle Achsen gleichzeitig mit maximaler Beschleunigung auf die jeweilige Maximalgeschwindigkeit beschleunigt. Unter der Annahme einer maximalen kartesischen Beschleunigung von  $2 \text{ m/s}^2$  ergeben sich für die Achsbeschleunigungen unter Berücksichtigung der jeweiligen Hebelarme Werte von  $\ddot{q}_{1,max} = \ddot{q}_{2,max} = 132,02^\circ/\text{s}^2$ ,  $\ddot{q}_{3,max} = \ddot{q}_{4,max} = 244,85^\circ/\text{s}^2$  und  $\ddot{q}_{5,max} = \ddot{q}_{6,max} = \ddot{q}_{7,max} = 1469,12^\circ/\text{s}^2$ . Die daraus resultierende Testbewegung ist in Abbildung 3.8a gezeigt. Neben den aus der Bewegung resultierenden Achskoordinaten  $q_1$  bis  $q_7$  über der Zeit sind die Konfigurationen des LBR alle 0,5 s visualisiert. Ausgehend vom jeweiligen unteren Achsanschlag werden alle Achsen auf ihre maximale Geschwindigkeit beschleunigt und zum oberen Anschlag hin mit negativer Beschleunigung abgebremst. Während Achse 1 die komplette Zeit benötigt,



(a) Achswinkel  $q_i$  mit zugehörigen Roboterkonfigurationen für die Bewegung mit der jeweiligen maximalen Achsgeschwindigkeit.



(b) Achsmomente  $\tau_i$  für Gravitationsvektoren in Richtung der Koordinatenachsen mit daraus resultierenden maximalen Achsmomenten sowie die bekannten Maximalmomente der Antriebe zum Vergleich.

**Abb. 3.8:** Simulierte Bewegung mit maximalen Achsgeschwindigkeiten und maximal zulässiger Last am Endeffektor, sowie die resultierenden Achsmomente.

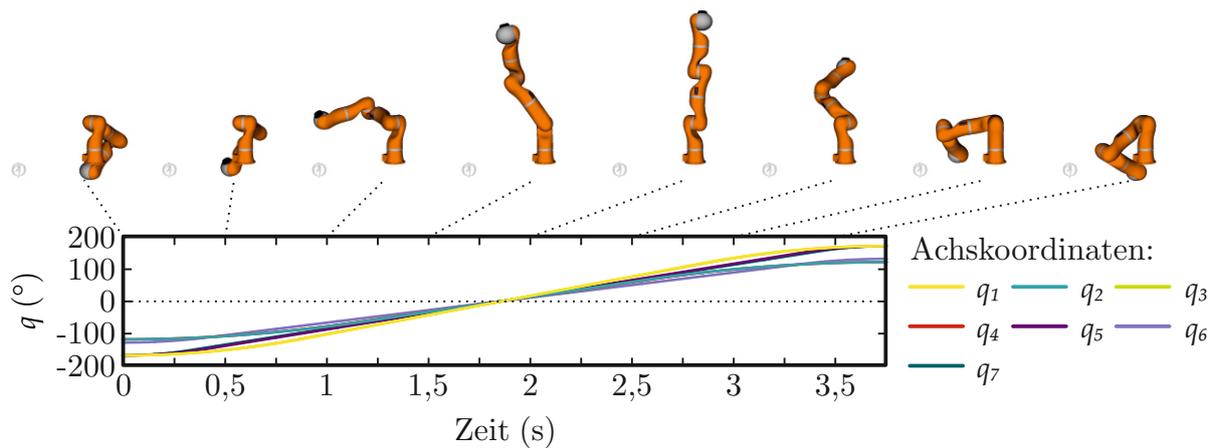
erreichen die schnelleren Handgelenkachsen  $q_5$ ,  $q_6$  und  $q_7$  bereits nach etwa 1,6s ihren oberen Anschlag. Daher werden die maximalen Lasten in diesem Bewegungsfall im Zeitbereich bis 1,6s erwartet, wo der Roboter von der kompaktesten Achskonfiguration in die größte Streckung bewegt wurde.

Ausschlaggebend für die auftretenden Lasten ist die Richtung des Gravitationsvektors.

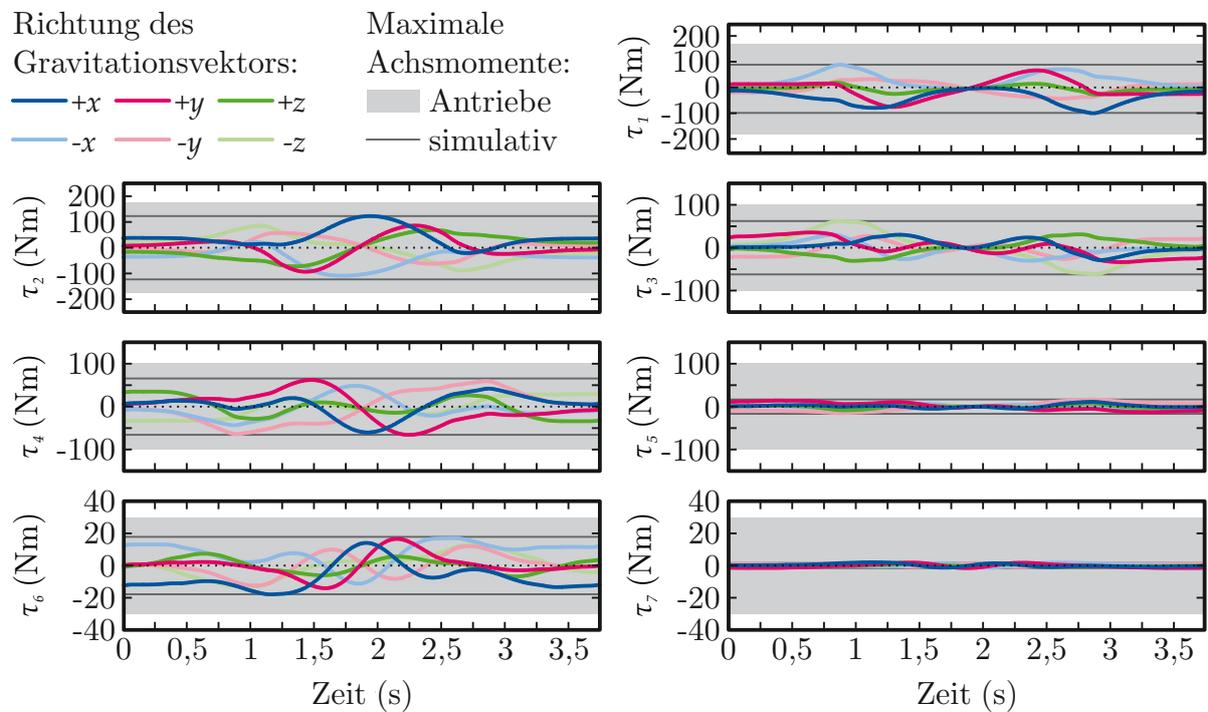
Da der LBR laut Herstellerangabe für Boden-, Wand- und Deckenmontage verwendet werden kann, wurde die inverse Dynamik für Gravitationsvektoren entlang der positiven und negativen Koordinatenachsen berechnet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 3.8b gezeigt. Dargestellt sind jeweils die aus den sechs unterschiedlichen Bedingungen resultierenden Achsmomente  $\tau_1$  bis  $\tau_7$  des LBR. Die simulativ ermittelten maximalen Momente ergeben sich aus dem Betrag der auftretenden Momente und sind für jede Achse im Diagramm eingezeichnet. Die aus den technischen Spezifikationen bekannten zulässigen Momente in den Achsen sind als grauer Bereich dargestellt. Wie aus der Bewegung zu erwarten, ergeben sich die größten Achslasten in der ersten Hälfte der Bewegung. Die simulativ ermittelten maximalen Lasten ergeben sich zu  $\tau_{1,max} = \pm 160,85 \text{ N m}$ ,  $\tau_{2,max} = \pm 218,40 \text{ N m}$ ,  $\tau_{3,max} = \pm 89,33 \text{ N m}$ ,  $\tau_{4,max} = \pm 94,27 \text{ N m}$ ,  $\tau_{5,max} = \pm 20,27 \text{ N m}$ ,  $\tau_{6,max} = \pm 28,69 \text{ N m}$  und  $\tau_{7,max} = \pm 3,02 \text{ N m}$ . Für die Achsen 1, 3, 4 und 6 werden die Maximallasten der Antriebe sehr gut getroffen. Für die Achsen 5 und 7 wird das maximal zulässige Moment deutlich unterschätzt. Die beiden Handgelenkachsen 6 und 7 haben dasselbe Maximalmoment was darauf schließen lässt, dass derselbe Motor verbaut ist. Dasselbe gilt für die Achsen 3, 4 und 5. Für Achse 2 wird das maximal zulässige Moment um 24% überschätzt. Dies kann daran liegen, dass einige der getroffenen Annahmen hinsichtlich der Verteilung der Gesamtmasse auf die einzelnen Glieder oder der maximalen Beschleunigungen nicht gültig sind.

Bei klassischen Industrierobotern sind die tatsächlichen Maximalachslasten nicht bekannt, daher darf das Verfahren zur Analyse diese nicht überschätzen, sondern aus Sicherheitsgründen nur unterschätzen. Aus diesem Grund wird ein anderes Bewegungsszenario gewählt, bei dem die Bewegung der Achsen über die Bewegungsdauer synchronisiert wird. Für die resultierende Bewegung sind die Achspositionen über der Zeit zusammen mit den zugehörigen Achskonfigurationen des LBR in Abbildung 3.9a gezeigt. Die Gesamtdauer der Bewegung richtet sich nach der langsamsten Achse 1, die dieselbe Bewegung durchführt wie in der ersten Variante. Die anderen Achsen werden so skaliert, dass sie zeitgleich am unteren Anschlag starten und am oberen Achsanschlag enden. Da alle Achsanschläge symmetrisch um den Nullpunkt liegen, durchläuft der LBR zur Hälfte der Bewegungsdauer die Strecklage. In diesem Fall werden über den kompletten Bewegungszyklus Belastungen erwartet, allerdings sollten sich diese aufgrund der geringeren Beschleunigungen unterhalb derer der ersten Bewegung befinden.

Zur Berechnung der Achsmomente wurde ebenfalls der Gravitationsvektor in jeweils positive und negative Richtung der Koordinatenachsen variiert. Die Ergebnisse für die Achsmomente sind zusammen mit den simulativ ermittelten Maximalmomenten in Abbildung 3.9b gezeigt. An den Verläufen der Achsmomente über die Bewegungsdauer zeigt sich, dass gleichmäßigere Belastungen über den kompletten Zyklus hinweg auftreten. Für alle Achsen liegen die durch eine graue Linie eingezeichneten simulativ ermittelten Maximalmomente unterhalb der grau hinterlegten Maximalmomente der Antriebe. Für die fünfte und siebte Achse werden aufgrund der überdimensionierten Achsmotoren die Momente deutlich unterschätzt. Die simulativ ermittelten maximalen Momente  $\tau_{max,s}$ , die für die Evaluation in der Anwendung verwendet werden sind in Tabelle 3.5 zusammengefasst.



(a) Achswinkel  $q_i$  mit zugehörigen Roboterkonfigurationen für die Bewegung mit synchronisierten Achsgeschwindigkeiten.



(b) Achsmomente  $\tau_i$  für Gravitationsvektoren in Richtung der Koordinatenachsen mit daraus resultierenden maximalen Achsmomenten sowie die bekannten Maximalmomente der Antriebe zum Vergleich.

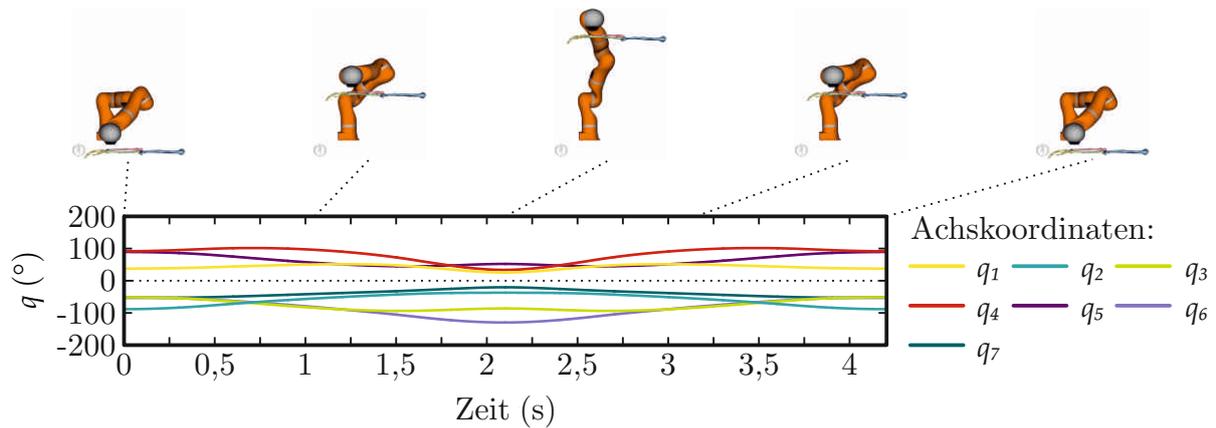
**Abb. 3.9:** Simulierte Bewegung mit synchronisierten Geschwindigkeiten und maximal zulässiger Last am Endeffektor, sowie die resultierenden Achsmomente.

Achse	1	2	3	4	5	6	7
$\tau_{max,s}$ (N m)	$\pm 95,61$	$\pm 122,66$	$\pm 62,15$	$\pm 64,27$	$\pm 16,51$	$\pm 17,03$	$\pm 2,00$
$\tau_{max,a}$ (N m)	$\pm 176$	$\pm 176$	$\pm 100$	$\pm 100$	$\pm 100$	$\pm 30$	$\pm 30$

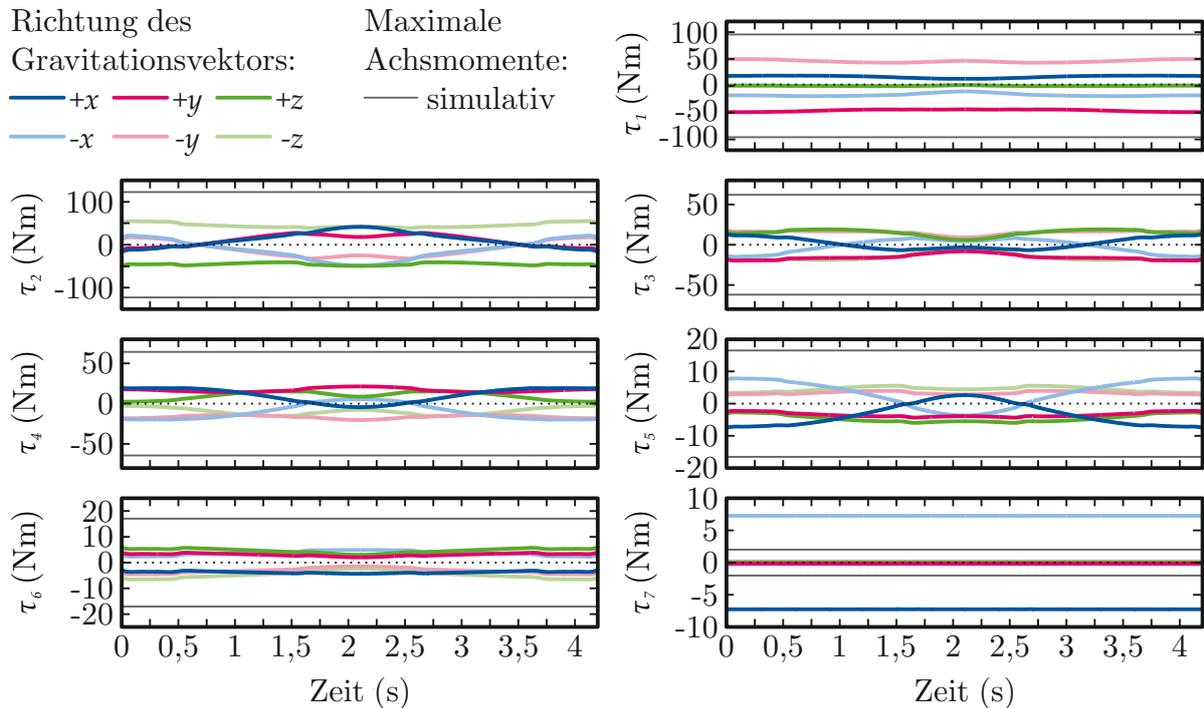
**Tabelle 3.5:** Simulativ ermittelte maximal zulässige Achsmomente  $\tau_{max,s}$  im Vergleich zu den bekannten maximal zulässigen Momenten der Antriebe  $\tau_{max,a}$ .

### Ermittlung der Momente in der Anwendung

Zur Abschätzung der in der Anwendung auftretenden Achslasten wird zum Starrkörpermodell des LBR das Armmodell in Abbildung 3.7 als Werkzeug verwendet. Die Lage des Ursprungs des Koordinatensystems im Humerus des Armmodells wird durch den Vektor  ${}^7\mathbf{o}_{hu} = (0, 01; 0, 5; 0, 05; 0; \pi/2; 0)^T$  beschrieben.



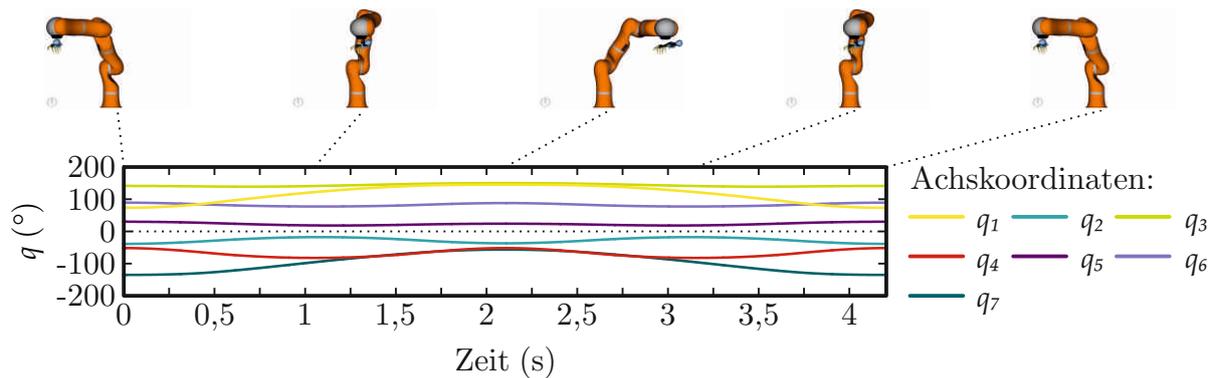
(a) Achswinkel des LBR für eine Bewegung des Arms mit einer Beschleunigung von  $1 \text{ m/s}^2$ , einer maximalen Geschwindigkeit von  $0,5 \text{ m/s}$  und einem Weg von  $0,8 \text{ m}$  in vertikaler Richtung.



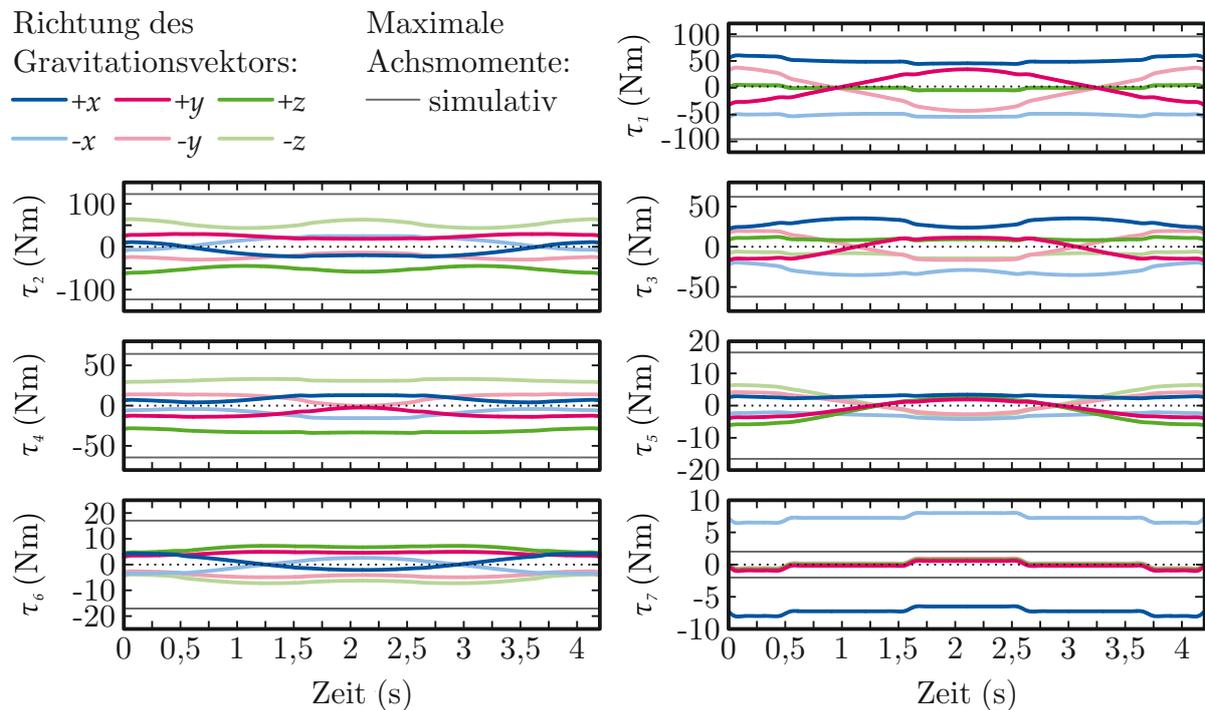
(b) Achsmomente  $\tau_i$  des LBR bei vertikaler Bewegung des Arms für Gravitationsvektoren in Richtung der Koordinatenachsen. Als Referenz sind die simulativ ermittelten maximalen Achsmomente gezeigt.

**Abb. 3.10:** Simulierte vertikale Bewegung mit dem Arm als Last am Endeffektor, sowie die resultierenden Achsmomente.

Mit dieser Transformation ist das distale Ende des Unterarms mit dem Roboterflansch verbunden. Während der Rehabilitation muss das Gewicht des Arms gegen die Schwerkraft bewegt werden. Zur Evaluation wird die vertikale Testbewegung in Abbildung 3.10a und die horizontale Testbewegung in Abbildung 3.11a definiert. In beiden Varianten wird mit einer Beschleunigung von  $1 \text{ m/s}^2$  und einer maximalen Geschwindigkeit von  $0,5 \text{ m/s}$  ein Weg von  $0,8 \text{ m}$  zurückgelegt.



(a) Achswinkel des LBR für eine Bewegung des Arms mit einer Beschleunigung von  $1 \text{ m/s}^2$ , einer maximalen Geschwindigkeit von  $0,5 \text{ m/s}$  und einem Weg von  $0,8 \text{ m}$  in horizontaler Richtung.



(b) Achsmomente  $\tau_i$  des LBR bei horizontaler Bewegung des Arms für Gravitationsvektoren in Richtung der Koordinatenachsen. Als Referenz sind die simulativ ermittelten maximalen Achsmomente gezeigt.

**Abb. 3.11:** Simulierte horizontale Bewegung mit dem Arm als Last am Endeffektor, sowie die resultierenden Achsmomente.

Neben den aus der Berechnung der inversen Kinematik resultierenden Achswinkeln  $q_i$  über der Zeit sind in Abbildung 3.10a die Achskonfigurationen zu Beginn der Bewegung, nach 1,05 s, 2,1 s, 3,15 s sowie zum Ende der Bewegung nach 4,2 s visualisiert. Analog zu den Simulationen zur Bestimmung des maximal zulässigen Momente, werden die inversen Dynamiken bei Variation des Gravitationsvektors in positive und negative Koordinatenrichtungen berechnet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 3.10b als Verläufe der Achsmomente  $\tau_i$  über der Zeit für die insgesamt sechs Varianten dargestellt. Für alle Achsen ist außerdem das simulativ ermittelte maximal zulässige Achsmoment grau eingezeichnet. Aufgrund der im Vergleich zu den Maximalbewegungen geringeren Beschleunigungen in den Achsen sind auch die Verläufe der Momente weniger dynamisch, sondern resultieren hauptsächlich aus dem Halten des Gewichts des Arms. In den ersten sechs Achsen liegen die Momente deutlich unterhalb der simulativ ermittelten zulässigen Momente. Lediglich Achse 7 erfährt aufgrund des radialen Abstands des Arms vom Endeffektor bei einem Gravitationsvektor in  $\boldsymbol{x}$ -Richtung ein Moment über dem maximal zulässigen.

Die zweite Bewegung zur Evaluation in horizontaler Richtung ist analog zur Vertikalbewegung in Abbildung 3.11a dargestellt, die zugehörigen Ergebnisse der inversdynamischen Simulationen sind in Abbildung 3.11b gezeigt.

Auch für die zweite Bewegung ergeben sich von der Größenordnung ähnliche Achsmomente. In den ersten sechs Achsen bleiben die Belastungen unterhalb der maximal zulässigen, lediglich in Achse 7 werden die zulässigen Lasten überschritten. Aufgrund der Lage des Schwerpunkts des Arm mit Versatz in  $\boldsymbol{y}$ -Richtung ergibt sich für einen Gravitationsvektor in  $\boldsymbol{x}$ -Richtung ein zu hohes Moment.

### Ergebnis der Belastungsanalyse

Die durchgeführten Simulationen mit den maximalen Lasten aus den technischen Spezifikationen, sowie zum Vergleich mit realistischen in der Anwendung auftretenden Lasten erlauben eine Beurteilung der Eignung des LBR in der roboterassistierten Neurorehabilitation der oberen Extremität. In Tabelle 3.6 sind die Ergebnisse zusammengefasst. Die

Achse	1	2	3	4	5	6	7
$\tau_{max,s}$ (N m)	±95, 61	±122, 66	±62, 15	±64, 27	±16, 51	±17, 03	±2, 00
$\tau_{max,NR}$ (N m)	±60, 48	±64, 10	±35, 27	±33, 93	±7, 84	±7, 26	±8, 08

**Tabelle 3.6:** Simulativ ermittelte maximal zulässige Achsmomente  $\tau_{max,s}$  im Vergleich zu den in der Neurorehabilitation maximal erwarteten Achsmomenten  $\tau_{max,NR}$ .

durchgeführten Simulationen unter Variation des Gravitationsvektors entsprechen einer Evaluation des LBR in Boden-, Decken- und Wandmontage während der Neurorehabilitation. Die Ergebnisse sind unter  $\tau_{max,NR}$  im Vergleich mit den simulativ ermittelten Maximalmomenten aufgelistet. Insbesondere bei einer Wandmontage werden in der siebten Achse durch den großen Hebelarm des Armgewichts zu hohe Belastungen erwartet, womit der LBR für die Neurorehabilitation nur bedingt geeignet ist und als Schlussfolgerung ein Roboter mit höherer Traglast verwendet werden sollte.

Der LBR wurde für die Arbeiten im Rahmen dieser Dissertation dennoch verwendet, da die tatsächlichen zulässigen Lasten über den simulativ ermittelten liegen und zum Zeitpunkt der Arbeit kein vergleichbarer Roboter mit höherer Traglast erhältlich war. Außerdem wurden keine Studien mit Patienten oder gesunden Probanden durchgeführt, die bedingt durch einen plötzlichen Stopp des Roboters unerwünschte Belastungen erfahren hätten.

### 3.2.3 Ansteuerung des Leichtbauroboters

Der LBR verfügt über eine KUKA KRC 2 Steuerung mit einem VxWorks Echtzeitbetriebssystem. Sie beinhaltet neben verschiedenen Ein- und Ausgängen und einer Windows-Bedienoberfläche zur Visualisierung auch die Möglichkeit der Programmerstellung in der Programmiersprache KRL [37]. In KRL stehen zur Bewegungsvorgabe eine begrenzte Anzahl an Möglichkeiten, wie lineare oder Punkt zu Punkt Bewegungen zur Verfügung, deren Start-, Ziel- und Stützpunkte vorab bekannt sein müssen und durch die interne Bahnplanung berechnet werden. Um komplexere Bewegungen und Algorithmen implementieren zu können, steht das Fast Research Interface (FRI) zur Verfügung [63], über das sich der LBR mit einem externen Rechner steuern lässt. Über eine Netzwerkverbindung können unter Verwendung des User Datagram Protocols (UDP) in einem Takt von bis zu 1 ms Datentelegramme ausgetauscht werden, womit dem Roboter sowohl Positionen als auch Steifigkeiten und Dämpfungen entweder achsspezifisch oder kartesisch kommandiert werden können. Die wesentlichen Informationen, die über das Msr<sup>1</sup>-Datentelegramm vom Roboter zum externen Rechner und über das Cmd<sup>2</sup>-Datentelegramm vom externen Rechner zum Roboter übertragen werden, sind in Tabelle A.8 und Tabelle A.9 aufgelistet, die vollständige Dokumentation ist in [39] zu finden.

Der für diese Arbeit genutzte LBR verfügt über eine Implementierung der FRI Schnittstelle auf einem externen Linux PC mit Debian 5.0 Betriebssystem. Um die Echtzeit des PCs zu garantieren, wird die Echtzeiterweiterung Xenomai<sup>3</sup>, sowie die Echtzeitimplementierung des Netzwerkstapels von RTnet<sup>4</sup> verwendet. Auf der Robotersteuerung wird ein KRL-Programm ausgeführt, das lediglich aus einer initialen Bewegung zu einem sinnvollen Startpunkt, einer initialen Konfiguration der Achssteifigkeiten auf jeweils 1000 N m/rad, sowie der Parametrierung der FRI Verbindung auf eine definierte IP Adresse und eine Taktzeit von 10 ms besteht. Die Remote Seite ist in C/C++ implementiert und besteht aus einem Backend, das strengen Echtzeitanforderungen genügt, und einem Frontend, über das Schnittstellen zur Benutzerein- und -ausgabe realisiert werden können. Die Kommunikationsstruktur ist in Abbildung 3.12 dargestellt. Das Backend kommuniziert über die UDP-Verbindung mit der Robotersteuerung KRC. Für den Informationsaustausch zwischen Backend und Frontend werden Xenomai Message Services verwendet, über die Xenomai Tasks mit normalen Linux Tasks kommunizieren können.

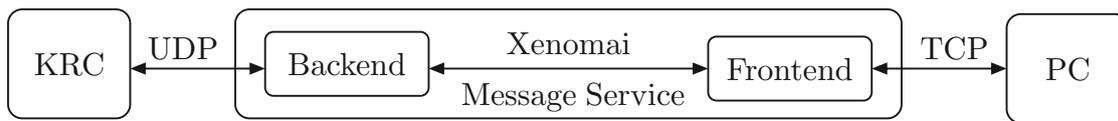
---

<sup>1</sup>Msr, measure: Messwerte

<sup>2</sup>Cmd, command: kommandierte Informationen

<sup>3</sup><https://xenomai.org/>

<sup>4</sup><http://www.rtnet.org/>



**Abb. 3.12:** Kommunikationsstruktur zwischen der Robotersteuerung, dem Linux Echtzeit PC sowie beliebigen weiteren PCs.

Das Frontend, das ebenfalls als Xenomai Task implementiert ist, stellt zwei Netzwerkverbindungen, die das Transmission Control Protocol (TCP) verwenden, zur Verfügung, über die externe Rechner mit dem Gesamtsystem verbunden werden können, die keine nichtblockierenden Netzwerkoperationen unterstützen.

### 3.2.4 Anwendungsorientierte Nullraumoptimierung

Der LBR ist mit seinen sieben Freiheitsgraden für die Aufgabe der Neurorehabilitation, für die nur drei notwendig sind, überbestimmt. Dies ermöglicht eine Optimierung der Achskonfiguration durch gezielten Einsatz von Nullraumbewegungen, wie in Abschnitt 3.1.1.4 beschrieben.

#### 3.2.4.1 Optimierung mit Vorzugsposition

Für die erste Phase der Neurorehabilitation, dem Einlernen der Übungstrajektorie, muss der LBR einfach per Hand in verschiedene Positionen verfahren werden können, da der Therapeut sich nur auf das Führen des Patientenarms und nicht auf den mit dem Patientenarm verbundenen Roboter konzentrieren möchte. Bereits vom Hersteller des Roboters steht ein Modus zur Gravitationskompensation zur Verfügung, bei dem der Roboter sein Eigengewicht hält, durch Aufbringen von Kräften oder Momenten jedoch von seiner Position abgebracht werden kann. Für den integrierten Regler des Roboters entspricht dies einer Konfiguration, in der alle Achssteifigkeiten  $k_i = 0 \text{ N m/rad}$  sind. Damit gibt jede Achse einer durch die internen Drehmomentsensoren gemessenen externen Kraft nach und lässt sich so verfahren. Für klassische Anwendungen von Industrierobotern ist dies sinnvoll, da der LBR damit intuitiv in beliebige Konfigurationen gebracht werden kann. Der wesentliche Unterschied in der Rehabilitationsanwendung liegt darin, dass der Roboter nur an seinem Endeffektor und nicht an anderen Stellen seines Körpers bewegt wird und sich der Therapeut nicht um die resultierende Achskonfiguration des LBR kümmern möchte. Im reinen Gravitationskompensationsmodus treten im Wesentlichen die in Abbildung 3.13 gezeigten zwei ungünstigen Achskonfigurationen auf. In der Strecklage in Abbildung 3.13a können durch die Drehmomentsensoren keine Kräfte entlang des Roboterarms gemessen werden, womit der Roboter nicht mehr mit einer Hand in eine angewinkelte Position zurückgebracht werden kann. Ohne Vorgabe der Nullraumbewegung, die hauptsächlich einer Bewegung des Ellenbogengelenks entspricht, kann der Ellenbogen durch schwungvolle Bewegungen am Endeffektor nach unten sacken, wodurch



- (a) In der Strecklage können keine Kräfte entlang des Roboterarms gemessen und daher keine Bewegung initiiert werden. (b) In verknoteten Konfigurationen sind die Achsen nahe ihrer Endanschläge, womit der Bewegungsumfang des LBR eingeschränkt ist.

**Abb. 3.13:** Ungünstige Achskonfigurationen, die durch Führen des LBR im reinen Gravitationskompensationsmodus mit nur einer Hand am Endeffektor entstehen können.

verknotete Achskonfigurationen wie in Abbildung 3.13b auftreten können. Solche Konfigurationen sind meist sehr nahe an den Endanschlägen der Roboterachsen, was den Bewegungsumfang des LBR einschränkt. Zur Vermeidung solcher Achskonfigurationen, ist die Optimierung nach [7] bereits implementiert. Hierbei wird als Optimierungskriterium der Abstand der aktuellen Achswinkel zu einer Vorzugsposition  $\mathbf{q}_v$  eingeführt. Der Winkel im Ellenbogengelenk wird zu  $q_{4,v} = 60^\circ$ , die beiden benachbarten Achsen zu  $q_{3,v} = q_{5,v} = 0^\circ$  und der Handgelenkwinkel zu  $q_{6,v} = 45^\circ$  vorgegeben. Für die weiteren Achsen werden keine Einschränkungen eingeführt, sondern der Winkel der aktuellen Position  $\mathbf{q}_a$  beibehalten. In Abbildung 3.14a ist eine solche Vorzugsposition dargestellt. Unter Verwendung der ersten drei Zeilen der Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}_{xyz}$  in (3.27) wird eine



(a) Vorzugsposition

(b) Nullraumbewegungen

**Abb. 3.14:** Ergebnis der Nullraumoptimierung unter Verwendung einer definierten Vorzugsposition. Ungünstige verknotete Konfigurationen werden durch die Optimierung im Nullraum vermieden.

Nullraumbewegung durchgeführt, bei der die kartesische Endeffektorposition konstant

gehalten wird. Mit dem Ziel der Minimierung des Abstands der aktuellen Position von der Vorzugsposition, lässt sich die neue optimierte Achskonfiguration  $\mathbf{q}_{opt}$  nach (3.40) bestimmen.

$$\mathbf{q}_{opt} = \mathbf{q}_a + \left( \mathbf{I}_{7 \times 7} - \mathbf{J}_{xyz}^\dagger \mathbf{J}_{xyz} \right) (\mathbf{q}_v - \mathbf{q}_a) \quad (3.40)$$

In Abbildung 3.14b sind transparent mehrere Achskonfigurationen dargestellt, die durch die Optimierung zur selben nicht transparent dargestellten Vorzugsposition führen.

Zur Unterstützung des Führens des LBR am Endeffektor mit einer Hand, werden gegenüber der reinen Gravitationskompensation die Achssteifigkeiten  $k_i$  angepasst. Eine hohe Steifigkeit von  $k_4 = 100 \text{ N m/rad}$  im Ellenbogen bewirkt ein ausreichend hohes Drehmoment, um den Therapeuten beim Strecken oder Beugen des LBR zu unterstützen. Die restlichen Achssteifigkeiten werden nur geringfügig erhöht. Die dem Ellenbogen benachbarten Achssteifigkeiten werden auf  $k_3 = k_5 = 5 \text{ N m/rad}$  erhöht, um das Aufrichten durch die Nullraumbewegung zu unterstützen, alle restlichen Steifigkeiten werden auf  $2 \text{ N m/rad}$  gesetzt, um den LBR mit kaum merklichen Kraftaufwand zu führen. Um Strecklagen weitestgehend zu vermeiden und bei deren Eintreten ein einfaches Herausführen zu ermöglichen, wird der Handgelenkwinkel  $q_6$  überwacht. Sollten als Ergebnis der Optimierung, Winkel  $q_6 \geq 25^\circ$  auftreten, wird der aktuelle Wert gehalten und gleichzeitig die Steifigkeit auf  $5 \text{ N m/rad}$  erhöht. Dies erzeugt zusammen mit der relativ hohen Steifigkeit im Ellenbogengelenk eine Kraft in Richtung der gebeugten Vorzugsposition aus der Strecklage heraus. Der Therapeut kann somit jederzeit den Roboter in seine gewünschte Position führen.

### 3.2.4.2 Optimierung zur Reaktion auf externe Kräfte

Neben der Nullraum-Optimierung mit dem Ziel eines einfachen Handführens, wurde für den LBR auch die Optimierung mit dem Ziel einer besseren Kompensation externer Kräfte untersucht [34]. Die Belastungsanalyse des Roboters hat ergeben, dass dieser für Rehabilitationsanwendungen nur bedingt geeignet ist. Treten zu hohe Kräfte am TCP auf, die eine Überschreitung der zulässigen Achsmomente zur Folge haben, führt der LBR einen Sicherheitsstopp aus, der dazu führt, dass sämtliche Bewegungen schnellstmöglich abgebremst werden. Während in Normalsituationen zu hohe Kräfte am Endeffektor vermieden werden können, kann es im Ausnahmefall, beispielsweise beim Auftreten einer plötzlich einschießenden Spastik zu sehr hohen Interaktionskräften kommen. Ist die Richtung der Kraft bekannt – bei einer Spastik ist die Kraft zum Patienten hin gerichtet – kann die Achskonfiguration unter Verwendung des Zusammenhangs zwischen externen Kräften und Achsmomenten in (3.23) optimiert werden. Der Ansatz verfolgt das Ziel, die externe Kraft möglichst gleichmäßig auf alle Achsen zu verteilen [20]. Für das Gütekriterium wird die Ungleichung vom arithmetischen und geometrischen Mittel verwendet, die für  $n$  positive Zahlen  $a_i$  wie folgt definiert ist.

$$\frac{a_1 + \dots + a_n}{n} \geq \sqrt[n]{a_1 \dots a_n} \quad (3.41)$$

Sind alle Zahlen  $a_i$  gleich groß, gilt die Gleichheit. Um nun die Belastung gleichmäßig auf die Achsen zu verteilen, werden die positiven Zahlen  $a_i$  durch die quadrierten, auf

die jeweils maximal zulässigen Achsmoment in Tabelle 3.5 normierten, relativen Achsmomente  $\tau_{i,rel}^2 = \left(\frac{\tau_i}{\tau_{i,max}}\right)^2$  ersetzt. Damit können nun die beiden Gütefunktionen in (3.42) und (3.43) in Abhängigkeit der Achswinkel  $\mathbf{q}$  formuliert werden.

$$g_1(\mathbf{q}) = \sum_{i=1}^7 \tau_{i,rel}^2(\mathbf{q}) \rightarrow \min \quad (3.42)$$

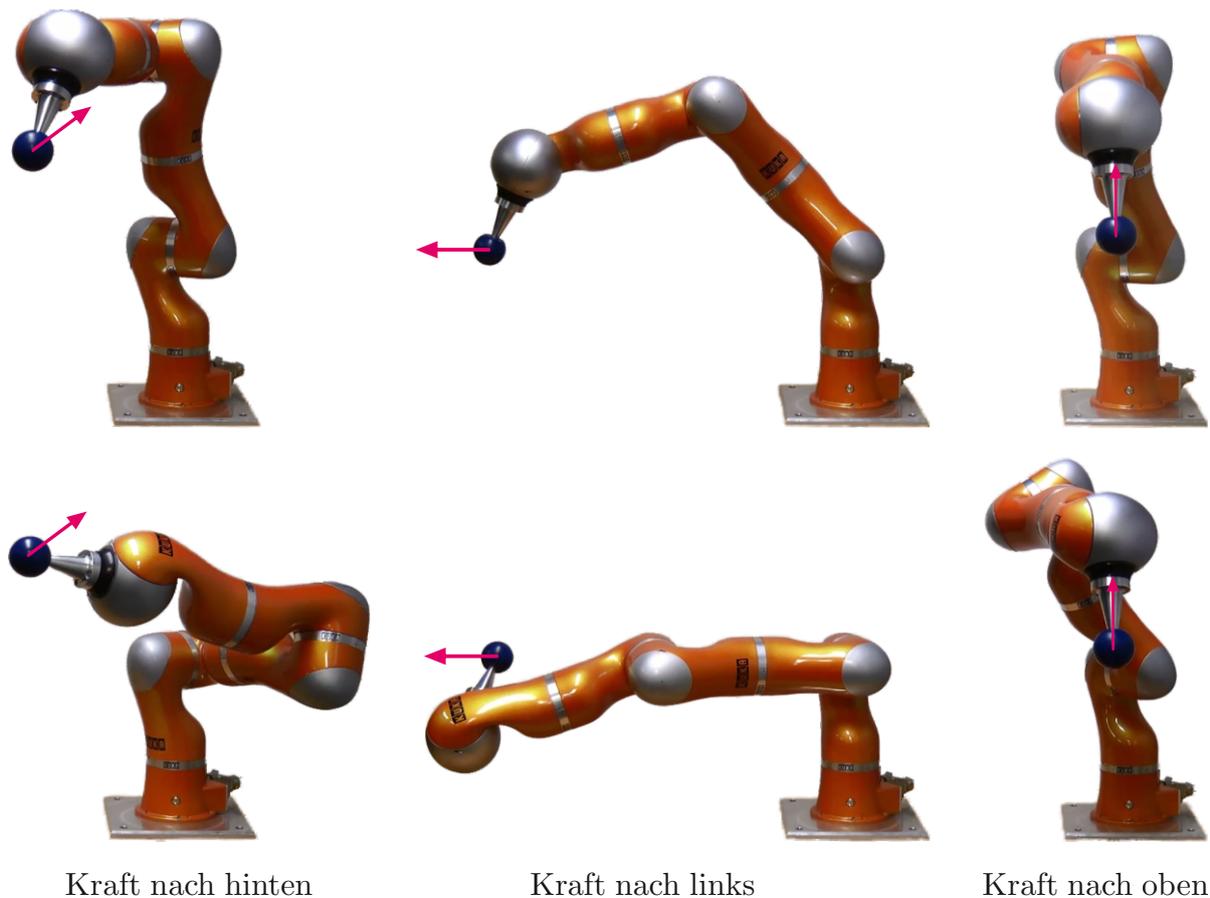
$$g_2(\mathbf{q}) = \prod_{i=1}^7 \tau_{i,rel}^2(\mathbf{q}) \rightarrow \max \quad (3.43)$$

Da sich während der Bewegung mit dem Patienten sowohl die Position des Endeffektors des LBR als auch die Richtung der zu erwartenden Maximalkraft ständig ändert, wird für die Implementierung im Echtzeitsystem ein gradientenbasiertes Optimierungsverfahren verwendet, das lokale Minima und Maxima findet, allerdings keine globalen. Zur Auswahl der besseren Gütefunktion für den Arbeitsraum des Roboters, wurden Simulationen mit MATLAB<sup>®</sup> durchgeführt. Hierbei wurde die nichtlineare Optimierung unter Verwendung der Nebenbedingung, dass die oberen und unteren Achswinkelbegrenzungen eingehalten werden für beide Gütefunktionen gelöst. Bezogen auf das Basiskoordinatensystem des Roboters wurde die Position des Endeffektors im Bereich von  $x = y = z = [-1,2\text{ m}; 1,2\text{ m}]$  und einer Rasterung von 0,2 m variiert. Für jede kartesische Position wurden die vier Kraftvektoren  $\mathbf{f}_1 = (50\text{ N}, 0, 0)^T$ ,  $\mathbf{f}_2 = (0, 50\text{ N}, 0)^T$ ,  $\mathbf{f}_3 = (0, 0, 50\text{ N})^T$  und  $\mathbf{f}_4 = (50\text{ N}, 50\text{ N}, 50\text{ N})^T$  angenommen und die Startpose  $\mathbf{q}_0 = \mathbf{0}$  gewählt. Es wurde für jede Konfiguration das maximale sowie das mittlere relative Achsmoment für beide Kriterien verglichen. Nicht alle Punkte innerhalb des Simulationsrasters sind aufgrund der Kinematik des Roboters erreichbar, womit für einen Vergleich insgesamt 1369 Punkte verglichen werden können. Das Ergebnis ist in Tabelle 3.7 gezeigt. Bezogen auf das maximale Moment konnten durch die Verwendung der Summe in

maximales Moment		mittleres Moment	
$g_1(\mathbf{q})$	$g_2(\mathbf{q})$	$g_1(\mathbf{q})$	$g_2(\mathbf{q})$
728	570	1334	35

**Tabelle 3.7:** Anzahl der Testpositionen mit besserem Ergebnis bezüglich des maximalen und mittleren Moments für die beiden Optimierungskriterien aus (3.42) und (3.43).

der Optimierungsfunktion für 728 Positionen bessere Ergebnisse erzielt werden, in 570 Positionen war das Maximalmoment durch Verwendung des Produkts besser, an den verbleibenden 71 Positionen ergab sich dasselbe maximal auftretende Moment. Deutlicher ist der Unterschied beim gemittelten Moment, wobei die Summe an 1334 Position und das Produkt nur an 35 Positionen das bessere Ergebnis geliefert hat. Daher wurde im Weiteren die Summe als Optimierungskriterium implementiert. Drei Beispiele der Optimierung sind in Abbildung 3.15 gezeigt. Im ersten Fall wurde eine Kraft nach hinten auf den Endeffektor des Roboters gegeben, dessen kartesische Position sich nicht ändert. Das Moment in Achse 1 kann sich nicht ändern, da der Roboterfuß ortsfest bleibt. Achse 2, die in der Startposition ein sehr großes Moment erfährt, wird etwas paralleler



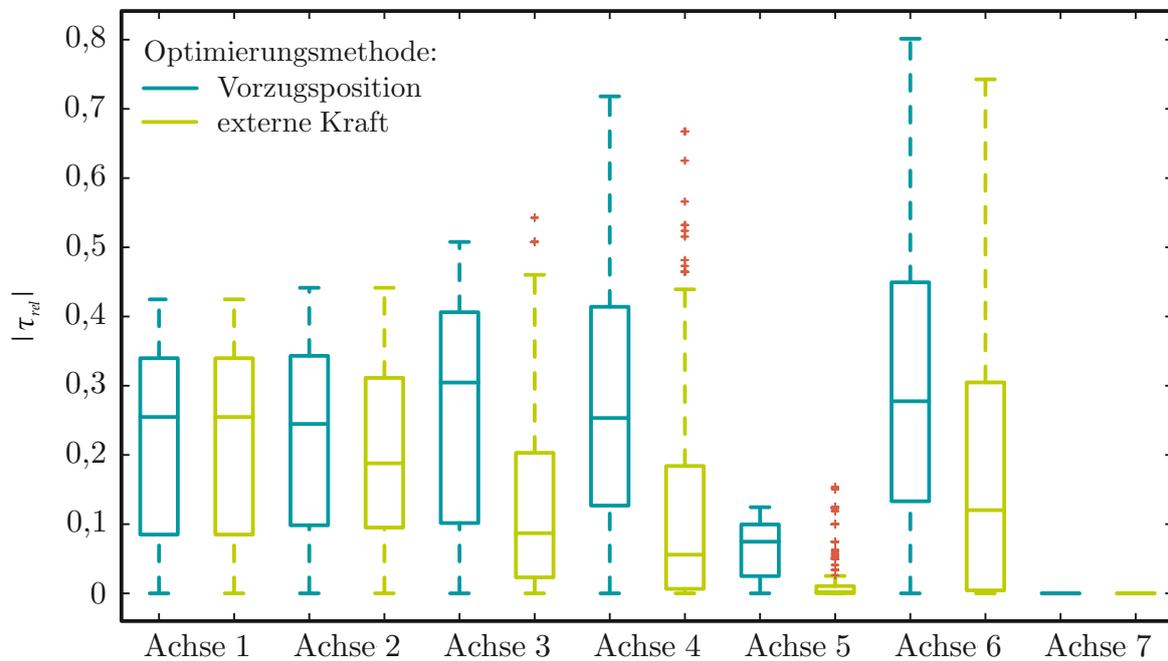
**Abb. 3.15:** Ausgangspositionen der Optimierung (oben) und die resultierenden Achskonfigurationen bei den eingezeichneten Kraftvektoren nach hinten, links und nach oben.

zur Krafrichtung gedreht, womit das Moment hier kleiner wird. Die restlichen Achsen erfahren weniger auffällige Veränderungen. Im zweiten Fall wurde eine Kraft nach links aufgebracht. In der Startposition erfährt Achse 4 aufgrund des großen Hebelarms das höchste Moment. Die Optimierung führt dazu, dass sich der LBR der Strecklage in Richtung der wirkenden Kraft annähert, um sämtliche Abstände der Kraft zu den Achszentren zu minimieren. Im dritten Beispiel wird eine Kraft nach oben aufgebracht. In der Startkonfiguration wird die Kraft fast ausschließlich durch die Achsen 2, 4 und 6 kompensiert, die restlichen Achsen erfahren kaum ein Moment. Durch die Optimierung wird der Roboter leicht verdreht, wodurch insbesondere die Achsen 3 und 5 nun ebenfalls ein Moment erzeugen und die anderen Achsen entlastet werden.

### 3.2.4.3 Vergleich der Optimierungsvarianten

Die Startpositionen in Abbildung 3.15 entsprechen solchen Achskonfigurationen, die durch Optimierung unter Verwendung der Vorzugsposition entstehen. In allen Fällen erfolgt der Kontakt zum Patienten von oben, sodass sich der Patient auf seine Aufgabe

konzentrieren kann. Insbesondere in Kraftsituationen, wie im Fall in der Mitte unten, in denen sich der Roboter in Richtung der Strecklage optimiert, kann der Patient durch den Roboter behindert werden. Andererseits können durch die Optimierung unter Berücksichtigung der erwarteten externen Maximalkraft Situationen vermieden werden, in denen der Roboter in eine Nothalt-Situation wechselt. Für einen besseren Vergleich in Bezug auf die am Roboter auftretenden Momente wurden ausgehend von der Vorzugsposition  $\mathbf{q} = (0, 45^\circ, 0, -60^\circ, 0, 45^\circ, 0)^T$  Simulationen mit verschiedenen externen Kraftvektoren durchgeführt und die auftretenden Momente mit denen der Optimierung verglichen. Die Kräfte in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung wurden im Bereich von  $f_x = f_y = f_z = [-100 \text{ N}; 100 \text{ N}]$  und einer Rasterung von 20 N für alle Kombinationen variiert. Somit konnten insgesamt 1331 Konfigurationen verglichen werden. In Abbildung 3.16 sind die Ergebnisse zusammengefasst. Auf die Momente in den Achsen 1 und 7 hat keine der Optimierungsvarianten



**Abb. 3.16:** Boxplot zum Vergleich der relativen Achsmomente je Achse für beide Optimierungsvarianten. Die Ränder der Boxen entsprechen den 25 und 75 %-Quartilen, die Linie in der Mitte dem Median, alle Daten die außerhalb des 1,5-fachen Interquartilsabstands liegen, werden als Ausreißer mit roten Kreuzen markiert.

einen Einfluss, da sich der Kraftvektor zum Roboterfuß nicht ändert und der Patient nur in der Position, nicht in der Orientierung geführt wird. In Achse 2 ergeben sich durch die Kraftoptimierung nur leichte Verbesserungen, für die restlichen Achsen kann das relative Moment im Mittel allerdings deutlich reduziert werden. Die maximal auftretenden Momente ändern sich nur wenig, sodass auch durch die Kraftoptimierung nicht alle Situationen vermieden werden können, die einen Nothalt zur Folge haben. Daher wurde für die relevanten Therapieszenarien die Optimierung unter Verwendung der Vorzugsposition beibehalten.

### 3.3 Klassischer Industrieroboter zum Training der unteren Extremität

Für das Training der unteren Extremität wird in dieser Arbeit der KUKA KR 270 R2700 ultra (KR270), ein klassischer Industrieroboter mit hoher Nutzlast, verwendet [41]. Sein Eigengewicht von 1129 kg und seine Nenntaglast von 270 kg ergeben ein Verhältnis von Traglast zu Eigengewicht von ca. 1:4, während der LBR ein Verhältnis von 1:2 aufweist. Durch die steifere Bauweise können Zusatzlasten von bis zu 50 kg am Roboterarm befestigt und Wiederholgenauigkeiten von 0,06 mm erreicht werden. Die weiteren technischen Spezifikationen für den Roboter sind in Tabelle 3.8 aufgeführt. Der KR270 hat keine

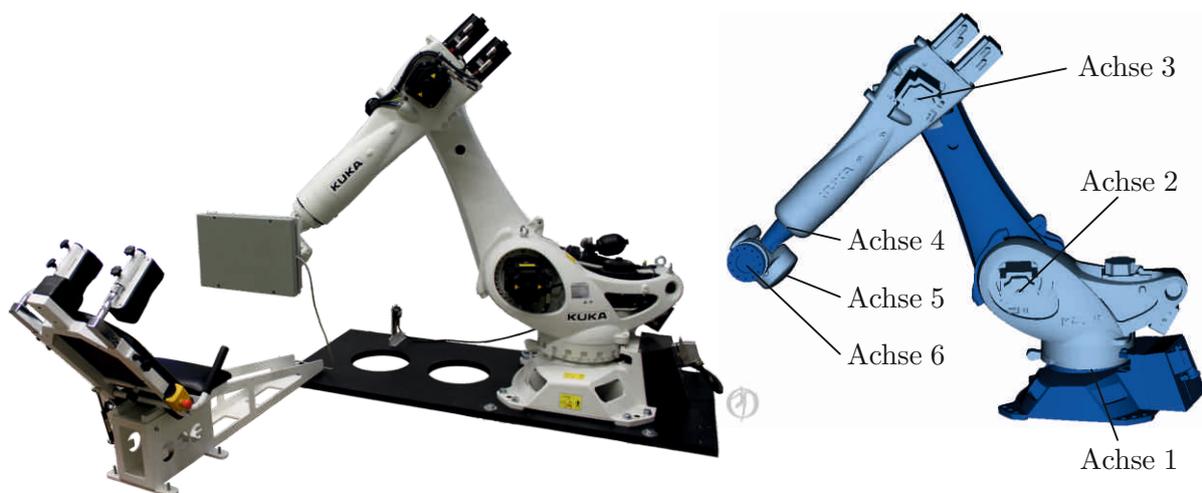
Achse	1	2	3	4	5	6
Achswinkel (°)	±185	-5 -140	+155 -120	±350	±122,5	±350
Achsgeschwindigkeiten (°/s)	±105	±101	±107	±122	±113	±175

**Tabelle 3.8:** Technische Spezifikationen des KR270 für jede Achse. Bewegungsgrenzen der Achswinkel sowie maximal zulässige Achsgeschwindigkeiten.

Drehmomentsensoren in den Achsen, womit keine maximal zulässigen Achsmomente bekannt sind.

#### 3.3.1 Objektorientierte Modellierung des Industrieroboters

Analog zum LBR wurde der KR270 aus insgesamt sieben Starrkörpern modelliert. Abbildung 3.17 zeigt den realen Roboter sowie das mit CAD-Daten visualisierte OpenSim-Modell. Seine Kinematik entspricht der eines klassischen Industrieroboters und wird



**Abb. 3.17:** KR270 im Gesamtaufbau für die Trainingsanwendung, sowie das aus sieben starren Körpern bestehende Modell.

durch die DH-Parameter der Form aus Tabelle 3.1 mit den Längen  $l_1 = 0,675$  m,  $l_2 = 0,35$  m,  $l_3 = 1,15$  m,  $l_{41} = 1,2$  m und  $l_{42} = 0,041$  m beschrieben. Die aus CAD-Daten berechneten Massen und Schwerpunktkoordinaten der Starrkörper sind in Tabelle 3.9 aufgelistet, sämtliche Trägheits- und Deviationsmomente im Anhang in Tabelle A.3 und Tabelle A.4.

Körper	1	2	3	4	5	6	7
$m_i$	215,65	252,42	325,15	268,88	23,65	38,92	4,34
$s_{i,x}$	-46,80	-14,93	431,55	25,09	0	0,02	-0,01
$s_{i,y}$	0	-9,35	2,81	-237,1	-1,35	-54,31	0,04
$s_{i,z}$	111,8	220,29	231,73	3,29	123,43	37,84	-13,87

**Tabelle 3.9:** Dynamische Eigenschaften der modellierten Starrkörper des KR270. Die Werte für die Masse  $m_i$  (kg) und die Schwerpunktkoordinaten  $\mathbf{s}_i = (s_{i,x}, s_{i,y}, s_{i,z})^T$  (mm) sind mit einer Genauigkeit von  $10^{-2}$  angegeben.

Wie in Abbildung 3.17 zu sehen, ist der KR270 mit einer Kraftmessplatte am Endeffektor versehen, die gleichzeitig als Trittplatte für den Fuß dient. Im Modell wird dieses Werkzeug durch einen quaderförmigen Starrkörper mit den Maßen  $0,6 \times 0,4 \times 0,05$  m repräsentiert. Das Koordinatensystem ist gegenüber des sechsten Koordinatensystems in den Mittelpunkt der Platte verschoben und so gedreht, dass die  $\mathbf{x}$ -Achse von vorn betrachtet nach rechts und die  $\mathbf{z}$ -Achse aus der Platte heraus zeigt, womit die DH-Parameter  $a_p = 0$ ,  $\alpha_p = 180^\circ$ ,  $d_p = 0,05$  m und  $\theta_p = 90^\circ$  sind. Das Gewicht der Platte ist  $m_p = 30$  kg, der Schwerpunkt liegt bei  ${}^p\mathbf{s}_p = (0, 0, -0,025)^T$  m und die Massenträgheitsmomente ergeben sich zu  $J_{p,xx} = 0,41$  kg m<sup>2</sup>,  $J_{p,yy} = 0,91$  kg m<sup>2</sup> und  $J_{p,zz} = 1,3$  kg m<sup>2</sup>, die Deviationsmomente sind  $J_{p,xy} = J_{p,xz} = J_{p,yz} = 0$ .

Um auch für den KR270 die für das Training erwarteten Achslasten mit den maximal möglichen Lasten zu vergleichen, wird ein Modell mit einem Werkzeug verwendet, das entsprechend der technischen Spezifikationen ein Gewicht von  $m_m = 270$  kg und eine Trägheit von  $J_{m,xx} = J_{m,yy} = J_{m,zz} = 135$  kg m<sup>2</sup> aufweist und in einem Abstand von 0,24 m und einem Versatz von 0,27 m angebracht ist. Das Werkzeugkoordinatensystem wird nicht rotiert, sondern nur gegenüber des letzten Körpers verschoben, womit sich die DH-Parameter zu  $a_m = 0,27$  m,  $\alpha_m = 0$ ,  $d_m = 0,24$  m und  $\theta_m = 0$  ergeben.

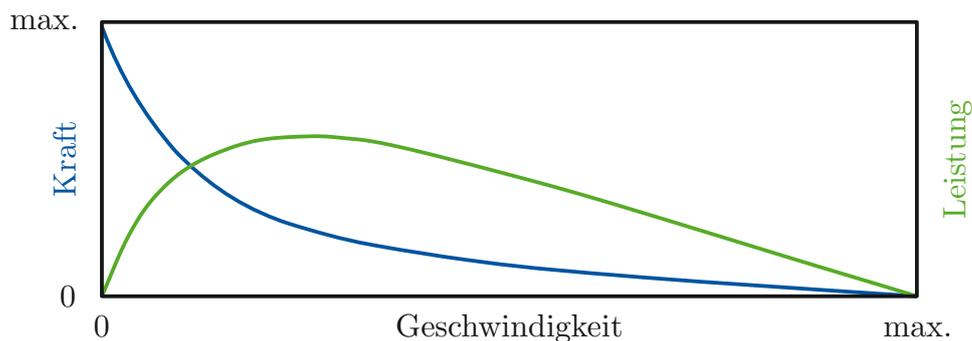
### 3.3.2 Evaluation des Industrieroboters in der Anwendung

Beim individualisierten Muskelaufbautraining sitzt der Mensch auf einem verstellbaren Sitz, der relativ zum Roboter in einer festen Position steht. Vor Trainingsbeginn wird eine Bewegungstrajektorie im Raum definiert, auf der sich der Roboter bewegen kann. Im Gegensatz zur Rehabilitation wird der Mensch nicht vom Roboter geführt, sondern bringt aktiv eine Kraft auf die Trittplatte auf, auf die der Roboter mit einer Bewegung entlang der Trajektorie reagiert. Während des Trainings wird die Bewegungstrajektorie abhängig von der Beinhaltung und der aufgebrachten Kraft korrigiert.

### 3.3.2.1 Anforderungen für das Muskelaufbautraining

Um beliebige Trainingstrajektorien definieren zu können, benötigt der Roboter mindestens sechs Freiheitsgrade. Der Mensch sitzt während des Trainings, womit sich ein Bewegungsradius mit der Schrittlänge nach oben begrenzen lässt. Ein durchschnittlicher deutscher Mann hat eine Schrittlänge von 830 mm, eine durchschnittliche deutsche Frau eine von 775 mm [14]. Der KR270 hat eine maximale Reichweite von 2696 mm, womit er die Anforderungen an den Arbeitsraum erfüllt.

Der Roboter muss in der Lage sein, Kräfte aufzunehmen, die ein Sportler beim Training an einer klassischen Beinpresse aufbringen kann. Unter der Annahme, dass ein gut trainierter Sportler in der Lage ist 300 kg mit einem Bein zu stemmen, ist der KR270 mit einer Nenntaglast von 270 kg knapp unterdimensioniert. Der Roboter kann seine Nenntaglast allerdings mit maximaler Geschwindigkeit bewegen, während die Muskulatur hohe Kräfte nur bei niedrigen Geschwindigkeiten aufbringen kann. In Abbildung 3.18 ist der Zusammenhang zwischen der Muskelkraft über der Bewegungsgeschwindigkeit aus [25] dargestellt. Damit kann die maximale Muskelkraft nur statisch aufgebracht werden,



**Abb. 3.18:** Zusammenhang zwischen der Muskelkraft und den Bewegungsgeschwindigkeiten. Die Leistung ergibt sich aus dem Produkt von Kraft und Geschwindigkeit [25].

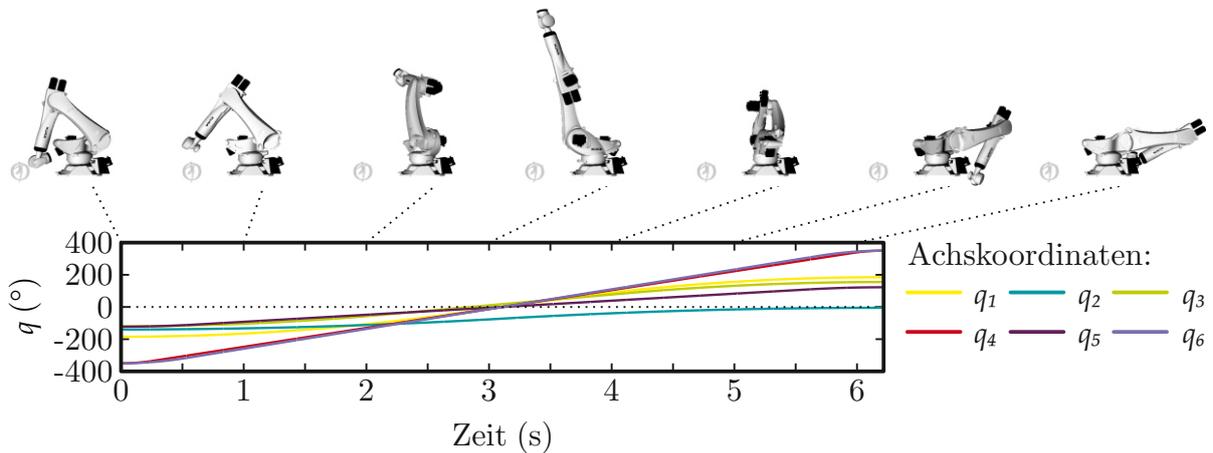
die maximalen Bewegungsgeschwindigkeiten sind ohne Last möglich. Die maximale Leistung als Produkt aus Kraft und Geschwindigkeit ist im vorderen Drittel bei niedrigen Geschwindigkeiten möglich.

### 3.3.2.2 Belastungsanalyse des Industrieroboters

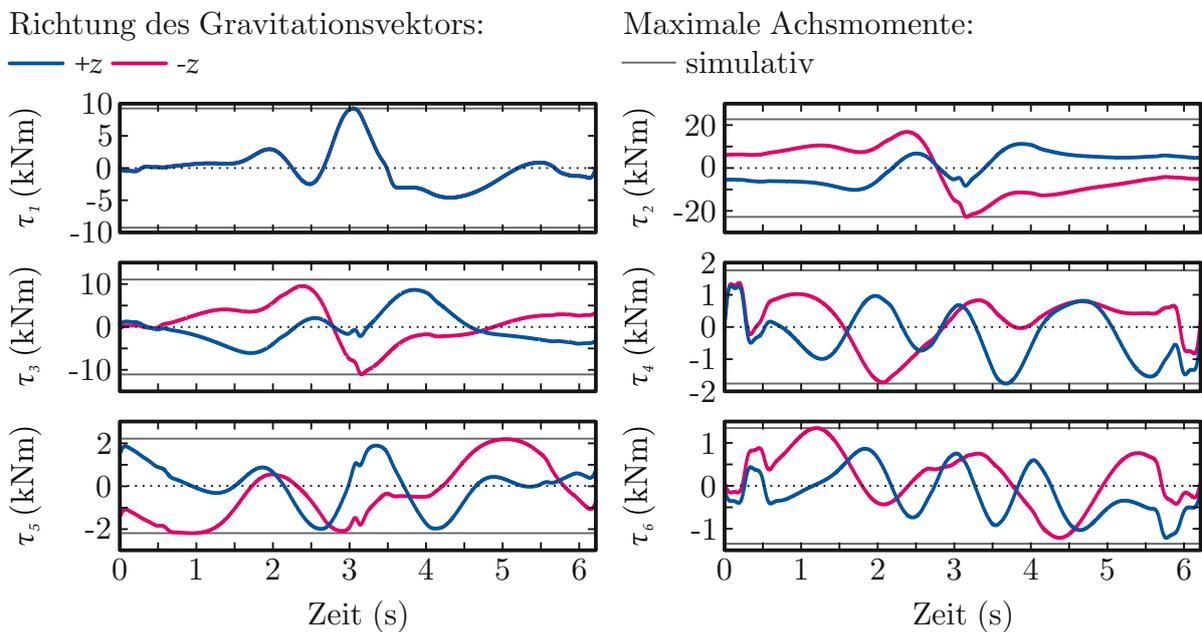
Zur Belastungsanalyse des KR270 wird dieselbe modellbasierte Methode zur Ermittlung der Maximalmomente wie beim LBR verwendet. Für einen Vergleich mit den Momenten in der Anwendung wurden Bewegungsgeschwindigkeiten und Kräfte an einer klassischen diagonalen Beinpresse gemessen und auf das Starrkörpermodell des Roboters gegeben.

### Ermittlung der Maximalmomente

Die Ergebnisse der Belastungsanalyse am LBR haben gezeigt, dass eine synchronisierte Bewegung aller Achsen, im Gegensatz zur Bewegung mit Maximalgeschwindigkeiten, die Maximalmomente nicht überschätzt. Daher wurde für den KR270 lediglich die synchronisierte Bewegung betrachtet.



(a) Achswinkel  $q_i$  mit zugehörigen Roboterkonfigurationen für die Bewegung mit synchronisierten Achsgeschwindigkeiten.



(b) Achsmomente  $\tau_i$  für Gravitationsvektoren in Richtung der positiven und negativen  $z$ -Achse mit daraus resultierenden maximalen Achsmomenten.

**Abb. 3.19:** Simulierte Bewegung mit synchronisierten Geschwindigkeiten und maximal zulässiger Last am Endeffektor, sowie die resultierenden Achsmomente.

Unter der Annahme einer maximalen Beschleunigung von  $2 \text{ m/s}^2$ , sowie der maximal zu-

lässigen Achsgeschwindigkeiten und des Bewegungsumfangs aus Tabelle 3.8, ist Achse 1, die für die komplette Bewegung insgesamt 6,22s benötigt, die langsamste, alle anderen Achsbewegungen werden entsprechend skaliert. Die resultierende Bewegung ist in Abbildung 3.19a mit den Achswinkeln über der Zeit, sowie den zugehörigen Roboterkonfigurationen dargestellt. Da die Bewegungsumfänge der Achsen 2 und 3 nicht symmetrisch um den Nullpunkt liegen, unterscheiden sich die Achskonfigurationen zu Beginn und Ende der Bewegung deutlicher als beim LBR und die Verläufe der Achswinkel schneiden sich nicht in einem Punkt nach der Hälfte der Zeit.

Der KR270 ist wie die meisten großen Industrieroboter nur zur Boden- oder Deckenmontage geeignet, weshalb zur Berechnung der inversen Dynamik der Gravitationsvektor nur in die beiden  $z$ -Richtungen variiert wurde. Die Simulationsergebnisse sind in Abbildung 3.19b für die einzelnen Achsen als Verläufe der Momente über der Zeit aufgetragen. Achse 1 erfährt für beide Gravitationsrichtungen dieselben Kräfte, weshalb beide Kurven aufeinander liegen. Für jede Achse sind symmetrisch zur Nulllinie die resultierenden maximal zulässigen Momente eingezeichnet. Die Werte ergeben sich zu  $\tau_{max,s} = \pm (9, 25; 22, 78; 11, 06; 1, 76; 2, 20; 1, 35)^T$  kN m.

#### Ermittlung der Momente in der Anwendung

Zur Ermittlung der Last, die während des Trainings der Beinstrecker auf den Roboter wirkt, wurden zwei Beispielbewegungen an einer diagonalen 45°-Beinpresse aufgenommen. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 3.20 dargestellt. Der Proband sitzt nach hin-

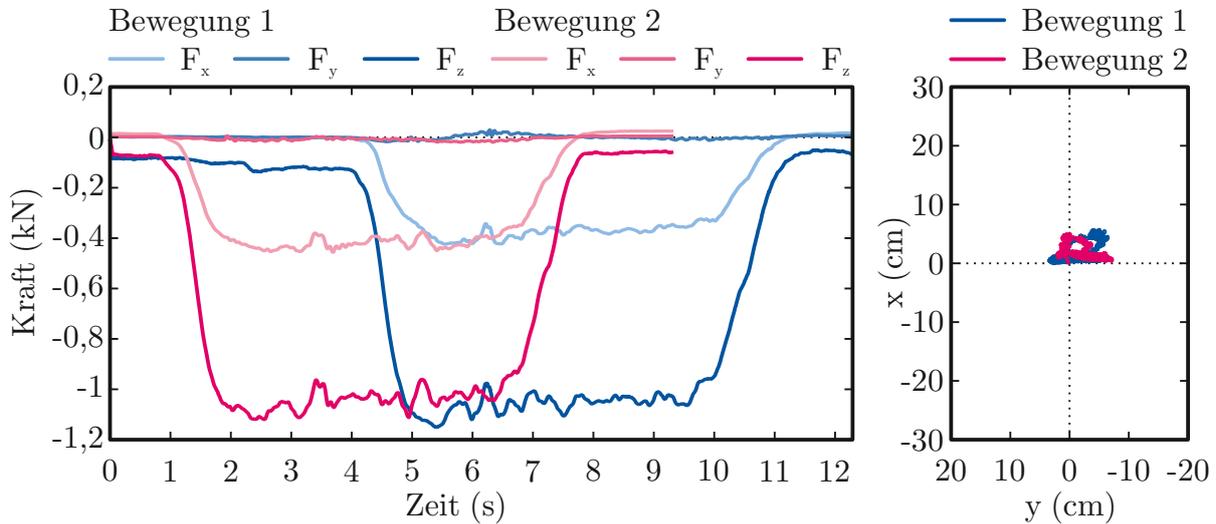


**Abb. 3.20:** Versuchsaufbau an einer diagonalen Beinpresse mit einer Kraftmessplatte auf der Trittplatte sowie optischen Markern zur Bewegungserfassung.

ten gelehnt in der Beinpresse und bewegt ein Gewicht einbeinig gegen die Schwerkraft diagonal nach oben. Die Trittplatte der Beinpresse wurde mit einer Kraftmessplatte<sup>5</sup> ausgestattet. Des Gesamtgewicht, das der Proband stemmen muss ergibt sich zu etwa 100 kg. Auf die Kraftmessplatte wurden insgesamt acht optische Marker angebracht,

<sup>5</sup>Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz: 3-Komponenten-Dynamometer

deren Bewegung im Raum mit einem optischen Trackingsystem<sup>6</sup> gemessen wurde. Die Markertrajektorien wurden synchron zu den Kraftmesswerten mit einer Frequenz von 200 Hz aufgezeichnet. Die gemessenen Kraftverläufe, sowie der Kraftangriffspunkt in der  $x$ - $y$  Ebene der Kraftmessplatte sind in Abbildung 3.21 dargestellt. Der Ursprung des

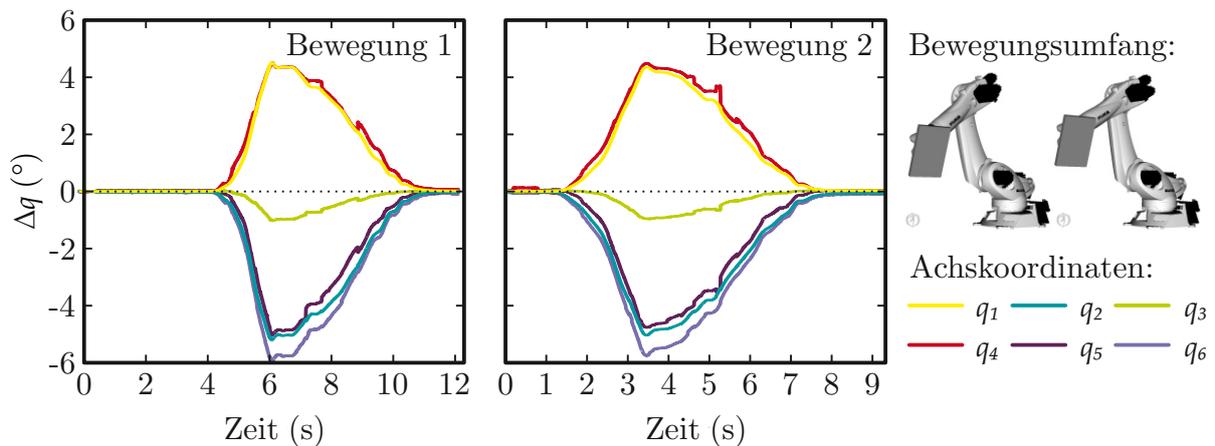


**Abb. 3.21:** Gemessene Kräfte während der Testbewegungen sowie der Verlauf des Kraftangriffspunkts in der  $x$ - $y$  Ebene der Kraftmessplatte.

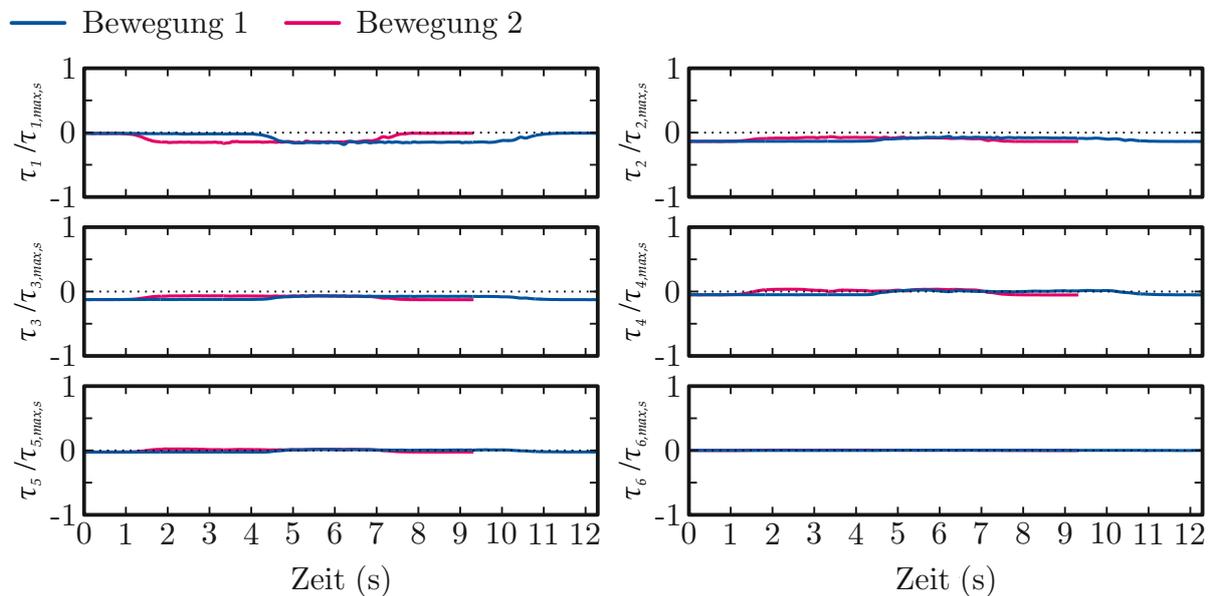
Koordinatensystems der Kraftmessplatte liegt in der Mitte, die positive  $x$ -Achse zeigt von vorne gesehen nach oben, die  $y$ -Achse nach links. In Abbildung 3.21 ist zum besseren Verständnis der Kraftangriffspunkt in der Draufsicht der Kraftmessplatte dargestellt.

Um sowohl die Bewegung als auch die Kraft auf das Robotermodell übertragen zu können, wurde der Ursprung des Laborkoordinatensystems so verschoben, dass der Proband in einer ähnlichen Position wie in Abbildung 3.17 gezeigt sitzen kann. Damit befindet sich die Platte zu Beginn der Bewegung, in der das Bein des Probanden gebeugt ist, in der Position  $\mathbf{x} = (1,63; 0,67; 0,95)^T m$ , die zugehörige Achskonfiguration des Roboters ergibt sich zu  $\mathbf{q} = (-13,63; -71,47; 105,94; 99,50; -67,86; 30,87)^T$ . Das Ergebnis der inversen Kinematik aus den beiden Testbewegungen ist in Abbildung 3.22a als Änderung der Achswinkel über der Zeit aufgetragen. Die resultierende lineare Bewegung ist mit 22 cm sehr kurz, womit sich der Roboter in den einzelnen Achsen maximal  $6^\circ$  bewegt. Der resultierende Bewegungsumfang für den Roboter ist in Abbildung 3.22a dargestellt. Die gesamte Trainingsbewegung findet in einer Zeit von etwa 6 s statt, womit sich eine lineare Bewegungsgeschwindigkeit von 0,04 m/s ergibt. Für den Roboter ist diese Bewegung verhältnismäßig langsam, weshalb die Hauptbelastung in den Achsen aus der aufgebracht Kraft auf die Kraftmessplatte resultiert. Das Ergebnis der inversen Dynamik ist in Abbildung 3.22b als Verlauf der einzelnen Achsmomente bezogen auf die simulativ ermittelten maximalen Achsmomente über der Zeit aufgetragen. Achse 1 erfährt zu Beginn der Messung, in der der Proband noch keine Kraft aufgebracht hat eine sehr geringe Belastung, da das Eigengewicht des Roboters hauptsächlich von den

<sup>6</sup>Vicon, Oxford, Großbritannien



(a) Achswinkel  $q_i$  für zwei Testbewegungen mit zugehörigem Bewegungsumfang des Roboters bei gebeugtem und gestrecktem Bein des Probanden.



(b) Achsmomente  $\tau_i$  normiert auf die simulativ ermittelten Maximalmomente  $\tau_{i,max,s}$  für die zwei Testbewegungen.

**Abb. 3.22:** Bewegungen des Roboters aus zwei Testbewegungen eines Probanden an einer diagonalen Beinpresse, sowie die resultierenden Achsmomente bei der gemessenen Kraft an der Trittplatte.

Achsen 2 und 3 gehalten wird. Nach 1,5s bringt der Proband eine Kraft entlang der Bewegungsrichtung auf und der Roboter reagiert sowohl mit einer Bewegung als auch mit einer Gegenkraft, die in einer Änderung der relativen Achsmomente resultiert. Achse 1 erfährt ein Moment mit größerem Betrag, für die Achsen 2 und 3 sinkt der Betrag, da die Kraft des Probanden der Gewichtskraft entgegen wirkt. Für die restlichen Achsen sind die Änderungen aufgrund des kleineren Hebelarms sehr gering.

### Ergebnis der Belastungsanalyse

Die Simulationen mit den Maximallasten aus den technischen Spezifikationen und die experimentellen Versuche an einer Beinpresse mit einem gesunden, sportlichen Probanden lassen Rückschlüsse auf die Dimensionierung des KR270 zu. In Tabelle 3.10 sind die Simulationsergebnisse  $\tau_{max,s}$  sowie die experimentellen Ergebnisse  $\tau_{max,MT}$  zusammengefasst. Ein Vergleich beider Werte zeigt, dass die erwarteten Achslasten in einem Bereich

Achse	1	2	3	4	5	6
$\tau_{max,s}$ (kN m)	$\pm 9,25$	$\pm 22,78$	$\pm 11,06$	$\pm 1,76$	$\pm 2,20$	$\pm 1,35$
$\tau_{max,MT}$ (kN m)	$\pm 1,72$	$\pm 3,17$	$\pm 1,41$	$\pm 0,09$	$\pm 0,06$	$\pm 0,01$
$ \tau_{max,MT}/\tau_{max,s} $ (%)	18,56	13,90	12,77	5,37	2,58	0,55

**Tabelle 3.10:** Simulativ ermittelte maximal zulässige Achsmomente  $\tau_{max,s}$  im Vergleich zu den im Muskelaufbautraining maximal erwarteten Achsmomenten  $\tau_{max,MT}$ .

< 20% liegen. Damit ist eine ausreichende Sicherheit gegeben, durch die auch Spitzensportler, die bei vergleichbaren Trainingsgeschwindigkeiten höhere Gewichte stemmen können, unterhalb der maximalen Achslasten des Roboters trainieren können. Im Umkehrschluss können Roboter mit einer niedrigeren Nenntaglast zum Training verwendet werden, die eine kleinere Reichweite haben.

### 3.3.3 Ansteuerung des Industrieroboters

Der KR270 hat eine KUKA KRC 4 Steuerung, die wie auch die Steuerung des LBR eine Programmierung in KRL erlaubt. Für komplexe Bewegungsvorgaben steht das KUKA.RobotSensorInterface zur Verfügung, womit der Roboter von einem externen Rechner in einem Takt von bis zu 4 ms gesteuert werden kann [40]. In dieser Arbeit wird die MED BEC-Version<sup>7</sup> des Roboters verwendet, die eine Implementierung der RSI-Schnittstelle beinhaltet. Der KR270 wird im externen Automatik-Modus mit der BEC Robot Safety and Real Time Motion Control betrieben. Ausgehend von einer definierbaren Startposition, können dem Roboter Achsgeschwindigkeiten im 4 ms-Takt kommandiert werden. In die Anlagensteuerung integriert ist ein GIGATRONIK Echtzeit Target-PC, auf den Algorithmen, die in MATLAB/SIMULINK<sup>®</sup> implementiert sind kompiliert werden können. Unter Verwendung des Softwarepaketes KUKA.SafeOperation sind in der MED BEC-Version einige Sicherheitsfunktionen integriert, die es ermöglichen, den Industrieroboter ohne Sicherheitszaun in direkter Interaktion mit dem Menschen betreiben zu können. Hierzu gehört die sichere Beschränkung des Arbeitsraums des Roboters. Dieser ist quaderförmig gestaltet, wobei die Grenze nach vorne sicherstellt, dass stets ein minimaler Abstand des Endeffektors zum Trainierenden gehalten wird, die Grenzen zu beiden Seiten und nach oben sind lediglich so groß gewählt, dass ein Training in sitzender Position mit Kontakt an der Trittplatte realisiert werden kann. Um bereits im frühen Entwicklungsstadium die Möglichkeit der Zulassung des Trainingsroboters als Medizinprodukt

<sup>7</sup>Buck Engineering & Consulting GmbH, Reutlingen/Pfullingen

zu evaluieren, sind die Bewegungsgeschwindigkeiten des Roboters entsprechen der normativen Bestimmungen auf 100 mm/s sowie  $7^\circ/\text{s}$  beschränkt [15].



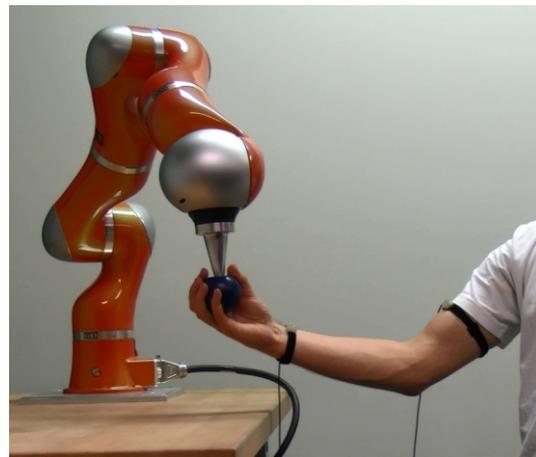
# 4 Roboterassistierte Neurorehabilitation der oberen Extremität

## 4.1 Systemaufbau zur Neurorehabilitation

Für die roboterassistierte Neurorehabilitation wird der zuvor evaluierte LBR verwendet. In Abbildung 4.1 ist sowohl der Systemaufbau mit Physiotherapeut und Patient als auch der im Rahmen dieser Arbeit verwendete Vergleichsaufbau dargestellt. Beim Einsatz an



(a) Rehabilitationsszenario mit Physiotherapeut und Patient.



(b) Verwendeter Vergleichsaufbau mit einer Kugel als Endeffektor zur Entwicklung des Therapieszenarios ohne Patienten.

**Abb. 4.1:** Der Gesamtaufbau des Neurorehabilitationssystems besteht aus dem LBR, der im realen Einsatz über ein Kugelgelenk mit dem Patienten verbunden ist, im verwendeten Versuchsaufbau eine Kugel als Endeffektor hat. Zur Bewegungserfassung werden zwei Beschleunigungssensoren am Handgelenk und am Oberarm verwendet.

Patienten mit eingeschränkter Bewegungsfähigkeit muss der Arm fest mit dem Roboter verbunden und geführt werden. In Abbildung 4.1a ist dieses Szenario mit einer Patientin und einem Physiotherapeuten gezeigt. Die Patientin trägt eine Manschette, die das Handgelenk in einer definierten Stellung hält. Am distalen Ende des Unterarms ist diese

Manschette über ein Kugelgelenk mit dem Roboter verbunden. Damit kann der Patientenarm in drei translatorischen Freiheitsgraden vom LBR geführt werden. Im Rahmen dieser Arbeit liegt der Fokus auf der Implementierung der Roboterseite und nicht auf dem Test der Rehabilitationstherapie am Patienten. Daher wird zur Verwendung mit gesunden Personen ohne Bewegungseinschränkungen der Vergleichsaufbau in Abbildung 4.1b verwendet. Das Werkzeug des LBR ist die zuvor evaluierte Holzkugel, die dem Kugelgelenk entspricht. Anstelle der Manschette wird die Kugel so mit der Hand umschlossen, dass diese frei in der Handfläche laufen kann. Die Fixierung des Handgelenks in Neutralstellung wird vom Benutzer selbständig übernommen. Neben den roboterinternen Drehmomentsensoren zur Messung von Kräften in den Achsen und am Endeffektor werden zwei Beschleunigungssensoren am Arm des Benutzers verwendet. Ein Sensor ist am distalen Ende des Unterarms an der Innenseite, der andere am Oberarm auf dem Bizeps mit einem Klettband befestigt.

### 4.2 Beschreibung des Therapieszenarios

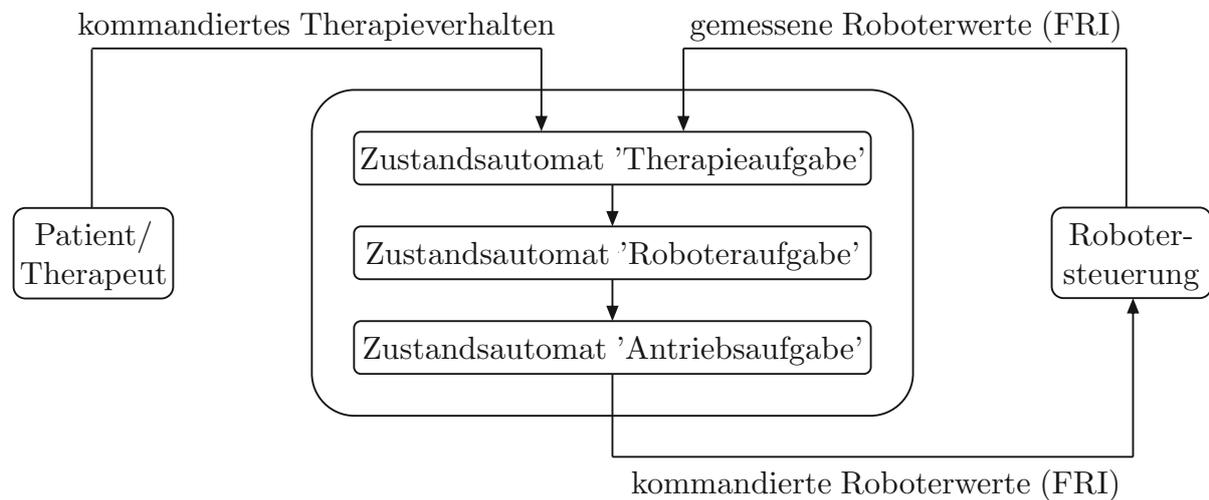
Das Therapieszenario besteht aus zwei Teilen, dem Aufzeichnen einer Bewegungstrajektorie mit einem Therapeuten und dem selbständigen Üben des Patienten. Im gemeinsamen Teil sitzt der Patient auf einem Stuhl und trägt ein Sensorsystem bestehend aus zwei Beschleunigungssensoren am Ober- und Unterarm, sowie die Manschette zur Verbindung mit dem Roboter. Der Therapeut sitzt oder steht neben ihm, um den beeinträchtigten Arm führen zu können. Wird der Roboter im Modus zum Einlernen der Trajektorie gestartet, wird zunächst die initiale Position des Patienten mit dem Endeffektor des Roboters eingemessen, bevor der Patient mit dem Roboter verbunden wird. Hat der Therapeut den Patientenarm in der Startposition der Bewegung, startet er die Aufzeichnung und führt den Patientenarm entlang der gewünschten Therapiebahn. Am Ende der Bewegung wird die Aufzeichnung gestoppt und der Therapeut betreibt das Rehasystem im Übungsmodus, um die Bewegung zu kontrollieren und die Parameter zur Unterstützung sowie die Grenzen der Anpassung bis zur nächsten Therapieeinheit festzulegen. Am Ende der Therapieeinheit wird die Manschette gelöst und das Sensorsystem abgelegt.

Das selbständige Üben zwischen zwei Therapieeinheiten mit dem Therapeuten läuft ähnlich ab. Der Patient sitzt in derselben Position und trägt das Sensorsystem zur Bewegungserfassung und die Manschette zur Verbindung mit dem Roboter. Zum Start der Übung wählt der Patient seine gewünschte Trajektorie und misst seine initiale Position durch Führen des Roboters zur Schulter des beeinträchtigten Arms ein. Nachdem der Roboter in der Startposition der Übung ist kann sich der Patient über die Manschette verbinden und die Übungsdurchführung starten. In Normalsituationen passt der LBR seinen Unterstützungsgrad in den vom Therapeuten definierten Grenzen an den aktuellen Bedarf des Patienten an. Wird eine Ausnahmesituation detektiert, unterbricht der LBR die Übung durch eine therapiekonforme Reaktion, die im allgemeinen Fall in einem sanften Stillstand des Systems resultiert. Nach der gewünschten Anzahl an Wiederholungen kann der Patient entweder die nächste Übung wählen oder das selbständige Üben

beenden.

### 4.3 Intuitive Steuerung und Bedienung des Leichtbauroboters

Eine Grundvoraussetzung für einen sicheren Einsatz des Roboters durch Laien ist eine intuitive Steuerung und Bedienbarkeit. Die grundlegende Ansteuerung des LBR erfolgt über die Backend/Frontend-Struktur unter Verwendung der FRI-Schnittstelle. Für eine Abstraktion von den grundlegenden Roboterbefehlen zu therapierelevanten Aufgaben sind die in [6] beschriebenen Zustandsautomaten implementiert. Der Informationsfluss durch die drei Zustandsautomaten 'Therapieaufgabe', 'Roboter Aufgabe' und 'Antriebsaufgabe' ist in Abbildung 4.2 schematisch dargestellt. Auf unterster Ebene erwartet der



**Abb. 4.2:** Drei Zustandsautomaten 'Therapieaufgabe', 'Roboter Aufgabe' und 'Antriebsaufgabe' zur Abstraktion der grundlegenden Roboterbefehle zum intuitiven Kommandieren des Therapieverhaltens.

LBR die kommandierten Roboterwerte im 10 ms-Takt über die FRI Schnittstelle. Im Rehasystem wird der LBR im achsspezifischen Positionsregelungsmodus betrieben, in dem er gültige Kommandos für die Achsposition, die Steifigkeiten und die Dämpfungen erwartet. Der Zustandsautomat 'Antriebsaufgabe' übernimmt die Aufgabe, flexible Vorgaben der Bewegung und Nachgiebigkeit in gültige Roboterbefehle zu überführen. Die nächsthöhere Ebene ist die 'Roboter Aufgabe', die verschiedene Verhaltensmuster des Roboters, wie beispielsweise das einfache Handführen, zusammenfasst. Auf höchster Ebene steht die 'Therapieaufgabe', die die intuitiven Therapiezustände für den Benutzer bereitstellt. Als Schnittstelle zu den Zustandsautomaten steht eine grafische Benutzeroberfläche (GUI, graphical user interface) zur Verfügung. Die drei Zustandsautomaten, die zu Beginn der Arbeit bereits am LBR implementiert waren, sowie die im Rahmen dieser Arbeit entstandene GUI wird im Folgenden genauer beschrieben.

### 4.3.1 Flexible Vorgabe der Bewegung und Nachgiebigkeit

Der Zustandsautomat 'Antriebsaufgabe' prüft die aus dem übergeordneten Zustandsautomaten übermittelten Zielgrößen und passt diese so an, dass der LBR stets ein gültiges Kommando erhält, das weder eine Geschwindigkeits- noch eine Kraftüberschreitung zur Folge hat. Im einfachsten Fall, wenn weder eine Positions- noch eine Nachgiebigkeitsänderung nötig ist, wird das letzte Kommando wiederholt. Wird eine Positionsänderung gefordert, wird die Zielposition mit den Grenzen verglichen und im Falle eines zu großen Weges für einen Schritt, die maximal zulässige Achsposition in Richtung der Zielposition an den Roboter kommandiert. So nähert sich der LBR über mehrere Takte der Zielposition an.

Eine Änderung der Steifigkeit ist laut Hersteller nur in solchen Situationen zulässig, in denen der Roboter keine externen Kräfte erfährt. Im Reha-System soll der LBR allerdings seine Steifigkeit erhöhen können, um den Patienten stärker in eine bestimmte Richtung zu führen. Eine Änderung der Steifigkeit im Fall, dass sich die kommandierte Position  $\mathbf{q}_{cmd}$  von der aktuellen, durch eine externe Kraft ausgelenkte, gemessene Position  $\mathbf{q}_{msr}$  unterscheidet, kann zu einer Geschwindigkeits- oder Momentenüberschreitung führen. Soll beispielsweise in einer ausgelenkten Position die Steifigkeit erhöht werden, wird durch diesen Zustandsautomaten zunächst die kommandierte Achsposition schrittweise an die gemessene Achsposition interpoliert, danach die Steifigkeit schrittweise erhöht und zur gewünschten Achsposition zurück interpoliert. Die virtuelle Bewegung, die dem Roboter kommandiert wird, ist durch den Menschen nicht wahrnehmbar, sodass sich die Erhöhung der Steifigkeit wie erwartet, als eine Erhöhung der Kraft zum kommandierten Punkt anfühlt.

Das Überwachen von sowohl Positions- als auch Nachgiebigkeitskommandos hat für das Gesamtsystem den Vorteil, dass Situationen, die einen Not-Aus des LBR zur Folge hätten weitestgehend vermieden werden können, und dass im übergeordneten Zustandsautomaten für die Roboter Aufgabe die Berechnung der Zielkonfiguration im Fokus stehen kann und die Fehlerüberwachung nur an einer zentralen Stelle erfolgt.

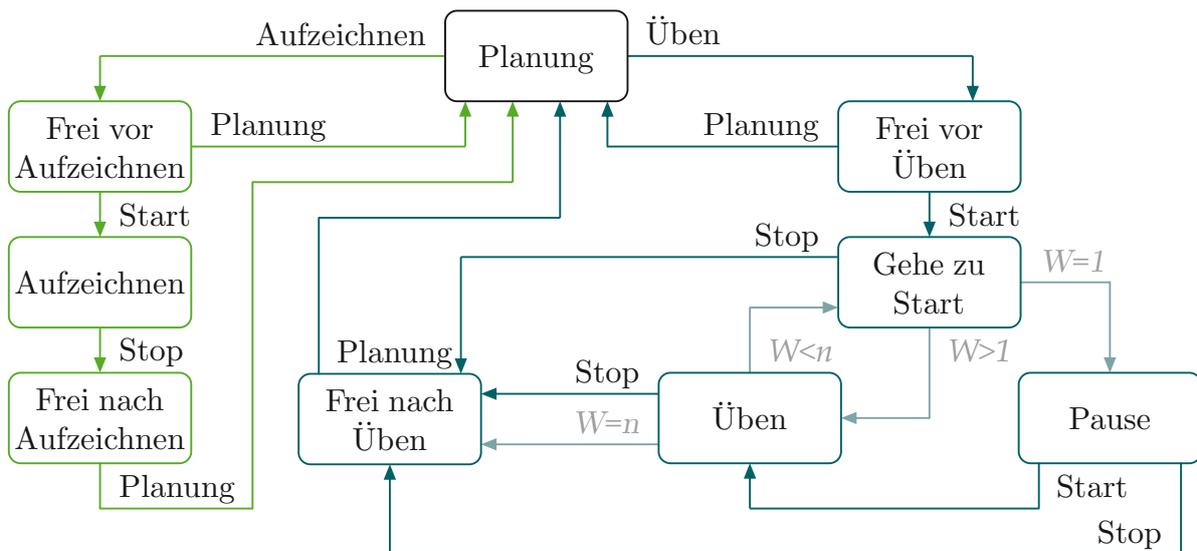
### 4.3.2 Bewegungszustände des Roboters

Auf Roboterebene lässt sich die das normale Rehabilitationsszenario durch vier Bewegungszustände abbilden, die in diesem Zustandsautomaten implementiert sind. Der erste ist der Stillstands- oder Bereitschaftszustand. Hier wird dem LBR die Position kommandiert, die er beim Eintritt in diesen Zustand hat, die Steifigkeiten werden in allen Achsen auf  $k_i = 80 \text{ N m/rad}$  gesetzt. In dieser Konfiguration ist der Roboter so nachgiebig, dass er bei versehentlichem Berühren einer Kraft nachgibt. Somit besteht keine Stoßgefahr und er kehrt ohne Kraft in seine Ausgangsposition zurück. Im zweiten Bewegungszustand ist die in Abschnitt 3.2.4 beschriebene Optimierung nach Vorzugsposition zum einfachen Führen per Hand implementiert. In diesem Zustand hat der LBR eine Konfiguration mit sehr niedrigen Steifigkeiten, womit er sich sehr leicht von seiner aktuellen Position wegbewegen lässt und sich die gemessene von der kommandierten Position unterscheidet. Um der

externen Kraft nachzugeben, wird im folgenden Zeitschritt die von der aktuell gemessenen ausgelenkte translatorische Position kommandiert, die Orientierung im kartesischen Raum wird durch Optimierung im Nullraum der Jacobi-Matrix an die Vorzugsposition angenähert. Dieser Bewegungszustand wird nicht nur beim Aufzeichnen einer Übungstrajektorie eingenommen, sondern auch in den Phasen, in denen der Benutzer den Roboter in eine Startposition oder eine Position zum Verbinden mit dem Roboterarm bewegen möchte. Der dritte Bewegungszustand entspricht dem Abfahren einer zuvor aufgezeichneten Trajektorie, die aus einer Liste von Achskonfigurationen besteht. Die eigentliche Wegplanung zum nächsten Punkt übernimmt der übergeordnete Zustandsautomat, die Überprüfung des gültigen Roboterkommandos erfolgt im Zustandsautomaten der Antriebe. Damit bleibt für diesen Zustandsautomaten die Aufgabe, die richtigen Zustände für die Antriebe zu kommandieren. Der vierte Bewegungszustand entspricht einer reinen Punkt zu Punkt Bewegung des LBR. Über die FRI-Schnittstelle steht die klassische Bewegungsplanung der Roboter nicht zur Verfügung, daher muss die Bewegungsplanung in einem eigenen Zustand erfolgen. Hier wird die Bewegung linear im Achsraum unter Einhaltung einer definierbaren maximalen Bewegungsgeschwindigkeit und -beschleunigung kommandiert.

### 4.3.3 Therapierrelevante Verhaltenszustände des Roboters

Die therapierlevanten Zustände des Roboters unterteilen sich in die beiden Hauptbereiche zum Aufzeichnen einer Übungstrajektorie in Zusammenarbeit zwischen Therapeut und Patient und zum selbständigen Üben des Patienten ohne Therapeuten. Die wesentlichen Zustände, die bereits zu Beginn dieser Arbeit am Roboter implementiert waren, sind in Abbildung 4.3 zusammen mit den Signalen, die für die Zustandsübergänge benötigt werden, dargestellt. Zentraler Punkt ist der Planungszustand. Hier ist der Roboter im zuvor beschriebenen Bereitschaftszustand. Ausgehend hiervon kann mit dem Signal 'Aufzeichnen' der erste Hauptbereich gestartet werden. Der LBR ist daraufhin in dem frei fährbaren Zustand, damit der Therapeut den Patienten mit dem Roboter verbinden und ihn in die Startposition führen kann. Mit einem 'Start'-Signal lässt sich der Roboter in den 'Aufzeichnen'-Zustand überführen, in dem die Roboteraufgabe dieselbe ist wie im Zustand zuvor. Der einzige Unterschied besteht darin, dass die jeweils aktuellen Positionen als Trajektorie gespeichert werden. Mit einem 'Stop'-Signal lässt sich das Aufzeichnen beenden, der Roboter bleibt weiterhin im selben Zustand. Sowohl vor als auch nach dem Aufzeichnen der Trajektorie kann der Roboter zurück in den Planungszustand überführt werden. Analog zum Aufzeichnen ist der LBR nach dem Signal zum Üben in einem frei fährbaren Zustand, damit sich der Patient mit dem Roboter verbinden kann. Auf das 'Start'-Signal hin führt der LBR den Patienten mit einer klassischen Punkt-zu-Punkt Bewegung zum Startpunkt der ausgewählten Übungstrajektorie. Im Fall der ersten Wiederholung  $W = 1$  erfolgt ein automatischer Zustandsübergang in einen 'Pause'-Zustand, in dem der LBR wie im Planungszustand seine Position hält. Ausgehend vom 'Pause'-Zustand erwartet der Roboter ein 'Start'-Signal um eine Übungstrajektorie durchzuführen. In diesem Zustand ist der LBR in einem Modus, in dem er abhängig von der Gegenkraft, die der Patient aufbringt, die Übungstrajektorie mit entsprechender



**Abb. 4.3:** Zustandsautomat 'Therapieaufgabe' mit Signalen zum Zustandswechsel. Hell dargestellt sind die automatischen Zustandsübergänge, die abhängig von der Anzahl  $W$  an Wiederholungen sind.

Geschwindigkeit abfährt. Nach jeder Wiederholung  $W$  wechselt der Roboter automatisch in den Zustand zurück, in dem er sich zum Startpunkt der Trajektorie bewegt. Nach der letzten Wiederholung  $W = n$  oder bei einem 'Stop'-Signal geht der Roboter in einen frei fuhbaren Zustand, in dem sich der Patient vom LBR trennen kann. In den beiden frei beweglichen Zuständen vor und nach der Übung kann der initiale Planungszustand erreicht werden.

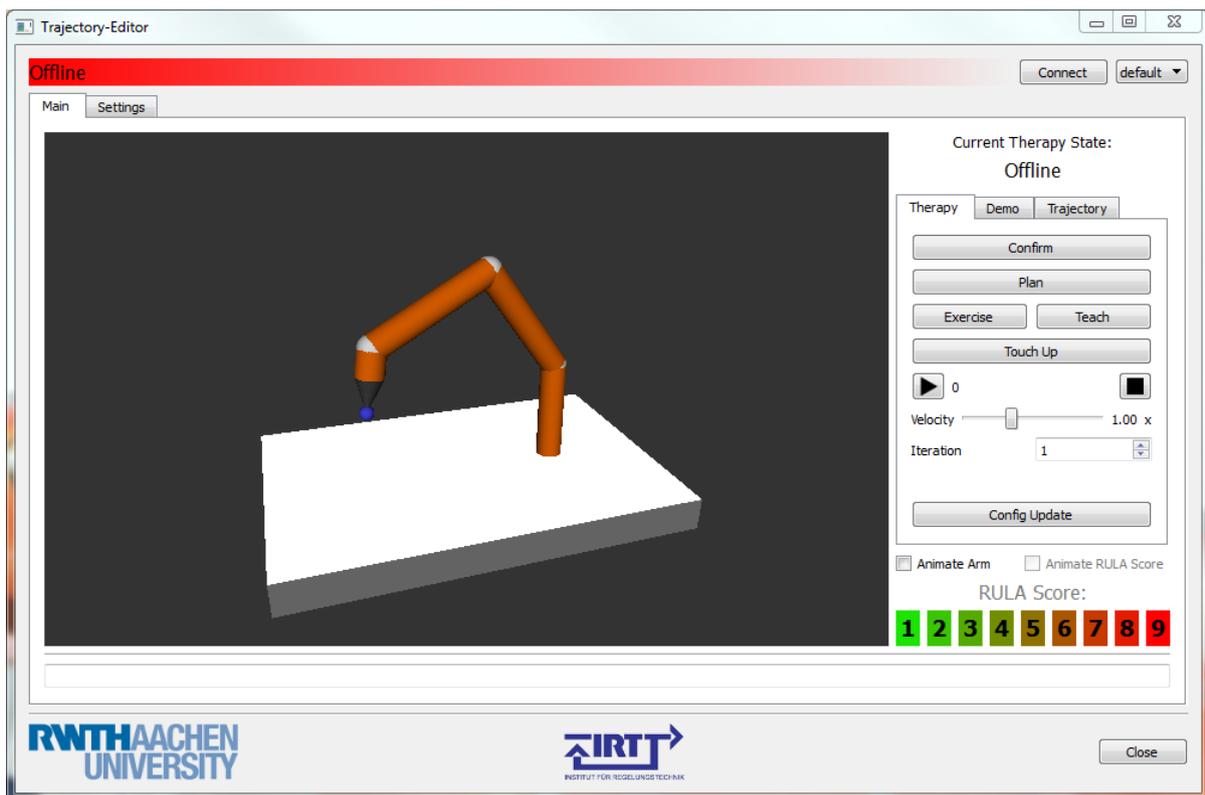
Der Zustandsautomat in Abbildung 4.3 ist nicht vollständig. Für die Bewegungserfassung mit Beschleunigungssensoren werden beispielsweise zwei weitere Zustände zum Erfassen der Position des Patienten relativ zum Roboter benötigt. Des Weiteren sind noch verschiedene Fehlerzustände integriert, die der Roboter als Reaktion auf Ausnahmesituationen einnehmen kann. Die im Rahmen dieser Arbeit entstandenen Funktionen zur Abbildung des adaptiven Roboterhaltens werden in den folgenden Abschnitten mit den entsprechenden Zustandsübergängen näher beschrieben.

Die Abstraktion der Aufgabe über die drei Zustandsautomaten hat den Vorteil, dass Testalgorithmen sehr einfach parallel zu den therapierelevanten Abläufen implementiert und am realen System getestet werden können. Die in Abschnitt 3.2.4 vorgestellte Methode zur Optimierung der Achskonfiguration des Roboters zur Reaktion auf externe Kräfte ist nicht in den Rehabilitationsablauf integriert, sondern als Demonstrationszustand implementiert. Über ein Signal wird der LBR in einen Planungszustand mit relativ hoher Steifigkeit überführt, in dem er die externe Kraft am Endeffektor misst. Ist die Kraft größer als ein definierbarer Schwellwert, wird die Achskonfiguration dynamisch zur Zielkonfiguration optimiert. Therapeuten und Rehabilitationsexperten können somit sehr intuitiv entscheiden, welche Funktionselemente in ein späteres Gesamtsystem integriert werden sollen.

### 4.3.4 Grafische Benutzeroberfläche mit visuellem Feedback

Ein wesentlicher Erfolgsfaktor eines roboterassistierten Rehabilitationssystems ist die einfache und intuitive Bedienbarkeit durch Therapeuten und Patienten. Im Rahmen dieser Arbeit liegt der Fokus der Benutzeroberfläche auf der Möglichkeit der einfachen Bedienung durch eingewiesenes Personal, sowie einem schnellen Feedback über die dem Roboter bekannte aktuelle Patientensituation. Des Weiteren müssen im Entwicklungsstadium schnell neue Funktionen hinzugefügt und parametrisiert werden können. Eine weitere Anforderung an die Benutzeroberfläche ist die Möglichkeit, sie sowohl auf dem Entwicklungs-PC unter Linux als auch mit einem externen Windows-PC verwenden zu können. Die am LBR vorhandene Kommunikationsstruktur aus Backend und Frontend in Abbildung 3.12 erlaubt die sichere Kommunikation über eine TCP-Verbindung zwischen dem Frontend und beliebigen externen PCs, sodass eine grafische Benutzeroberfläche (GUI) auch von einem Tablet aus angebunden werden kann.

Um sowohl eine einfache Programmierung als auch die Plattformunabhängigkeit zu gewährleisten, wurde die GUI unter Verwendung der C++ Bibliothek Qt<sup>1</sup> implementiert. Das Layout ist in Abbildung 4.4 gezeigt. Im nicht dargestellten Reiter 'Settings' können



**Abb. 4.4:** Grafische Benutzeroberfläche mit den wesentlichen Bestandteilen, visuelles Feedback, Therapiesteuerung, Trajektorienverwaltung und Demo.

alle relevanten Einstellungen zur Verbindung oder dem Roboterverhalten eingetragen

<sup>1</sup><https://www.qt.io/>

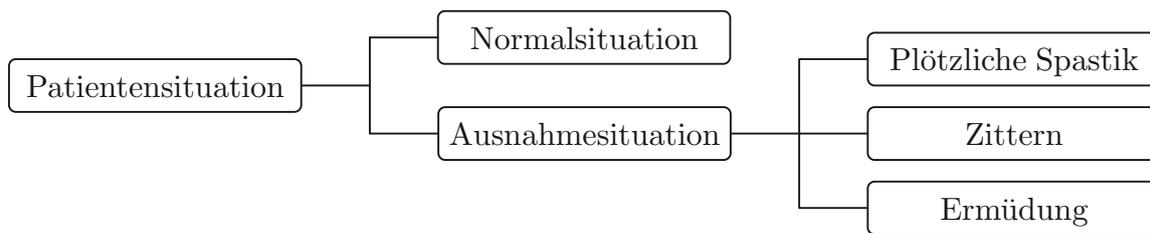
werden. Das Verbinden der GUI zur Steuerung des Rehasystems erfolgt ganz oben über 'Connect'. Ist die GUI verbunden, wird der obere Balken grün, sodass für den Benutzer direkt sichtbar ist, ob eine Verbindung besteht oder nicht. Im Hauptreiter 'Main' erfolgt die Steuerung sowie das visuelle Feedback. Neben dem hier dargestellten Roboter kann zusätzlich der mit dem Roboter verbundene Arm des Patienten visualisiert werden. Im rechten Bereich des Hauptreiters wird oben der aktuelle Zustand innerhalb des Zustandsautomaten 'Therapieaufgabe' angezeigt. Der erste Reiter unterhalb des Roboterzustands dient der Therapiesteuerung. Über die verschiedenen Buttons können die Signale zum Zustandswechsel erzeugt werden. Einfache Einstellungen wie die Anzahl der gewünschten Iterationen oder die Übungsgeschwindigkeit können direkt hier vorgenommen werden. Über den zweiten Reiter sind verschiedene Demonstrationenzustände, wie die Optimierung zur Reaktion auf externe Kräfte ausführbar. Der letzte Reiter dient der Trajektorienverwaltung. Aufgezeichnete Bewegungstrajektorien können im jeweiligen Dateisystem gespeichert oder geladen und an den LBR geschickt werden. Der Bereich unter den drei Reitern dient der Konfiguration der Visualisierung. Hier kann der Patientenarm ein- und ausgeblendet werden, sowie abhängig von der Haltungsbewertung, die im folgenden Abschnitt 4.4.2 beschrieben wird, eingefärbt werden.

## 4.4 Adaptives Roboterverhalten in der Neurorehabilitation

Während des Einlernens einer Übungstrajektorie übernimmt der Therapeut die Überwachung der Patientensituation und passt seine Vorgaben an dessen aktuellen Zustand an. Während des selbständigen Übens muss der LBR diese Aufgabe zumindest teilweise übernehmen. Für ein adaptives Verhalten ist es notwendig, die aktuelle Patientensituation zu beschreiben, zu bewerten und angemessene Reaktionsstrategien bereitzustellen.

### 4.4.1 Beschreibung der Patientensituation

Die Patientensituation wird wie in Abbildung 4.5 gezeigt in Normal- und Ausnahmesituation unterteilt. Wird weder ein Fehlerzustand noch eine Ausnahmesituation erkannt, befindet sich der Patient in der Normalsituation. Die Ausnahmen, die in dieser Arbeit betrachtet werden sind plötzlich auftretende Spastiken, Zittern und Ermüdung. In der Normalsituation wird die Patientensituation über die aktuell benötigte Unterstützung durch das Assistenzsystem beschrieben. Bei niedrigem Unterstützungsgrad arbeitet der Patient aktiv mit und es werden kleine Kräfte am Endeffektor des Roboters erwartet. Ist der Unterstützungsgrad hoch, muss der Roboter eine höhere Kraft aufbringen, um die Trajektorie auszuführen. Eine plötzliche Spastik ist dadurch gekennzeichnet, dass in sehr kurzer Zeit eine sehr hohe Kraft, die üblicherweise zum Körper hin gerichtet ist, gemessen wird. Ein Zittern des Arms resultiert in Positionsschwankungen des mit dem Patienten



**Abb. 4.5:** Unterteilung der Patientensituation in Normal- und Ausnahmesituation. Betrachtete Ausnahmesituationen sind plötzliche Spastiken, Zittern und Ermüdung.

verbundenen TCP des Roboters. Wird der Patient müde, wird eine erhöhte Kraft benötigt, um den Arm auf der Trajektorie zu halten. Außerdem reagiert der Patient aufgrund der Anstrengung mit Ausgleichsbewegungen, wie das Hochziehen des Ellbogens.

Die Messgrößen, die für die Beschreibung der Patientensituation zur Verfügung stehen sind neben der Position des Endeffektors  $\mathbf{x}_{TCP}$ , sowie die am Endeffektor gemessenen Kräfte und Momente  $\mathbf{f}_{TCP}$  auch eine Schätzung der Armhaltung unter Verwendung zweier Beschleunigungssensoren am Ober- und Unterarm des Patienten [46]. Der Arm wird hier über die Längen des Ober- und Unterarms individualisiert und mit insgesamt fünf Bewegungsfreiheitsgraden modelliert: drei Freiheitsgrade im Schultergelenk, die Flexion  $\phi_f$ , die Adduktion  $\phi_a$  und die Rotation  $\phi_r$ , sowie die Ellbogenflexion  $\theta_f$  und die Pronation des Unterarms  $\theta_p$ . Mit der Position des Endeffektors sowie den bekannten Armlängen des Patienten können die Positionen des Ellenbogens  $\mathbf{x}_E$  und der Schulter  $\mathbf{x}_S$  bestimmt werden.

#### 4.4.2 Ergonomische Haltungsbewertung

Der Patient wird durch das Rehabilitationssystem nur am distalen Ende des Unterarms geführt, womit er die zugehörige Armhaltung selbst bestimmen kann. Ein einfacher Vergleich der jeweiligen Armwinkel mit denen aus der Referenztrajektorie ist nicht ausreichend, um eine gute von einer schlechten Haltung zu unterscheiden, da meist keine eindeutige Richtung für jeden Gelenkwinkel angegeben werden kann. Eine typische Ausgleichsbewegung bei Schlaganfallpatienten mit Bewegungsstörungen des Arms ist das Hochziehen des Ellenbogens, die mit Hilfe von Werkzeugen zur ergonomischen Haltungsbewertung erkannt werden kann. Insbesondere bei der Gestaltung von Arbeitsplätzen werden verschiedene Methoden verwendet, die eine schnelle Bewertung von Bewegungen unter ergonomischen Kriterien erlauben. Einige Beispiele für den Oberkörper sind der RULA-Score (Rapid Upper Limb Assessment) [49], der in dieser Arbeit verwendet wird, NERPA (Novel ERgonomic Postural Assessment) [61] oder LUBA (Loading on the Upper Body Assessment) [31]. Die Bewertung mit der RULA-Methode, wird zunehmend auch im Bereich Robotik eingesetzt, zur Auslegung und Gestaltung von Arbeitsplätzen mit Mensch-Roboter-Kollaboration [47, 57], sowie zur Optimierung der Bewegung von humanoiden Robotern, um diese menschlicher wirken zu lassen [82].

Die Bestimmung des RULA-Scores zur Haltungsbewertung erfolgt über insgesamt 15 Schritte und bewertet die Haltung des Ober- und Unterarms, des Handgelenks, des Nackens und des Oberkörpers. Weitere Faktoren sind die Lasten, die bewegt werden einschließlich der Häufigkeit, sowie eine Bewertung, ob die Haltung statisch oder dynamisch erfolgt. Ein Beispiel für ein RULA-Bewertungsblatt ist im Anhang in Abbildung A.1 gezeigt. Es liefert als Ergebnis einen Wert im Bereich von eins bis sieben. Abhängig vom Ergebnis ergeben sich die in Tabelle 4.1 aufgelisteten Handlungsempfehlungen. Für

Score	Handlungsempfehlungen
1 oder 2	Akzeptabel, keine Änderung notwendig.
3 oder 4	Weitere Untersuchung notwendig.
5 oder 6	Weitere Untersuchung und baldige Änderung notwendig.
7	Untersuchung und sofortige Änderung notwendig.

**Tabelle 4.1:** Handlungsempfehlungen, die aus dem Ergebnis der Haltungsbewertung mit Hilfe des RULA-Scores resultieren.

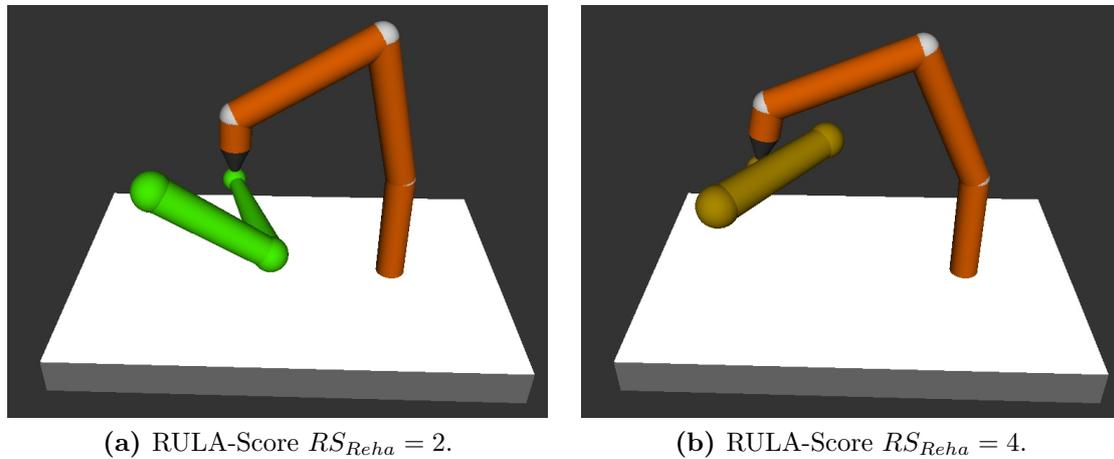
die Anwendung während der Rehabilitationsübung am Roboter werden nur die ersten beiden Schritte, die Bewertung der Ober- und Unterarmhaltung verwendet. Ausgehend von einem Oberarm-Score  $OS = 0$  wird dieser abhängig von der Haltung erhöht. Aus der Schätzung der Armwinkel wird zunächst die Flexion der Schulter ausgewertet. Für  $\phi_f < 20^\circ$  um +1, für  $20^\circ \leq \phi_f < 45^\circ$  um +2, für  $45^\circ \leq \phi_f < 90^\circ$  um +3 und für  $\phi_f > 90^\circ$  um +4. Eine weitere Erhöhung um +1 erfolgt, falls die Schulter nach oben gezogen ist. Hierfür wird die Schulterposition in  $z$ -Richtung mit der initialen Messung verglichen. Ist der Unterschied  $> 5$  cm wird der Score erhöht. Abschließend wird  $OS$  um +1 erhöht, falls der Adduktionswinkel der Schulter  $\phi_a > 30^\circ$  ist. Analog wird für den Unterarm mit einem Unterarm-Score  $US = 0$  gestartet. Ist die Ellbogenflexion  $-60^\circ \leq \theta_f < 100^\circ$  wird um +1 erhöht, für  $\theta_f < -60^\circ$  oder  $\theta_f \geq 100^\circ$  wird um +2 erhöht. Abschließend wird die Position der Hand bewertet, die den Score um +1 erhöht, falls diese sich über der Mittellinie des Körpers befindet. Hierfür wird die Position des Endeffektors mit der Schulterposition und der bekannten Körperbreite des Patienten verglichen. Mit dem  $OS$  im Bereich  $1 \leq OS \leq 6$  und dem  $US$  im Bereich  $1 \leq US \leq 3$  kann der für die Rehabilitationsübung verwendete RULA-Score  $RS_{Reha}$  mit Tabelle 4.2  $1 \leq RS_{Reha} \leq 9$  bestimmt werden. Eine

OS \ US	1	2	3	4	5	6
1	1	2	3	4	5	7
2	2	3	3	4	6	8
3	2	3	4	4	6	9

**Tabelle 4.2:** Abgewandelter RULA-Score  $RS_{Reha}$  für die Rehabilitationsübung aus den Scores für den Oberarm  $OS$  und den Unterarm  $US$ . Es ergeben sich Werte im Bereich  $1 \leq RS_{Reha} \leq 9$ .

farbliche Visualisierung des RULA-Scores ist in die grafische Benutzeroberfläche integriert. Hier wird der Patientenarm mit einer Farbskala von grün ( $RS_{Reha} = 1$ ) bis rot

( $RS_{Reha} = 9$ ) dargestellt. Zwei Beispiele sind in Abbildung 4.6 gezeigt. Die ergonomisch

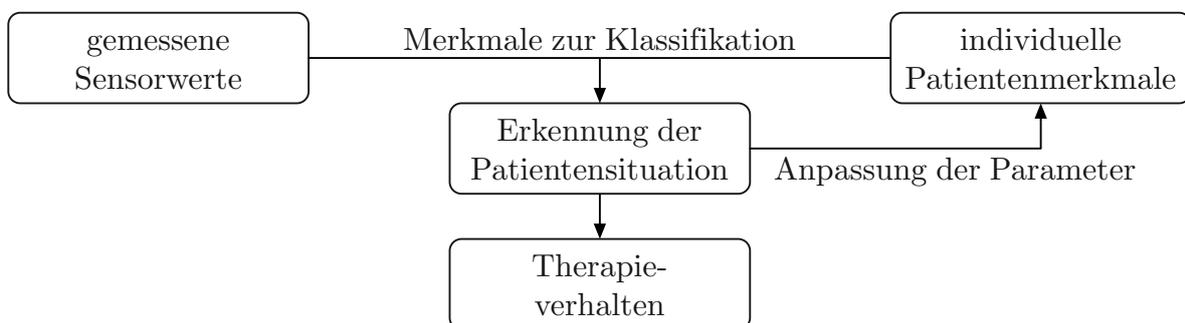


**Abb. 4.6:** Visualisierung der Haltungsbewertung nach dem RULA-Score in der GUI. Mit der gewählten Auflösung können Ausgleichsbewegungen wie das Hochziehen des Ellenbogens erfasst werden.

besser bewertete Armhaltung in Abbildung 4.6a weist einen Score von  $RS_{Reha} = 2$  auf, während ein Hochziehen des Ellenbogens in einem  $RS_{Reha} = 4$  resultiert.

#### 4.4.3 Situationserkennung und -reaktion

Die Situationserkennung und -bewertung erfolgt abgesehen vom Sonderfall der plötzlichen Spastik jeweils nach der Durchführung einer Trainingsiteration. In der Aufzeichnungsphase ist der Therapeut aktiv, sodass hier keine Merkmale zur Klassifikation berechnet werden. Das allgemeine Vorgehen während der selbständigen Übung ist in Abbildung 4.7 dargestellt. Aus den kontinuierlich gemessenen Sensorwerten einer Iteration



**Abb. 4.7:** Situationserkennung und -klassifikation während der Rehabilitationsübung.

werden gemittelte Merkmale berechnet. Patientenindividuell werden verschiedene Merkmale verwendet, um die aktuelle Patientensituation zu erkennen. Für eine neue Übung

stehen zunächst keine individuellen Werte der Patientenmerkmale zur Verfügung. Daher werden die ersten drei Normalsituationen verwendet, um die Werte zu initialisieren. Als Normalsituation werden alle Iterationen klassifiziert, in denen weder eine Ausnahmesituation noch eine Ausgleichsbewegung innerhalb der Iteration detektiert wurde. Ausgleichsbewegungen werden nur als solche gewertet, wenn für mindestens eine Sekunde ein RULA-Score ermittelt wurde, der schlechter als die Referenzwerte ist. Mit jeder Normal-, sowie eindeutig klassifizierbaren Ausnahmesituation werden die Parameter der individuellen Patientenmerkmale angepasst, sodass sich die Merkmale mit der Zeit ändern können und somit der Therapieerfolg messbar werden kann. Das Therapieverhalten wird abhängig vom Ergebnis der Situationserkennung angepasst. Für die Normalsituation wird im Fall eines niedrigeren benötigten Unterstützungsgrades der Parameter für die Kraft-Geschwindigkeits-Regelung angepasst. Im Falle einer plötzlichen Spastik wird der Roboter in einen sanften Stillstandszustand überführt, der in Abschnitt 4.4.4 beschrieben wird. Im Falle einer Ermüdung des Patienten wird die Anzahl an Iterationen reduziert, im Falle des Zitterns wird die Übung abgebrochen.

### 4.4.4 Sanfter Stillstand in Ausnahmesituationen

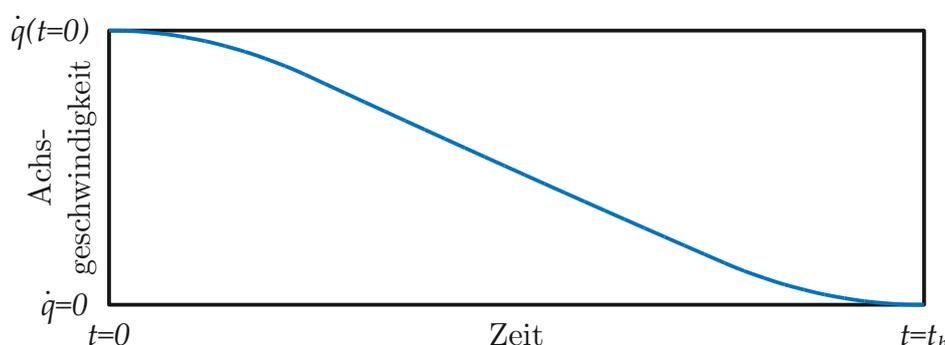
In der implementierten Situationserkennung ist die plötzliche Spastik ein Sonderfall. Hier muss der LBR direkt innerhalb der Übung reagieren, die Trajektorie verlassen und der Kraft nachgeben. Bei einer Spastik können so hohe Kräfte auftreten, dass der LBR aufgrund einer Momentenüberlastung in einer der Achsen in den Not-Aus übergehen muss. Auch andere nicht vorhergesehene Ausnahmesituationen, die eine Not-Aus-Situation des Roboters zur Folge haben müssen vermieden werden, da in der direkten physikalischen Interaktion zwischen Mensch und Roboter ein abrupter Halt starke Bremskräfte zur Folge hat, die der Mensch als unangenehm empfindet.

Neben den Achswinkeln sind die Achsmomente und -geschwindigkeiten des LBR mit den Grenzen in Tabelle 3.2 beschränkt. Um zu hohe Geschwindigkeiten und -momente abzubauen und den LBR in einen sanften Stillstandsmodus überführen zu können, wurden drei Übergangszustände implementiert, einer für die Reduzierung der Geschwindigkeit, einer für die Reduzierung der Achsmomente und einer für einen kombinierten Abbau beider Größen.

#### 4.4.4.1 Abbau zu hoher Achsgeschwindigkeiten

In Zuständen, in denen der Roboter frei beweglich ist und vom Therapeuten oder Patienten geführt werden kann, können zu hohe Geschwindigkeiten auftreten. Da der Roboter in diesen Zuständen eine Steifigkeitkonfiguration von  $\mathbf{k} \approx \mathbf{0}$  aufweist, kann das Auftreten zu hoher Momente vernachlässigt werden. Die aktuellen Geschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{q}}$  aller Achsen werden stets auf das Überschreiten der Grenzwerte  $\dot{\mathbf{q}}_{lim}$  überwacht, die als prozentualer Anteil der maximal zulässigen Achsgeschwindigkeiten definiert sind.

Die aktuelle Geschwindigkeit einer Achse  $i$  ergibt sich mit den gemessenen Werten aus dem Datentelegramm des Roboters zum diskreten Zeitschritt  $t$  sowie der Taktzeit  $t_t = 10 \text{ m sec}$  des LBR zu  $\dot{q}_i = \frac{q_{i,msr,t} - q_{i,msr,t-1}}{t_t}$ . Sind alle Achsgeschwindigkeiten unterhalb der Grenzen, wird die aktuell gemessene Position an den Roboter kommandiert. Es gilt  $\mathbf{q}_{cmd,t} = \mathbf{q}_{msr,t}$ . Wird in mindestens einer Achse der Grenzwert überschritten, findet ein Zustandsübergang in den Abbremszustand statt. Da die Position des Roboters mit einer sehr niedrigen Steifigkeitskonfiguration hauptsächlich durch die Auslenkung durch die externe Kraft und kaum von der Steuerung bestimmt ist, wird zunächst die Steifigkeit über den Zustandsautomaten 'Antriebsaufgabe' auf eine höhere Konfiguration von  $\mathbf{k} = 2000 \text{ N m/rad}$  erhöht. Anschließend wird ein Bremsprofil als Polynom 3. Ordnung für den Abbremsvorgang definiert. Ein Beispiel ist in Abbildung 4.8 gezeigt. Dieses Profil



**Abb. 4.8:** Bremsprofil als Polynom 3. Ordnung zum Abbau zu hoher Achsgeschwindigkeiten.

hat den Vorteil, dass für die Start- und Endbeschleunigungen jeweils gilt  $\ddot{\mathbf{q}}(t = 0) = \ddot{\mathbf{q}}(t = t_b) = \mathbf{0}$ , was einen ruckbegrenzten Übergang in die Zustände ermöglicht. Die Geschwindigkeiten und Beschleunigungen lassen sich mit den Koeffizientenvektoren  $\mathbf{c}_0$ ,  $\mathbf{c}_1$ ,  $\mathbf{c}_2$  und  $\mathbf{c}_3$  beschreiben als

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{q}}_b &= \mathbf{c}_3 t^3 + \mathbf{c}_2 t^2 + \mathbf{c}_1 t + \mathbf{c}_0 \\ \ddot{\mathbf{q}}_b &= 3\mathbf{c}_3 t^2 + 2\mathbf{c}_2 t + \mathbf{c}_1. \end{aligned} \quad (4.1)$$

Mit den Anfangsbedingungen aus den Beschleunigungen, sowie den Start- und Endgeschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{q}}(t = 0) = \dot{\mathbf{q}}_s$  und  $\dot{\mathbf{q}}(t = t_b) = \mathbf{0}$  lassen sich die Koeffizienten in Abhängigkeit der Bremsdauer  $t_b$  zu  $\mathbf{c}_0 = \dot{\mathbf{q}}_s$ ,  $\mathbf{c}_1 = \mathbf{0}$ ,  $\mathbf{c}_2 = -3\frac{\dot{\mathbf{q}}_s}{t_b^2}$  und  $\mathbf{c}_3 = \frac{6\dot{\mathbf{q}}_s}{3t_b^3}$  bestimmen. Über den freien Parameter der Bremsdauer kann das Roboterverhalten beim Abbremsen angepasst werden. Mit den Koeffizienten und den neuen Geschwindigkeiten in (4.1) lässt sich für jeden Zeittakt ein neues Positionskommando  $\mathbf{q}_{cmd,t} = \mathbf{q}_{msr,t} + \dot{\mathbf{q}}_b t$  erzeugen, das so lange an den Roboter kommandiert wird, bis entweder die Bremsdauer erreicht ist oder eine Toleranzgeschwindigkeit  $\dot{\mathbf{q}}_{tol}$  unterschritten ist, für die ein Wechsel in den Stillstandszustand möglich ist. Diese Geschwindigkeit liegt in der Größenordnung von 5 bis 10 % der maximal zulässigen Achsgeschwindigkeit des LBR.

#### 4.4.4.2 Abbau zu hoher Achsmomente

In Zuständen mit höheren Achssteifigkeiten treten häufig zu hohe Achsmomente auf. Das Auftreten zu hoher Geschwindigkeiten kann vernachlässigt werden, da der Roboter schon bei kleinster Auslenkung mit hohen Kräften entgegen hält. Die Steifigkeit  $k_i$  einer Achse beschreibt den Zusammenhang zwischen dem externen Moment  $\tau_{ext,i}$  und der Winkelauslenkung  $\Delta q_i$  mit  $\tau_{ext,i} = k_i \Delta q_i$ . Analog zum Zustand für den Abbau zu hoher Achsgeschwindigkeiten wird zum Erreichen dieses Zustands das Überschreiten der Grenzwerte  $\tau_{lim}$  überwacht, die als prozentualer Anteil der maximal zulässigen Achsmomente des LBR definiert sind. Wird in einer der Achsen eine Momentenüberschreitung detektiert, wird für diese Achse die Steifigkeit schrittweise um 5 N m/rad pro Zeittakt reduziert. Ein Verringern der Steifigkeit bewirkt ein Nachgeben des Roboters in Richtung der Kraft, die damit abgebaut wird. Das Ziel des Übergangszustandes ist ein sicherer Stillstand. Daher wird bei Erreichen eines unteren Toleranzwertes  $\tau_{tol}$  die Steifigkeit erhöht, bis ein Zustand mit hoher Steifigkeit erreicht ist, aus dem ein sicherer Stillstand möglich ist. Der Toleranzwert liegt bei 5 bis 10 % des maximal zulässigen Achsmoments.

#### 4.4.4.3 Kombiniertes Abbau zu hoher Achswerte

Häufig ist eine getrennte Betrachtung von Geschwindigkeiten und Momenten nicht möglich, da eine Verringerung der Achssteifigkeit aufgrund zu hoher Momente auch gleichzeitig in einer Erhöhung der Geschwindigkeit resultiert. Analog führt ein Abbremsen zu hoher Achsgeschwindigkeiten durch Positionsänderungen gleichzeitig zur Erhöhung der jeweiligen Achsmomente. Daher ist bei Zuständen mit mittleren Steifigkeitskonfigurationen eine gesamtheitliche Betrachtung notwendig, die ausgehend vom aktuellen Geschwindigkeits- und Steifigkeitszustand das bestmögliche neue Kommando aus Position und Steifigkeit bestimmt.

Die Gütefunktion in (4.2) ist eine vektorielle Funktion mit Einträgen  $g_{s,i}$  für jede Achse, die durch Minimierung das optimale neue Positions- und Steifigkeitskommando  $\mathbf{q}_{cmd}$  und  $\mathbf{k}_{cmd}$  liefert.

$$\mathbf{g}_s(\mathbf{q}_{cmd}, \mathbf{k}_{cmd}) = (g_{s,1}, \dots, g_{s,7})^T \rightarrow \min \quad (4.2)$$

Die einzelnen Einträge  $g_{s,1}$  werden nach (4.3) bestimmt.

$$g_{s,1}(q_{cmd,i}, k_{cmd,i}) = k_{cmd,i} |q_{cmd,i} - q_{msr,i}| + |q_{cmd,i} - q_{msr,i}| + |k_{cmd,i} - k_{cmd,t-1,i}| + \frac{\tau_{msr,i}}{|k_{cmd,i} - k_{cmd,t-1,i}|} \quad (4.3)$$

Die gesamte Gütefunktion erreicht ihr Minimum, wenn jede ihrer vier Summanden minimal ist. Der erste Summand  $k_{cmd,i} |q_{cmd,i} - q_{msr,i}|$  entspricht dem Achsmoment, das aus der kommandierten Steifigkeit und der zugehörigen Auslenkung resultiert. Im zweiten Summanden  $|q_{cmd,i} - q_{msr,i}|$  wird die Achsgeschwindigkeit, die aus dem neuen Positionskommando resultiert betrachtet. Der dritte Summand  $|k_{cmd,i} - k_{cmd,t-1,i}|$  sorgt dafür, dass sich die Steifigkeit von einem Zeitschritt zum nächsten so gering wie möglich ändert.

Der letzte Summand  $\frac{\tau_{msr,i}}{|k_{cmd,i} - k_{cmd,t-1,i}|}$  entspricht der Auslenkung durch die Steifigkeit, die im sanften Stillstand möglichst klein sein soll. Um aus der Optimierung ein gültiges Kommando zu erhalten, müssen sowohl für die Steifigkeitsänderung als auch für die Geschwindigkeit die Nebenbedingungen in (4.4) eingehalten werden.

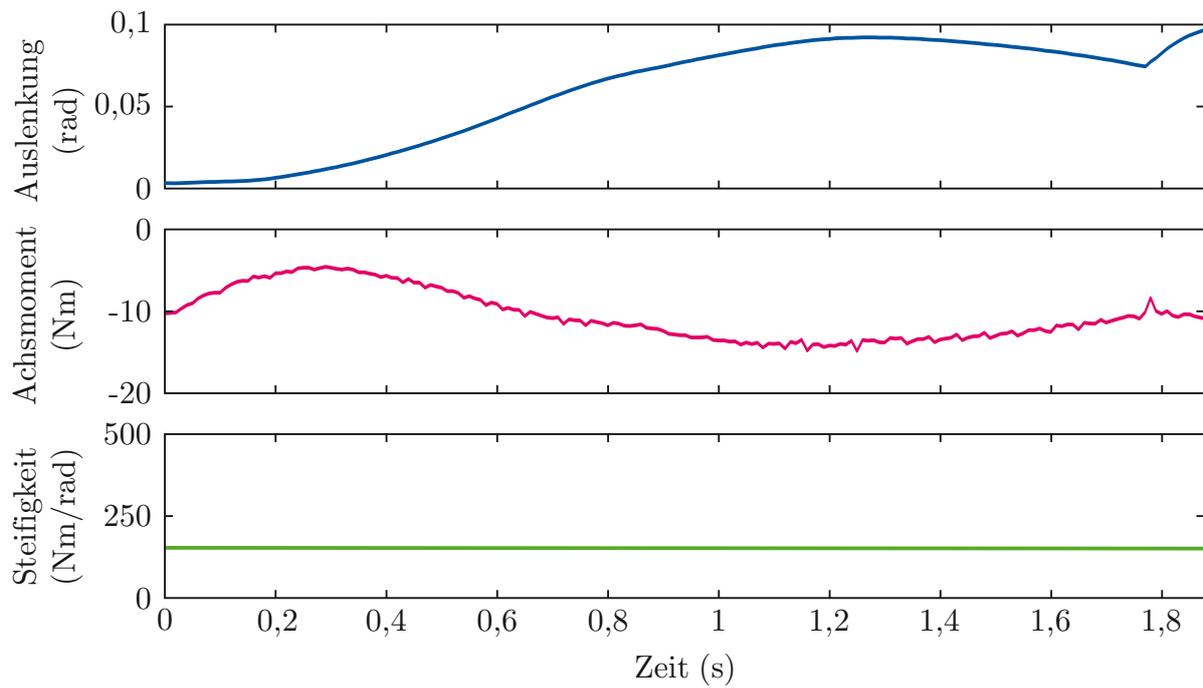
$$\begin{aligned} k_{cmd,t-1,i} - 10 &\leq k_{cmd,i} \leq k_{cmd,t-1,i} + 10 \\ |q_{cmd,i} - q_{msr,i}| &\leq \dot{q}_{i,lim} t_t \end{aligned} \quad (4.4)$$

Die Begrenzung der Änderung der Steifigkeiten auf  $\pm 10$  N m/rad erlaubt einen möglichst großen Freiraum in der Optimierung bei gleichzeitiger Vermeidung ungültiger Kommandos, die einen Not-Halt des Roboters zur Folge haben. Die Berechnung des Minimums erfolgt in jedem Zeitschritt innerhalb eines in C-Code kompilierten SIMULINK<sup>®</sup>-Modells. Da der Lösungsraum aufgrund der geringen Änderungen sehr klein ist, erfolgt die Optimierung mit einem Kennfeld. Das Kennfeld für jede Achse hat eine Größe von  $50 \times 50$  und betrachtet sämtliche Kombinationen aus  $q_{cmd,i}$  und  $k_{cmd,i}$ . Aus der ersten Nebenbedingung folgt direkt, dass  $k_{cmd,i} \in [k_{cmd,t-1,i} - 10, k_{cmd,t-1,i}]$  ist. Die zweite Nebenbedingung wird sowohl abhängig von der aktuellen Geschwindigkeit  $\dot{q}_i = \frac{q_{cmd,t-1,i} - q_{msr,i}}{t_t}$  als auch der Bewegungsrichtung nach (4.5) gebildet.

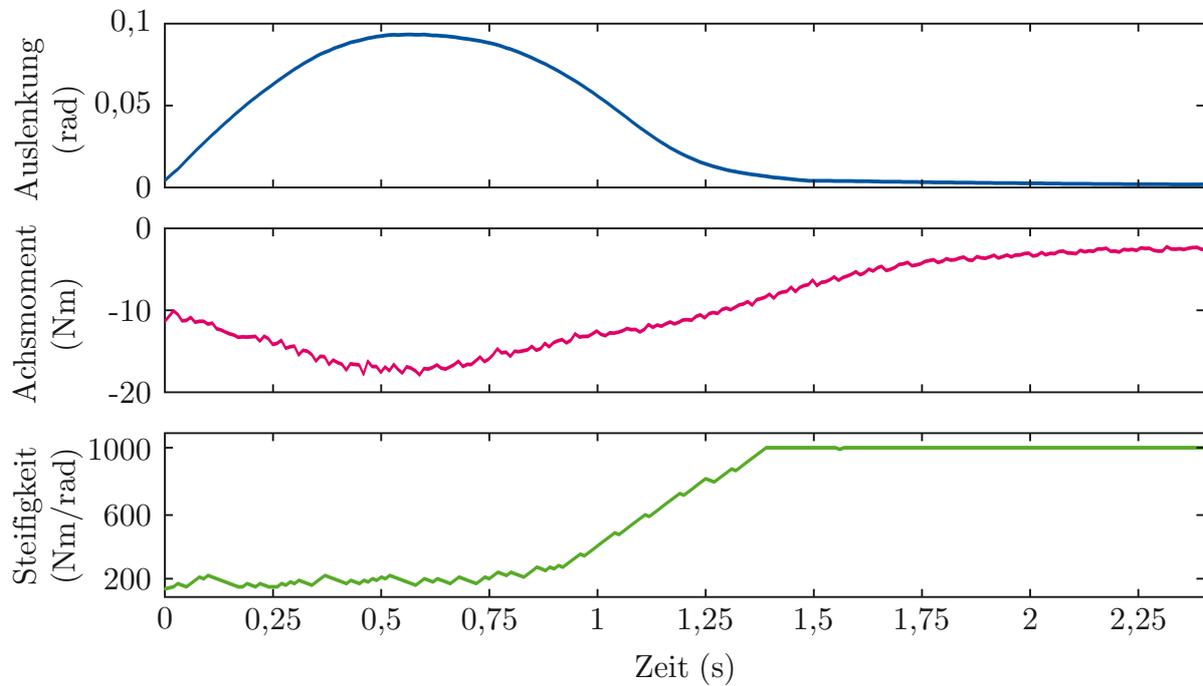
$$q_{cmd,i} \in \begin{cases} [q_{cmd,t-1,i}, q_{cmd,t-1,i} + |\dot{q}_i t_t|] & \text{für } \dot{q}_i \leq \dot{q}_{i,lim} \wedge q_{cmd,t-1,i} \leq q_{msr,i} \\ [q_{cmd,t-1,i} - |\dot{q}_i t_t|, q_{cmd,t-1,i}] & \text{für } \dot{q}_i \leq \dot{q}_{i,lim} \wedge q_{cmd,t-1,i} > q_{msr,i} \\ [q_{cmd,t-1,i}, q_{cmd,t-1,i} + \dot{q}_{i,lim} t_t) & \text{für } \dot{q}_i > \dot{q}_{i,lim} \wedge q_{cmd,t-1,i} \leq q_{msr,i} \\ [q_{cmd,t-1,i} - \dot{q}_{i,lim} t_t, q_{cmd,t-1,i}] & \text{für } \dot{q}_i > \dot{q}_{i,lim} \wedge q_{cmd,t-1,i} > q_{msr,i} \end{cases} \quad (4.5)$$

In jedem Zeitschritt wird aus dem Kennfeld das beste Kommando ermittelt und an den Roboter kommandiert. Sobald sich alle Achsgeschwindigkeiten und -momente innerhalb der Toleranzwerte  $\dot{q}_{tol}$  und  $\tau_{tol}$  befinden, erfolgt der Zustandsübergang in den sicheren Stillstand.

In Abbildung 4.9 ist ein Beispiel gezeigt, für das nach der Optimierung noch kein sicherer Zustandsübergang möglich ist. Der sichere Stillstand ist durch eine sehr hohe Steifigkeit und eine Geschwindigkeit nahe null gekennzeichnet. Minimale Achsmomente und -geschwindigkeiten garantieren noch keinen Zustandsübergang in einen solchen Zustand. Ausgelöst wurde der Zustand in Abbildung 4.9 aufgrund einer zu hohen Achsgeschwindigkeit in Achse 1. Der Eintritt in den Optimierungszustand erfolgt mit einer sehr niedrigen Steifigkeit von  $k_1 = 150$  N m/rad und aufgrund der hohen Geschwindigkeit mit einer sehr kleinen Auslenkung. Durch Änderung der neu kommandierten Achsposition ändert sich die Auslenkung, was nach 0,6 s eine leichte Erhöhung des Achsmoments zur Folge hat, das die Bewegung abbremst. Die Steifigkeit bleibt im kompletten Zeitraum konstant, sodass zum Austritt des Optimierungszustands nach 1,9 s die Auslenkung einen Wert von  $0,1$  rad =  $5,7^\circ$  aufweist. Ein Hochsetzen der Steifigkeit für einen sicheren Stillstand ist bei einer großen Auslenkung nicht unbemerkt möglich. Daher wird in solchen Situationen der Optimierungszustand nicht verlassen, sondern unabhängig vom Optimierungsergebnis für  $k_{cmd}$  die Steifigkeit schrittweise auf  $1000$  N m/rad erhöht. Das Ergebnis ist in Abbildung 4.10 für ein vergleichbares Szenario dargestellt.



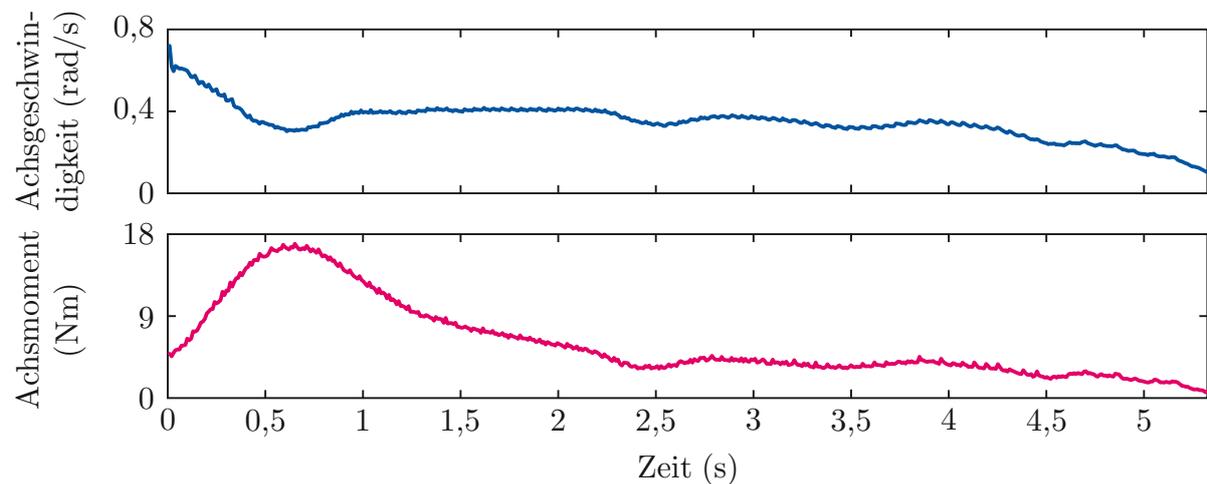
**Abb. 4.9:** Ergebnis der Optimierung bei einer Geschwindigkeitsüberschreitung in Achse 1. Am Ende der Optimierung ist die Achsauslenkung aufgrund der niedrigen Steifigkeit zu hoch, um direkt in einen sicheren Stillstand überzugehen.



**Abb. 4.10:** Ergebnis der Optimierung bei einer Geschwindigkeitsüberschreitung in Achse 1. Durch Hochsetzen der Steifigkeit wird die Auslenkung klein genug für einen Übergang zum sicheren Stillstand.

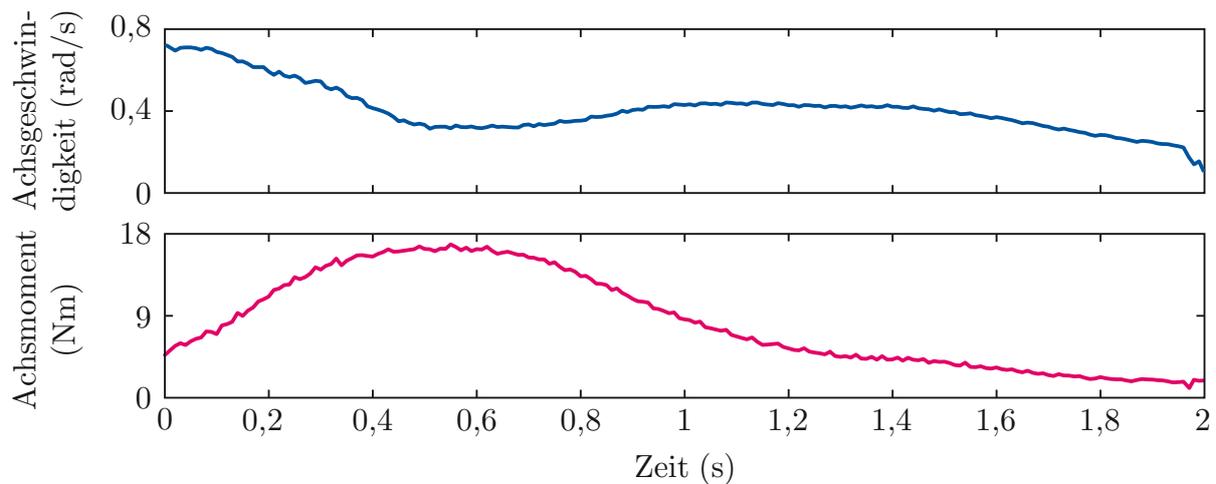
Hier wird der Optimierungszustand ebenfalls durch Überschreiten der maximal zulässigen Geschwindigkeit in Achse 1 mit einer Anfangssteifigkeit von  $150 \text{ N m/rad}$  ausgelöst. In den ersten  $0,75 \text{ s}$  zeigt sich ein ähnliches Verhalten wie zuvor. Das Achsmoment erhöht sich zunächst, da die Auslenkung bei nahezu konstanter Steifigkeit durch die Optimierung erhöht wird. Die Geschwindigkeit ist nach dieser Zeit soweit abgebremst, dass ein Zustandsübergang möglich wird. Der Optimierungszustand wird allerdings nicht verlassen, sondern die Steifigkeit wird auf  $1000 \text{ N m/rad}$  erhöht. Am Ende des Optimierungszustands ist die Auslenkung sehr klein und die Steifigkeit ist hoch genug für einen sanften Zustandsübergang.

Die zweite Situation, die gesondert betrachtet wird entsteht, wenn durch die Optimierung ein Gleichgewicht zwischen Geschwindigkeit und Achsmoment erreicht wird. In Abbildung 4.11 ist das Ergebnis der Optimierung bei einer Geschwindigkeitsüberschreitung in Achse 1 dargestellt. Im Zeitraum von  $2,5 \text{ s}$  bis  $4 \text{ s}$  bleiben die Achsgeschwindigkeit und



**Abb. 4.11:** Ergebnis der Optimierung bei einer Geschwindigkeitsüberschreitung in Achse 1. Über den Zeitraum von  $2,5 \text{ s}$  bis  $4 \text{ s}$  bewegt sich die Achse mit nahezu konstanter Geschwindigkeit und konstantem Moment.

das Achsmoment nahezu konstant und erst nach fast  $5,5 \text{ s}$  ist die Geschwindigkeit klein genug, um einen Zustandswechsel zu erlauben. Der Roboter kann willentlich in diesem Gleichgewicht gehalten werden, im Normalbetrieb mit einem Therapeuten oder Patienten tritt der Effekt nicht auf. Um diese unerwünschte Bewegung dennoch zu vermeiden, wird im Optimierungszustand die Geschwindigkeit überwacht. Sobald eine konstante Geschwindigkeit bei einem konstanten Moment unterhalb des Grenzwerts  $\tau_{tol}$  detektiert wird, bremst der Roboter die Bewegung nach dem Profil in Abbildung 4.8 ab. Das Ergebnis für eine vergleichbare Situation ist in Abbildung 4.12 gezeigt. Nach  $1 \text{ s}$  ist die Geschwindigkeit in Achse 1 nahezu konstant. Sobald das Achsmoment nach  $1,3 \text{ s}$  unterhalb der Toleranzgrenze liegt, wird das Bremsprofil eingeleitet, sodass es nicht zu einem konstanten Moment bei konstanter Geschwindigkeit kommen kann. Damit kann bereits nach  $2 \text{ s}$  ein Zustandsübergang in den sanften Stillstand erfolgen.



**Abb. 4.12:** Ergebnis der Optimierung bei einer Geschwindigkeitsüberschreitung in Achse 1. Durch Einleiten eines Bremsprofils ist ein sicherer Zustandsübergang bereits nach 2s möglich.

## 4.5 Validierung am Roboter

Während zu Beginn der Arbeit die Grundfunktionalitäten des Systems wie das Aufzeichnen und Abspielen von Übungstrajektorien oder die Schätzung der Armhaltung bereits zur Verfügung standen, sind nun die notwendigen Grundlagen integriert, das System adaptiv und sicher auf jeden Patienten anzupassen. Das ist zum einen die Situationserkennung auf Basis von Merkmalen aus der Endeffektorposition sowie der Endeffektorkraft und zum anderen der sanfte Stillstand in Ausnahmesituationen. Die Möglichkeit, Ausgleichsbewegungen mit dem RULA-Score zu erkennen wurde bereits im vorherigen Abschnitt 4.4.2 in Abbildung 4.6 gezeigt. Eine weitere Validierung im Rahmen der Situationserkennung ist nicht notwendig.

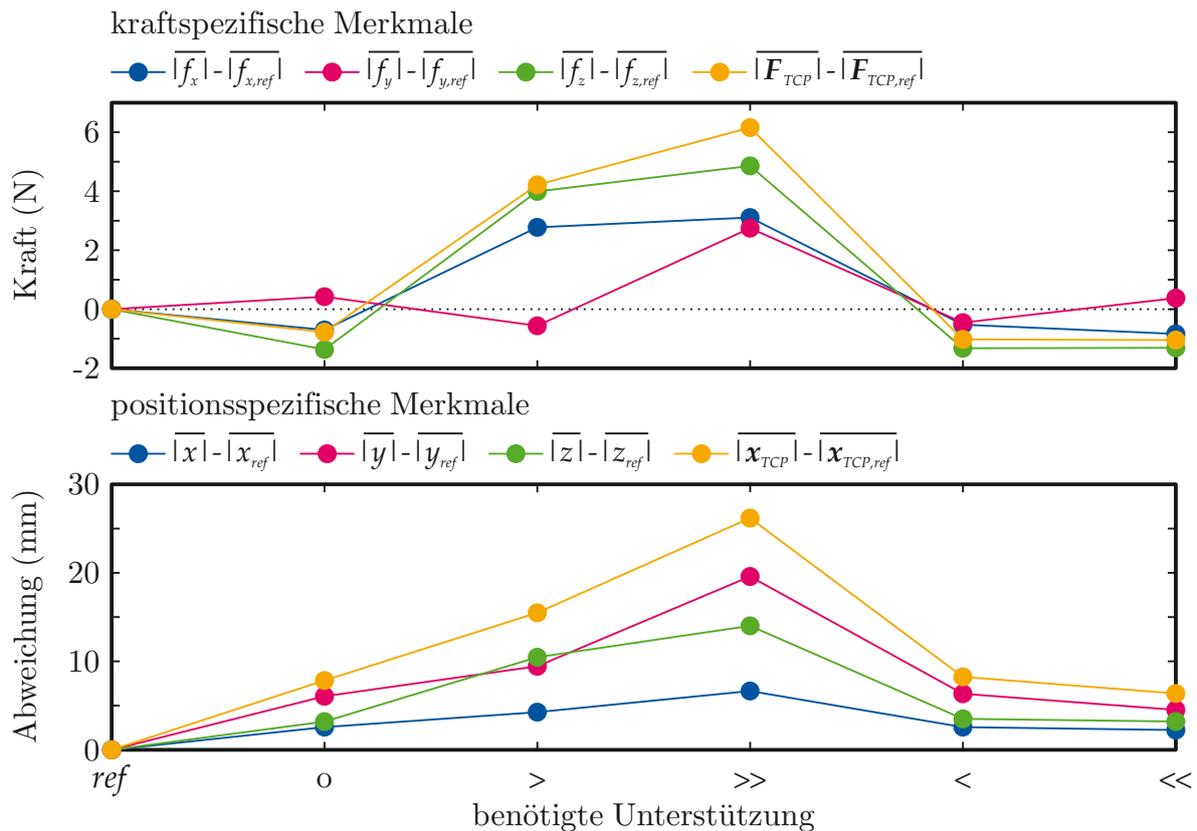
### 4.5.1 Validierung der Merkmale zur Situationserkennung

Zur ersten Validierung der Situationserkennung wurden Versuche mit einem gesunden Probanden durchgeführt, der gebeten wurde, die verschiedenen Situationen nachzustellen. In den drei Szenarien 'Normalsituation', 'Ermüdung' und 'Zittern' wurde jeweils eine Übungstrajektorie für den Probanden aufgezeichnet. Die Werte der ersten selbständigen Übung dienen als Referenz und werden im Folgenden mit *ref* gekennzeichnet. Für die zweite Übung mit der Kennzeichnung *o* wurde der Proband gebeten, die Übung genauso auszuführen wie die Referenz. Für die weiteren drei bis vier Übungen sollte er verschiedene Situationen nachstellen. Der verwendete Merkmalsvektor  $\mathbf{M}_R$  besteht aus jeweils vier kraft- und positionsspezifischen Merkmalen. Zur Berechnung wurden jeweils die Differenzen der Beträge der gemittelten Werte für die Kräfte und Positionen in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung und richtungsunabhängig zu denen der Referenzübung gebildet. Der gesamte

Merkmalsvektor ergibt sich damit gemäß (4.6).

$$\mathbf{M}_R = \begin{pmatrix} \overline{|f_x|} - \overline{|f_{x,ref}|} \\ \overline{|f_y|} - \overline{|f_{y,ref}|} \\ \overline{|f_z|} - \overline{|f_{z,ref}|} \\ \overline{|\mathbf{F}_{TCP}|} - \overline{|\mathbf{F}_{TCP,ref}|} \\ \overline{|x|} - \overline{|x_{ref}|} \\ \overline{|y|} - \overline{|y_{ref}|} \\ \overline{|z|} - \overline{|z_{ref}|} \\ \overline{|\mathbf{x}_{TCP}|} - \overline{|\mathbf{x}_{TCP,ref}|} \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

Für die benötigte Unterstützung wurde der Proband gebeten, im dritten und vierten Übungsdurchgang die benötigte Unterstützung schrittweise zu erhöhen und sich stärker, Kennzeichnung > und noch stärker, Kennzeichnung >> vom Roboter führen zu lassen. Im fünften und sechsten Durchgang sollte er die Unterstützung schrittweise von niedrig < auf sehr niedrig << senken. Abbildung 4.13 zeigt die einzelnen Werte der Merkmale für die nachgestellten Situationen. Die Diagramme zeigen als gefüllte Kreise die Werte zu

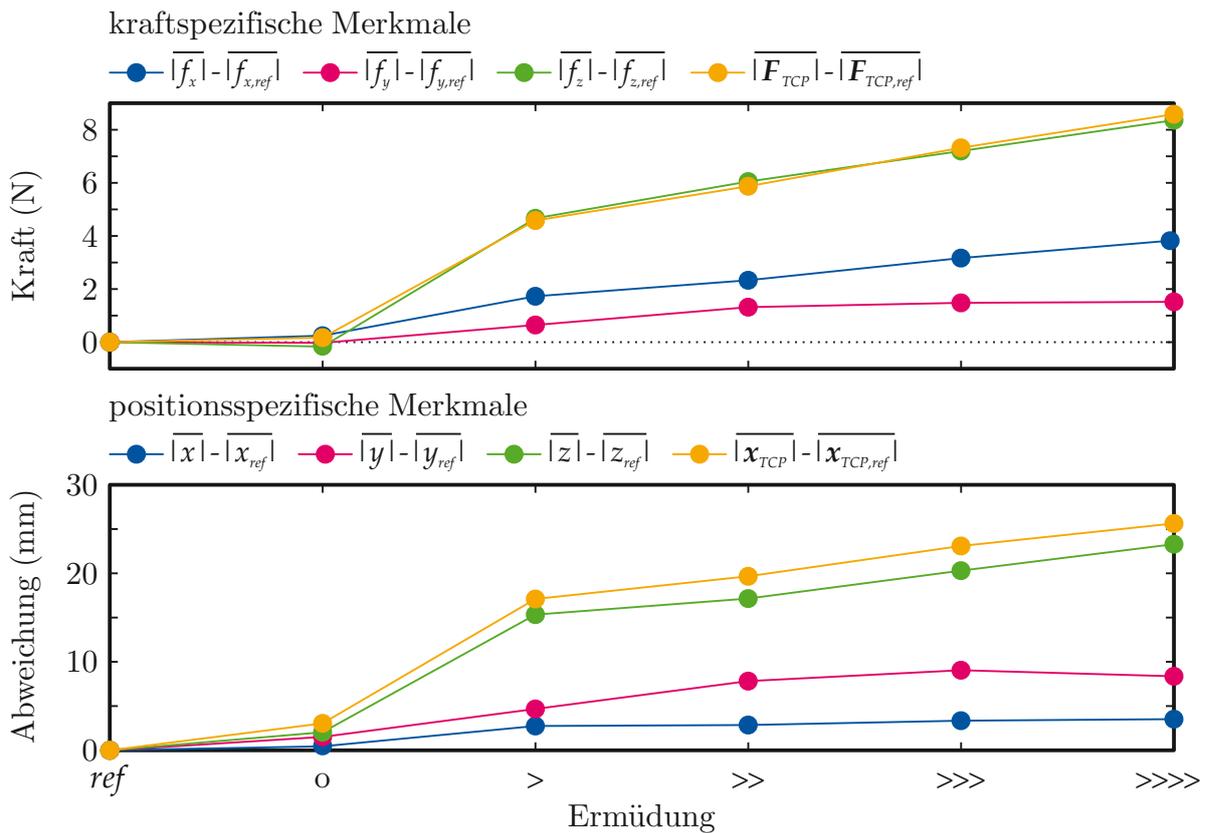


**Abb. 4.13:** Kraft- und positionsspezifische Merkmale zur Erkennung der benötigten Unterstützung. Für diesen Beispielprobanden wird die benötigte Unterstützung vom Merkmal  $|\mathbf{F}_{TCP}| - |\mathbf{F}_{TCP,ref}|$  am besten abgebildet.

den Situationen. Die verbindenden Linien haben keine relevante Aussage für die Situa-

tionen zwischen den Durchgängen, sondern dienen der besseren Lesbarkeit der Verläufe. Bei den kraftspezifischen Merkmalen zeigt sich an den Werten für *ref* und *o*, dass sich für zwei vergleichbare Situationen bereits Schwankungen im Bereich von  $\pm 2$  N ergeben. Mit Ausnahme der Kräfte in *y*-Richtung liegen die Werte für die höheren Unterstützungsgrade  $>$  und  $>>$  über denen der Referenz, wobei insbesondere das richtungsunabhängige Kraftmerkmal den Verlauf mit Werten von 4 N und 6 N am besten abbildet. Für die niedrigeren Unterstützungsgrade kann kein signifikanter Unterschied zu den Referenzwerten ausgemacht werden. Das kann daran liegen, dass der Versuch mit einem gesunden Probanden durchgeführt wurde, der bereits in der Normalsituation keine Unterstützung in der Bewegung durch den Roboter benötigt. Die positionsspezifischen Merkmale zeigen einen ähnlichen Verlauf, jedoch weniger deutlich als die kraftspezifischen. Auch hier treten in den Normalsituationen Abweichungen in der Größenordnung von bis zu 10 mm auf, die auch für die niedrigeren Unterstützungsgrade beobachtet werden. Für die größeren Unterstützungsgrade zeigt ebenfalls das richtungsunabhängige Merkmal den besten Verlauf.

Die erste untersuchte Ausnahmesituation ist die Ermüdung in Abbildung 4.14.

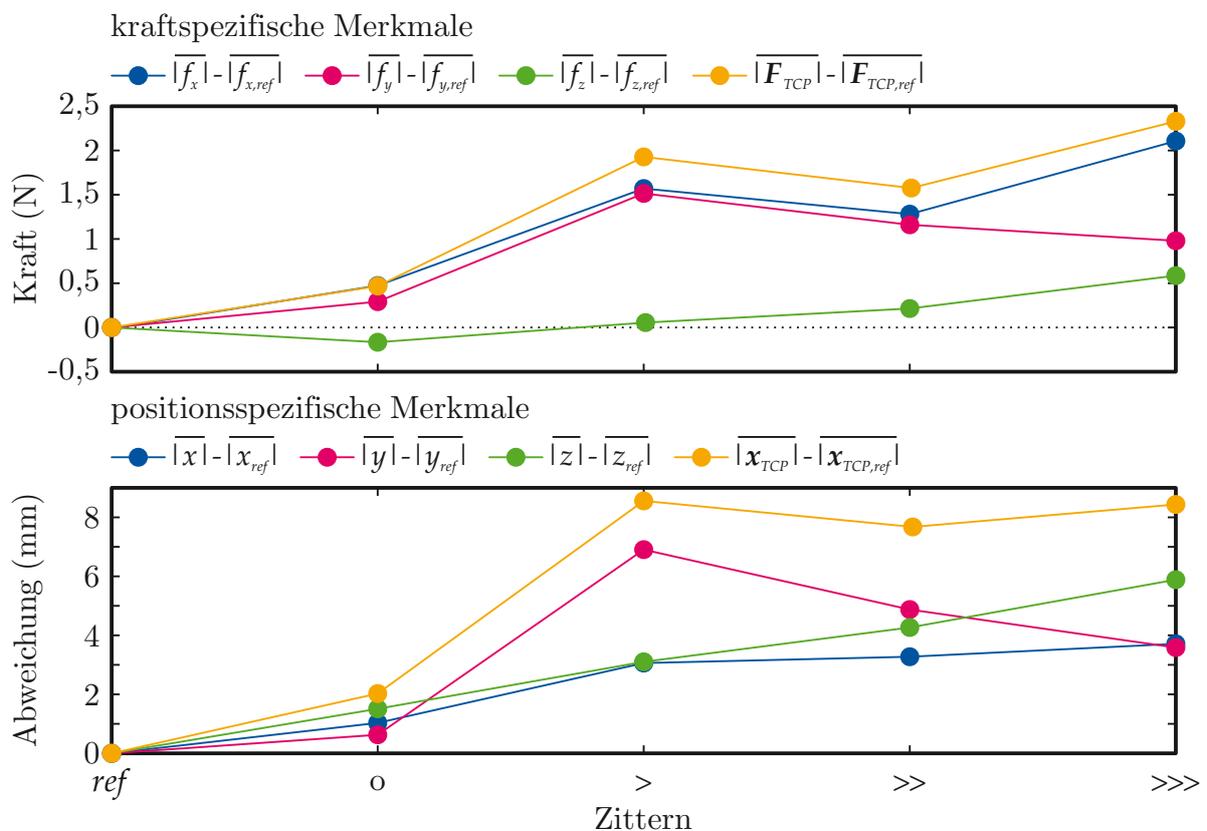


**Abb. 4.14:** Kraft- und positionsspezifische Merkmale zur Erkennung von Ermüdung. Für diesen Beispielprobanden zeigen sowohl die kraft- als auch positionsspezifischen Größen in *z*-Richtung und am TCP die deutlichsten Änderungen.

Hierbei sollte der Proband den Ermüdungsgrad nach zwei normalen Durchgängen über

vier Schritte hinweg steigern. Gekennzeichnet sind die Steigerungen durch die Symbole  $>$ ,  $>>$ ,  $>>>$  und  $>>>>$ . Die kraft- sowie positionsspezifischen Merkmale liegen für dieses Szenario in den ersten beiden Durchgängen näher zusammen, sodass nur Schwankungen im Bereich von  $\pm 1$  N und 5 mm gemessen wurden. Die steigende Ermüdung zeigt sich sowohl bei den Kräften und Positionen in  $z$ -Richtung als auch absolut am TCP am deutlichsten. Die Kräfte steigen nahezu linear von 5 N auf 9 N an, die Positionsabweichungen weisen eine Erhöhung von 15 mm auf 25 mm auf. Die deutliche Korrelation zwischen den Werten in  $z$ -Richtung liegt daran, dass der Proband während der Übung das Eigengewicht seines Arms bewegen muss. Bei steigender Müdigkeit hat der Proband oder Patient weniger Kraft, um seinen Arm gegen die Schwerkraft zu bewegen. Die Ermüdung hängt sehr stark mit der benötigten Unterstützung zusammen. Wird der Patient müde, wird gleichermaßen die benötigte Unterstützung größer. Eine Unterscheidung beider Situationen wird durch Verwendung der ergonomischen Haltungsbewertung möglich. Ist die Ermüdung so groß, dass die Therapie abgebrochen werden muss, treten üblicherweise Ausgleichsbewegungen auf, die durch die Bewertung detektiert werden können.

Das letzte Szenario, das untersucht wurde, ist die Ausnahmesituation Zittern. Hier wurde der Proband gebeten, vom dritten zum fünften Durchgang während der Übungsdurchführung das Zittern von  $>$  über  $>>$  auf  $>>>$  zu erhöhen. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.15 dargestellt. Die kraftspezifischen Merkmale liegen für jeden Durchgang im Bereich



**Abb. 4.15:** Kraft- und positionsspezifische Merkmale zur Erkennung von Zittern. Für diesen Beispielprobanden zeigen die positionsspezifischen Größen die besten Ergebnisse.

von  $-0,5\text{ N}$  bis  $2,5\text{ N}$  und bewegen sich damit in Wertebereichen, die von den üblichen Schwankungen in Normalsituationen nicht unterschieden werden können. Die positionsspezifischen Merkmale lassen eine Unterscheidung zwischen der Normalsituation  $o$  und den drei Durchgängen mit Zittern zu, allerdings sind die Wertebereiche von maximal  $8\text{ mm}$  sehr klein, sodass eine Unterscheidung der Stärke kaum möglich ist.

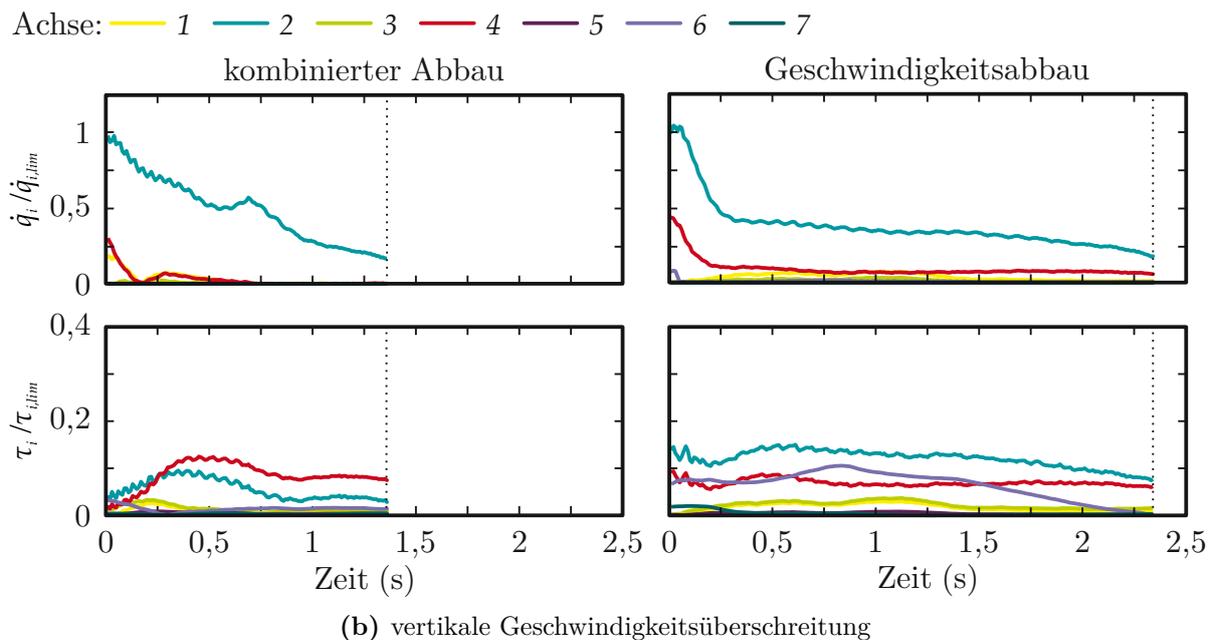
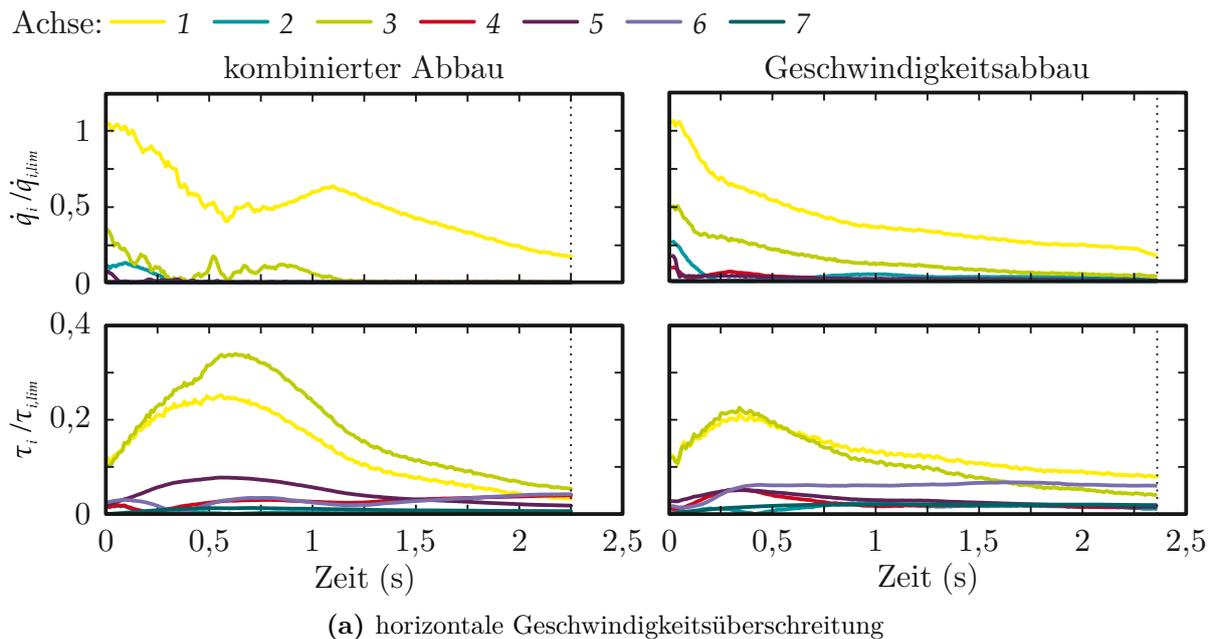
Der Merkmalsvektor  $\mathbf{M}_R$ , wie er für die ersten Validierungen am Roboter verwendet wurde, ist in der Lage, verschiedene Situationen eines gesunden Beispielpatienten zu unterscheiden. Durch die einfache Erweiterbarkeit können beliebige Kombinationen und Berechnungen aus den Messgrößen des Roboters gebildet werden. Ein einziges Merkmal wird nicht in der Lage sein, zuverlässige Klassifikationsergebnisse zu liefern, eine Kombination aus geeigneten Merkmalen und weiteren Bewertungsmethoden hingegen kann die Patientensituation beschreiben. Ergebnisse, die parallel zu dieser Arbeit mit demselben Reha-System unter Verwendung von Fuzzy-Logik zur Bewertung der Patientensituation entstanden sind, sind in [23] zu finden.

Die Ausnahmesituation 'Plötzliche Spastik' kann nicht ohne Weiteres am entwickelten Reha-System getestet werden. Zum einen können gesunde Probanden die Kräfte, die bei Spastiken auftreten nicht nachstellen und zum anderen ist der aktuell verwendete LBR mit  $7\text{ kg}$  Nenntaglast und einer Taktzeit  $t_t = 10\text{ ms}$  nicht in der Lage, sehr hohe Kräfte rechtzeitig zu detektieren, um innerhalb der externen Steuerung darauf zu reagieren. Plötzliche hohe Kräfte führen damit zum direkten Not-Aus des Roboters und damit zum direkten Stillstand.

### 4.5.2 Validierung der Methoden zum sanften Stillstand

Bei einer detektierten Momenten- oder Geschwindigkeitsüberschreitung einer Achse sind insgesamt drei Übergangszustände implementiert, die abhängig von der Ausgangssituation ausgelöst werden können. Während der Abbau zu hoher Achsgeschwindigkeiten nur aus Zuständen mit sehr niedrigen Achssteifigkeiten und der Abbau zu hoher Achsmomente nur bei hohen Achssteifigkeiten sinnvoll ist, kann der kombinierte Abbau unabhängig von der jeweiligen Steifigkeitskonfiguration eingesetzt werden. Ziel der Validierung ist daher jeweils ein Vergleich des Abbaus nur einer Größe mit dem Abbau beider Größen. Die Tests am Roboter wurden ausgehend von der Vorzugsposition  $\mathbf{q} = (0, 45^\circ, 0, -60^\circ, 0, 45^\circ, 0)^T$  durchgeführt. Die Achssteifigkeiten wurden für die Versuche mit Geschwindigkeitsüberschreitung auf  $k_i = 150\text{ N m/rad}$  gesetzt, für die Versuche mit Momentenüberschreitung auf  $k_i = 1000\text{ N m/rad}$ . In jeder Situation wurde die Überschreitung durch eine externe Kraft oder Bewegung in horizontaler und vertikaler Richtung herbeigeführt. In den folgenden Diagrammen werden jeweils die Verläufe der Achsgeschwindigkeiten und -momente über der Zeit im Abbauzustand gegenübergestellt. Sämtliche Geschwindigkeiten und Momente sind normiert auf die Grenzwerte  $\dot{\mathbf{q}}_{lim}$  und  $\boldsymbol{\tau}_{lim}$  zum Eintritt in den Zwischenzustand.

Abbildung 4.16a zeigt das Ergebnis für eine horizontale Geschwindigkeitsüberschreitung. In beiden Fällen tritt die Überschreitung in Achse 1 auf. Beim kombinierten Abbau ver-



**Abb. 4.16:** Verläufe der normierten Achsgeschwindigkeiten und -momente über der Zeit bei einer Geschwindigkeitsüberschreitung. Die gepunkteten Linien stellen den Zeitpunkt des Zustandsaustritts dar.

ringert sich die Geschwindigkeit in den ersten 0,5s auf 50% während das Moment von 10% auf 20% ansteigt. Im weiteren Verlauf ist eine leichte Geschwindigkeitserhöhung zu erkennen, die zur Folge hat, dass das Achsmoment minimiert wird. Beim reinen Geschwindigkeitsabbau zeigt sich für Achse 1 ein ähnliches Verhalten, wobei hier die Geschwindigkeit kontinuierlich reduziert wird, womit das Achsmoment nicht so stark verringert wird wie beim kombinierten Abbau. Achse 3 erfährt beim kombinierten Abbau

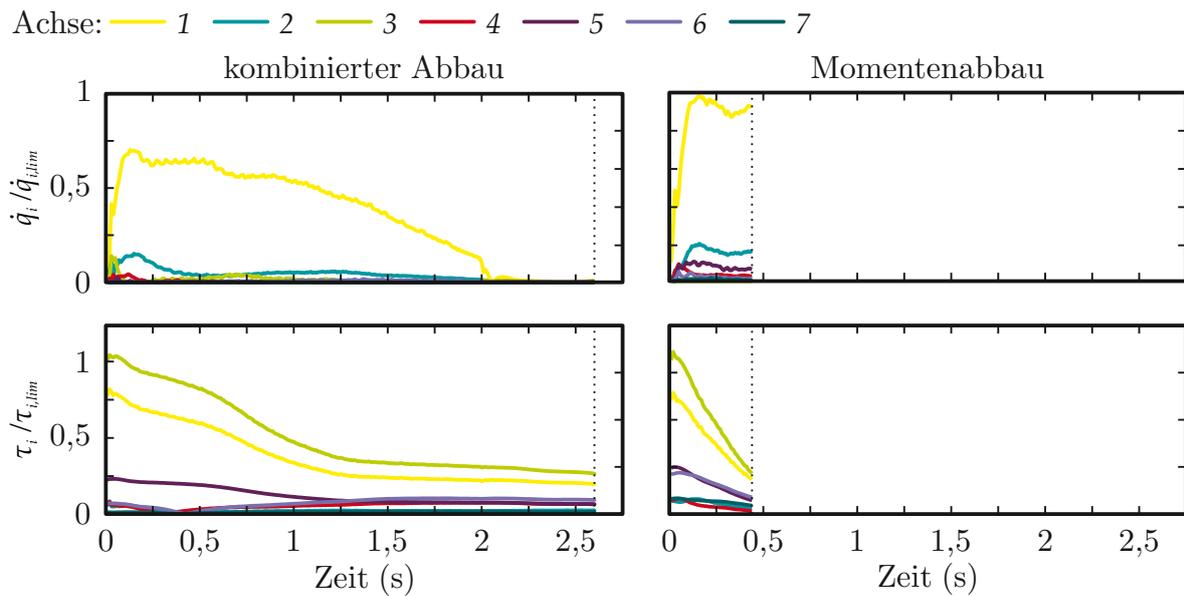
das höchste Moment von 35 %, das parallel zum Abbau der Geschwindigkeit aufgebaut wird, bevor es zum Ende des Zustands klein genug für einen sanften Stillstand ist. Im Geschwindigkeitsabbau erfolgt das Abbremsen langsamer, womit auch das Moment auf einem kleineren Wert bleibt. Beide Methoden erreichen in einer vergleichbaren Zeit von etwa 2,5 s ihren Austrittszustand, die Momente für den Geschwindigkeitsabbau sind zwar leicht höher, jedoch immer noch in einem vertretbaren Bereich  $< 10\%$ .

Das Ergebnis für eine vertikale Geschwindigkeitsüberschreitung ist in Abbildung 4.16b dargestellt. Hier findet die Geschwindigkeitsüberschreitung in Achse 2 statt. Es fällt auf, dass der kombinierte Abbau mit weniger als 1,5 s schneller zum Zustandsende gelangt als der reine Geschwindigkeitsabbau, der eine vergleichbare Zeit benötigt wie bei der horizontalen Überschreitung. Bei der kombinierten Variante ist ebenfalls nach der Geschwindigkeitsreduktion auf 50 % eine leichte Erhöhung zu erkennen, um die Achsmomente in einen sicheren Bereich zu reduzieren. Die Achsmomente im Beispiel mit reiner Geschwindigkeitsreduktion sind von Beginn an etwas höher, zum Zustandsaustritt allerdings ebenfalls in einem Bereich  $< 10\%$ , was einen sanften Übergang in den Stillstand ermöglicht.

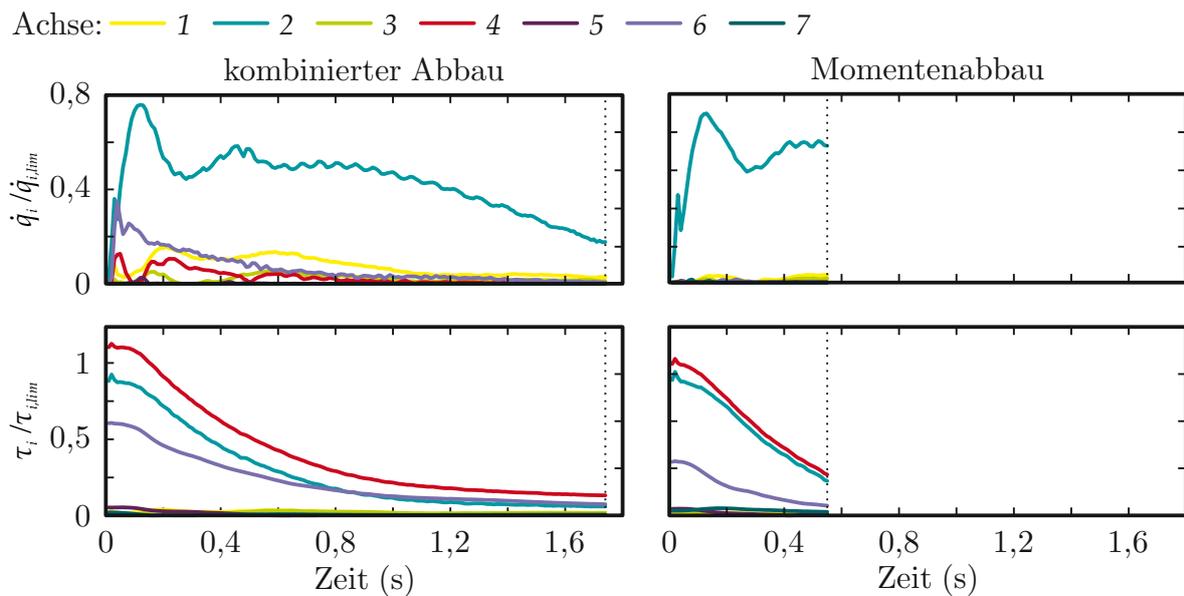
Für einen Abbau zu hoher Achsgeschwindigkeiten sind nach diesen Ergebnissen beide Varianten geeignet. Um sicherzustellen, dass auch während der Bremsphase und insbesondere am Zustandsende keine zu hohen Achsmomente auftreten, bietet der kombinierte Abbau einen Vorteil gegenüber der reinen Abbremsung.

Der Vergleich des kombinierten Abbaus mit dem Momentenabbau bei Überschreitung in horizontaler Richtung ist in Abbildung 4.17a gezeigt. In beiden Varianten treten hohe Achsmomente in Achse 3 und Achse 1 auf, wobei sich die Verläufe insbesondere bei den Geschwindigkeiten und der Dauer bis zum Zustandswechsel deutlich unterscheiden. In den linken Grafiken zum kombinierten Abbau sieht man bei Achse 1 eine deutliche Erhöhung der Geschwindigkeit, was direkt einen Abbau der Momente zur Folge hat. Auf der rechten Seite tritt eine vergleichbare Reaktion bei Zustandseintritt auf, wobei hier die Geschwindigkeit nur knapp unter der gesetzten Grenzggeschwindigkeit bleibt. Der Zustandsaustritt erfolgt beim reinen Momentenabbau bereits nach weniger als 0,5 s, da durch eine Reduktion der Steifigkeit den externen Momenten direkt nachgegeben werden kann. Die Achsgeschwindigkeit für Achse 1 bleibt beim Zustandsaustritt auf einem sehr hohen Wert von 95 % der maximalen Geschwindigkeit  $\dot{q}_{1,lim}$ , was einen sanften Übergang in den Stillstand kaum möglich macht. Durch den kombinierten Abbau hingegen können sowohl die Achsgeschwindigkeiten als auch die -momente so weit wie nötig abgebaut werden.

Vergleichbare Ergebnisse sind auch bei einer Momentenüberschreitung in vertikaler Richtung in Abbildung 4.17b zu beobachten. Die Überschreitung tritt hier in Achse 4 und Achse 2 auf. Das Verhalten in den ersten 0,4 s ist für beide Methoden ähnlich. Zunächst wird durch Bewegung nachgegeben, die Achsgeschwindigkeit in Achse 2 steigt auf fast 80 % an. Beim kombinierten Abbau wird das Moment nach dem Maximum langsamer abgebaut als beim reinen Momentenabbau, womit hier die Geschwindigkeit nicht abgebremst werden kann. Der Zustandsaustritt erfolgt daher bereits nach etwa 0,6 s mit einer relativ hohen Achsgeschwindigkeit. Der kombinierte Abbau hingegen bremst zusätzlich



(a) horizontale Momentenüberschreitung



(b) vertikale Momentenüberschreitung

**Abb. 4.17:** Verläufe der normierten Achsgeschwindigkeiten und -momente über der Zeit bei einer Momentenüberschreitung. Die gepunkteten Linien stellen den Zeitpunkt des Zustandsaustritts dar.

die Bewegung ab, womit nach etwa 1,7s ein sanfter Übergang in den Stillstand möglich ist.

Nach dieser Validierung ist das Risiko von hohen Achsgeschwindigkeiten bei einem reinen Momentenabbau zu groß, sodass hier nur ein kombinierter Abbau sinnvoll ist. Mit der gleichzeitigen Optimierung von neuen Positions- und Steifigkeitskommandos können zu

hohe Geschwindigkeiten und -momente, die durch die Interaktion mit dem Roboter auftreten können gezielt abgebaut werden und der Roboter kann in einen sicheren Stillstand überführt werden.

### 4.6 Diskussion der Ergebnisse

Bereits zu Beginn dieser Arbeit stand mit dem LBR und dessen Steuerung ein System zur Verfügung, das in der Lage ist, Bewegungen mit nur einer Hand aufzuzeichnen und diese mit einer Bewegungsgeschwindigkeit abhängig von der externen Kraft entlang der Trajektorie wiederzugeben. Diese Grundfunktionalität kann bereits Therapeuten in ihrer täglichen Arbeit mit Patienten unterstützen. Der LBR kann den Patientenarm gegen die Schwerkraft auf der therapierelevanten Trajektorie führen und entlastet damit den Therapeuten, der das Gewicht nicht selbst tragen muss. Die Reaktion auf die jeweils individuelle Patientensituation sowie die angemessene Reaktion auf Ausnahmesituationen sind mit der reinen Grundfunktionalität weiterhin Aufgaben des Therapeuten. Des Weiteren war eine Bewegungserfassung mit zwei Beschleunigungssensoren integriert, die neben den gemessenen Kräften und Positionen zusätzliche Messwerte zur Verfügung stellt, die zur Erfassung und Bewertung der Patientensituation verwendet werden können.

Das Ziel dieser Arbeit war die Weiterentwicklung des Systems, um ein Funktionsmuster bereitstellen zu können, mit dem in klinischen Studien Therapeuten und Patienten mit dem LBR arbeiten können, und so wertvolle Daten zur Gestaltung des Therapieverhaltens aufgenommen werden können. Die Grundlage hierfür bildet die intuitive Bedienung des Systems, die nun mit Hilfe der implementierten grafischen Benutzeroberfläche für geschultes Personal zur Verfügung steht. Die Schätzung der Armwinkel wird verwendet, um die Haltung des Patienten während der Übung unter ergonomischen Gesichtspunkten zu bewerten. Das Ergebnis der Bewertung steht dem Therapeuten über die GUI zur Verfügung und bildet gemeinsam mit der Klassifikation der Patientensituation die Grundlage für das adaptive Verhalten des Roboters. Im aktuellen Stand des Systems wird zwischen Normalsituation und den Ausnahmesituationen Ermüdung, Zittern und plötzliche Spastik unterschieden. Die Klassifikation verwendet einen frei definierbaren Merkmalsvektor um eine Übungsdurchführung zu klassifizieren und die patientenindividuellen Werte zu aktualisieren. Die ersten Versuche mit einem Beispielsvektor aus insgesamt acht Merkmalen haben gezeigt, dass einige Messgrößen sehr gut geeignet sind, den Unterstützungsgrad oder den Ermüdungszustand des Patienten zu erkennen. Da eine Ermüdung nur als Ausnahmesituation detektiert wird, wenn gleichzeitig eine Ausgleichsbewegung mit schlechterer Ergonomie detektiert wird, kann zwischen einer größeren benötigten Unterstützung und einer Ermüdungssituation unterschieden werden und die weiteren Übungen entsprechend angepasst werden. Die Situation des Zitterns lässt sich nicht immer eindeutig erkennen und erfordert eine genauere Untersuchung mit Hilfe von realen Patientendaten. Neben der Erkennung der aktuellen Situation kann anhand der Merkmale der Therapiefortschritt erstmalig quantitativ und objektiv gemessen sowie von Therapeuten bewertet werden.

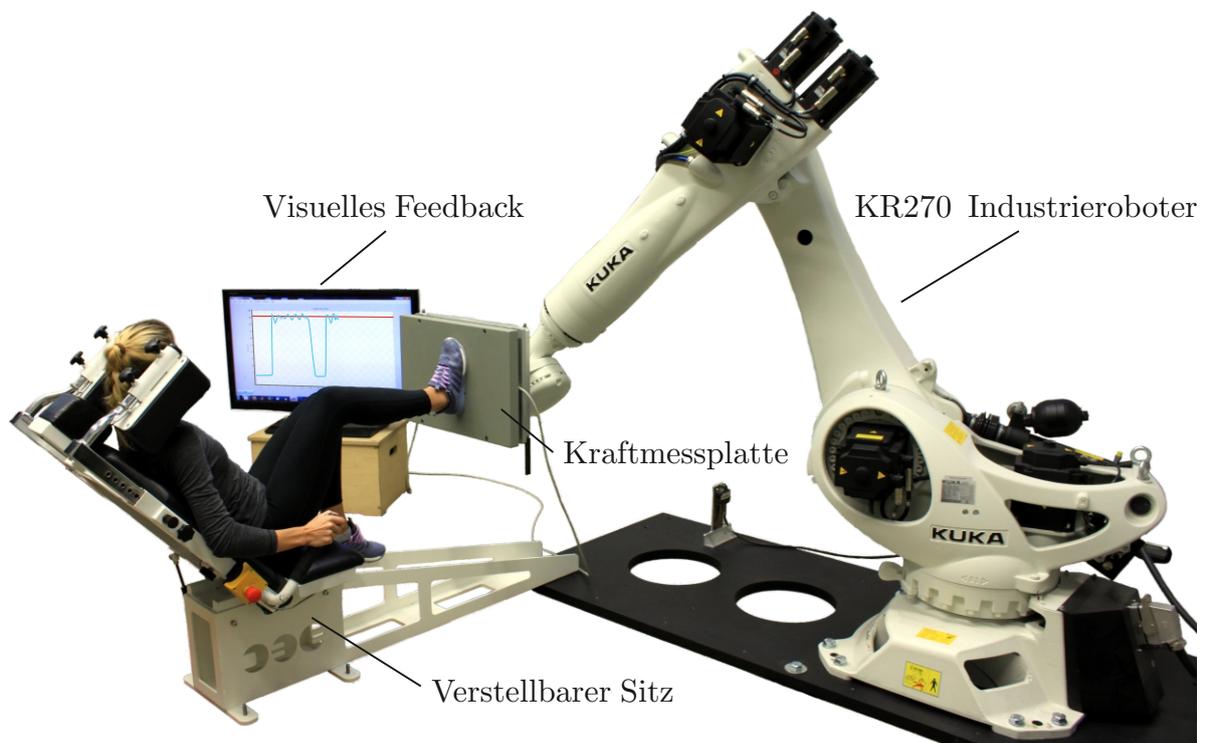
Durch die Integration einer ständigen Überwachung der zulässigen Achsmomente und -geschwindigkeiten kann der LBR Situationen vermeiden, die ein Not-Aus durch Überschreitung der Grenzwerte zur Folge haben. Insbesondere bei plötzlichen Spastiken treten sehr hohe Kräfte am Endeffektor des Roboters auf. Durch einen Wechsel in den neu integrierten Zustand zum Abbau externer Kräfte und Geschwindigkeiten entsteht ein therapiekonformes Verhalten des Roboters. Er gibt der externen Kraft in Bewegungsrichtung nach und bremst die entstehende Bewegung zum Körper des Patienten hin ab, um einen Zustand mit minimaler Energie zu erreichen, aus dem ein sicherer Stillstand des Roboters möglich ist und der Patient sich bei Bedarf vom Roboter lösen kann. Damit steht nun ein Funktionsmuster zur Verfügung, das in klinischen Studien mit Patienten eingesetzt werden kann.



# 5 Roboterassistiertes Training der unteren Extremität

## 5.1 Systemaufbau zum Training

Für das roboterassistierte Muskelaufbautraining der Beinstrecker wird der in 3.3 beschriebene KR270 verwendet. Der Komplettaufbau an der Deutschen Sporthochschule in Köln<sup>1</sup> ist in Abbildung 5.1 mit einer Probandin gezeigt. Am Endeffektor des Roboters ist



**Abb. 5.1:** Das Gesamtsystem besteht aus dem KR270 Industrieroboter, einer Kraftmessplatte am Endeffektor und einem Sitz mit verstellbarer Rückenlehne. Über einen Monitor kann der Trainierende visuelles Feedback erhalten.

die Kraftmessplatte<sup>2</sup> moniert, die bereits für die Versuche an der diagonalen Beinpresse

<sup>1</sup><https://www.dshs-koeln.de/>

<sup>2</sup>Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz: 3-Komponenten-Dynamometer

zur Ermittlung von Momenten in der Anwendung verwendet wurde. Neben der Kraftmessplatte steht im Labor ein optisches Trackingsystem<sup>3</sup> zur Verfügung, mit dem unter Verwendung optischer Marker Bewegungen synchron zur verwendeten Kraftmessplatte gemessen werden können. Der Proband sitzt auf einem ergonomischen Sitz, wie er auch für andere Trainingsgeräte verwendet wird. Während bei der Rehabilitation der Patient fest mit dem Roboter verbunden ist, stellt der Sportler entweder einen oder beide Füße auf die Trittplatte. Die Rückenlehne sowie die Schulterpolster des Sitzes sind verstellbar, sodass der Sitz an die Größe des Sportlers sowie die gewünschte Trainingssituation angepasst werden kann. Der Sitz ist fest mit der Basisplatte des Roboters in einem nicht veränderbaren Abstand zum Roboter verbunden, sodass stets ein Mindestabstand zum sicheren Arbeitsraum des Roboters eingehalten wird. Direkt neben den Handstützen ist ein abnehmbarer Not-Aus-Schalter befestigt, das es dem Sportler jederzeit ermöglicht, das System anzuhalten. Um den Sportler beim Training zu unterstützen, können verschiedene aktuelle Messwerte der Bewegungserfassung oder der Kraftmessung über einen Monitor visualisiert werden.

### 5.2 Beschreibung der Trainingsszenarien

Als Trainingsszenarien werden zwei verschiedene Varianten des Trainings der Beinstrecker verwendet, das isokinematische Widerstandstraining mit konstanter Trainingsgeschwindigkeit und das isotonische Widerstandstraining bei konstanter Gegenkraft. Im Gegensatz zu klassischen Funktionsstemen, bei denen die Übungsbewegung meist entlang einer fest vorgegebenen Bahn erfolgt, können am Roboter beliebige Trainingstrajektorien, die den physiologischen Gegebenheiten des jeweiligen Trainierenden angepasst werden können, verwendet werden. Der Widerstand, den der Roboter dem Sportler entgegenbringt kann zu jedem Stützpunkt der Trajektorie unterschiedlich definiert werden, womit im einfachsten Fall für die Beinstreckung und -beugung jeweils unterschiedliche Gewichte eingestellt werden können.

Grundlegend sind die Abläufe des isotonischen und des isokinematischen Basistrainings gleich. In beiden Fällen kann zwischen einem einbeinigen und beidbeinigen Training gewählt werden. Nachdem das jeweilige Szenario mit den gewünschten Parametern für den Widerstand und die Geschwindigkeit, sowie der Trainingstrajektorie individualisiert ist, stellt der Sportler den Sitz ein und fährt den Roboter in Startposition. Analog zu einem Training an klassischen Funktionsstemen startet das Training, sobald die benötigte Kraft zur Bewegung der Trittplatte entlang der Trajektorie aufgebracht wird. Nach der gewünschten Anzahl an Wiederholungen kann der Sportler das Training beenden.

Ein erheblicher Mehrwert für das Training bietet die Integration von Bewegungserfassung sowie die Schätzung von Belastungen auf die Zielstrukturen unter Verwendung biomechanischer Modelle. Im Rahmen dieser Arbeit werden Möglichkeiten untersucht, Fehl- oder Schonhaltungen während des Trainings zu erkennen sowie geeignete Eingriffstrategien

---

<sup>3</sup>Vicon, Oxford, Großbritannien

des Roboters während des Trainings evaluiert. Die Bewegungserfassung erfolgt markerbasiert mit dem optischen Trackingsystem. Im Rahmen dieser Arbeit sind zwei Arten des Eingriffs während des einbeinigen isokinematischen Trainings vorgesehen. In der ersten Variante wird die Länge der Trainingstrajektorie auf den minimalen und maximalen Kniewinkel beschränkt, sodass die Bewegung nur in einem vorgegebenen Bereich erfolgt. In der zweiten Variante sollen Adduktionsmomente im Kniegelenk minimiert werden. Speziell unerfahrene Sportler können durch Fehlhaltungen gelenkschädigende Belastungen im Knie erfahren.

## 5.3 Intuitive Steuerung und Bedienung des Industrieroboters

Zur Steuerung des KR270 steht das in Abschnitt 3.3.3 beschriebene System zur Kommandierung von Achsgeschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{q}}_{cmd}$  in einem Takt von  $t_t = 4$  ms zu Verfügung. Die Trainingsalgorithmen sind in SIMULINK<sup>®</sup> implementiert und stellen auf der unteren Ebene sicher, dass dem Roboter flexible Vorgaben von Bewegungen in Form von kartesischen Positionen vorgegeben werden können. Auf der oberen Ebene sind zwei Bewegungszustände für das isokinematische und das isokinetische Training implementiert, die die notwendigen Möglichkeiten zur Gestaltung des adaptiven Trainings unter Verwendung biomechanischer Größen schaffen. Hierfür ist innerhalb des SIMULINK<sup>®</sup> Modells ein Zustandsautomat unter Stateflow implementiert. Als Benutzerschnittstelle wird eine graphische Benutzeroberfläche bereitgestellt, die eine intuitive Steuerung des Roboters ermöglicht.

### 5.3.1 Flexible Vorgabe von Bewegungen

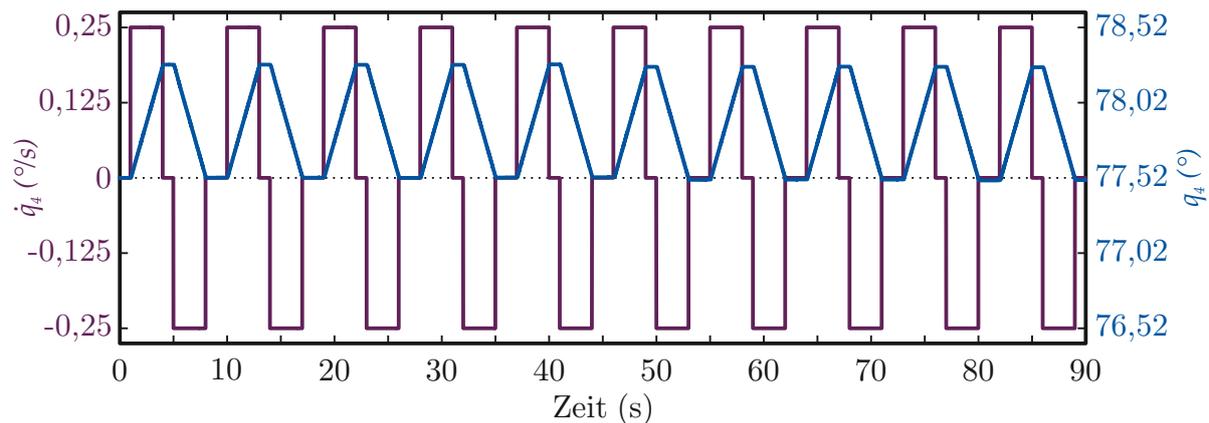
Die Trainingstrajektorien werden im kartesischen Raum mit Hilfe von Stützstellen beschrieben, die im einfachsten Fall aus Positionen und Orientierungen der Trittplatte  $\mathbf{x}_s$  bestehen. Für beliebige individualisierte Übungen können zu jeder Stützstelle im kartesischen Raum zugehörige Geschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{x}}_s$  definiert werden. In diesem Fall erfolgt die Interpolation zwischen zwei Stützstellen im Achsraum. Jede Stützstelle wird über die inverse Kinematik in die zugehörige Stützstelle im Achsraum  $\mathbf{q}_s$  überführt, jede Geschwindigkeit über die inverse Geschwindigkeit in Achsgeschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{q}}_s$  unter Verwendung der geometrisch berechneten Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}(\mathbf{q})$  aus Abschnitt 3.1.1.3.

Um sicherzustellen, dass der Roboter aus den kommandierten Geschwindigkeiten die gewünschte Achsposition tatsächlich anfährt, ist eine Positionsregelung implementiert, die wie auch die allgemeine Interpolation im Achsraum zwischen zwei Stützstellen mit zugehörigen Geschwindigkeiten, im Folgenden näher beschrieben wird.

### 5.3.1.1 Positionsregelung im Achsraum

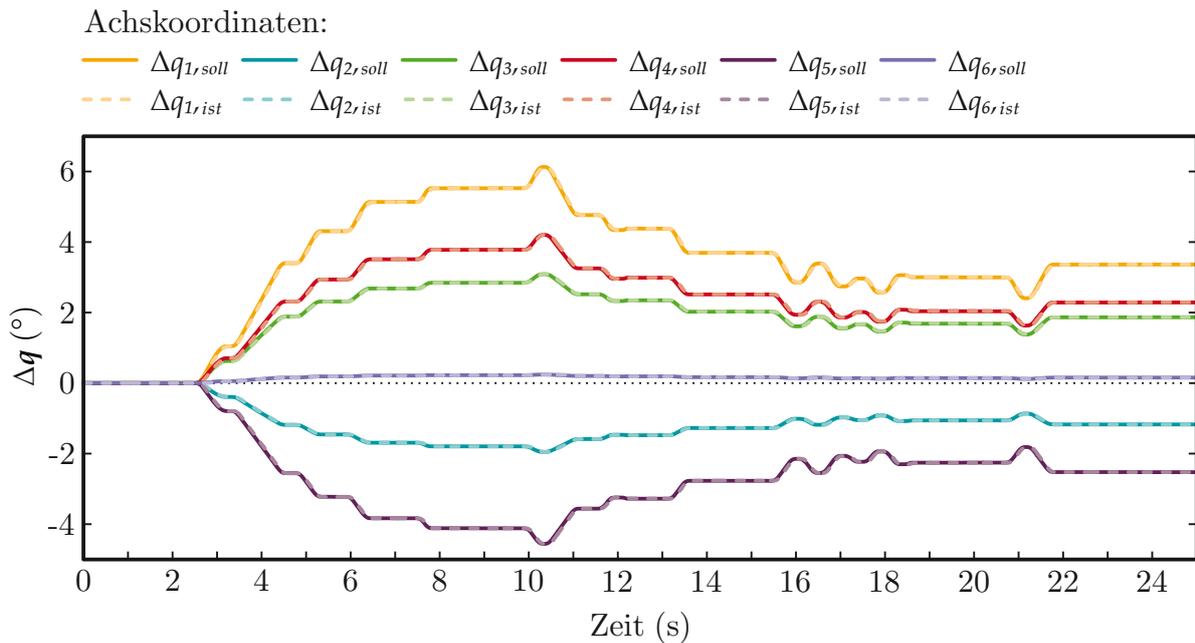
Innerhalb des SIMULINK® Modells werden über einen CAN-Bus im 4 ms-Takt die aktuellen Achspositionen  $\mathbf{q}$  des Roboters von der Gesamtanlagensteuerung empfangen und kommandierte Achsgeschwindigkeiten in Form von Inkrementen  $\Delta\mathbf{q}$  innerhalb der 4 ms gesendet. Die Gesamtanlagensteuerung, die sowohl mit der Sicherheits-SPS als auch mit dem Roboter kommuniziert, hat die RSI-Schnittstelle implementiert und leitet die empfangenen Inkremente an den Roboter weiter. Stellt das SIMULINK® Modell im aktuellen Takt kein neues Kommando zur Verfügung wird das letzte Kommando beibehalten. Das bedeutet, dass sich der Roboter im Falle eines Kommunikationsfehlers mit der zuletzt kommandierten Geschwindigkeit weiterbewegt. Aufgrund der Steuerung mit Inkrementen, die so lange gehalten werden, bis ein neuer Wert empfangen wird, kann es aufgrund einer ungenauen Zeitdifferenz je Takt zu kleinen Fehlern in der idealen Position kommen, die von der Positionsregelung kompensiert werden müssen.

Abbildung 5.2 zeigt am Beispiel von Achse 4 die Änderung der Achswinkel  $q_4$  als Reaktion auf die kommandierten Geschwindigkeiten  $\dot{q}_4$  ohne Positionsregelung über einen Zeitraum von 90 s. Die insgesamt zehn Geschwindigkeitssequenzen bestehen aus jeweils einer Ge-



**Abb. 5.2:** Kommandierte Achsgeschwindigkeiten  $\dot{q}_4$  für Achse 4 sowie die resultierenden Achswinkel  $q_4$  ohne Positionsregelung.

schwindigkeit von  $0^\circ/\text{s}$  für 1 s,  $0,25^\circ/\text{s}$  für 3 s, zurück auf  $0^\circ/\text{s}$  für 1 s,  $-0,25^\circ/\text{s}$  ebenfalls für 3 s und abschließend  $0^\circ/\text{s}$  für 1 s. Im Falle einer perfekten Steuerung müssten die Achswinkel nach jeder Sequenz zurück an ihrem Startwert ankommen. Ab einer Zeit von etwa 50 s erkennt man, dass der Verlauf der blauen Achswinkelkurve in den Phasen zwischen zwei Sequenzen leicht unterhalb des Startwerts liegen. Die Versuche haben zudem ergeben, dass im Gesamtsystem eine Totzeit von  $T_{tot} = 20$  ms in jeder Achse vorhanden ist. Unter Berücksichtigung der Totzeit beim Vergleich der Soll- und Istposition wurde ein diskreter PD-Regler mit der Übertragungsfunktion  $G(z) = P + D \frac{N}{1 + NT_i \frac{z-1}{z}}$  und den Parametern  $P = 0,12$ ,  $D = 0,0005$  und  $N = 35,2$  im  $z$ -Bereich implementiert. Da aufgrund des großen Eigengewichts des Roboters bereits kleine Sprünge in der Geschwindigkeit als Ruck spürbar sind, wurde der Regler so ausgelegt, dass nur sehr kleine Korrekturen vorgenommen werden. Das Ergebnis ist an einer Testbewegung in Abbildung 5.3 gezeigt. Aus-



**Abb. 5.3:** Änderung der Soll- und Istpositionen der Achswinkel  $\Delta \mathbf{q}$  gegenüber der Startposition  $\mathbf{q}(t=0) = (-19,4^\circ; -63,9^\circ; 107,2^\circ; 76,4^\circ; -76,0^\circ; -45,0^\circ)^T$  an einer Beispielbewegung des Roboters.

gehend von der Startposition  $\mathbf{q}(t=0) = (-19,4^\circ; -63,9^\circ; 107,2^\circ; 76,4^\circ; -76,0^\circ; -45,0^\circ)^T$  wird der Roboter entlang einer Geraden im kartesischen Raum bewegt. Dargestellt sind die Sollwinkeländerungen bezogen auf die Startposition sowie die geregelten Istwinkeländerungen. Die Verläufe zeigen, dass die Istpositionen den Sollpositionen mit einer sehr kleinen Verzögerung sehr gut folgen. Die Korrekturen durch die Regelung sind sehr klein, sodass stets eine glatte Trajektorie gefahren wird. Ein Erreichen der gewünschten Achsposition bei gleichzeitigem Vermeiden zu hoher Geschwindigkeitsänderungen, die durch den Sportler als unangenehm empfunden werden, ist mit der implementierten Positionsregelung sichergestellt.

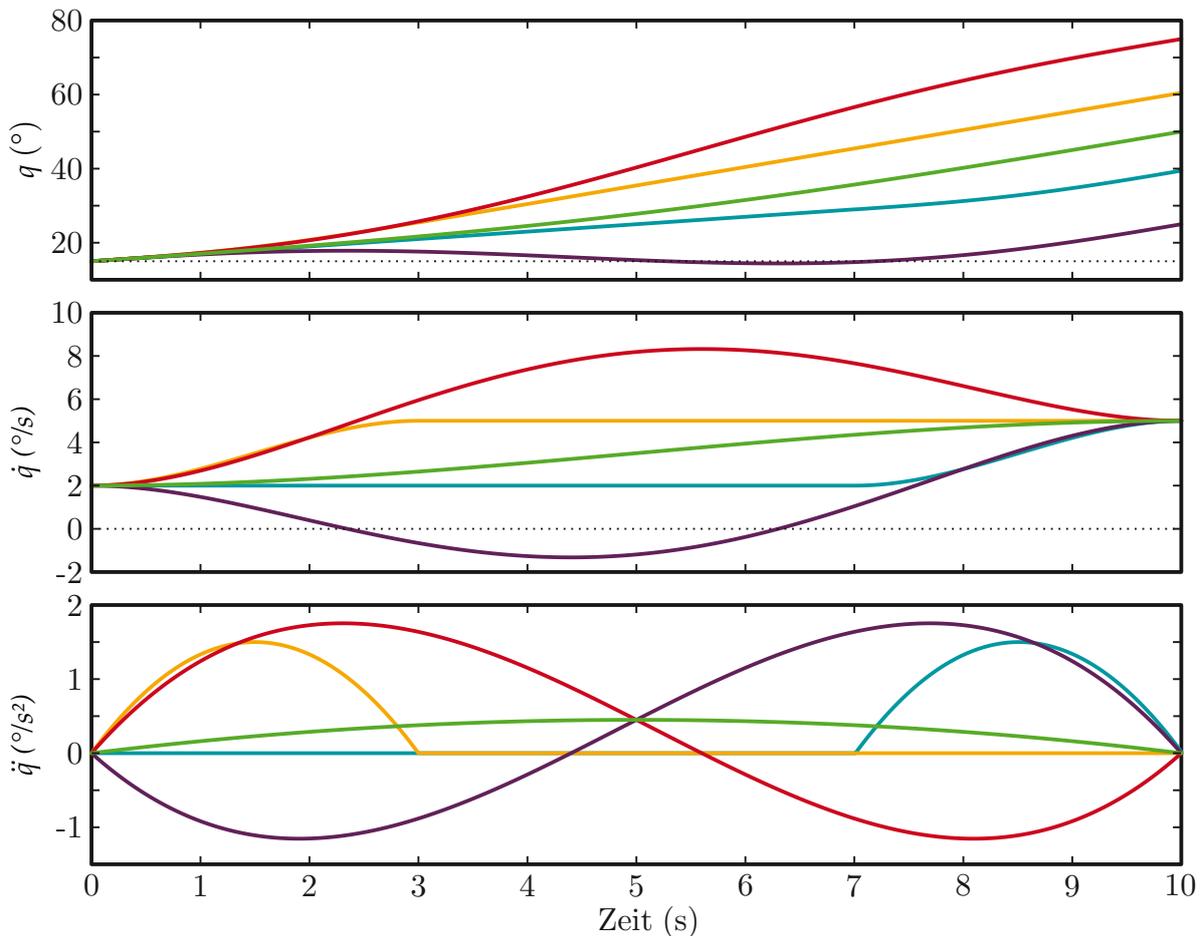
### 5.3.1.2 Interpolation zwischen Bewegungstützstellen

Für beliebige Trajektorien, die durch Stützpunkte  $\mathbf{q}_s$  und zugehörige Geschwindigkeiten  $\dot{\mathbf{q}}_s$  in einem zeitlichen Abstand von  $T_s$  mit  $T_s > T_t$  beschrieben werden, wird die Bewegung des Roboters im Achsraum interpoliert. Bei der Interpolation zwischen zwei Stützstellen  $k$  zum Zeitpunkt  $t=0$  und  $l$  zum Zeitpunkt  $t=T_s$  werden neben den Randbedingungen der Trajektorie  $\mathbf{q}(t=0) = \mathbf{q}_k$ ,  $\mathbf{q}(t=T_s) = \mathbf{q}_l$ ,  $\dot{\mathbf{q}}(t=0) = \dot{\mathbf{q}}_k$  und  $\dot{\mathbf{q}}(t=T_s) = \dot{\mathbf{q}}_l$  für die Beschleunigungen die Randbedingungen  $\ddot{\mathbf{q}}(t=0) = \ddot{\mathbf{q}}(t=T_s) = \mathbf{0}$  vorgegeben. Um einen glatten Übergang zwischen zwei Stützstellen zu erreichen und alle sechs Randbedingungen zu erfüllen ist im Allgemeinen ein Polynom fünfter Ordnung für den Verlauf der Gelenkwinkel notwendig. Die Achswinkel sowie die zugehörigen -geschwindigkeiten

und -beschleunigungen lassen sich damit nach (5.1) beschreiben.

$$\begin{aligned} \mathbf{q}(t) &= \mathbf{f}t^5 + \mathbf{e}t^4 + \mathbf{d}t^3 + \mathbf{c}t^2 + \mathbf{b}t + \mathbf{a} \\ \dot{\mathbf{q}}(t) &= 5\mathbf{f}t^4 + 4\mathbf{e}t^3 + 3\mathbf{d}t^2 + 2\mathbf{c}t + \mathbf{b} \\ \ddot{\mathbf{q}}(t) &= 20\mathbf{f}t^3 + 12\mathbf{e}t^2 + 6\mathbf{d}t + 2\mathbf{c} \end{aligned} \quad (5.1)$$

Der Nachteil eines Polynoms fünfter Ordnung ist die Gefahr von Oszillationen. Da die Geschwindigkeit mit einem Polynom vierter Ordnung zwischen zwei Stützstellen nicht streng monoton wächst oder fällt, kann es passieren, dass der Zielpunkt mehrmals von verschiedenen Richtungen durchfahren wird. Wird ein Polynom dritter Ordnung für die Geschwindigkeit verwendet, kann ein solches Verhalten vermieden werden. Allerdings sind damit keine beliebigen Kombinationen aus Positionen und Geschwindigkeiten erreichbar. Für den KR270 wurden daher verschiedene Interpolationen implementiert, die nur in Ausnahmefällen auf ein Polynom fünfter Ordnung für die Position zurückgreifen. Abbildung 5.4 zeigt die Varianten am Beispiel  $q_k(t=0) = 15^\circ$ ,  $\dot{q}_k(t=0) = 2^\circ/\text{s}$ ,  $\dot{q}_l(t=T_s = 10\text{ s}) = 5^\circ/\text{s}$  sowie verschiedenen Werten für den Zielwinkel  $q_l(t=T_s)$ . Der



**Abb. 5.4:** Positions-, Geschwindigkeits- und Beschleunigungsverläufe der Interpolationsvarianten zwischen Stützstellen.

grüne Verlauf zeigt den Idealfall eines Polynoms vierter Ordnung, bei dem am Ende eine

Position von  $q_l = 50^\circ$  erreicht wird. Die maximale Beschleunigung von  $0,45^\circ/\text{s}^2$  tritt nach der halben Bewegungszeit von 5 s auf. Soll wie im gelben Verlauf ein weiterer Weg bis zu  $q_l = 60^\circ$  zurückgelegt werden, wird die Bewegung zerlegt in eine Beschleunigungsphase auf die Zielgeschwindigkeit von  $\dot{q}_l = 5^\circ/\text{s}$  und eine Bewegung mit konstanter Geschwindigkeit. Die hieraus resultierende Beschleunigung ist mit einem Maximalwert von  $1,5^\circ/\text{s}^2$  deutlich höher. Größere Wege können zurückgelegt werden, wenn die Beschleunigungsphase kürzer und die konstante Bewegungsphase länger wird. Im Grenzfall einer rein konstanten Bewegung geht die Beschleunigung im Startpunkt gegen Unendlich, sodass die vom Roboter maximal zulässige Beschleunigung die erreichbaren Punkte begrenzt. Der rote Verlauf zeigt die Bewegung auf eine Zielposition von  $q_l = 75^\circ$ . Hier wird ein Polynom fünfter Ordnung verwendet, das die notwendigen Beschleunigungen gleichmäßiger auf die gesamte Bewegungszeit verteilt und gleichzeitig bereits nach 2 s eine höhere Geschwindigkeit als die Zielgeschwindigkeit erreicht. Erst nach fast 6 s wird die Bewegung auf die Zielgeschwindigkeit abgebremst. In allen drei Fällen gilt für die Geschwindigkeit über die gesamte Bewegungsdauer  $\dot{q}(t) > 0$ , sodass die Achswinkel monoton steigen.

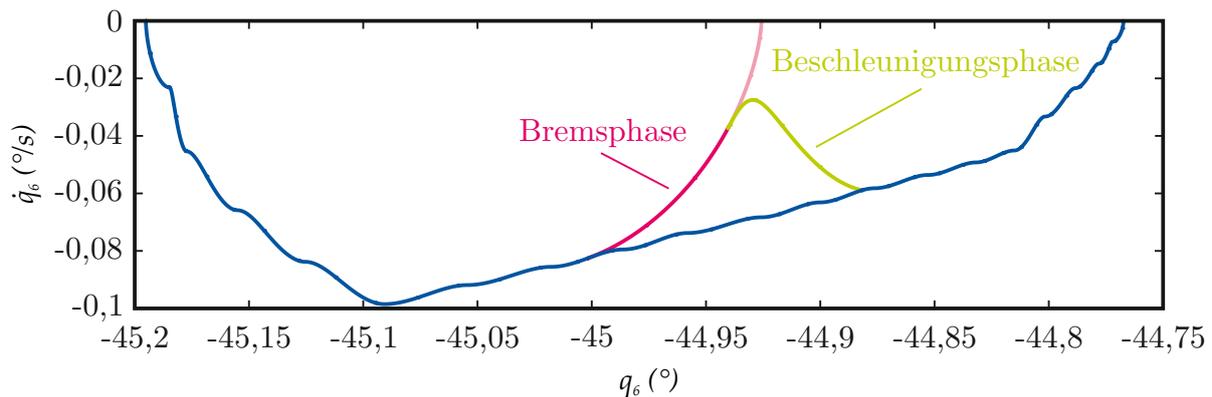
Für niedrigere Zielwinkel als im grünen Verlauf wird dieselbe Methodik verwendet. Im blauen Beispiel wird die Bewegung in einen konstanten und einen beschleunigten Teil zerlegt, wobei die konstante Bewegung mit der niedrigeren Startgeschwindigkeit erfolgt. Am Ende der Bewegung wird eine Position von  $q_l = 40^\circ$  erreicht. Bei allen bisherigen Bewegungen wurde die Position mit monoton steigenden Winkeln angefahren. In lila dargestellt ist ein Verlauf, bei der die Zielposition  $q_l = 25^\circ$  mit derselben Geschwindigkeit erreicht werden soll. Es muss ein Polynom fünfter Ordnung verwendet werden, um alle Randbedingungen zu erfüllen. Am Beschleunigungsverlauf ist erkennbar, dass die Bewegung zunächst abgebremst wird bis nach etwa 2 s die Geschwindigkeit die Nulllinie kreuzt und sich der Roboter in die entgegengesetzte Richtung bewegt. Nach etwa 5 s wird die Startposition von  $15^\circ$  von der Gegenrichtung durchfahren, bis auf die Zielgeschwindigkeit hin beschleunigt wird.

Im vereinfachten Fall, dass die Trajektorie nur mit Positionen vorgegeben ist, werden nur die Startwerte für die Position und die Geschwindigkeit, die Randbedingungen für die Beschleunigungen sowie die Zielposition vorgegeben. Damit ist ein Polynom vierter Ordnung wie in (5.2) gezeigt ausreichend und Oszillationen werden vermieden.

$$\begin{aligned}
 \mathbf{q}(t) &= \mathbf{k}t^4 + \mathbf{j}t^3 + \mathbf{i}t^2 + \mathbf{h}t + \mathbf{g} \\
 \dot{\mathbf{q}}(t) &= 4\mathbf{k}t^3 + 3\mathbf{j}t^2 + 2\mathbf{i}t + \mathbf{h} \\
 \ddot{\mathbf{q}}(t) &= 12\mathbf{k}t^2 + 6\mathbf{j}t + 2\mathbf{i}
 \end{aligned} \tag{5.2}$$

Alternativ wird in speziellen Situationen, die in Abschnitt 5.3.2 beschrieben werden, die Zielgeschwindigkeit vorgegeben, womit ebenfalls ein Polynom vierter Ordnung ausreicht und sich die Zielposition automatisch ergibt.

Die vorgestellte Interpolationsmethode wird auch verwendet, um jederzeit entlang der Bewegungstrajektorie abzubremsen. In Abbildung 5.5 ist eine Beispielbewegung für Achse 6 dargestellt. Blau dargestellt ist die interpolierte Bewegung als Verlauf der Achsgeschwindigkeiten über den Achswinkeln. Bei einer Position von  $-45^\circ$  wird eine Bremsphase



**Abb. 5.5:** Achsgeschwindigkeit über den zugehörigen Achswinkeln an einer Beispielbewegung für Achse 6. In der Bremsphase wird entlang der Trajektorie gebremst, in der Beschleunigungsphase die Sollbewegung wieder aufgenommen.

eingeleitet. Als Zielpunkt für die Planung wird diejenige Stützstelle gewählt die unter Einhaltung der maximal zulässigen Beschleunigungen erreicht werden kann. In diesem Fall ist der Zielpunkt am Ende der pinken Kurve bei  $-44,925^\circ$ . In hellem Pink dargestellt ist der Verlauf für eine Bremsphase bis zur Endgeschwindigkeit von  $q_6 = 0$ . Wird vor Ende der Bewegung eine Beschleunigung eingeleitet, ergibt sich der grün dargestellte Verlauf. Auch hier wird diejenige Stützstelle als Zielpunkt verwendet, die als nächstes unter Einhaltung der Grenzwerte erreicht werden kann. Bei einem Achswinkel von  $-44,875^\circ$  erfolgt die Bewegung entlang der ursprünglich geplanten Trajektorie.

Die hier implementierte Methode zur Interpolation zwischen beliebigen Bewegungsstützstellen aus Position im Raum und zugehöriger Geschwindigkeit erlaubt die Planung von individualisierten Trainingsbewegungen. Da jederzeit die Bewegungsgeschwindigkeit entlang der geplanten Trajektorie abgebremst werden kann, können externe Messgrößen wie beispielsweise die aufgebrachte Kraft an der Trittplatte oder biomechanische Werte wie Gelenkwinkel oder Muskelbelastungen verwendet werden, um die Bewegung zu starten oder zu beenden.

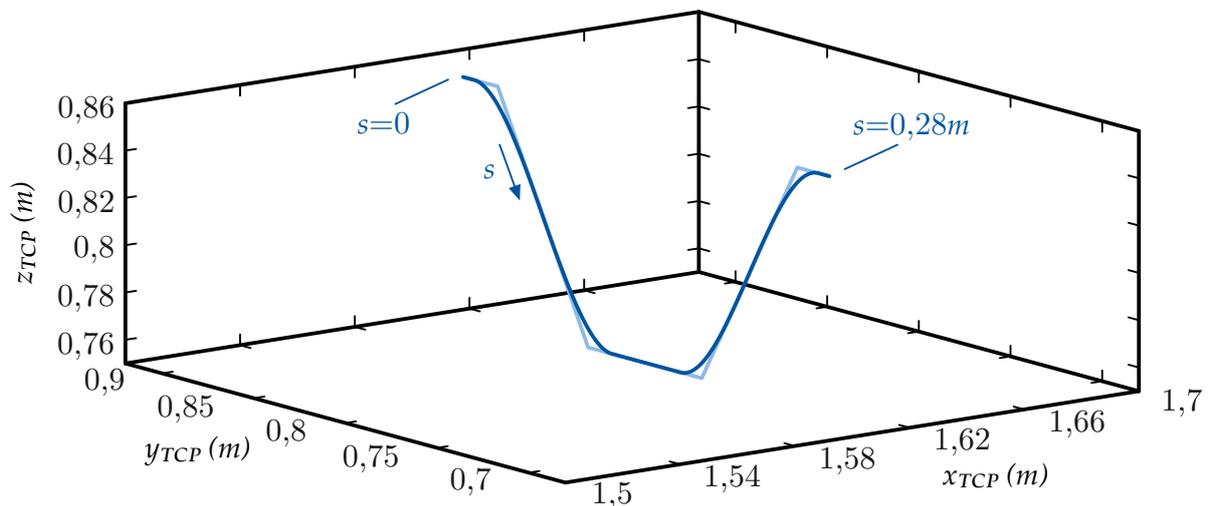
### 5.3.2 Bewegungszustände für die Trainingsanwendung

Am KR270 wurden zwei Trainingsszenarien, die auch an klassischen Funktionsstemmen verwendet werden implementiert. In beiden Szenarien wird eine Bewegungstrajektorie im Raum über Bewegungspunkte ohne zugehörige Geschwindigkeit definiert, entlang der sich die Trittplatte bewegt. Die Bewegung selbst wird in beiden Fällen gegen einen Widerstand ausgeführt, den der Roboter aufbringt. Im isokinematischen Training erfolgt das Training mit vorgegebener konstanter Bewegungsgeschwindigkeit und Maximalkraft, im isokinetischen Training wird der Widerstand entlang der Trajektorie konstant vorgegeben, die Geschwindigkeit wird vom Trainierenden gewählt.

### 5.3.2.1 Widerstandstraining mit vorgegebener Geschwindigkeit

Beim isokinematischen Training wird eine Trajektorie im Raum zusammen mit einer konstanten Bewegungsgeschwindigkeit entlang der Trajektorie vorgegeben. Wird ein definierter Schwellwert der Kraft überschritten, startet die Bewegung, beim Unterschreiten des Schwellwertes wird die Bewegung beendet. Das Training erfolgt üblicherweise mit Maximalkraft des Trainierenden. Da der Roboter die Geschwindigkeit konstant hält und der Mensch in jeder Phase der Bein Streckung seine Kraft selbst bestimmen kann, wird eine Überlastung durch Entgegenbringen einer zu hohen Kraft vermieden.

Die Bewegungstrajektorie wird im kartesischen Raum als Liste von Positionen und Orientierungen  $\boldsymbol{x}_{TCP}$  des Endeffektors des Roboters beschrieben. Aktuell können Trajektorien mit einer maximalen Länge von 1500 Punkten definiert werden. Die Zwischenpunkte werden im kartesischen Raum linear interpoliert. In Abbildung 5.6 ist eine Beispieltrajektorie im Raum als Positionen  $x_{TCP}$ ,  $y_{TCP}$  und  $z_{TCP}$  mit verschiedenen Anzahlen an Stützstellen dargestellt. Die dunkelblaue Kurve zeigt den Verlauf der Trajektorie aus 1000



**Abb. 5.6:** Isokinematische Trainingstrajektorie im kartesischen Raum mit 1000 Stützstellen (dunkelblau) und sechs Stützstellen (hellblau), sowie der skalare Weg  $s$  entlang der Trajektorie.

Stützstellen über eine Gesamtlänge von 28 cm. Die runden Übergänge bei der Bewegung nach unten und zurück nach oben werden aufgrund der großen Anzahl an Stützstellen sehr gut abgebildet. Der hellblaue Verlauf zeigt dieselbe Trajektorie mit sechs Stützstellen. Die linearen Bereiche verlaufen nahezu identisch mit der hochaufgelösten Trajektorie, die runden Übergänge hingegen werden durch die lineare Interpolation zu spitzen Ecken. Bei klassischen rein linearen Trainingsbewegungen, wie sie auch an horizontalen oder diagonalen Funktionsstemmen verfügbar sind, genügt es, zwei Stützstellen zu definieren, eine vorne in der Beinbeugung, die zweite in der Beinstreckung. Ist nur eine Trajektorie hinterlegt, wird dieselbe Trajektorie für den Hin- und Rückweg verwendet. Soll für die Beinbeugung eine andere Bewegung ausgeführt werden, als für die Beinstreckung, besteht die Möglichkeit analog dazu eine Trajektorie für den Rückweg zu definieren. Als

Voraussetzung muss gelten, dass die Stützstelle am Ende der Hintrajektorie gleich der Stützstelle zu Beginn der Rücktrajektorie und umgekehrt ist.

Für die Parametrierung des isokinematischen Trainings wird weiterhin die Geschwindigkeit  $v_T$  entlang der Trajektorie benötigt, sowie der Schwellwert der Kraft  $F_S$  entlang der Trajektorie, die überwunden werden muss, um die Bewegung zu initiieren. Da das Training häufig mit Maximalkraft durchgeführt wird, genügt theoretisch eine sehr kleine Kraft, da nur detektiert werden muss, ob der Sportler Kraft aufbringt oder nicht. Dennoch ist es sinnvoll, die Kraft nahe an der Maximalkraft zu wählen, um zu vermeiden, dass das Training auch mit niedriger Kraft durchgeführt werden kann und so die Motivation des Sportlers zu erhöhen.

Zu Beginn des Trainings fährt der KR270 die erste Stützstelle der Trajektorie, die Startposition, an. Die Bewegung dorthin wird im Achsraum mit einem Polynom fünfter Ordnung für die Achswinkel interpoliert. Da die Startbewegung immer aus dem Stillstand erfolgt, treten keine Oszillationen auf. Die Dauer der Bewegung wird aus dem Quotienten aus dem Weg der Achse mit der maximalen Winkeländerung  $\Delta q_{max}$  und der maximalen Durchschnittsgeschwindigkeit  $\dot{q}_{max} = 1,3^\circ/s$  bestimmt. Die minimale Dauer wird hier auf 1 s gesetzt.

Ausgehend von der Startposition erfolgt die Planung der Bewegung in einem Takt von  $T_T = 40$  ms unter Verwendung der skalaren Trajektoriengrößen für den Weg  $s$ , die Geschwindigkeit  $v$  und die Beschleunigung  $a$ . Der Verlauf des Wegs  $s$  ist an der Beispieltrajektorie in Abbildung 5.6 eingezeichnet. Aus dem an der Kraftmessplatte gemessenen Kraftvektor  $\mathbf{F}$  wird zunächst die Kraftkomponente  $F_t$  entlang der Trajektorie bestimmt und mit der minimalen Kraft  $F_S$  verglichen. Überschreitet die Kraft den Wert, wird der Weg und die Geschwindigkeit bestimmt, die nach  $T_T$  erreicht werden soll. Die Bewegung wird mit konstanter Beschleunigung auf die Zielgeschwindigkeit  $v_T$  berechnet. Aus der resultierenden Wegänderung  $\Delta s$  wird der zugehörige kartesische Punkt  $\mathbf{x}_{TCP}$  des Roboters bestimmt, der angefahren werden soll. Über die in Abschnitt 3.1.1.2 beschriebene inverse Kinematik wird der zugehörige Zielpunkt im Achsraum bestimmt. Unter Verwendung eines Polynoms vierter Ordnung wird die Bewegung der 40 ms auf den Robotertakt von 4 ms interpoliert. Die Zielgeschwindigkeit wird bei der Interpolation nicht vorgegeben, da sich die kartesische Trajektoriengeschwindigkeit über die kurze Zeitdauer direkt ergibt. Die Koeffizienten in (5.2) ergeben sich zwischen den Stützstellen  $q_k$  und  $q_l$  jeder Achse zu den Werten in (5.3).

$$\begin{aligned}
 \mathbf{g} &= \mathbf{q}_k \\
 \mathbf{h} &= \dot{\mathbf{q}}_k \\
 \mathbf{i} &= \mathbf{0} \\
 \mathbf{j} &= \frac{1}{T_T^2} \left( \frac{\mathbf{q}_l - \mathbf{q}_k}{T_T} - \dot{\mathbf{q}}_k \right) \\
 \mathbf{k} &= -\frac{1}{2T_T^3} \left( \frac{\mathbf{q}_l - \mathbf{q}_k}{T_T} - \dot{\mathbf{q}}_k \right)
 \end{aligned} \tag{5.3}$$

Die Interpolation hat gegenüber einer Planung im kartesischen Raum direkt im Robotertakt den Vorteil, dass jederzeit glatte Übergänge der Winkel sichergestellt werden und

somit kein unerwünschtes Rucken am Roboter spürbar wird.

Nach jedem Interpolationstakt wird die gemessene Kraft entlang der Trajektorie evaluiert. Um einen ständigen Wechsel zwischen Bremsen und Beschleunigen bei Kräften nahe des Schwellwerts zu vermeiden, ist eine Hysterese implementiert. Ist der Roboter in Bewegung muss gelten  $F_T < F_S - 25 \text{ N}$ , um den Bremsvorgang einzuleiten. Das Bremsen erfolgt analog zur Beschleunigungsphase mit konstanter Verzögerung bis zum Stillstand.

Neben dem Bremsen entlang der Trajektorie aufgrund einer zu niedrigen Kraft, wird die Bewegung zum Trajektorienende hin unabhängig von der Kraft abgebremst. Bei der Berechnung der Wegänderung  $\Delta s$  wird stets überprüft, ob der resultierende Punkt innerhalb der Trajektorie liegt. Liegt er außerhalb, wird der Zielpunkt auf das Trajektorienende gelegt, die zugehörige Geschwindigkeit wird zu  $v = 0$  gesetzt. Um sicherzustellen, dass der Roboter am Ende jeder Trajektorie zum Stillstand kommt, wird für diesen Punkt bei der Interpolation die Zielgeschwindigkeit zu  $\dot{\mathbf{q}}_l = \mathbf{0}$  gesetzt. Die Koeffizienten ergeben sich hierbei nach (5.4).

$$\begin{aligned}
 \mathbf{g} &= \mathbf{q}_k \\
 \mathbf{h} &= \dot{\mathbf{q}}_k \\
 \mathbf{i} &= \mathbf{0} \\
 \mathbf{j} &= 1 \frac{1}{T_T^2} \dot{\mathbf{q}}_k \\
 \mathbf{k} &= \frac{1}{2T_T^3} \dot{\mathbf{q}}_k
 \end{aligned} \tag{5.4}$$

Der Positionsfehler, der sich hieraus ergibt ist vernachlässigbar klein, da die Startgeschwindigkeit bereits sehr klein ist und sich der Roboter innerhalb der kurzen Zeitdauer von 40 ms nur sehr wenig bewegen kann.

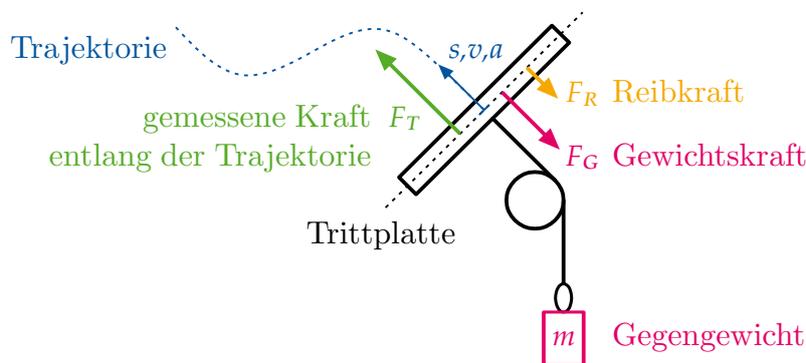
Der wesentliche Vorteil des isokinematischen Trainings am Roboter gegenüber des isokinematischen Trainings an klassischen Geräten liegt in der freien Planung von Trajektorien, sowie die Definition von unterschiedlichen Abläufen für die Bein Streckung und -beugung. Damit ist es erstmals möglich Bewegungen zu trainieren, die den physiologischen Bewegungsmustern entsprechen.

### 5.3.2.2 Widerstandstraining mit vorgegebenem Widerstand

Während beim zuvor beschriebenen isokinematischen Training die Übung mit konstanter Bewegungsgeschwindigkeit entlang der Trajektorie ausgeführt wird, wird beim isotonischen Training gegen einen konstante Widerstand gearbeitet. Das isotonische Training ist das bekannte Trainingsszenario wie es üblicherweise an Beinpressen in Fitnessstudios angeboten wird. Der Sportler bewegt mit seinen Beinen ein eingestelltes Gewicht entlang einer vorgegebenen Trajektorie, wobei er die Bewegungsgeschwindigkeit selbst bestimmen kann. Dasselbe Verhalten wird am KR270 abgebildet.

Grundlage für das Trainingsszenario ist dieselbe Trajektorienbeschreibung bestehend aus einer Liste an Stützstellen im kartesischen Raum. Auch hier können unterschiedliche Trajektorien für die Bein Streckung und Beinbeugung definiert werden. Der konstante Widerstand, den der Roboter der Bewegung entgegenbringt kann für Hin- und Rückweg getrennt vorgegeben werden. Während die Planung für das isokinematische Training in einem längeren Takt von 40 ms erfolgen kann, wird die Bewegung entlang der Trajektorie direkt im robotereigenen 4 ms durchgeführt. Die höhere Dynamik wird benötigt, da der Roboter sein Verhalten sehr schnell an sich ändernde Kräfte am Endeffektor anpassen muss.

Die Berechnung der Roboterbewegung erfolgt unter Verwendung des Vergleichsmodells, das in Abbildung 5.7 skizziert ist. Der Trainierende bringt eine Kraft  $F_T$  entlang der Tra-



**Abb. 5.7:** Vergleichsmodell für das isotonische Training. An der Trittplatte wird ein Kräftegleichgewicht aus gemessener Trajektorienkraft, Reibkraft und Gewichtskraft gebildet.

jektorie auf die Trittplatte auf. Der konstante Widerstand, der der Kraft entgegenwirkt wird über die Masse  $m$  eines Gegengewichts eingestellt. Die resultierende Gewichtskraft an der Trittplatte berechnet sich mit der Erdbeschleunigung  $g$  zu  $F_G = mg$ . Um ähnlich wie beim isokinematischen Training im Gleichgewichtsfall einen raschen Wechsel der Bewegungsrichtungen zu vermeiden, wird eine geschwindigkeitsabhängige Reibkraft  $F_R$  eingeführt, die ebenfalls der Bewegungsrichtung entgegenwirkt. Das Kräftegleichgewicht an der Trittplatte ergibt sich mit den skalaren Größen für den Weg  $s$ , die Geschwindigkeit  $v = \dot{s}$  und die Beschleunigung  $a = \ddot{s}$  entlang der Trajektorie nach (5.5).

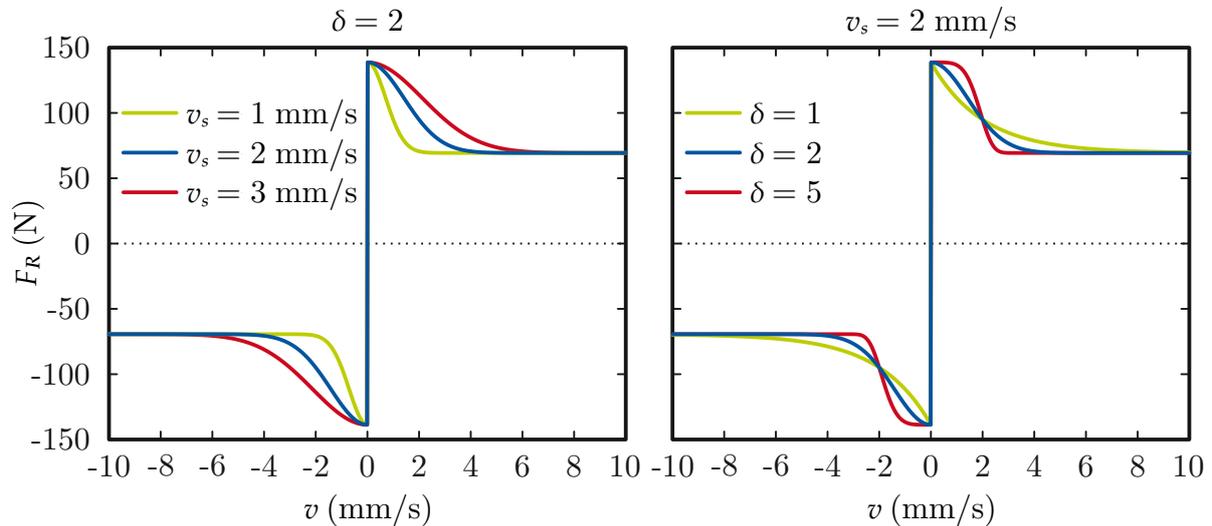
$$a = \frac{1}{m} (F_T - F_R - F_G) \quad (5.5)$$

Der Effekt der Reibung wird insbesondere für niedrige Geschwindigkeiten benötigt und wird daher als Stribeck-Reibung zwischen zwei Körpern entlang einer um  $45^\circ$  geneigten schiefen Ebene modelliert [28,67]. Sie lässt sich nach (5.6) beschreiben.

$$F_R = \left( \mu_H F_N + (\mu_G F_N - \mu_H F_N) e^{-\left(\frac{|v|}{v_s}\right)^\delta} \right) \text{sign } v \quad (5.6)$$

Hierbei ist  $F_N = F_G \sin 45^\circ$  die Normalkraft, die aus der Gewichtskraft resultiert. Die beiden Reibungskoeffizienten für die Haft- und Gleitreibung wurden zu  $\mu_H = 0,2$  und

$\mu_G = 0,1$  gewählt. Die Koeffizienten  $\delta$  und  $v_s$  sind empirische Konstanten, mit denen sich die Form der Reibkraft anpassen lässt. Für das Training wurden sie zu  $\delta = 2$  und  $v_s = 2 \text{ mm/s}$  gewählt. Abbildung 5.8 zeigt den Einfluss der beiden Parameter  $\delta$  und  $v_s$  auf den Verlauf der Reibkraft in Abhängigkeit der Bewegungsgeschwindigkeit  $v$  der Trittplatte. Das konstante Gegengewicht wurde in diesem Beispiel zu  $m = 100 \text{ kg}$  gewählt.



**Abb. 5.8:** Verlauf der Reibkraft über der Bewegungsgeschwindigkeit  $v$  für  $m = 100 \text{ kg}$ . Links wurde der Parameter  $v_s$  bei gleichbleibendem  $\delta = 2$  variiert, rechts der Parameter  $\delta$  bei konstantem  $v_s = 2 \text{ mm/s}$ .

Für sehr kleine Geschwindigkeiten nahe  $v = 0$  wirkt fast ausschließlich die Haftreibung mit einem Maximalwert von  $138 \text{ N}$ . Für hohe Geschwindigkeiten  $v \rightarrow \infty$  ergibt sich unabhängig von den gewählten Parametern eine Kraft von  $69 \text{ N}$ . Mit dem Parameter  $v_s$  links im Bild ändert sich im Wesentlichen die Breite des Geschwindigkeitsbereichs bis die Reibkraft ihren stationären Endwert einnimmt. Der Parameter  $\delta$  hingegen beeinflusst, wie gleichmäßig sich die Reibkraft von ihrem Maximalwert auf ihren stationären Endwert hin ändert.

Die gemessene Kraftkomponente  $F_T$  entlang der Trajektorie und das eingestellte Gegengewicht  $m$  werden verwendet, um die resultierende Beschleunigung  $a$  mit (5.5) zu bestimmen. Um die Dynamik nicht durch eine Interpolation zu beeinflussen und gleichzeitig einen sanften Übergang zwischen Bewegungspunkten ohne Überschreiten der zulässigen Beschleunigungen und Geschwindigkeiten zu gewährleisten, wird sowohl die Beschleunigung als auch die Geschwindigkeit beschränkt. Resultiert aus (5.5) eine größere Beschleunigung als die maximal zulässige, wird  $a$  auf den Maximalwert gesetzt. Desweiteren wird kein direkter Vorzeichenwechsel erlaubt. Wird im aktuellen Zeitschritt eine Beschleunigung mit anderem Vorzeichen ermittelt, wird  $a = 0$  gesetzt.

Nach der Beschränkung der Beschleunigung wird diese mit der Anfangsgeschwindigkeit  $v_0$  zur resultierenden Geschwindigkeit  $v = v_0 + aT_T$  integriert. Die Geschwindigkeit während des Trainings darf sich nur entlang eines Polynoms dritter Ordnung zwischen  $v = 0$

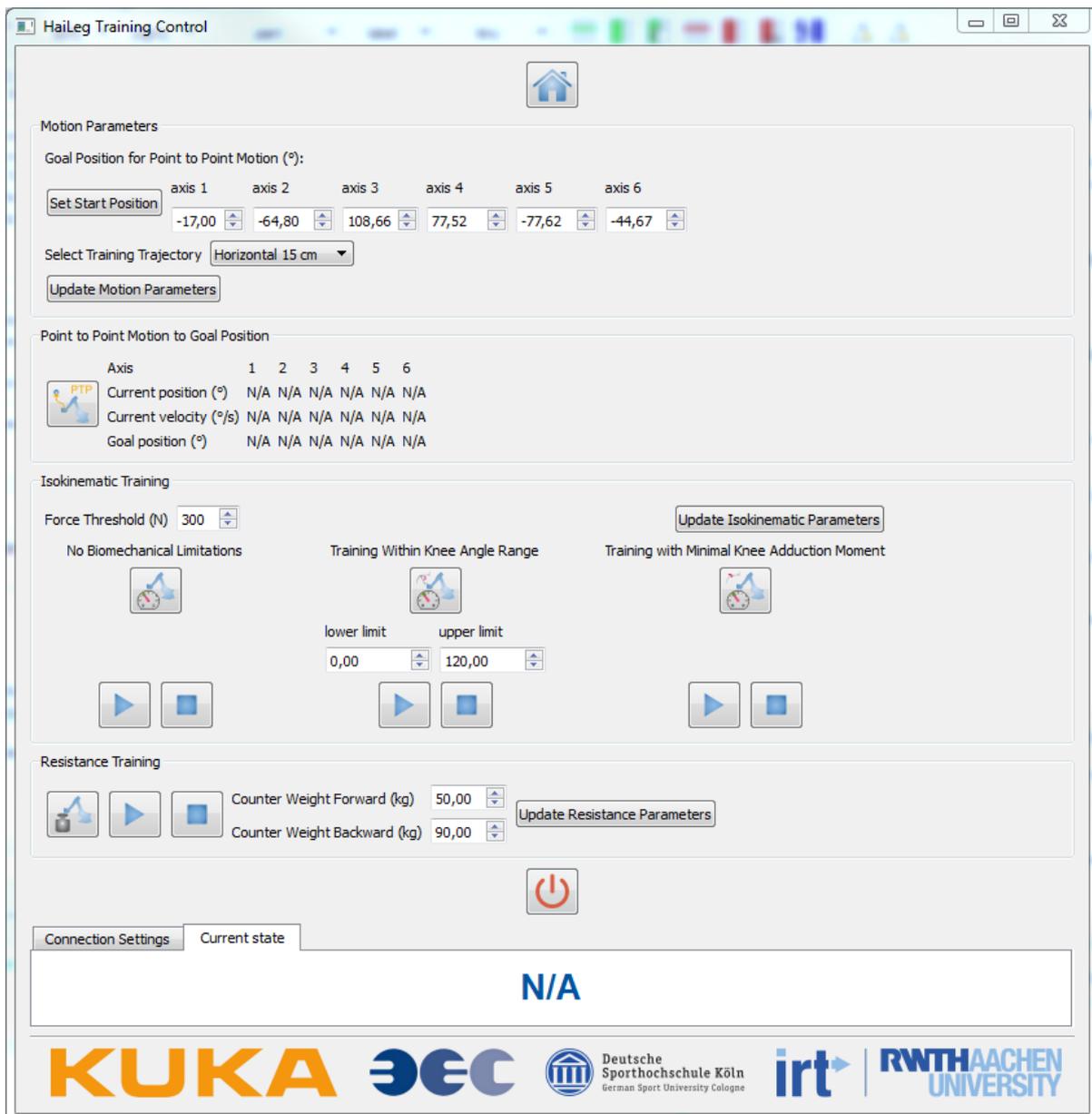
und  $v = \pm v_{max}$  bewegen. Diese Verläufe sind im Gesamtsystem als Liste von Geschwindigkeitswerten hinterlegt. Zur aktuellen Bewegungsgeschwindigkeit  $v_0$  wird abhängig von der Bewegungsrichtung der nächste Punkt in der Liste gesucht. Die minimal und maximal zulässige Geschwindigkeit zu diesem Punkt lässt sich an den beiden benachbarten Punkten ablesen. Liegt die berechnete Geschwindigkeit  $v$  außerhalb des zulässigen Bereichs, wird sie auf den entsprechenden Grenzwert gesetzt. Um einen Drift durch sehr kleine Geschwindigkeitswerte zu unterdrücken und damit einen Stillstand des Roboters zu erlauben, werden Geschwindigkeiten unterhalb eines Grenzwertes zu  $v = 0$  gesetzt.

Aus der resultierende Geschwindigkeit wird im nächsten Schritt mit  $s = s_0 + vT_T$  die neue Position auf der Trajektorie berechnet. Mit den vorherigen Beschränkungen muss hier nur noch sichergestellt werden, dass der Roboter zum Trajektorienende und -anfang hin bremst, um sich nicht darüber hinaus zu bewegen und zum sanften Stillstand vor der Bewegungsumkehr zu kommen. Abschließend wird der zum Weg  $s$  gehörige kartesische Punkt in der Trajektorie ermittelt und über die inverse Kinematik in die entsprechende Achsposition transformiert und an den Roboter kommandiert.

Das Training mit vorgegebenem Widerstand am Roboter hat gegenüber dem klassischen Gerätetraining mehrere Vorteile. Analog zum Training mit konstanter Geschwindigkeit können Trajektorien frei geplant werden. Des Weiteren können für die Bein Streckung und die Beinbeugung unterschiedliche Widerstände verwendet werden. Üblicherweise können bei exzentrischen Belastungen wie der Beinbeugung höhere Kräfte aufgebracht werden als bei konzentrischen Belastungen wie der Bein Streckung [27]. Damit kann am Roboter das Krafttraining effektiver gestaltet werden. Neben der Verbesserung der Trainingseffektivität kann auch die Sicherheit erhöht werden. Während bei klassischen Funktionsstemmen im Falle eines Wegfalls der Kraft das Gewicht ungebremst zurückfallen kann, wird durch die Beschränkung der Geschwindigkeit und Beschleunigung ein unkontrolliertes Fallen verhindert.

### 5.3.3 Graphische Benutzeroberfläche für das Training

Analog zur Benutzeroberfläche für die Neurorehabilitation, wurde die in Abbildung 5.9 gezeigte GUI in C++ unter Verwendung von Qt implementiert. Die GUI dient der Steuerung des zum Training hinterlegten Zustandsautomaten, der die verschiedenen Trainings szenarien startet. Die Kommunikation erfolgt über zwei UDP-Verbindungen zwischen dem PC, auf dem die GUI läuft und dem Target-PC, der das SIMULINK® Modell ausführt. Über die erste Verbindung können neue Trainingsparameter oder Bewegungs befehle an die Steuerung geschickt werden. Die Nachricht besteht aus einer Zeichenkette, die zur Verifikation des Befehls verwendet wird, gefolgt von einer Liste aus Zahlen. Die ersten sechs Zahlen sind Achswinkel. Diese können verwendet werden, um den Roboter in eine gewünschte Stellung zu bringen. Die folgenden Werte sind Parameter für das Training, wie beispielsweise die Trajektorie, die geladen werden soll, oder die Größe des entgegengebrachten Widerstands beim Training. Über die zweite Verbindung werden die



**Abb. 5.9:** Grafische Benutzeroberfläche zur Steuerung des zum Trainingsablauf hinterlegten Zustandsautomaten.

eigentlichen Steuerungsbefehle zum Starten eines bestimmten Trainings oder zum Abbruch der Bewegung geschickt. Diese Nachricht besteht ebenfalls aus einer Zeichenkette zur Verifikation und einer Zahl, die den entsprechenden Zustandswechsel ausführt.

Der Home-Button ganz oben versetzt den Roboter in den Startzustand, in dem keine Bewegung des Roboters stattfindet. Hier werden Inkremente von  $\Delta \mathbf{q} = \mathbf{0}$  kommandiert. Ausgehend von diesem Zustand können alle verfügbaren Trainingsszenarien gestartet und es können neue Trainingsparameter gesetzt werden.

Im Feld 'Motion Parameters' kann eine Achsposition für den Roboter eingegeben werden,

die als Startposition verwendet werden soll. Über den Button 'Set Start Position' werden die Werte über die UDP-Verbindung an den Roboter übertragen. Unter 'Select Training Trajectory' ist eine Liste an Trajektorien hinterlegt, die ausgewählt werden können und über 'Update Motion Parameters' an die Steuerung übertragen werden können.

Im Feld 'Point to Point Motion to Goal Position' kann der Roboter durch Drücken des entsprechenden Buttons in die im vorherigen Feld gesetzte Startposition bewegt werden. Während der Bewegung gibt der Roboter jeweils seine aktuelle Achsposition und -geschwindigkeit sowie die gesetzte Zielposition aus. Damit kann die Bewegung überwacht und im Falle eines Fehlers direkt durch den Benutzer abgebrochen werden. Die Bewegung wird im Achsraum mit einem Polynom vierter Ordnung interpoliert.

Zur Steuerung des isokinematischen Trainings dient das Feld 'Isokinematic Training'. Hier kann zwischen drei Varianten gewählt werden, dem klassischen Training, das bereits in Abschnitt 5.3.2.1 beschrieben wurde, dem Training unter Begrenzung des Kniewinkels sowie mit Minimierung des Adduktionsmoments im Kniegelenk, die in den folgenden Abschnitten eingeführt werden. Unter 'Force Threshold (N)' kann der Schwellwert für die Kraft eingegeben und über 'Update Isokinematic Parameters' übertragen werden. Gestartet wird der Trainingszustand zunächst über den Button mit dem Robotersymbol. Das Training selbst kann über den jeweiligen Start- und Stopp-Button gesteuert werden.

Im letzten Feld 'Resistance Training' wird das isotonische Training gesteuert. Hier können verschiedene Gewichte für die Streckung und Beugung eingegeben und über den Button 'Update Resistance Parameters' übermittelt werden. Auch hier stehen drei Buttons zur Aktivierung des Trainings sowie zum Start und Stop zur Verfügung.

Der untere rote Stopp-Button ist aus jeder Situation heraus verfügbar. Mit ihm kann der Roboter jederzeit aus der aktuellen Bewegung heraus schnellstmöglich gestoppt werden. Der Stopp erfolgt nicht bahntreu, sondern leitet eine Bremsung des Roboters ausgehend von den aktuell kommandierten Inkrementen ein, die in jedem Takt um 2% reduziert werden, bis die Geschwindigkeiten klein genug sind, um  $\Delta \mathbf{q} = \mathbf{0}$  kommandieren zu können.

Ganz unten sind zwei Felder verfügbar, die für die Einstellung der jeweiligen IP-Adressen unter 'Connection Settings' verwendet werden und unter 'Current State' den aktuellen Zustand des Trainingssystems anzeigen.

### 5.4 Belastungsmanagement im neuromuskulären Aufbaustraining

Parallel zum zuvor beschriebenen Aufbau des robotergestützten Trainingssystems wurden Voruntersuchungen zum Belastungsmanagement während des Trainings durchgeführt. Grundlage für das Belastungsmanagement ist ein Modell, über das zusammen mit der Bewegungserfassung und Kraftmessung am Endeffektor die Belastungen im Bein,

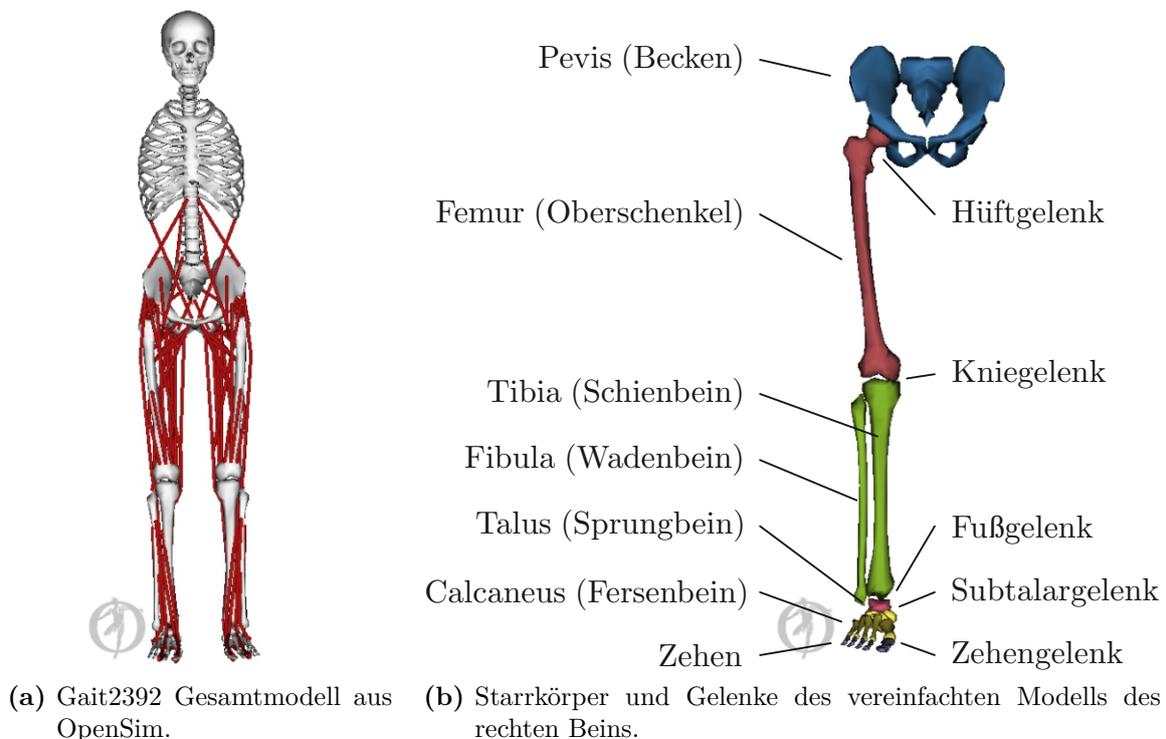
insbesondere im Kniegelenk geschätzt werden. In zwei Versuchen wurde die Plattenorientierung als mögliche Stellgröße im Belastungsmanagement untersucht und die ersten Ergebnisse am Roboter implementiert.

### 5.4.1 Muskuloskelettale Modellierung

Für die muskuloskelettale Modellierung wurde wie auch schon in der Belastungsanalyse für den Roboter die Software OpenSim verwendet. OpenSim bietet den Vorteil, dass viele Modelle des Bewegungsapparates in unterschiedlichen Detaillierungsgraden verfügbar sind, die bereits in verschiedenen Studien validiert wurden. Da sehr detaillierte Simulationsmodelle, die neben dem Skelett mit den Gelenken auch die Muskeln, die für die Bewegung verantwortlich sind modellieren schnell so komplex werden, dass eine Berechnung in Echtzeit nicht mehr möglich ist, liegt der Fokus dieser Arbeit darin, die Modelle so klein wie möglich zu wählen und dennoch eine Aussage über die Belastung in den Gelenken zu ermöglichen.

#### 5.4.1.1 Modellierung der unteren Extremität

In Abbildung 5.10a ist das in dieser Arbeit verwendete Modell dargestellt. Als Basis wur-



**Abb. 5.10:** Das Modell der unteren Extremität in Abbildung 5.10b wurde aus dem Gesamtmodell in Abbildung 5.10a extrahiert.

de das Gait2392-Modell<sup>4</sup> genutzt, das zusammen mit OpenSim verfügbar ist. Es besteht aus insgesamt zwölf Starrkörpern, hat 23 Freiheitsgrade und 92 Muskeln. Das unskalierte Modell entspricht einen 1,8 m großen Menschen mit einem Gesamtgewicht von 75,16 kg. Der Vorteil dieses komplexen Modells ist die Berechnung von einzelnen Muskelkräften auf Basis einer Erfassung der Bewegung und der auf den Körper wirkenden Kräfte. Im Rahmen dieser Arbeit werden keine einzelnen Muskelkräfte benötigt, sodass das Modell deutlich vereinfacht werden konnte. Des Weiteren werden keine Bewegungen des Oberkörpers erfasst. Für das Training der unteren Extremität ist nur die Bewegung des Beckens und der Beine relevant, weshalb der Torso ebenfalls entfernt wurde. Wird das Modell am Roboter verwendet, erfolgt das Training einbeinig, im Rahmen dieser Arbeit mit dem rechten Bein. Sämtliche weiteren Arbeiten sind analog auch für das linke Bein möglich. Das resultierende Modell aus insgesamt sechs Starrkörpern ist in Abbildung 5.10b zusammen mit den fünf Gelenken dargestellt. Das Schien- und Wadenbein sind als ein Körper modelliert. Die einzelnen Massen und Trägheiten der Starrkörper sind in Tabelle 5.1 zusammengefasst. Mit den Vereinfachungen ergibt sich für das verwen-

Körper	Pelvis	Femur	Tibia/Fibula	Talus	Calcaneus	Zehen
$m$ (kg)	11,777	9,3014	3,7075	0,1	1,25	0,2166
$J_{xx}$ (kg mm <sup>2</sup> )	1028	1339	504	10	14	1
$J_{yy}$ (kg mm <sup>2</sup> )	871	351	51	10,1	39	2
$J_{zz}$ (kg mm <sup>2</sup> )	579	1412	511	10	41	1

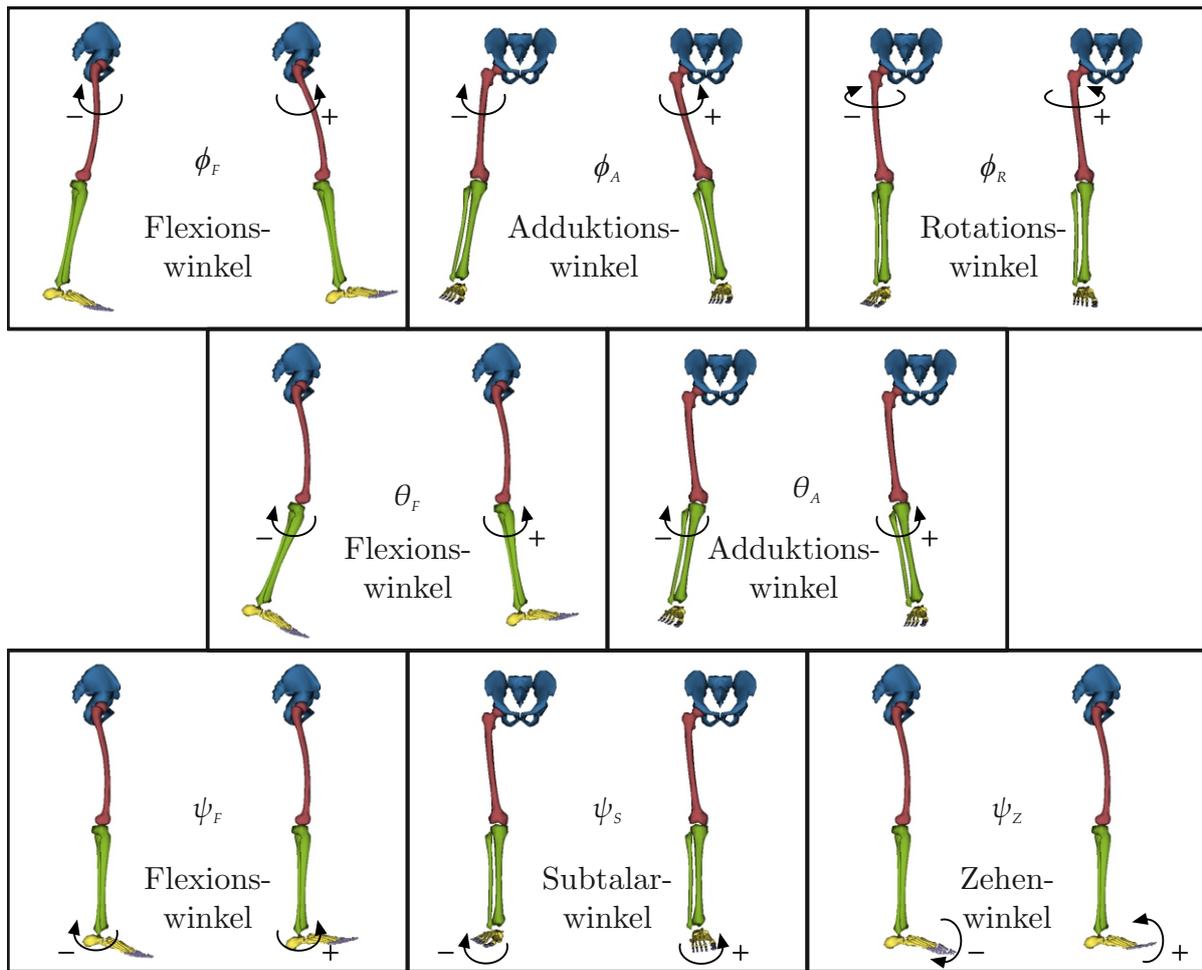
**Tabelle 5.1:** Massen und Trägheiten der einzelnen Starrkörper des Beinmodells in Abbildung 5.10b. Die Gesamtmasse beträgt 26,3525 kg.

dete Beinmodell eine Gesamtmasse von 26,3525 kg. Damit hat das rechte Bein und das Becken einen Anteil von 35,06 % am Gesamtgewicht des modellierten Menschen. Die weiteren dynamischen Eigenschaften, wie die Lagen der körpereigenen Koordinatensysteme sowie die zugehörigen Lagen der Massenschwerpunkte sind im Anhang in Tabelle A.7 aufgelistet.

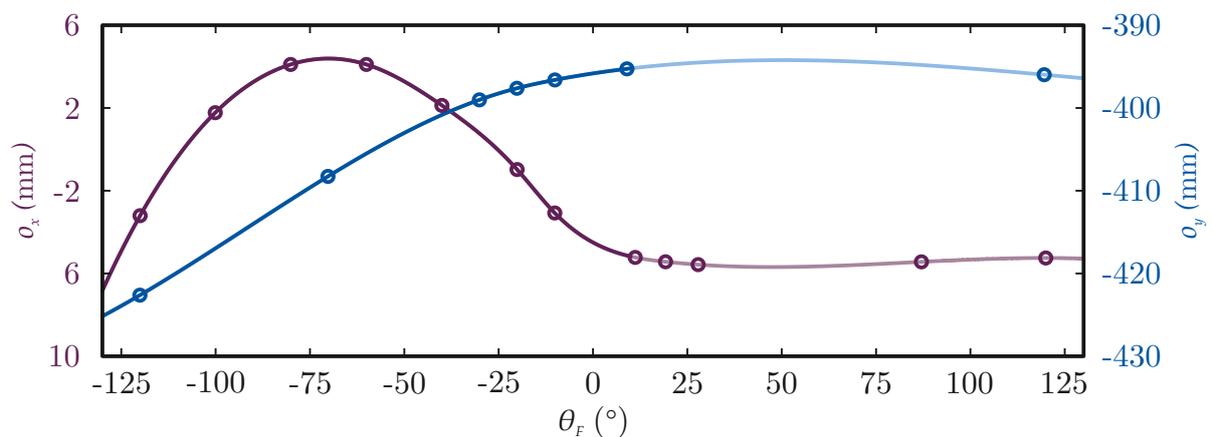
Die Bewegung des Beins wird im Modell mit insgesamt sieben Freiheitsgraden abgebildet, die sich über die generalisierten Koordinaten in Abbildung 5.11 beschreiben lassen.

Das Hüftgelenk wird über den Flexionswinkel  $\phi_F$ , den Adduktionswinkel  $\phi_A$  und den Rotationswinkel  $\phi_R$  beschrieben. Die Bewegung des Knies wird über einen Winkel  $\theta_F$  beschrieben. Der Adduktionswinkel  $\theta_A$  wurde zusätzlich hinzugefügt, um direkt über die Berechnung der inversen Dynamik im Modell die resultierenden Adduktionsmomente ermitteln zu können. Der Bewegungsumfang des Winkels wurde auf  $\theta_A \in [-1^\circ, 1^\circ]$  gesetzt. Durch den Kniewinkel  $\theta_F$  wird die komplexe kinematische Struktur des Kniegelenks und dessen Bewegung beschrieben. Neben der eigentlichen Flexion wird die translatorische Bewegung des Knies und damit die Verschiebung des Tibia/Fibula Koordinatensystems relativ zum Femur-Koordinatensystem als Funktion von  $\theta_F$  beschrieben. Die Bewegung ist in Abbildung 5.12 gezeigt und wird über Stützstellen mit einem kubischen Spline interpoliert.

<sup>4</sup><https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models>



**Abb. 5.11:** Generalisierte Koordinaten zur Bewegung des Modells der unteren Extremität. Drei Winkel  $\phi_F$ ,  $\phi_A$  und  $\phi_R$  in der Hüfte, zwei Winkel  $\theta_F$  und  $\theta_A$  im Knie und drei Winkel  $\psi_F$ ,  $\psi_S$  und  $\psi_Z$  im Fuß.



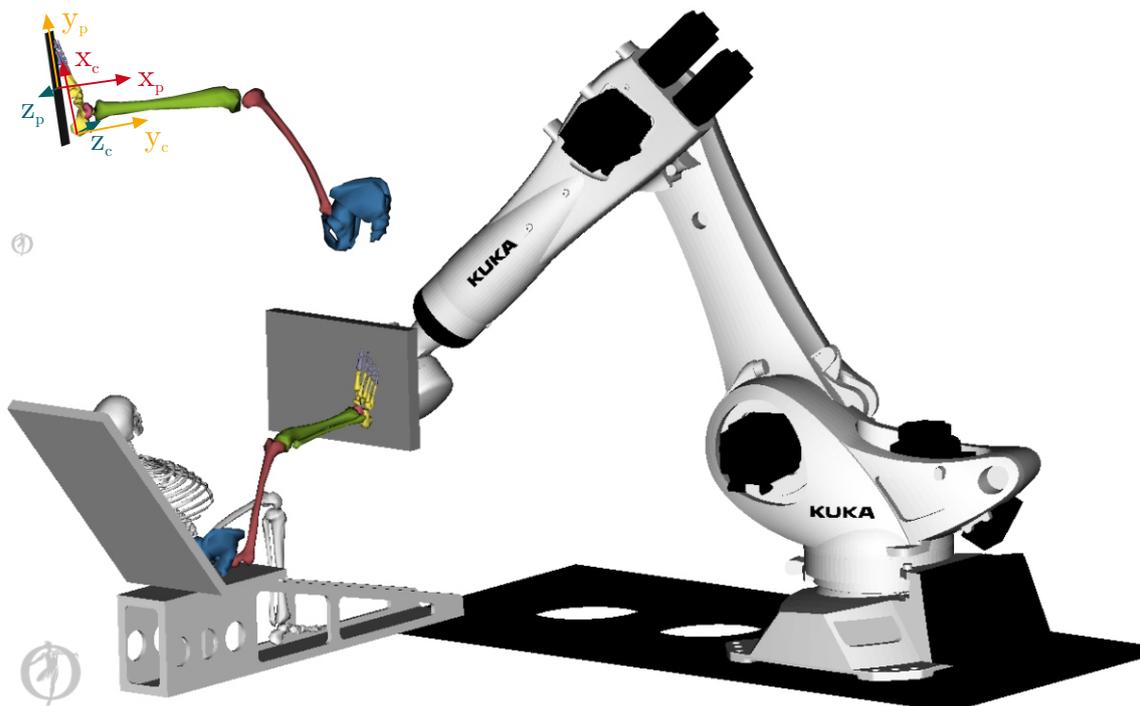
**Abb. 5.12:** Translatorische Bewegung der Basiskoordinaten  $o_x$  und  $o_y$  des Tibia/Fibula-Körpers relativ zum Koordinatensystem des Femurs als kubische Splines durch Stützstellen. Dunkel eingezeichnet ist der physiologische Bewegungsumfang von  $\theta_F \in [-130^\circ, 10^\circ]$ .

Das hinterlegte Knie-Modell ist in [81] und [13] detailliert beschrieben. Die Bewegung des Fußes wird durch die Flexion  $\psi_F$ , die Bewegung des Subtalargelenks mit dem Winkel  $\psi_S$  und die Zehenbewegung  $\psi_Z$  beschrieben.

#### 5.4.1.2 OpenSim als Planungswerkzeug

Zur Erstellung individueller Trainingstrajektorien für den Roboter kann OpenSim verwendet werden. OpenSim stellt die komplette Kette zur Berechnung von Bewegungen eines Starrkörpermodells entlang der generalisierten Koordinaten zur Verfügung. Ausgehend von einer Bewegungserfassung mit optischen Markern, die an festen Landmarken mit den einzelnen Starrkörpern des jeweiligen Modells verbunden sind, wird die inverse Kinematik berechnet, um die Bewegungstrajektorien der Modellfreiheitsgrade zu erhalten. Im Falle von Modellen des Muskel-Skelett-Systems steht außerdem eine Funktion zur Skalierung des Modells auf die jeweilige Körpergröße und das Gewicht zur Verfügung.

Grundlage für die Erstellung individueller Trajektorien ist ein Modell, das aus dem Robotermodell in Abschnitt 3.3.1 sowie dem zuvor beschriebenen Modell des Beins besteht. Es ist in Abbildung 5.13 zur besseren Visualisierung mit dem Gesamtkörpermodell gezeigt. Im ersten Schritt wird der Körper des Menschen mit Markern ausgestattet, deren



**Abb. 5.13:** Gesamtmodell aus KR270 und Bein, sowie den restlichen Starrkörpern des Gesamtmodells. Oben links sind die Lagen der Koordinatenachsen  $x_c, y_c$  und  $z_c$  des Calcaneus und der Auftrittsfläche  $x_p, y_p$  und  $z_p$  eingezeichnet.

Bewegung erfasst werden. Sitzt der Mensch auf dem Sitz kann beispielsweise ein Trainer oder Therapeut das Bein führen und so eine individuelle Bewegung definieren. Im

nächsten Schritt muss individuell die Auftrittsfläche des Fußes auf der Trittplatte bestimmt werden. Unter der Annahme, dass sich die Auftrittsfläche zur Fußsohle bei einem Krafttraining nicht ändert, kann ebenfalls markerbasiert die feste Transformation des Koordinatensystems des Calcaneus zum Koordinatensystem einer flachen Ebene bestimmt werden. Die Lagen der beiden Koordinatensysteme sind für ein Beispiel in Abbildung 5.13 oben links mit den Achsen  $x_c$ ,  $y_c$  und  $z_c$  des Calcaneus und der Auftrittsplatte  $x_p$ ,  $y_p$  und  $z_p$  eingezeichnet. Im Gesamtmodell kann damit eine Zwangsbedingung für die Lage der Auftrittsfläche auf der Trittplatte des Roboters eingeführt werden und die inverse Kinematik aus den Trajektorien der Marker mit dem Gesamtmodell bestimmt werden. Das Ergebnis ist eine Bewegung der Gelenkwinkel des Beins und eine zugehörige Bewegung des Roboters in Achskoordinaten. Die Visualisierung der Übungsbewegung am Roboter ermöglicht dem Trainer oder Therapeuten die Validierung sowie die Optimierung und Anpassung der Trajektorie in der Simulationsumgebung, bevor sie am Roboter ausgeführt werden soll. Unter Berechnung der Vorwärtskinematik für den KR270 können die benötigten Stützstellen im kartesischen Raum ermittelt werden, die mit den vorgestellten Methoden in 5.3.2 für das isokinematische und das isokinetische Training verwendet werden können.

## 5.4.2 Analyse von Stellgrößen zur Regelung der Belastung

Zeitgleich mit dem Aufbau der robotergestützten Forschungsplattform wurden zwei Versuche mit gesunden Probanden durchgeführt, um mögliche Stellgrößen für die Optimierung und Anpassung des Trainings an die aktuelle Belastungssituation des Trainierenden zu ermitteln. Mögliche Eingriffe des Roboters sind neben der Anpassung des Widerstands die Änderung der Position und Orientierung der Trittplatte.

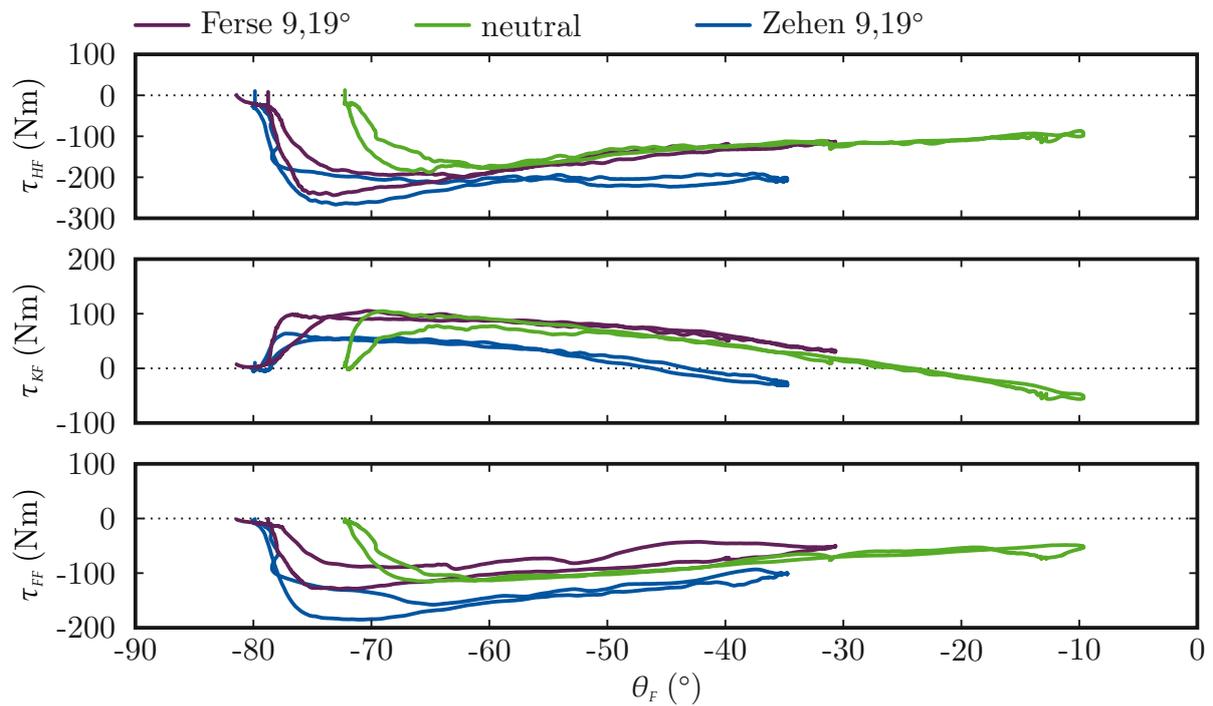
### 5.4.2.1 Beeinflussung von externen Gelenkmomenten

Der erste Versuch wurde mit demselben Aufbau durchgeführt, der auch zur Belastungsanalyse des Industrieroboters in Abschnitt 3.3.2.2 verwendet wurde. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind in [32] veröffentlicht. Ein Proband führte an einer diagonalen Beinpresse, an deren Trittplatte eine Kraftmessplatte befestigt wurde gegen einen gesamten Widerstand von etwa 100 kg mehrere Durchgänge einer Beinstreckung und -beugung aus. Um den Einfluss der Plattenorientierung auf die resultierenden Momente in den Gelenken zu untersuchen wurden die in Abbildung 5.14a gezeigten Holzkeile mit verschiedenen Winkeln gefertigt. Die beiden kleinen Holzkeile mit  $11,52^\circ$  und  $8,37^\circ$  wurden zwischen den Fuß und die Kraftmessplatte gelegt, um eine laterale Erhöhung der Fußaußenseite und eine mediale Erhöhung der Fußinnenseite zu ermöglichen. Der große Keil mit einem Winkel von  $9,19^\circ$  wurde so unter den Fuß gelegt, dass entweder die Fersen oder die Zehen erhöht waren. Mit diesen Keilen können insgesamt sieben verschiedene Belastungssituationen erzeugt werden: die Neutralposition, kleine und große laterale Fußerhöhung, kleine und große mediale Fußerhöhung, Fersen- und Zehenerhöhung.

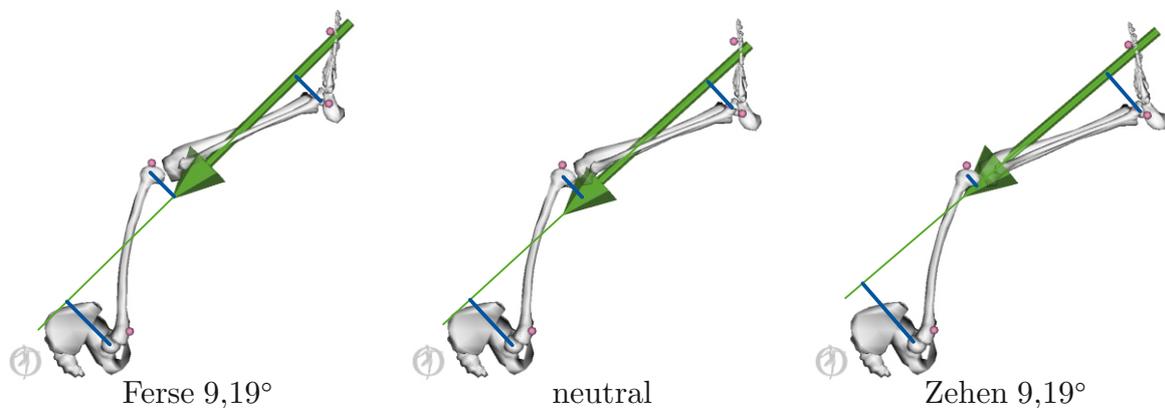


**Abb. 5.14:** Die beiden kleinen Holzkeile dienen einer medialen und lateralen Fußerhöhung, der große Holzkeil der Fersen- oder Zehenerhöhung. Abbildung 5.14b zeigt die verwendete Konfiguration aus sechs Markern zur Bewegungserfassung.

In der Sagittalebene des Körpers wurden die Momente der Flexion in der Hüfte  $\tau_{HF}$ , im Knie  $\tau_{KF}$  und im Fußgelenk  $\tau_{FF}$  für eine Fersen- und Zehenerhöhung im Vergleich zur neutralen Fußposition ausgewertet. Die Momente sind jeweils positiv entlang der jeweiligen generalisierten Koordinaten  $\phi_F$ ,  $\theta_F$  und  $\psi_F$  definiert. Damit muss der Mensch den Kräften ein Moment dieser Größe entgegenbringen. In Abbildung 5.15 sind die Verläufe der Momente über den Kniewinkel  $\theta_F$  aufgetragen. Bei neutraler Fußstellung starten die grün eingezeichneten Verläufe bei einem Kniewinkel  $\theta_F = -72^\circ$  für das gebeugte Bein und enden bei einer fast vollständigen Beinstreckung mit  $\theta_F = -10^\circ$ . Zu Beginn steigen die berechneten Momente zunächst an, ohne dass eine Bewegung stattfindet. Erst als der Widerstand des Gegengewichts überwunden ist, setzt sich dieses in Bewegung und die Beträge der Momente nehmen leicht ab. Aufgrund der geänderten Beinhaltung durch die unterlegten Keile beginnen die beiden Verläufe für die Fersen- und Zehenerhöhung mit stärker gebeugtem Knie von  $\theta_F = -80^\circ$  und enden bereits bei  $\theta_F = -30^\circ$ . Eine Erhöhung der Ferse weist nur sehr kleine Veränderungen in den Gelenkmomenten auf. Die Erhöhung der Zehen hingegen zeigt über den kompletten Bewegungsumfang hinweg das niedrigste Moment im Kniegelenk, wohingegen die Momente im Hüft- und Fußgelenk betragsmäßig höher sind als bei neutraler Fußstellung. In Abbildung 5.16 sind zur Veranschaulichung des Effekts die gemessenen Kraftvektoren am Modell des Beins für alle drei Situationen und einen Kniewinkel von  $\theta_F = -50^\circ$  dargestellt. Blau eingezeichnet sind die Abstände des Kraftvektors zu den Gelenkzentren in der Seitenansicht. Je kleiner



**Abb. 5.15:** Verlauf der Flexionsmomente  $\tau_{HF}$  in der Hüfte,  $\tau_{KF}$  im Knie und  $\tau_{FF}$  im Fuß über den Kniewinkel  $\theta_F$  für die Fersen- und Zehenerhöhung im Vergleich zur neutralen Fußstellung.

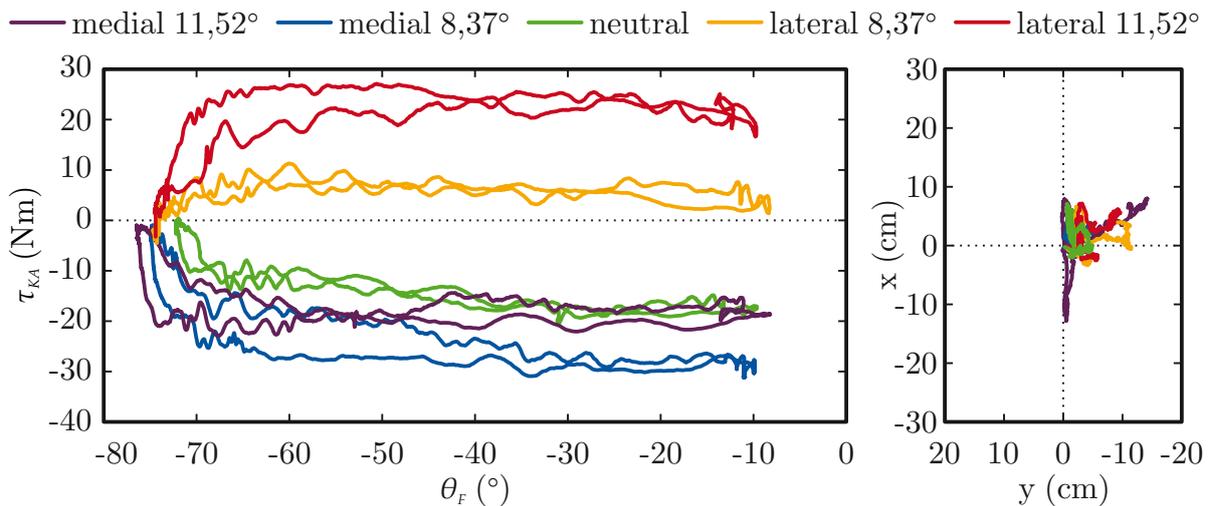


**Abb. 5.16:** Gemessene Kraftvektoren bei einem Kniewinkel von  $\theta_F = -50^\circ$  in der Sagittalebene des Körpers. Links mit Fesenerhöhung, in der Mitte mit neutraler Fußstellung, links mit Zehenerhöhung.

der Hebelarm zu den Gelenkzentren, desto kleiner ist auch das zugehörige Moment. Bei der Zehenerhöhung rechts im Bild schneidet der Kraftvektor fast das Kniegelenk. Durch die geänderte Beinhaltung werden entsprechend die Abstände zum Hüft- und Fußgelenk jeweils größer. Dies deutet darauf hin, dass der fehlende Beitrag der Oberschenkelmuskulatur zur Streckung des Kniegelenks durch höhere Muskelkräfte in der Muskulatur der Unterschenkel kompensiert wird. Durch Änderung der Orientierung der Trittplatte in

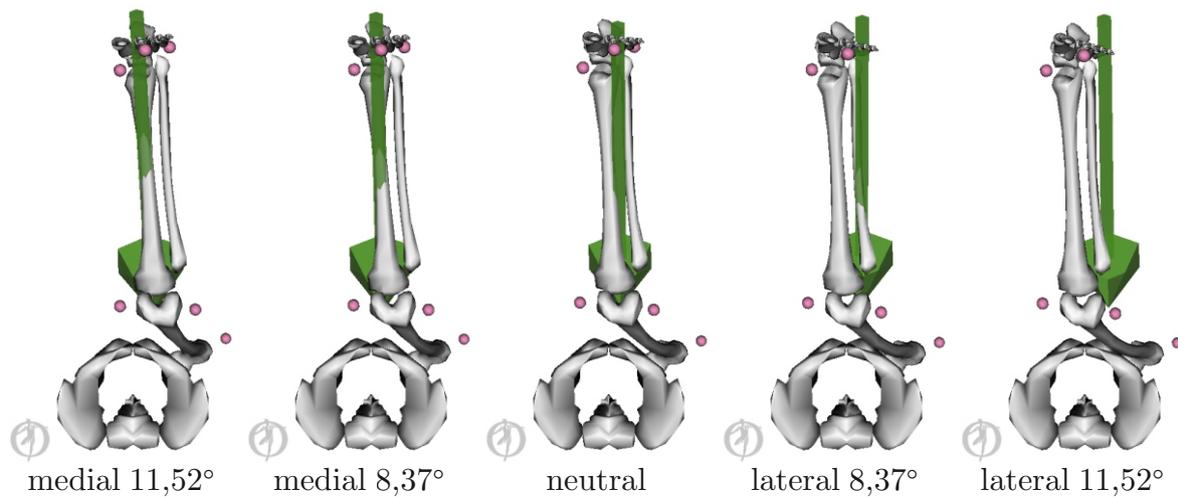
Sagittalebene konnte bei diesem Probanden die Belastungen auf die Flexionsmomente beeinflusst werden.

In der Frontalebene wurde der Einfluss der lateralen und medialen Fußerhöhungen auf das Adduktionsmoment im Kniegelenk untersucht. In Abbildung 5.17 sind für alle fünf Bedingungen die Verläufe des Moments  $\tau_{KA}$  im Kniegelenk über dem Kniewinkel  $\theta_F$ , sowie die Verläufe des Kraftangriffspunktes auf der Kraftmessplatte dargestellt. Die Kraft-



**Abb. 5.17:** Verlauf der Adduktionsmomente  $\tau_{KA}$  im Knie über den Kniewinkel  $\theta_F$  sowie die Position des Kraftangriffspunktes für die medialen und lateralen Erhöhungen im Vergleich zur neutralen Fußstellung.

angriffspunkte sind in der Draufsicht dargestellt. Dementsprechend entsprechen Verläufe weiter rechts einer Verschiebung in lateraler Fußrichtung. Analog zu den Verläufen der Momente in der Sagittalebene steigen die Werte des Adduktionsmoments zunächst mit wenig Bewegung an, bis sich ein nahezu gleichbleibender Wert über den gesamten Bewegungsumfang einstellt. Mit den deutlich kleineren Keilen zur medialen und lateralen Fußerhöhung ändert sich der Bewegungsumfang kaum, lediglich in der Beugung ist einen etwas kleineren Flexionswinkel im Kniegelenk zu beobachten. Bereits der grüne Verlauf der neutralen Fußstellung weist ein Adduktionsmoment von  $\tau_{KA} = -18 \text{ N m}$  auf, womit der Kraftvektor an der Innenseite des Kniegelenks vorbei läuft. In Abbildung 5.18 sind die zugehörigen Kraftvektoren für einen Kniewinkel von  $\theta_F = -50^\circ$  am Beinmodell in der Frontalebene gezeigt. Die mediale Fußerhöhung mit einem Winkel von  $8,37^\circ$  erhöhte das Adduktionsmoment betragsmäßig auf  $\tau_{KA} = -30 \text{ N m}$ , was auch im nun deutlicheren Abstand des Kraftvektors zum Kniegelenk zu erkennen ist. Der Momentenverlauf mit dem größeren Keilwinkel in violett dargestellt liegt zwar auch noch unterhalb des grünen Verlaufs, allerdings weniger deutlich als der kleine Keil. Das betragsmäßig niedrigste Adduktionsmoment von  $\tau_{KA} = 10 \text{ N m}$  wurde bei der gelb eingezeichneten Situation mit kleiner lateraler Fußerhöhung gemessen. Gegenüber der neutralen Fußstellung wechselt das Moment das Vorzeichen und der Kraftvektor läuft an der Knieaußenseite vorbei. Der große Keil verstärkte den Effekt weiter und es wurde ein Moment von  $\tau_{KA} = 25 \text{ N m}$  beobachtet. In Abbildung 5.18 erkennt man bei den lateralen Fußerhöhungen deutlich



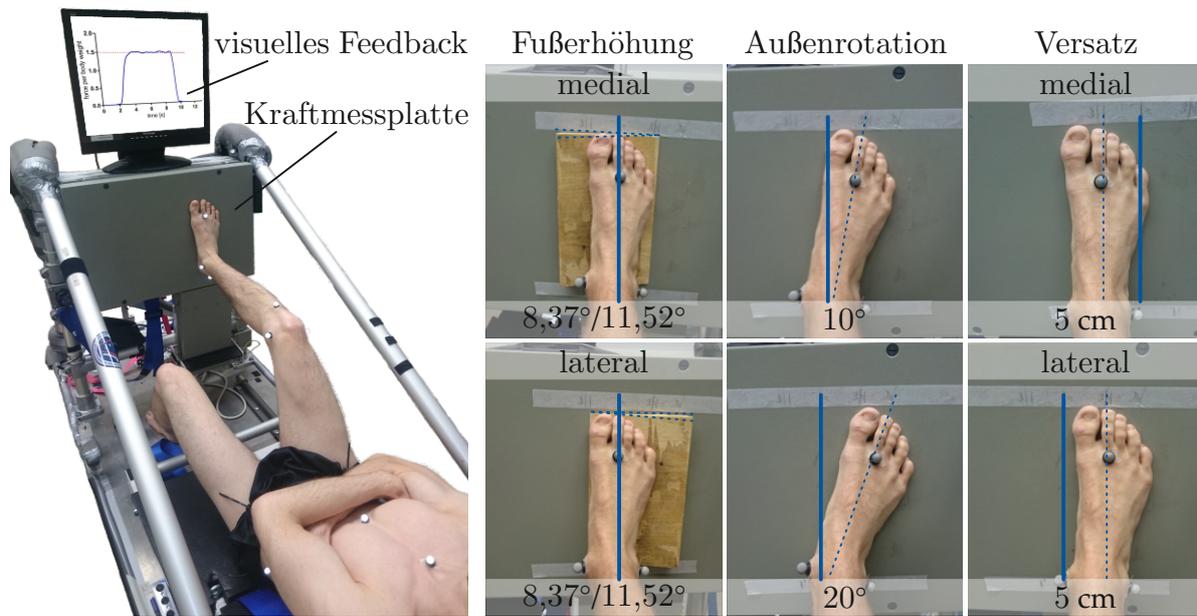
**Abb. 5.18:** Gemessene Kraftvektoren bei einem Kniewinkel von  $\theta_F = -50^\circ$  in der Frontalebene des Körpers. Links mit medialen Erhöhungen, in der Mitte mit neutraler Fußstellung, rechts mit lateralen Erhöhungen.

den größeren Hebelarm zum Kniegelenk. Ein Vergleich der Stellungen des Oberschenkels zeigt, dass der Proband auf die Fußerhöhungen mit einer Verschiebung des Knies bei lateraler Erhöhung in Richtung Körperinnenseite reagiert. Während sich die Richtung des Kraftvektors kaum ändert, ist eine weitere Ursache für den größeren Hebelarm eine Verschiebung des Kraftangriffspunktes in Richtung Fußaußenseite. In Abbildung 5.17 kann man dies auch am Verlauf der Kraftangriffspunkte im Diagramm links erkennen. Sowohl die gelbe als auch die rote Kurve liegen rechts von der grünen Kurve, die der neutralen Fußstellung entspricht. Die Ergebnisse zeigen, dass bei diesem Probanden die Adduktionsmomente im Kniegelenk durch eine laterale oder mediale Fußerhöhung beeinflusst werden können.

#### 5.4.2.2 Minimierung externer Adduktionsmomente im Knie

Mit der vorherigen Untersuchung an einer diagonalen Beinpresse konnten mit einem Probanden ähnliche Auswirkungen einer medialen und lateralen Erhöhung des Fußes beobachtet werden, wie sie auch in der Literatur bei Einlagen in Schuhen bekannt sind. Für eine bessere Vergleichbarkeit lag in diesem zweiten Versuch zur Analyse von Stellgrößen der Fokus auf Möglichkeiten zur Minimierung gelenkschädigender Adduktionsmomente im Kniegelenk mit insgesamt sechs Probanden. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind teilweise in [33] veröffentlicht.

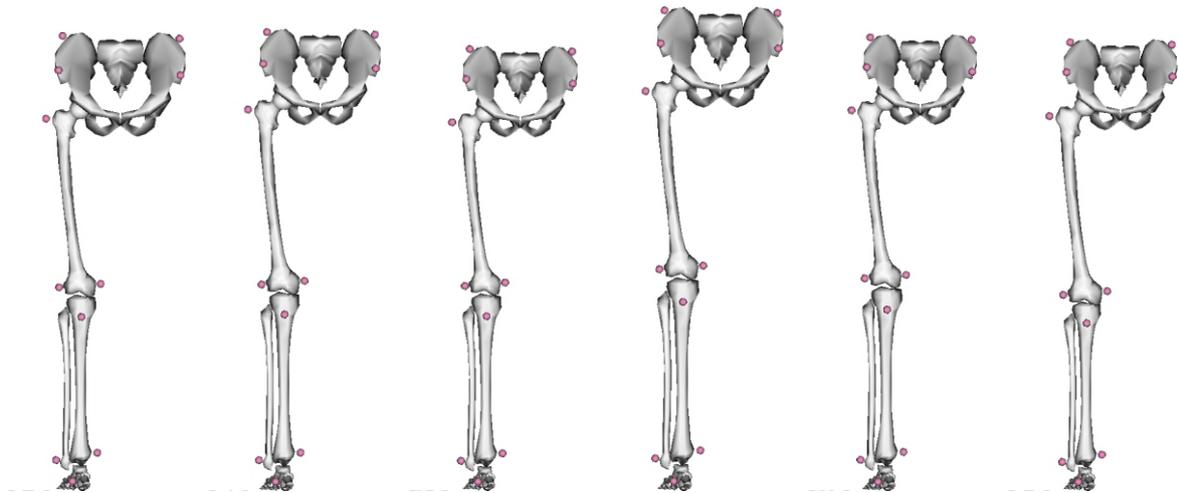
Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 5.19 dargestellt. Die Messungen erfolgten in einer statischen Haltung mit einem Kniewinkel von  $\theta_F = -60^\circ$  und einem Fußwinkel von  $\theta_F = -60^\circ$ , da mit diesem Kniewinkel die Kniestrecker die Kraft optimal aufbringen können. Neben den in der ersten Studie verwendeten Situationen der medialen und lateralen Fußerhöhung, wurden die Außenrotation des Fußes um  $10^\circ$  und  $20^\circ$ , sowie ein



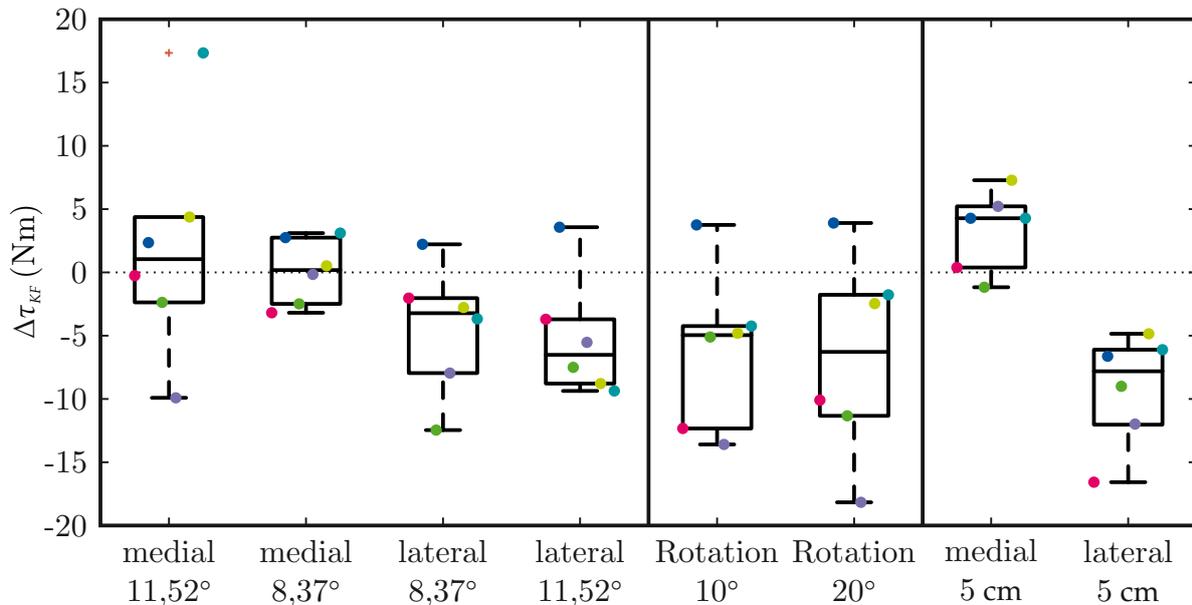
**Abb. 5.19:** Versuchsaufbau mit einer statischen Position von  $\theta_F = -60^\circ$  im Kniegelenk und  $\theta_F = -60^\circ$  im Fußgelenk. Blau durchgezogen ist jeweils die Neutralposition, gepunktet die acht verschiedenen Fußvariationen.

medialer und lateraler Versatz von 5 cm untersucht. Zusammen mit der neutralen Fußposition, die in Abbildung 5.19 als blaue Linie eingezeichnet ist, wurden insgesamt neun Bedingungen für jeden Probanden aufgezeichnet. Um vergleichbare Ergebnisse für alle Probanden zu erhalten, wurden die Versuche mit submaximaler Kraft, die dem 1, 5-fachen Körpergewicht entspricht, durchgeführt. Es wurden für jede Bedingung zwei isometrische Kontraktionen mit einer Dauer von 8–10 s aufgenommen. Über einen Monitor haben die Probanden visuelles Feedback zur ihrer Soll- und Istkraft bekommen, sodass die entsprechende Messdauer gewährleistet werden konnte. Als Probanden standen vier gesunde Männer und zwei gesunde Frauen mit einem durchschnittlichen Alter von 26 Jahren, einer durchschnittlichen Körpergröße von 182 cm und einem Gewicht von 74 kg zur Verfügung. Die skalierten Modelle sowie die Konfiguration der Marker an den Modellen zur Bewegungserfassung sind in Abbildung 5.20 gezeigt.

Bei den Messungen selbst fand keine Bewegung der Probanden statt. Daher konnten zu jeder Fußstellung die gemessene statische Position und die Momente gemittelt werden. Von jeder Messung wurde diejenige Zeitdauer von 1 s ausgewählt, in der der Proband die Sollkraft mit geringster Abweichung aufgebracht hat. Die jeweiligen Werte der beiden Durchgänge sind im Anhang in Tabelle A.10 zusammengefasst. Für die Auswertung wurden beide Durchgänge zu jeder Situation gemittelt und jeweils die Änderungen eines Eingriffs bezogen auf die neutrale Fußposition verglichen. Die Ergebnisse als Änderung des Kniemoments  $\Delta\tau_{KA} = \tau_{KA,i} - \tau_{KA,n}$  eines Eingriffs  $i$  gegenüber der neutralen Referenz  $n$  sind in Abbildung 5.21 als Boxplots zusammengefasst. Die Nulllinie  $\Delta\tau_{KA} = 0$  entspricht der neutralen Referenzposition, die farbigen Punkte entsprechen den einzelnen Messungen, wobei jede Farbe einem Probanden zugeordnet ist. Die Rechtecke der Boxen



**Abb. 5.20:** Skalierte Modelle der sechs Probanden zusammen mit der Konfiguration aus elf optischen Markern zur Bewegungserfassung.



**Abb. 5.21:** Boxplots der Änderungen  $\Delta\tau_{KA}$  des Adduktionsmoments im Kniegelenk bei den unterschiedlichen Bedingungen. Die Messpunkte sind farblich nach Probanden markiert.

werden unten durch das 25 %-Quantil und oben durch das 75 %-Quantil begrenzt, die Linie in der Mitte der Boxen entspricht dem Median der Datenpunkte. Die gestrichelten Linien werden durch denjenigen Messpunkt begrenzt, der maximal den 1,5-fachen Interquartilsabstand von den Boxen entfernt liegt. Alle Punkte außerhalb werden mit einem roten Kreuz als Ausreißer gekennzeichnet.

Die ersten vier Boxen zeigen den Einfluss einer medialen und lateralen Fußerhöhung auf das Adduktionsmoment im Knie. Die beiden medialen Fußerhöhungen erhöhen das Mo-

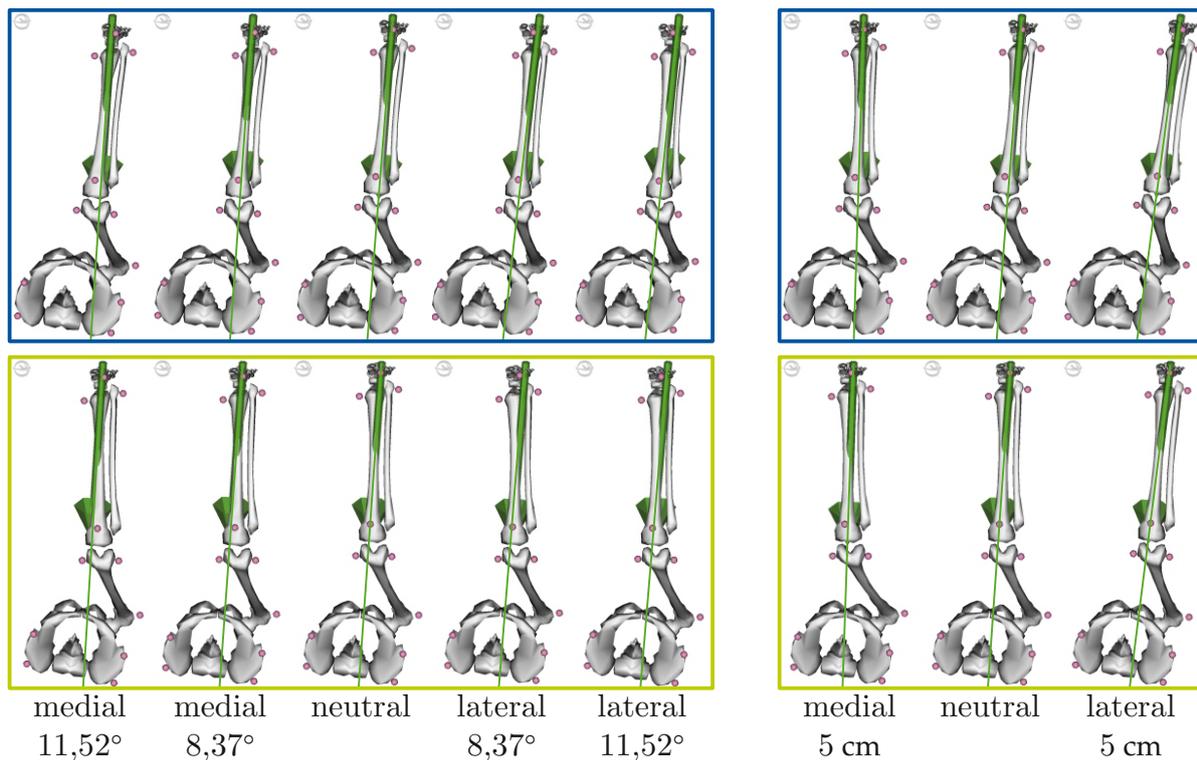
ment im Median leicht, die beiden lateralen Erhöhungen verringern das Moment etwas deutlicher. Der Trend aus den ersten Versuchen mit einem Probanden an einer diagonalen Beinpresse konnten damit bestätigt werden. Es zeigt sich allerdings auch, dass die Reaktion sehr individuell ist und beispielsweise der dunkelblaue Proband nicht auf die unterschiedlichen Erhöhungen reagiert.

Die beiden nächsten Boxen entsprechen der Außenrotation des Fußes um  $10^\circ$  und  $20^\circ$ . Beide Eingriffe verringern das Moment gegenüber der neutralen Fußposition, wobei die beiden Boxen deutlich breiter sind als die der seitlichen Erhöhungen, was bedeutet, dass die Reaktion der Probanden weniger eindeutig ist. Der blaue Proband reagiert auch auf die Außenrotation nicht mit einer Änderung des Adduktionsmoments.

Der mediale und laterale Versatz des Fußes um 5 cm zeigt in den rechten beiden Boxen den deutlichsten Effekt. Der Interquartilsabstand ist für beide Boxen klein und erwartungsgemäß wird durch den medialen Versatz und die resultierende Haltungsänderung der Kraftvektor bezogen auf das Kniegelenk nach außen verschoben, was in einer Erhöhung des Adduktionsmoments resultiert. Analog dazu ist der Effekt der lateralen Verschiebung noch deutlicher. Bei allen Probanden wird das Adduktionsmoment um mindestens 5 N m reduziert.

Für die seitliche Fußerhöhung und den Versatz sind die gemessenen Kraftvektoren für den hellgrünen und den dunkelblauen Probanden in Abbildung 5.22 am jeweiligen Modell gezeigt. Der hellgrüne Proband wurde gewählt, da er dem Trend in den Boxplots sehr gut folgt. Für die medialen und lateralen Fußerhöhungen ist genau wie bei den dynamischen Versuchen die Verschiebung des Kraftangriffspunktes am Fuß erkennbar. Eine laterale Erhöhung verschiebt den Angriffspunkt in Richtung Fußaußenseite, eine mediale Erhöhung Richtung Fußinnenseite. Gleichzeitig verläuft der Kraftvektor für die medialen Erhöhungen weiter Richtung Körpermitte am Kniegelenk vorbei, während die lateralen Erhöhungen zur Folge haben, dass der Kraftvektor Richtung Knieaußenseite verschoben wird. Bei den beiden Bedingungen zum Versatz ist deutlich die geänderte Beinhaltung und damit die Änderung des Kraftvektors zu erkennen. Bei einem neutralen Moment von  $\tau_{KA} = -29,17 \text{ N m}$  konnten bei diesem Probanden mit dem medialen Versatz von 5 cm der betragsmäßig niedrigste Wert von  $\tau_{KA} = -21,89 \text{ N m}$  erreicht werden.

Der blaue Proband zeigte in den Boxplots abgesehen vom lateralen Versatz auf alle Bedingungen nahezu dieselbe Reaktion einer kleinen Erhöhung des Adduktionsmoments. Die Angriffspunkte der Kraftvektoren bei den seitlichen Fußerhöhungen zeigen dasselbe Verhalten der Verschiebung nach medial für die mediale Erhöhung und nach lateral für die laterale Erhöhung wie bei dem hellgrünen Probanden, allerdings ohne messbaren Einfluss auf das Adduktionsmoment. Ein medialer und lateraler Versatz ändert die gesamte Beinhaltung, was dazu führt, dass der blaue Proband eine vergleichbare Reaktion zeigt wie der hellgrüne. Der blaue Proband weist mit  $\tau_{KA} = -10,5 \text{ N m}$  mit neutraler Fußstellung bereits das mit Abstand kleinste Moment auf, während bei den restlichen Probanden Momente im Bereich von  $-25,04$  bis  $-31,82 \text{ N m}$  in neutraler Fußposition gemessen wurde. Eine Erhöhung durch die Eingriffe führte zu einer weiteren betragsmäßigen Verringerung, sodass das niedrigste Moment von  $\tau_{KA} = -6,22 \text{ N m}$  ebenfalls bei



**Abb. 5.22:** Kraftvektoren für zwei Probanden bei den statischen Messungen der Bedingungen der seitlichen Fußerhöhung und des seitlichen Versatzes.

einem medialen Versatz aufgetreten ist. Das größte Moment wurde wie in Abbildung 5.21 zu erkennen ist mit  $\tau_{KA} = -17,12 \text{ N m}$  bei einem lateralen Versatz gemessen.

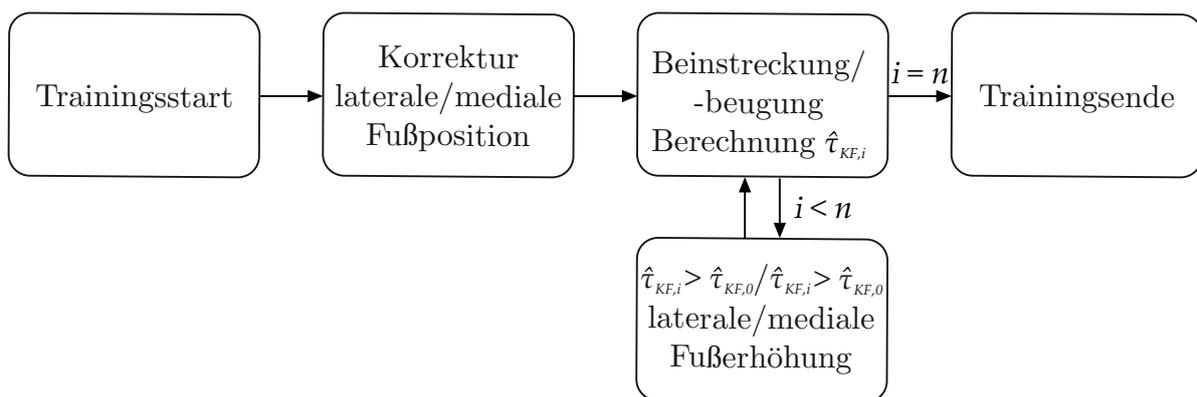
Die Ergebnisse zeigen, dass insbesondere durch eine Anpassung der Fußposition in medialer und lateraler Richtung durch Änderung der Beinhaltung selbst die Adduktionsmomente im Kniegelenk beeinflusst werden können. Die seitlichen Fußerhöhungen konnten die Ergebnisse der dynamischen Versuche bestätigen, wobei hier die Reaktion sehr individuell ist und nicht für jeden Trainierenden geeignet ist. Die Außenrotationen haben die Momente betragsmäßig vergrößert, womit bei einem Training auf die korrekte Fußorientierung geachtet werden muss.

### 5.4.3 Regelung der Belastung

Eine Verwendung des Beinmodells in 5.4.1.1 zusammen mit einer Bewegungserfassung bieten die Möglichkeit, die Belastung während des Trainings am Roboter zu beeinflussen. Die einfachste Variante, die bereits verfügbar ist, ist die Anpassung des Gegengewichts. Während bisher der Widerstand im isokinetischen Training für die Hin- und Rücktrajektorie individuell eingestellt werden kann, kann bei Bedarf eine biomechanische Messgröße, wie beispielsweise ein gezieltes Mindestmoment im Hüftgelenk als Widerstand eingestellt werden.

Besonders relevant für die Sicherheit während des Trainings und insbesondere auch in der Rehabilitation von Muskel-Skelett-Erkrankungen oder Verletzungen ist die Beschränkung des Bewegungsumfanges auf einen bestimmten Kniewinkel. Diese Trainingsvariante wurde für das isokinematische Training am Roboter implementiert. Sie ist über die GUI in Abbildung 5.9 im Bereich 'Isokinematic Training' aufrufbar. In der Variante 'Training within Knee Angle Range' kann sowohl eine Unter- als auch eine Obergrenze für den Kniewinkel eingegeben werden. Im hinterlegten Zustand in der Steuerung wird das Bremsen zum Trajektorienende hin erweitert durch ein Bremsen zum maximalen oder minimalen Kniewinkel hin. Um den gewünschten Kniewinkel nicht zu überschreiten, wird für die Grenzen ein Sicherheitsbereich eingeführt.

Als Ergebnis der Analyse möglicher Stellgrößen zur Minimierung des Adduktionsmoments im Kniegelenk, wurde für das isokinematische Training ein erstes Konzept implementiert, das in der GUI über 'Training with Minimal Knee Adduction Moment' initiiert werden kann. Zur Minimierung werden sowohl der laterale und mediale Versatz als auch die seitlichen Fußerhöhungen verwendet. Das gemessene Adduktionsmoment wird jeweils über einen kompletten Zyklus  $i$  aus Beinstreckung und -beugung gemittelt zu  $\hat{\tau}_{KA,i}$ . Der Ablauf des Trainingsszenarios ist in Abbildung 5.23 gezeigt. Das Training wird zunächst

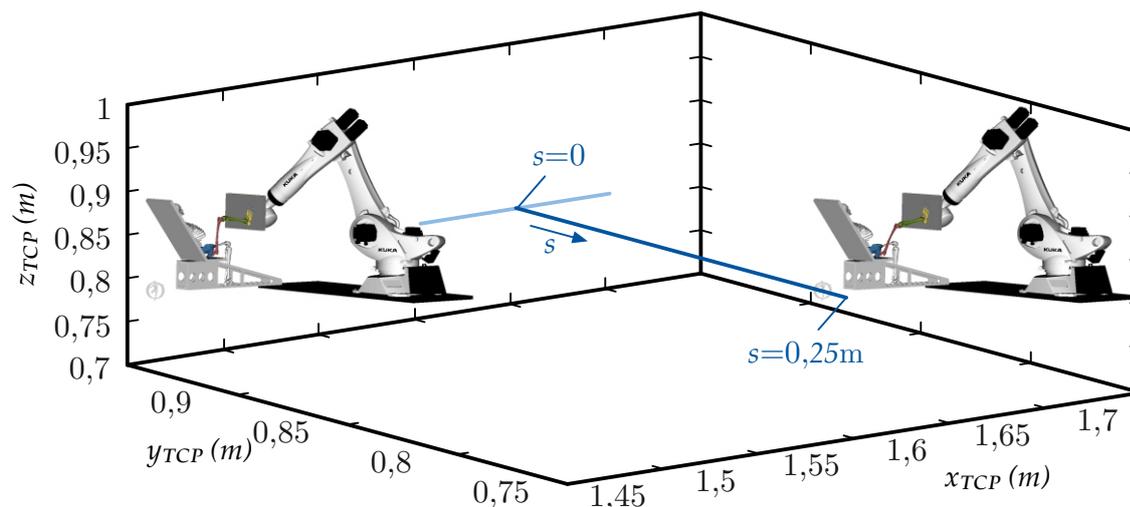


**Abb. 5.23:** Ablauf des Trainingsszenarios zur Minimierung der über eine Beinstreckung und -beugung gemittelten Adduktionsmomente  $\hat{\tau}_{KA,i}$  für  $n$  Wiederholungen.

über die GUI gestartet. Vor der ersten Beinstreckung wird eine Korrektur der seitlichen Fußposition durchgeführt. Der Roboter bewegt die Trittplatte und damit den Fuß von der Neutralposition zunächst 5 cm nach links Richtung Fußinnenseite und danach 5 cm nach rechts Richtung Fußaußenseite. Über die komplette Bewegung von links nach rechts wird das Adduktionsmoment im Knie überwacht. Ist der Roboter rechts angekommen, wird derjenige Punkt angefahren, in dem das betragsmäßig kleinste Adduktionsmoment gemessen wurde. Für jede Übungsdurchführung Beinstreckung und -beugung wird das mittlere Adduktionsmoment  $\hat{\tau}_{KA,i}$  gemessen. Im Allgemeinen wird als Zielwert  $\hat{\tau}_{KA,0} = 0$  gesetzt, wobei individuell andere Werte als Zielgröße vorgegeben werden können. So lange die gewünschte Anzahl  $n$  an Wiederholungen noch nicht erreicht ist, wird für jede Übungsdurchführung am Ende das neue Moment bewertet. Im Fall  $\hat{\tau}_{KA,i} > \hat{\tau}_{KA,0}$  wird die Orientierung der Platte um  $1^\circ$  an der Fußaußenseite erhöht, im Fall  $\hat{\tau}_{KA,i} < \hat{\tau}_{KA,0}$  um  $1^\circ$  an der Fußinnenseite. Der maximale Winkel ist für beide Seiten auf  $10^\circ$  beschränkt.

## 5.5 Validierung am Roboter

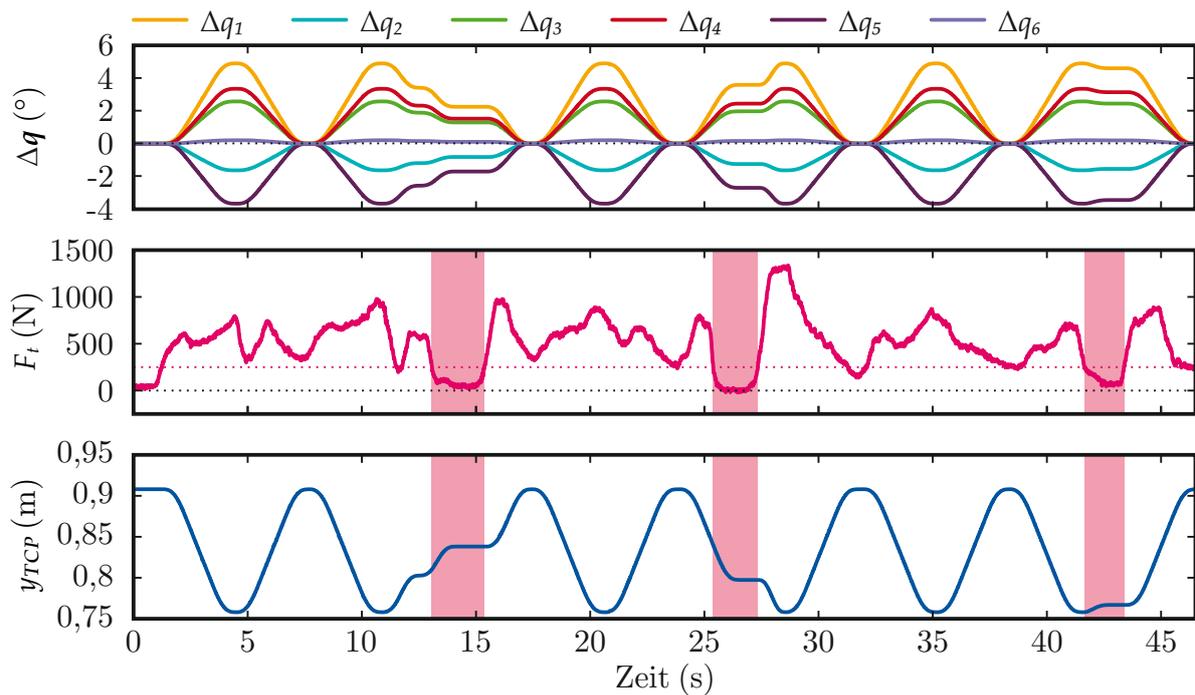
Zur Validierung der implementierten Trainingsalgorithmen am Roboter wurde für jedes Trainingsszenario eine Übungsdurchführung zusammen mit einer Bewegungserfassung aufgezeichnet. Zur einfachen Vergleichbarkeit der Szenarien wurde jeweils dieselbe lineare Trajektorie mit einer Gesamtlänge von 25 cm verwendet, die in Abbildung 5.24 als Verlauf der TCP-Position des Roboters im kartesischen Raum dargestellt ist. Sowohl



**Abb. 5.24:** Lineare Trajektorie zur Validierung der Trainingsszenarien (dunkelblau), sowie die initiale Bewegung für den medialen und lateralen Fußversatz im Szenario zur Minimierung der Adduktionsmomente (hellblau).

zum Startpunkt bei  $s = 0$  als auch zum Endpunkt bei  $s = 0,25\text{ m}$  ist die zugehörige Konfiguration des Roboters mit dem Probanden dargestellt. Hellblau eingezeichnet ist die Bewegung des TCP zum medialen und lateralen Fußversatz von jeweils 5 cm für das Training mit minimiertem Adduktionsmoment im Kniegelenk.

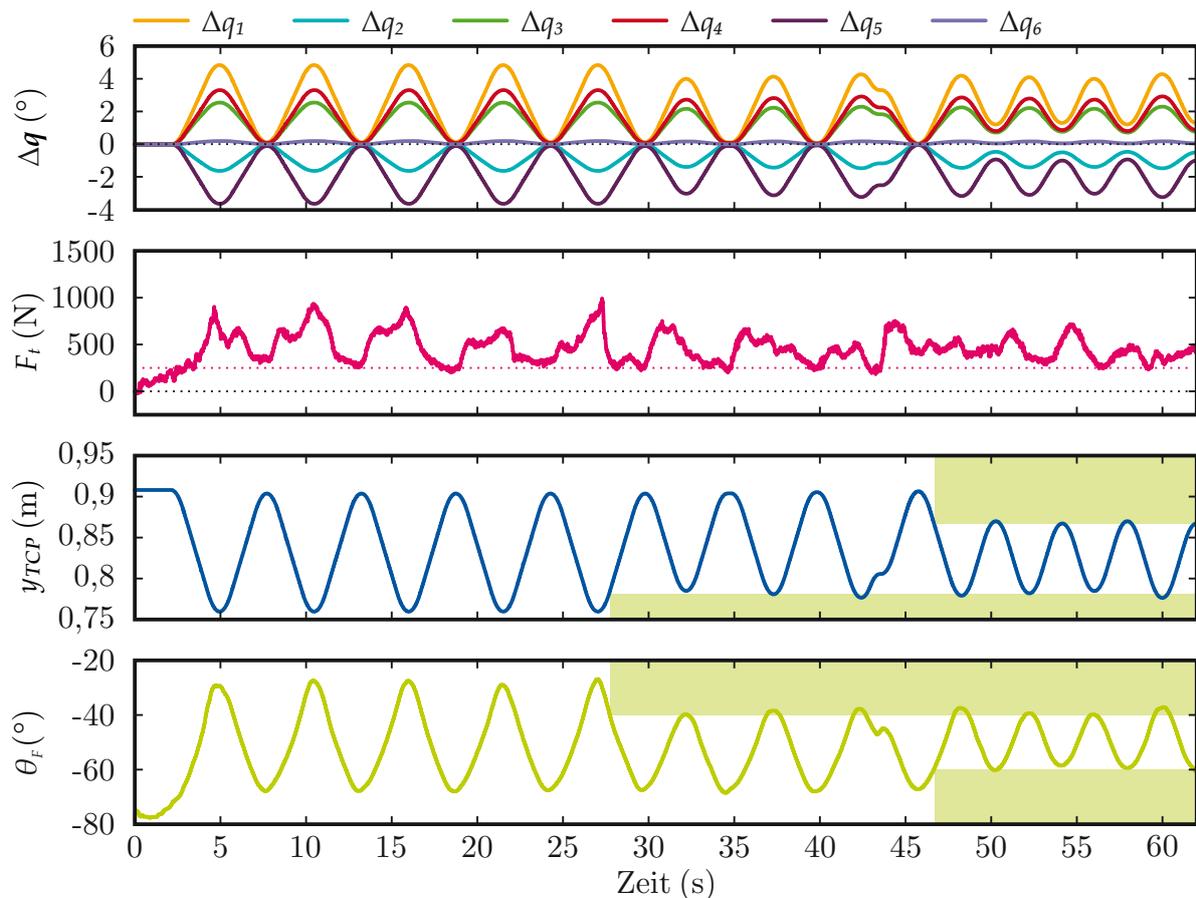
Das Ergebnis einer Übungsdurchführung des isokinematischen Trainings mit einem Schwellwert für die Kraft von  $F_S = 300\text{ N}$  und einer maximalen kartesischen Geschwindigkeit von  $v = 75\text{ mm/s}$  entlang der Trajektorie ist in Abbildung 5.25 gezeigt. Oben sind die Änderungen der Achswinkel  $\Delta\mathbf{q}$  gegenüber der Startposition aufgetragen. Über die komplette Übungsfolge hinweg ist im Achsraum eine glatte Trajektorie mit stetigen Übergängen erkennbar. Der Roboter beschleunigt und bremst nicht ruckartig, sodass keine unerwünschten Kräfte an der Trittplatte auf den Trainierenden aufgebracht werden. In der Mitte ist der gemessene Verlauf der Kraft  $F_t$  entlang der Trajektorie über der Zeit aufgetragen. Der Schwellwert der Kraft  $F_S = 300\text{ N}$  ist als gepunktete pinke Linie eingezeichnet. Sobald die Kraft nach etwa 1,5 s den Schwellwert überschreitet, setzt sich der Roboter in Bewegung. Die  $y_{TCP}$ -Koordinate des Roboters ist unten im Bild über der Zeit aufgetragen. Da die Trajektorie ausschließlich in  $\mathbf{y}$ -Richtung läuft, entspricht der Verlauf dieser Koordinate auch dem Verlauf des Wegs  $s$  entlang der Trajektorie. Der Startpunkt für  $s = 0$  liegt bei  $y_{TCP} = 0,91\text{ m}$  für das gebeugte Bein und bei  $y_{TCP} = 0,76\text{ m}$  für die



**Abb. 5.25:** Ergebnis einer isokinematischen Übungsdurchführung. Verlauf der Änderungen der Achswinkel  $\Delta \mathbf{q}$  gegenüber der Startposition, gemessene Kraft  $F_t$  entlang der Trajektorie, sowie Verlauf der  $y_{TCP}$ -Koordinate des Roboters.

Beinstreckung. Die erste Übungsdurchführung bis nach etwa 7s entspricht einer kompletten Durchführung mit definierter Trainingsgeschwindigkeit. Die Kraft ist in dieser Zeit stets deutlich über dem Schwellwert. Rosa hinterlegt sind drei Bereiche, in denen die Kraft auf dem Weg zwischen Start- und Endpunkt unter den Schwellwert fällt. Im Positionsverlauf ist erkennbar, dass sich die Werte noch ändern, bis die Geschwindigkeit abgebremst ist und der Stillstand durch die horizontalen Verläufe der konstanten Position erreicht ist. Die Ergebnisse zeigen das gewünschte Verhalten des isokinematischen Trainings, bei dem der Roboter seine Bewegung entlang der Trajektorie so lange die Kraft groß genug ist, durchführt. Sowohl ein Bremsen entlang der Trajektorie auf dem Hinweg im mittleren rosa Bereich, als auch auf dem Rückweg in den anderen beiden Bereichen ist jederzeit möglich.

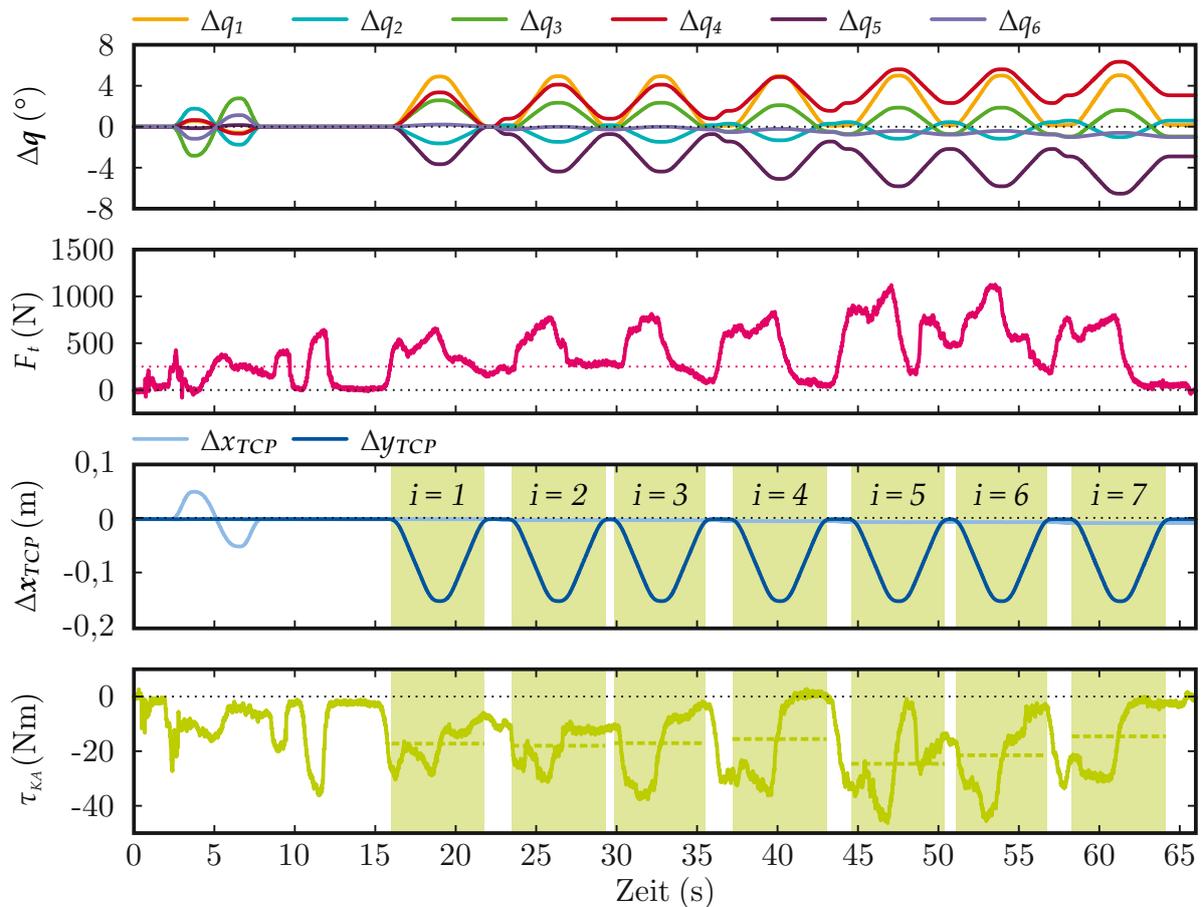
In Abbildung 5.26 ist das Ergebnis der isokinematischen Übung mit Kniewinkelbegrenzung dargestellt. Neben den Achswinkeln  $\Delta \mathbf{q}$ , der Trajektorienkraft  $F_t$  und der Position auf der Trajektorie  $y_{TCP}$  ist unten der Flexionswinkel im Kniegelenk  $\theta_F$  aufgetragen. Die ersten fünf Übungsdurchgänge erfolgen ohne Kniewinkelbegrenzung über den kompletten Trajektorienweg. Der Kniewinkel bewegt sich in einem Bereich von  $\theta_F = -70^\circ$  im gebeugten Zustand bis zu  $\theta_F = -30^\circ$  im gestreckten Zustand. Nach 28s wird der Kniewinkel in der Beinstreckung auf  $\theta_{F,max} = -40^\circ$  begrenzt. Die Beschränkung ist sowohl im Verlauf des Kniewinkels als auch im  $y_{TCP}$ -Verlauf hellgrün hinterlegt. Bei der dritten Übung ist erkennbar, dass der maximale Kniewinkel leicht überschritten wird. Dies liegt daran, dass aktuell bei einem festen Kniewinkel unterhalb des Maximalwertes das



**Abb. 5.26:** Ergebnis einer isokinematischen Übungsdurchführung mit Kniewinkelbegrenzung. Verlauf der Änderungen der Achswinkel  $\Delta \mathbf{q}$  gegenüber der Startposition, gemessene Kraft  $F_t$  entlang der Trajektorie, Verlauf der  $y_{TCP}$ -Koordinate des Roboters, sowie gemessener Kniewinkel  $\theta_F$ .

Bremsen eingeleitet wird. Ab einem Zeitpunkt von 47s wird der gebeugte Kniewinkel zusätzlich auf  $\theta_{F,min} = -60^\circ$  beschränkt, was ebenfalls hellgrün eingezeichnet ist. Der untere Kniewinkel wird in der dritten Übungsfolge nicht ganz erreicht, womit auch hier der Bremsweg nicht immer exakt gleich ist. Die Funktionen des reinen isokinematischen Trainings bleiben auch mit Kniewinkelbegrenzung erhalten. Bei 43s fällt die Kraft für eine kurze Zeit unter 300 N und der Roboter bremst die Bewegung entlang der Trajektorie ab. Zudem sind die Verläufe der Achswinkel über der Zeit weiterhin glatt und stetig, sodass eine sanfte Bewegung des Roboters entsteht.

Das Ergebnis für das isokinematische Training mit Minimierung des Adduktionsmoments  $\tau_{KA}$  im Kniegelenk ist in Abbildung 5.27 gezeigt. Anstelle des Kniewinkels ist ganz unten das gemessene Adduktionsmoment  $\tau_{KA}$  über der Zeit aufgetragen. Zusätzlich zum  $\Delta y_{TCP}$ -Verlauf ist der  $\Delta x_{TCP}$ -Verlauf als Änderungen gegenüber der Startposition aufgetragen. Wie in 5.24 in hellblau dargestellt, bewegt sich der Roboter zu Beginn der Übung jeweils 5 cm nach rechts und nach links, um die initiale Fußposition zu korrigieren. Diese Bewegung ist innerhalb der ersten 10s am Verlauf von  $\Delta x_{TCP}$  zu sehen. Das



**Abb. 5.27:** Ergebnis einer isokinematischen Übungsdurchführung mit Minimierung des Adduktionsmoments. Verlauf der Änderungen der Achswinkel  $\Delta \mathbf{q}$  gegenüber der Startposition, gemessene Kraft  $F_t$  entlang der Trajektorie, Verlauf der Änderungen  $\Delta \mathbf{x}_{TCP}$  der kartesischen Roboterkoordinaten, sowie das gemessene Adduktionsmoment im Knie  $\tau_{KA}$ .

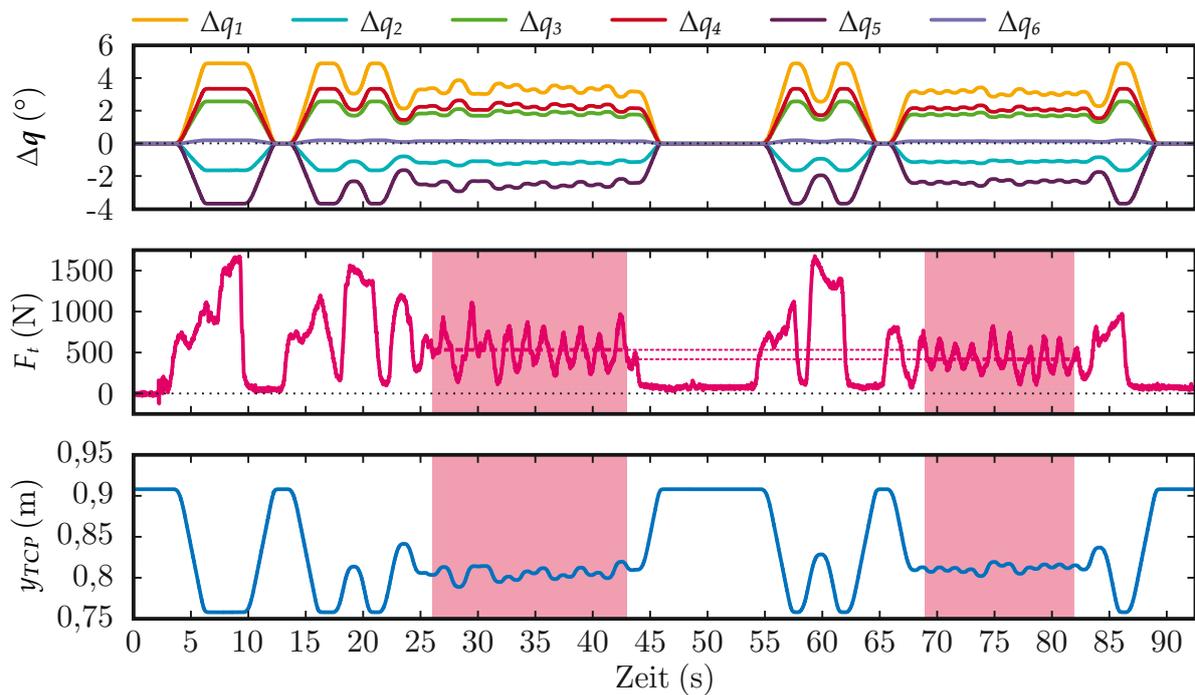
Adduktionsmoment ist direkt zu Beginn der Bewegung bei 2 s sehr klein, womit nach Abschluss der Bewegung die initiale Position eingenommen wird. Im weiteren Verlauf des Adduktionsmoments ist der Wert bei 7 s minimal, sodass für diesen Probanden ein kleiner lateraler Versatz sinnvoll erscheint. Nach 16 s beginnen die sieben Übungsdurchführungen, wobei jede Durchführung hellgrün hinterlegt ist. Im Verlauf von  $\tau_{KA}$  ist der über die Durchführung berechnete Mittelwert  $\hat{\tau}_{KA,i}$  einer Übung  $i$  als gestrichelte hellgrüne Linie eingezeichnet. Die Werte sind in Tabelle 5.2 aufgetragen. Als Zielgröße wurde der Standardwert von  $\hat{\tau}_{KA,0} = 0$  vorgegeben. In Durchführung  $i = 1$  wurde ein mittleres Adduktionsmoment  $\hat{\tau}_{KA,1} = -17,23$  N m gemessen. Als Reaktion wurde der Winkel der Trittplatte um  $1^\circ$  medial erhöht. Die Bewegung ist insbesondere im Verlauf der Achswinkel bei 23 s als Bewegung der Handgelenkachsen  $q_4$ ,  $q_5$  und  $q_6$  zu sehen. Der Proband reagierte in der zweiten Durchführung allerdings nicht wie erhofft mit einem höheren Moment, sondern mit einem niedrigeren, weshalb die mediale Fußerhöhung zunächst nicht weiter vergrößert wurde. Eine Vergrößerung des Moments im dritten Durchgang hat

Übung	$i = 1$	$i = 2$	$i = 3$	$i = 4$	$i = 5$	$i = 6$	$i = 7$
$\hat{\tau}_{KA,i}$ (N m)	-17,23	-18,01	-17,06	-15,54	-24,61	-21,5	-14,58

**Tabelle 5.2:** Gemittelte Adduktionsmomente  $\hat{\tau}_{KA,i}$  für die sieben Übungsdurchführungen in Abbildung 5.27.

eine weitere Korrektur nach 37 s bewirkt. Im vierten Durchgang kann der gewünschte Effekt einer betragsmäßigen Verkleinerung des Moments auf  $\hat{\tau}_{KA,4} = -15,54$  N m beobachtet werden. Eine weitere mediale Erhöhung auf insgesamt  $3^\circ$  führt in den folgenden Durchgängen  $i = 5$  und  $i = 6$  zu den betragsmäßig größten Momenten. Im Verlauf der gemessenen Kraft entlang der Trajektorie kann der größere Betrag auf die im Mittel größere aufgebrauchte Kraft während dieser beiden Übungsdurchführungen sein. Insbesondere der siebte Durchgang mit einer medialen Fußerhöhung von  $4^\circ$  und vergleichbarer Kraft entlang der Trajektorie erreicht das betragsmäßig niedrigste Adduktionsmoment von  $\hat{\tau}_{KA,7} = -14,58$  N m, was die Tendenz der Möglichkeit zur Minimierung bestätigt. Die Ergebnisse zeigen, dass es möglich ist, die Adduktionsmomente im Kniegelenk während des Trainings zu erfassen und eine Reaktion des Roboters darauf zu ermöglichen. Ein einfacher Eingriff hingegen erreicht sehr schnell seine Grenzen aufgrund der komplexen und individuellen Reaktion des Menschen. Das implementierte Training selbst zeigt, dass mit dem Roboter nun eine Plattform zur Verfügung steht, mit dem beliebige Eingriffe möglich sind. Die Trajektorie mit geänderter Plattenorientierung wird weiterhin sanft abgefahren, was sowohl an den glatten Verläufen der Achswinkel  $\Delta \mathbf{q}$  als auch an den kartesischen Bewegungen  $\Delta \mathbf{x}$  erkennbar ist.

Abschließend ist in Abbildung 5.28 das Ergebnis eines isotonischen Trainings entlang der Trajektorie dargestellt. Als Gegengewicht wurde für die Beinstreckung auf dem Hinweg eine Masse von  $m_H = 50$  kg und auf dem Rückweg eine höhere Masse von  $m_R = 60$  kg vorgegeben. Im Verlauf der  $y_{TCP}$ -Koordinate ist erkennbar, dass sich der Roboter nach 4 s aufgrund der steigenden Kraft in Bewegung setzt. Die Kraft steigt daraufhin auf über 1500 N an, worauf der Roboter allerdings nicht mit einer entsprechend hohen Beschleunigung reagiert. Analog dazu fällt bei einem Rückgang der Kraft auf sehr kleine Werte nahe  $F_t = 0$  nach 10 s die Trittplatte nicht direkt zurück, sondern bewegt sich innerhalb der Grenzen zum Startpunkt zurück. Die Dynamik der ersten Beinstreckung und -beugung wird daher von den maximal zulässigen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen bestimmt. Die zweite Beinstreckung ist nach 16 s erreicht und das Gegengewicht wird auf  $m_R$  erhöht. Es folgen einige Bewegungen zum hinteren Anschlag, bis der Proband im rosa hinterlegten Zeitraum zwischen 26 s und 43 s die Trittplatte in einer annähernd konstanten Position hält. Die gemittelte Kraft in diesem Zeitraum bei  $\hat{F}_t = 533$  N und liegt unter der resultierenden Gewichtskraft, wobei sich hier der Einfluss der Reibung zeigt, die die notwendige Kraft bei sehr kleinen Geschwindigkeiten verringert und ein Halten der Trittplatte an einer konstanten Position erlaubt. Die vierte Wiederholung startet nach 66 s mit dem Gegengewicht von  $m_H = 50$  kg. Der Proband hält im zweiten rosa hinterlegten Zeitraum die Platte an annähernd konstanter Position. Die gestrichelt eingezeichnete gemittelte Kraft zum Halten der Platte liegt mit  $\hat{F}_t = 418$  N entsprechend unterhalb der benötigten Kraft auf dem Rückweg. Die Verläufe der Achswinkel weisen



**Abb. 5.28:** Ergebnis einer isotonischen Übungsdurchführung. Verlauf der Änderungen der Achswinkel  $\Delta \mathbf{q}$  gegenüber der Startposition, gemessene Kraft  $F_t$  entlang der Trajektorie, sowie Verlauf der  $y_{TCP}$ -Koordinate des Roboters.

auch beim isotonischen Trainingsszenario einen glatten und stetigen Verlauf auf. Das gewünschte isokinematische Training gegen einen konstanten Widerstand kann damit am Roboter durchgeführt werden.

## 5.6 Diskussion der Ergebnisse

Im Rahmen dieser Arbeit ist ein roboterassistiertes Trainingssystem auf Basis eines KR270 Industrieroboters entstanden. Die Grundlage bildet mit der Positionsregelung im Achsraum sowie der Interpolation zwischen Bewegungsstützstellen die Möglichkeit, flexible Bewegungen intuitiv vorgeben zu können, die der Roboter unter Einhaltung der notwendigen Grenzen jederzeit durchführen kann. Durch die Interaktion mit dem Menschen, bei der zum Teil sehr hohe Kräfte zwischen Roboter und Mensch übertragen werden, mussten sehr strikte Randbedingungen für die maximalen Beschleunigungen eingehalten werden, damit kein Rucken bei der Interaktion fühlbar ist.

Aufbauend auf der grundlegenden Bewegungsvorgabe für den Roboter sind die beiden wichtigsten Trainingsszenarien, das isokinematische Training mit konstanter Bewegungsgeschwindigkeit und das isotonische Training mit konstantem Widerstand implementiert und über eine graphische Benutzeroberfläche zugänglich. Die Parametrierung des Bewegungsverhaltens ist durch eine vergleichbare Vorgabe wie bei üblichen Funktionsstemmen

für Therapeuten, Trainer und Sportler intuitiv möglich. Bereits durch eine Basisvariante des Trainingssystems bestehend aus Roboter und Kraftmessplatte ist ein Mehrwert gegenüber den klassischen Trainingsgeräten vorhanden. Mit nur einem Gerät können beliebige Trainingsbewegungen realisiert werden, die den funktionalen Bewegungen des Körpers entsprechen. Weiterhin können für die Beinstreckung und die Beinbeugung unterschiedliche Bewegungen mit unterschiedlichen Widerständen definiert werden. Durch das Training am Roboter kann im Vergleich zum Hanteltraining gegen die Schwerkraft das Verletzungsrisiko dadurch verringert werden, dass ein Gewicht nicht unkontrolliert beschleunigt fallen kann.

Besonders trainings- und therapie relevant ist die Integration einer Bewegungserfassung, sowie die Verwendung von Modellen des Beins, um während des Trainings die Belastungen in den Gelenken zu erfassen. Ziel dieser Arbeit war es, die Grundlagen dafür zu schaffen, mit geeigneten Stellgrößen die Belastung während des Trainings zu regeln. In zwei Studien wurden mögliche Stellgrößen untersucht, die für eine Regelung der Belastung in Frage kommen. Durch den Roboter kann sowohl die Position der Trittplatte als auch die Größe des Widerstands geändert werden. Der Fokus in den Untersuchungen in dieser Arbeit lag auf verschiedenen Positionen und Orientierungen der Platte während des Trainings. In beiden Studien wurde gezeigt, dass sich die Belastungen, insbesondere die gelenkschädigenden Adduktionsmomente im Kniegelenk durch Änderung der medialen und lateralen Fußposition und einer außen- oder innenseitlichen Fußerhöhung beeinflussen lassen. Nach einer Integration der Ergebnisse in das isokinematische Training konnte gezeigt werden, dass die Belastungen und Bewegungen während des Trainings erfasst und verwendet werden können.

Bereits mit der sehr einfachen Beeinflussung in der Validierung am Roboter konnte das Potenzial des Belastungsmanagements und des aufgebauten Trainingssystems selbst gezeigt werden. Die Beschränkung des Kniewinkels ist besonders in der Rehabilitation von Knieverletzungen von entscheidender Bedeutung und kann nun direkt vom Roboter während des Trainings überwacht werden. Die ersten Messungen zur Minimierung des Adduktionsmoments am Gesamtsystem zeigen bereits deutliche Verbesserungsmöglichkeiten, wie beispielsweise die Verwendung des auf die gemessene Kraft normierten Adduktionsmoments zur Mittelung über einer Übung. Außerdem können recht aufwendige Versuche, wie die in der statischen Position unter Verwendung der Holzkeile durchgeführten, nun sehr einfach am Roboter umgesetzt werden.



## 6 Zusammenfassung und Ausblick

Die Bewegungsfähigkeit und körperliche Leistungsfähigkeit ist ein grundlegender Bestandteil eines selbstbestimmten Lebens bis ins Alter. Die Weltgesundheitsorganisation empfiehlt regelmäßiges körperliches Training zum Erhalt der Gesundheit und zur Prävention verschiedener Erkrankungen, die unter anderem eine eingeschränkte Mobilität zur Folge haben können. Während das Training in präventiver Form noch weitgehend selbstständig möglich ist, kann die Rehabilitation nur mit therapeutischer Unterstützung stattfinden. Die Neurorehabilitation von Schlaganfallpatienten beispielsweise ist mit einem Training von Alltagsbewegungen verbunden, deren Erfolg mit steigender Wiederholungszahl steigt. Integraler Bestandteil der Rehabilitation von Muskel-Skelett-Erkrankungen ist ein regelmäßiges Muskelaufbautraining. Ein effektives Training erfordert hohe Muskelkräfte, die gleichzeitig auch eine Belastung geschädigter Strukturen bedeuten. Schädigungen durch falsches Training in Fehl- oder Schonhaltungen müssen daher vermieden werden. In beiden Fällen wird viel Zeit mit einem Therapeuten benötigt, die aufgrund eines Mangels an Fachkräften nicht möglich ist. Damit sind aktuell viele Patienten in der Rehabilitation unterversorgt. Roboterassistierte Systeme sind eine Möglichkeit, den Patienten zusätzliche Trainings- und Therapiezeit zur Verfügung zu stellen. Während es bereits verschiedene Assistenzsysteme am Markt gibt, existieren bisher keine Systeme, die den Zustand des Menschen und die Belastung an den Strukturen überwachen und ein sicheres, selbständiges Training ermöglichen.

In dieser Arbeit liegt der Fokus auf der Verwendung von Industrierobotern für Rehabilitations- und Trainingsanwendungen, die in zwei Beispielen gezeigt wird: für die Neurorehabilitation der oberen Extremität und für das Muskelaufbautraining der unteren Extremität. Industrieroboter sind in vielfältigen Reichweiten- und Traglastklassen erhältlich, sodass im ersten Schritt der passende Roboter für die gewünschte Anwendung ausgewählt werden muss. Die passende Reichweite ergibt sich direkt aus dem gewünschten Bewegungsumfang. Für die Dimensionierung der Traglast wird ein simulativer Ansatz zum Vergleich der maximal zulässigen Achslasten mit den in der Anwendung erwarteten Lasten verwendet. Eine Dimensionierung über die Nenntaglast resultiert zwangsläufig in einer Überdimensionierung des Roboters. Roboter können die Nenntaglast mit maximalen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen sehr präzise bewegen, wohingegen der Mensch hohe Kräfte nur bei niedrigen Bewegungsgeschwindigkeiten aufbringen kann. Die Grundlage für die Simulation bilden Mehrkörpermodelle der jeweiligen Roboter. Die unbekannt dynamischen Eigenschaften der einzelnen modellierten Starrkörper werden aus der Gesamtmasse und den Volumina aus den CAD-Daten geschätzt. Die Bewegungen werden für die Abschätzung der maximal zulässigen Momente so definiert, dass der komplette Bewegungsumfang des Roboters im Achsraum ausgenutzt wird. Als Roboterwerk-

zeug wird eine punktförmige Masse mit der Nenntaglast des Roboters im zugehörigen maximalen Abstand zum Flanschmittelpunkt definiert. Eine Berechnung der inversen Dynamik ergibt die zulässigen Achsmomente.

Für die Neurorehabilitation wurde der KUKA LBR IV mit 7 kg Traglast evaluiert. Zum Vergleich der in der Anwendung auftretenden Momente wurde ein Modell des menschlichen Arms am Robotermodell befestigt, dessen Gewicht gegen die Schwerkraft in horizontaler und vertikaler Richtung bewegt wird. Ein Vergleich beider Simulationsergebnisse hat gezeigt, dass die Traglast des LBR für die Neurorehabilitation nicht in jeder Situation ausreichend ist. Da für den LBR im Gegensatz zu normalen Industrierobotern die tatsächlich zulässigen maximalen Achsmomente bekannt sind, und die Simulation diese unterschätzt, wurde er dennoch für die weiteren Arbeiten verwendet. Als Trainingsroboter für die Beinstrecker wurde der KUKA KR270 mit einer Nenntaglast von 270 kg untersucht. Zum Vergleich der in der Anwendung auftretenden Bewegungsgeschwindigkeiten und Kräften wurde ein einbeiniges Training an einer normalen diagonalen Beinpresse mit einem bewegten Gewicht von etwa 100 kg als Vergleich verwendet. Mit einem optischen Bewegungserfassungssystem wurde die Bewegung der Trittplatte und mit einer Kraftmessplatte die Kräfte an der Trittplatte synchron gemessen. Mit einer passenden Startposition für den Roboter wurde die inverse Dynamik mit den gemessenen Kräften und Bewegungen berechnet. Die Ergebnisse zeigen, dass die erwarteten Achsmomente in der Anwendung in einem Bereich  $< 20\%$  der maximal zulässigen liegen.

Neben der richtigen Dimensionierung der Industrieroboter ist die Ansteuerung ein entscheidender Faktor für einen erfolgreichen Einsatz in Rehabilitations- und Trainingsanwendungen. Mit der klassischen Bewegungsplanung von Industrierobotern müssen vorab alle Stützpunkte der Bewegung bekannt sein. Da in der Interaktion mit dem Menschen eine direkte Reaktion in Form einer geänderten Bewegung erforderlich ist, wird für beide Roboter eine Schnittstelle verwendet, mit der über eine Ethernet-Verbindung im Echtzeittakt Bewegungskommandos geschickt werden können. Der LBR bekommt von einem Linux-Echtzeitsystem im 10 ms-Takt neue Positions- und Steifigkeitskommandos im Achsraum, der KR270 wird über einen Linux-PC auf den ein SIMULINK® Modell kompiliert wird im 4 ms-Takt mit Geschwindigkeitskommandos im Achsraum gesteuert.

Im Fall des LBR war ein redundanter Roboter verfügbar, der von seinen sieben Freiheitsgraden nur drei für die Rehabilitationsanwendung benötigt. Die übrigen Freiheitsgrade können für eine Optimierung der Achskonfiguration des Roboters genutzt werden. Für ein einfaches Handführen des LBR mit nur einer Hand war bereits ein Optimierungsansatz implementiert. In dieser Arbeit ist ein weiterer Ansatz entstanden, der die Achskonfiguration als Reaktion auf externe Kräfte hin optimiert. Hierzu wurde ein Gütekriterium verwendet, das die Kraft möglichst gleichmäßig auf alle Achsen verteilt. Mit der Optimierung können die auftretenden Lasten im Vergleich zur bereits vorhandenen Optimierung um bis zu 20 % reduziert werden. Für die Anwendung wurde allerdings die Achskonfiguration beibehalten, die den maximalen Abstand zum Patienten hält.

Zu Beginn der Arbeit stand am LBR bereits ein Gesamtsystem zur Verfügung, das die grundlegenden benötigten Funktionen zur Rehabilitation beinhaltet. Hierzu gehört das einfache Aufzeichnen von Bewegungstrajektorien durch Führen des Patientenarms durch

---

einen Physiotherapeuten und das selbständige Üben durch einen Patienten. Während der Aufzeichnung ist der Roboter in einem nachgiebigen Modus mit sehr geringen Achssteifigkeiten, sodass externe Kräfte direkt in einer Bewegung resultieren. In der Phase des Abfahrens ist der LBR deutlich steifer, damit er dem Patienten einerseits genügend Freiraum in der selbständigen Bewegungsplanung gibt und andererseits ausreichend Kraft aufbringen kann, um ihn entlang der Trajektorie zu führen. Des Weiteren war eine Bewegungserfassung unter Verwendung zweier Beschleunigungssensoren verfügbar, die die aktuellen Armwinkel des Patienten misst.

Um den Roboter für klinische Studien vorzubereiten und von geschulten Therapeuten bedienbar zu machen wurde eine grafische Benutzeroberfläche implementiert. Ein Mehrwert gegenüber den bereits verfügbaren Rehabilitationssystemen ergibt sich, wenn die Patientensituation überwacht und der Roboter angemessen darauf reagieren kann. Mit den gemessenen Kräften am Endeffektor des Roboters und der Bewegungserfassung stehen Messgrößen zur Verfügung, mit denen ein Unterscheiden in Normal- und Ausnahmesituation möglich wird. Die Ausnahmesituationen, die in dieser Arbeit betrachtet werden sind plötzlich auftretende Spastiken, Zittern und Ermüdung. Ausnahmesituationen lassen sich meist durch Ausgleichsbewegungen, wie das Hochziehen des Ellenbogens, erkennen. Zur Erkennung solcher Ausgleichssituationen wurde ein Bewertungsschema auf ergonomischen Grundlagen implementiert. Aus den gemessenen Armwinkeln wird jederzeit ein Score bestimmt, der eine Aussage über die Ergonomie der ausgeführten Bewegung gibt. Durch einen Vergleich mit der Referenzhaltung während der Übungsaufzeichnung mit einem Therapeuten können Ausgleichsbewegungen erkannt werden. Der verwendete Score im Bereich von 1 bis 9 erhöht sich beim Hochziehen des Ellenbogens beispielsweise von 2 auf 4.

Ziel einer folgenden klinischen Studie mit Patienten muss es sein, Merkmale zu finden, mit denen sich die verschiedenen Patientensituationen unterscheiden lassen. In einem ersten Versuch mit einem gesunden Probanden wurde dieser gebeten, die definierten Szenarien nachzustellen. Für die Auswertung wurde ein Merkmalsvektor aus vier positions- und vier kraftspezifischen Merkmalen verwendet. Die Ergebnisse haben gezeigt, dass sich Unterschiede in den Ausführungen in den Merkmalen wiederfinden, sodass mit einer ausreichenden Anzahl an Patientendaten sinnvolle individuelle Merkmale definiert werden können

Eine plötzliche Spastik oder andere Ausnahmesituationen haben meist sehr hohe Kräfte am Endeffektor, oder hohe Bewegungsgeschwindigkeiten zur Folge. Industrieroboter reagieren auf Überschreitung der maximal zulässigen Achsmomente oder -geschwindigkeiten im schlimmsten Fall mit einem Not-Aus, womit der Roboter schnellstmöglich zum Stillstand gebracht wird. In der Interaktion mit dem Menschen ist dieses Verhalten unerwünscht, weshalb drei Methoden implementiert wurden, um frühzeitig zu hohe Momente und Geschwindigkeiten zu erkennen und die Energie gezielt abzubauen. Für den Abbau zu hoher Geschwindigkeiten wurde eine Methode implementiert, die ein Bremsprofil in Form von Positionskommandos verwendet, für den Abbau zu hoher Momente wurde die Steifigkeit schrittweise reduziert. Als drittes Konzept wurde eine Minimierung von Momenten und Geschwindigkeiten implementiert, die die beste Kombination aus Positions-

und Steifigkeitskommandos bietet. Die Ergebnisse haben gezeigt, dass eine gemeinsame Minimierung sinnvoller ist, wobei sich der Roboter besser kontrollieren lässt, wenn nur Positionsänderungen bei relativ hohen Steifigkeiten verwendet werden.

Das roboterassistierte System zum Muskelaufbautraining war zu Beginn der Arbeit noch nicht vorhanden. Daher wurden zunächst die grundlegenden Funktionen implementiert, um dem Roboter flexibel Bewegungen in Form von kartesischen Koordinaten kommandieren zu können. Da der KR270 Geschwindigkeitskommandos erhält wurde eine Positionsregelung im Achsraum implementiert, die sicherstellt, dass der Roboter die gewünschte Position anfährt. Aufgrund der hohen bewegten Massen wurden die Beschleunigungen und Reglereingriffe sehr klein gehalten, damit am Endeffektor kein Rucken zu spüren ist. Des Weiteren wurde die geometrische Berechnung der inversen Kinematik implementiert, damit Bewegungen im kartesischen Raum geplant werden können. Da die Bewegungsplanung in einem größeren Zeittakt erfolgen kann und beliebige Kombinationen aus Positionen und Geschwindigkeiten abgebildet werden sollen, wurde eine Interpolation zwischen beliebigen Stützstellen implementiert, die sofern möglich Polynome vierter Ordnung und nur in Ausnahmefällen Polynome fünfter Ordnung für die Position verwendet. Mit der Methode werden alle Stützstellen mit konstanter Geschwindigkeit erreicht, sodass jederzeit ein Wechsel in beliebige Richtungen möglich ist. Des Weiteren wurde auch für den KR270 eine GUI implementiert, um sämtliche Funktionen intuitiv zugänglich zu machen.

Als erstes Trainingsszenario wurde das isokinematische Widerstandstraining mit vorgegebener Geschwindigkeit implementiert. Es können beliebige Trajektorien in Form einer Liste aus Positionen der Trittplatte im kartesischen Raum definiert werden. Hin- und Rücktrajektorie können verschieden sein, lediglich die Start- und Endpunkte müssen gleich sein. Das isokinematische Training zeichnet sich durch eine definierte, konstante Geschwindigkeit entlang der Trajektorie aus. Die Bewegung wird beim Überschreiten einer Mindestkraft gestartet und entsprechend bei Unterschreiten gestoppt. Die Bewegungsplanung erfolgt in den skalaren Größen entlang der Trajektorie. In einem 40 ms-Takt wird der zugehörige Trajektorienpunkt zum zurückzulegenden Weg ermittelt, in den Achsraum transformiert und mit der Interpolationsmethode zur nächsten Stützstelle an den Roboter kommandiert. Um einen zu schnellen Wechsel durch Messrauschen um den Schwellwert der Kraft zu verhindern, wurde eine Hysterese integriert, die den Schwellwert in Richtung fallender Kräfte reduziert.

Für das isotonische Training mit konstantem Widerstand wird dieselbe Beschreibung einer Trajektorie verwendet. Hier erfolgt die Planung der Bewegung ebenfalls in skalaren Trajektoriengrößen, wobei zur bestmöglichen Abbildung der Dynamik die Positionen im 4 ms-Takt berechnet werden. Zur Berechnung des neuen Wegpunktes wird ein Vergleichsmodell mit einer trägen Masse verwendet, die entlang einer schiefen Ebene bewegt wird. Um ein Halten der Trittplatte zu ermöglichen und ein zu starkes Rauschen der Kraft bei niedrigen Bewegungsgeschwindigkeiten zu unterdrücken, wird eine geschwindigkeitsabhängige Reibung im Modell verwendet. Die aus dem Modell berechnete Geschwindigkeit und Beschleunigung wird mit einem maximal zulässigen Profil begrenzt, um zu hohe

---

Geschwindigkeiten und Beschleunigungen des Roboters zu vermeiden. Aus Sicherheitsgründen ist die maximale Bewegungsgeschwindigkeit bisher auf 150 mm/s begrenzt.

Ein wesentlicher Mehrwert des Systems entsteht durch die Schätzung der Belastung auf die Strukturen des Muskel-Skelett-Systems während des Trainings. Grundlage für die Berechnung aus der gemessenen Kraft und einer Bewegungserfassung ist ein OpenSim-Modell des Beins, das aus einem in verschiedenen Versuchen validierten Gesamtmodell abgeleitet wurde. Dieses Modell bildet beispielsweise auch die komplexe Bewegung des Knies ab, die sich aus einer Rotation und einer translatorischen Verschiebung abhängig vom Kniewinkel zusammensetzt. Zur ersten Abschätzung der Belastungen werden die Momente um die Bewegungsfreiheitsgrade des Modells verwendet, die über die Berechnung der inversen Dynamik ermittelt werden können. In zwei Versuchen wurden mögliche Stellgrößen untersucht, mit denen die Belastung in den Gelenken manipuliert werden kann. Der erste Versuch wurde mit einem Probanden in einer dynamischen Beinpresse durchgeführt. Die Ergebnisse haben gezeigt, dass durch eine Fersen- und Zehenerhöhung des Fußes und entsprechend einer Orientierungsänderung der Trittplatte, die Momente im Fuß-, Knie- und Hüftgelenk in der Sagittalebene beeinflusst werden können. Seitliche Fußerhöhungen, die in Form von Schuheinlagen das Adduktionsmoment im Kniegelenk ändern können, konnten auch hier einen ähnlichen Effekt zeigen. Im zweiten Versuch in einer statischen Position mit sechs Probanden wurde der Fokus auf das Adduktionsmoment gelegt. Neben der seitlichen Fußerhöhung wurde ein seitlicher Versatz des Fußes sowie eine Außenrotation betrachtet. Der seitliche Versatz ist gut geeignet, um das Adduktionsmoment in die gewünschte Richtung zu ändern und eine initiale Fußposition zu korrigieren. Die Ergebnisse der seitlichen Erhöhung konnten im statischen Versuch bestätigt werden, allerdings zeigt sich auch, dass die Reaktionen von verschiedenen Personen auf eine Erhöhung der Plattenorientierung stark variieren können.

Schlussendlich wurden die biomechanischen Messgrößen in zwei isokinematischen Trainingsszenarien am Roboter integriert. Das erste Szenario ist die Begrenzung der Trajektorie beim isokinematischen Training auf einen minimalen und maximalen Kniewinkel. Das zweite Szenario ist als Ergebnis der Versuche mit den Probanden ebenfalls für das isokinematische Training entstanden. Zu Beginn der Trainingsausführung bewegt der Roboter die Trittplatte mit dem Fuß des Probanden nach rechts und links und ermittelt diejenige Position, in der das niedrigste Adduktionsmoment gemessen wird. Die geplante Trajektorie wird in diese neue Startposition verschoben. Nach je einer Wiederholung aus Beinstreckung und -beugung wird das mittlere Adduktionsmoment bestimmt. Abhängig von der Richtung, wird die Plattenorientierung in Schritten von einem Grad geändert und der Fuß entsprechen an der Außen- oder Innenseite erhöht. Die ersten Ergebnisse mit einem Probanden am Roboter haben gezeigt, dass ein gleichzeitiges Erfassen der Bewegung und ein Berechnen der Gelenkbelastungen am Roboter möglich ist, und die Reaktion sehr einfach angepasst werden kann. Die Kniewinkelgrenzen wurden in einem Bereich von 3° eingehalten, während der Roboter weiterhin eine glatte Bahn mit sanften Beschleunigungen hält. Die Minimierung des Adduktionsmoments hat gezeigt, dass der Roboter durch Änderung der Plattenorientierung auf sich ändernde Momente reagieren kann und sich das Adduktionsmoment über sieben gemessene Durchgänge hinweg, trotz zweier Ausreißer reduzieren konnte. Gleichzeitig wird deutlich, dass ein hoher For-

schungsbedarf im Bereich des Belastungsmanagements vorhanden ist, für den mit dem aufgebauten System eine ideale Plattform zur Entwicklung neuer Algorithmen zur Verfügung steht.

Mit beiden roboterassistierten Systemen steht nun jeweils eine Plattform zur Verfügung, die eine Entwicklung und Erprobung neuer Therapie- und Trainingsszenarien ermöglicht. Für die Neurorehabilitation können im nächsten Schritt die Algorithmen auf den nun verfügbaren KUKA LBR iiwa mit einer Traglast von 14 kg übertragen werden, um eine höhere Sicherheit in den klinischen Studien zu gewährleisten. Die integrierte Bewegungserfassung mit Haltungsbewertung sowie die ersten Merkmale zur Klassifikation der aktuellen Patientensituation stellen zusammen mit dem Leichtbauroboter ein Funktionsmuster dar, mit dem alltägliche individuelle Bewegungen trainiert werden können und gleichzeitig eine therapiekonforme Reaktion auf den tagesaktuellen Patientenzustand ermöglicht wird.

Für das neuromuskuläre Aufbaustraining ist auf Basis der KUKA KR270 Industrieroboters ein Assistenzsystem entstanden, das kombiniert mit einer Bewegungserfassung die Belastungen an den Strukturen des Muskel-Skelett-Systems ermitteln kann. Die Ansteuerung erfolgt schnell genug, dass eine Korrektur der Bewegungsbahn möglich ist, die dem Trainierenden hilft, Schon- und Fehlhaltungen während des Trainings zu vermeiden. Das entstandene System kann verwendet werden, um neue Trainingsszenarien zu entwickeln, sowie systematische Untersuchungen zu Möglichkeiten des Belastungsmanagements im Training durchzuführen.

Des Weiteren hat die Verwendung des KR270 den Vorteil, dass sein Arbeitsraum und seine Traglast groß genug sind, um mit demselben Roboter auch andere Körperregionen zu trainieren. Ein schneller, automatischer Werkzeugwechsel, wie er Standardtechnologie in industriellen Einsätzen ist, erweitert das bisherige System mit entsprechend definierten Trainingstrajektorien und Adaptern zu einem Trainingsgerät, mit dem beispielsweise der Rumpf oder die Arme trainiert werden können. Für eine Kommerzialisierung des robotischen Systems wird im nächsten Entwicklungsschritt eine kostengünstige Alternative zum bisher verwendeten optischen, markerbasierten Trackingsystem benötigt. Versuche zur benötigten Genauigkeit können am entstandenen System durchgeführt werden.

# A Anhang

## A.1 Parameter der verwendeten Modelle

### A.1.1 Dynamische Eigenschaften der Robotermodelle

#### A.1.1.1 Leichtbauroboter

Körper	$J_{i,xx}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$J_{i,yy}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$J_{i,zz}$ (kg mm <sup>2</sup> )
1	3366,10	3169,79	3510,46
2	16559,01	16368,87	4670,24
3	15981,11	4682,66	15778,55
4	16598	16427,94	4697,82
5	15981,11	4682,66	15778,55
6	8992,72	8294,13	3664,48
7	3225,88	3496,77	3239,73
8	1104,43	1104,43	176,77

**Tabelle A.1:** Massenträgheitsmomente  $J_{i,xx}$ ,  $J_{i,yy}$  und  $J_{i,zz}$  der acht Starrkörper des LBR mit einer Genauigkeit von  $10^{-2}$ .

Körper	$J_{i,xy}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$J_{i,xz}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$J_{i,yz}$ (kg mm <sup>2</sup> )
1	-0,56	0,29	43,22
2	-0,1	-0,25	3147,34
3	0,24	-0,10	-2764,44
4	-0,1	0,24	-3157,83
5	0,24	0,1	2764,44
6	-0,07	-0,16	2718,49
7	0,73	0	27,43
8	0	0	0

**Tabelle A.2:** Deviationsmomente  $J_{i,xy}$ ,  $J_{i,xz}$  und  $J_{i,yz}$  der acht Starrkörper des LBR mit einer Genauigkeit von  $10^{-2}$ .

### A.1.1.2 Industrieroboter

Körper	$J_{i,xx}$ (kg m <sup>2</sup> )	$J_{i,yy}$ (kg m <sup>2</sup> )	$J_{i,zz}$ (kg m <sup>2</sup> )
1	6,71	8,88	13,66
2	8,63	15,80	13,33
3	5,96	54,33	53,60
4	38,95	3,95	38,40
5	0,25	0,25	0,06
6	0,60	0,40	0,40
7	0,01	0,01	0,03

**Tabelle A.3:** Massenträgheitsmomente  $J_{i,xx}$ ,  $J_{i,yy}$  und  $J_{i,zz}$  der sieben Starrkörper des KR270 mit einer Genauigkeit von  $10^{-2}$ .

Körper	$J_{i,xy}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$J_{i,xz}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$J_{i,yz}$ (kg mm <sup>2</sup> )
1	-774,82	439052,86	-1611,74
2	1009447,34	390675,93	-311086,02
3	-50568,62	5953947,47	-20914,33
4	821863,49	20839,63	-603020,28
5	0,16	-0,40	-5436,97
6	52,47	-49,42	-91911,99
7	0,22	-1,06	0,66

**Tabelle A.4:** Deviationsmomente  $J_{i,xy}$ ,  $J_{i,xz}$  und  $J_{i,yz}$  der sieben Starrkörper des KR270 mit einer Genauigkeit von  $10^{-2}$ .

## A.1.2 Kinematische und dynamische Eigenschaften der Menschmodelle

### A.1.2.1 Armmodell

Körper	$J_{xx}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$J_{yy}$ (kg mm <sup>2</sup> )	$J_{zz}$ (kg mm <sup>2</sup> )
Humerus	11946	4121	13409
Ulna	2962	618	3213
Radius	2962	618	3213
Hand	892	547	1340

**Tabelle A.5:** Massenträgheitsmomente  $J_{xx}$ ,  $J_{yy}$  und  $J_{zz}$  der einzelnen Starrkörper des Armmodells aus [60]. Für alle Deviationsmomente gilt  $J_{xy} = J_{xz} = J_{yz} = 0$ .

Körper	Humerus	Ulna	Radius	Hand
$s_x$	0	0	0	0
$s_y$	-164,5	-120,53	-120,52	-68,1
$s_z$	0	0	0	0
$o_x$	0	-6,73	-6,727	-8,797
$o_y$	0	-13,01	-13,01	-235,84
$o_z$	0	26,08	26,08	13,61
$o_a$	0	-1,57	-1,57	-1,57
$o_b$	0	0,06	0,06	0
$o_c$	0	1,54	1,54	-1,57

**Tabelle A.6:** Lage der Schwerpunkte sowie Positions- und Orientierungsvektoren  $\mathbf{o} = (o_x, o_y, o_z, o_a, o_b, o_c)^T$  der Koordinatensysteme ausgehend vom Humerus der einzelnen Starrkörper des Armmodells aus [60]. Alle Längen sind in Millimetern, die Winkel im Bogenmaß, jeweils mit einer Genauigkeit von  $10^{-2}$  angegeben.

### A.1.2.2 Beinmodell

Körper	Pelvis	Femur	Tibia/Fibula	Talus	Calcaneus	Zehen
$s_x$	-70,7	0	0	0	100	34,6
$s_y$	0	-170	-186,7	0	30	6
$s_z$	0	0	0	0	0	-17,5
$o_x$	0	-70,7	-4,5	0	-48,77	178,8
$o_y$	0	-66,1	-39,58	-430	-41,95	-2
$o_z$	0	83,5	0	0	7,92	1,08
$o_a$	0	0	0	0	0	0
$o_b$	0	0	0	0	0	0
$o_c$	0	0	0	0	0	0

**Tabelle A.7:** Lage der Schwerpunkte sowie Positions- und Orientierungsvektoren  $\mathbf{o} = (o_x, o_y, o_z, o_a, o_b, o_c)^T$  der Koordinatensysteme ausgehend vom Pelvis der einzelnen Starrkörper des Beinmodells in der Nulllage. Alle Längen sind in Millimetern, die Winkel im Bogenmaß, jeweils mit einer Genauigkeit von  $10^{-2}$  angegeben.

## A.2 Kommunikationsprotokolle

### A.2.1 Datentelegramme der FRI Schnittstelle

Formelzeichen	Einheit	Beschreibung	Größe
$\mathbf{q}_{msr}$	rad	gemessene Achsposition	7 float
$\mathbf{q}_{cmd}$	rad	kommandierte Achsposition	7 float
${}^0\mathbf{T}_{TCP,msr}$	m	gemessene Transformationsmatrix <sup>a</sup> des TCP	12 float
${}^0\mathbf{T}_{TCP,cmd}$	m	kommandierte Transformationsmatrix des TCP	12 float
$\boldsymbol{\tau}$	N m	gemessenes Achsmoment	7 float
$\boldsymbol{\tau}_{ext}$	N m	geschätztes externes Achsmoment	7 float
$\mathbf{f}_{ext}$	N / N m	geschätzte externe Kräfte und Momente am TCP	6 float
$\mathbf{J}$	m/rad	Jacobi-Matrix	42 float
$\mathbf{M}$	kg / kg m <sup>2</sup>	Massenmatrix	49 float
$\mathbf{G}$	m/s <sup>2</sup>	Vektor der Gravitationskräfte	7 float

**Tabelle A.8:** Wesentliche Informationen des Msr-Datentelegramms, das von der Robotersteuerung zum externen Rechner über die FRI-Schnittstelle geschickt wird.

<sup>a</sup>Es werden stets nur die ersten drei Zeilen von Transformationsmatrizen ausgegeben

Formelzeichen	Einheit	Beschreibung	Größe
$\mathbf{q}_{cmd}$	rad	achsspezifische Sollposition	7 float
${}^0\mathbf{T}_{TCP,cmd}$	m	Soll-Transformationsmatrix des TCP	12 float
$\boldsymbol{\tau}_{add}$	N m	zusätzliches Achsmoment	7 float
$\mathbf{f}_{add}$	N / N m	zusätzliche Kräfte / Momente am TCP	6 float
$\mathbf{k}$	N m/rad	achsspezifische Sollsteifigkeit	7 float
$\mathbf{d}$	-	achsspezifische Solldämpfung	7 float
$\mathbf{k}_k$	N/m / N m/rad	kartesische Sollsteifigkeit	7 float
$\mathbf{d}_k$	-	kartesische Solldämpfung	6 float

**Tabelle A.9:** Wesentliche Informationen des Cmd-Datentelegramms, das vom externen Rechner zur Robotersteuerung über die FRI-Schnittstelle geschickt wird. .

# A.3 Berechnung des RULA-Scores

**Morgan Maxwell**  
Chartered Ergonomists

**RULA Employee Assessment Worksheet**  
McAtamney, L., & Corlett, E.N. (1993) RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders, Applied Ergonomics, 24, 91-99.

© 2005 Morgan Maxwell  
All Rights Reserved

**TABLE A - Arm & Wrist Analysis**

**Step 1: Locate Upper Arm Position**

**Step 1a: Adjust...**

- If shoulder is raised: +1
- If upper arm is abducted: +1
- If arm is supported or person is leaning: -1

**Step 2: Locate Lower Arm Position**

**Step 2a: Adjust...**

- If arm is working across midline of the body: +1; -1 if arm out to side of body: -1

**Step 3: Locate Wrist Position**

**Step 3a: Adjust...**

- If wrist is bent from the midline: +1

**Step 4: Wrist Twist**

- If wrist is twisted: +1; -1 if not: -2
- If wrist at or near end of range: -2

**Step 5: Look-up Posture Score in TABLE A**

- Use values from steps 1, 2, 3 & 4 to locate Posture Score in table A

**Step 6: Add Muscle Use Score**

- If posture mainly static (ie. held for longer than 1 minute) or:
  - If action repeatedly occurs 4 times per minute or more: +1

**Step 7: Add Force/load Score**

- If load less than 2 kg (intermittent): -0; -1 if 2 kg to 10 kg (intermittent); +1 if 2 kg to 10 kg (static or repeated); -2; -3 if more than 10 kg load or repeated or shocks: -3

**TABLE C - Step 8: Find Row in Table C**

- The completed score from the Arm/Wrist analysis is used to find the row on Table C

**TABLE B - Neck, Trunk & Leg Analysis**

**Step 9: Locate Neck Position**

**Step 9a: Adjust...**

- If neck is twisted: +1; if neck is side-bending: +1

**Step 10: Locate Trunk Position**

**Step 10a: Adjust...**

- If trunk is twisted: +1; if trunk is side-bending: +1

**Step 11: Legs**

- If legs & feet supported and balanced: +1; -1 if not: -2

**Step 12: Look-up Posture Score in TABLE B**

- Use values from steps 9, 10 & 11 to locate Posture Score in Table B

**Step 13: Add Muscle Use Score**

- If posture mainly static or:
  - If action 4/minute or more: +1

**Step 14: Add Force/load Score**

- If load less than 2 kg (intermittent): -0; -1 if 2 kg to 10 kg (intermittent); +1; +2 if 2 kg to 10 kg (static or repeated); -2; -3 if more than 10 kg load or repeated or shocks: -3

**Step 15: Find Column in Table C**

- If load less than 2 kg (intermittent): -0; -1 if 2 kg to 10 kg (intermittent); +1; +2 if 2 kg to 10 kg (static or repeated); -2; -3 if more than 10 kg load or repeated or shocks: -3

**FINAL SCORE:** 1 or 2 = Acceptable; 3 or 4, investigate further; 5 or 6 investigate further and change soon; 7 investigate and change immediately

**SUBJECT:** \_\_\_\_\_

**COMPANY:** \_\_\_\_\_

**DEPARTMENT:** \_\_\_\_\_

**SCORER:** \_\_\_\_\_

**DATE:** \_\_\_\_\_

Abb. A.1: Arbeitsblatt zur Ermittlung des RULA-Scores nach [49]. Quelle: Morgan Maxwell<sup>a</sup>

<sup>a</sup><https://www.morganmaxwell.co.uk/wp-content/uploads/2018/04/Rapid-Upper-Limb-Assessment-RULA-PDF-Worksheet.pdf> (abgerufen am 06.06.2019)

## A.4 Vollständige Ergebnisse der statischen Messungen

Bedingung \ Proband	1	2	3	4	5	6
neutral	-25,52	-10,54	-30,60	-27,18	-30,84	-28,39
	-31,03	-10,45	-33,04	-22,91	-27,50	-29,91
medial 11,52°	-24,97	-8,88	-30,49	-36,92	-21,56	-23,59
	-32,10	-7,42	-37,88	-32,98	-28,03	-0,03
medial 8,37°	-31,05	-8,07	-34,72	-18,06	-27,30	-27,00
	-31,88	-7,44	-33,90	-32,35	-30,00	-25,09
lateral 8,37°	-28,52	-7,31	-41,12	-34,50	-33,00	-32,73
	-32,10	-9,25	-47,44	-31,50	-30,89	-32,91
lateral 11,52°	-28,03	-11,67	-39,44	-34,19	-35,26	-37,94
	-35,93	-2,19	-39,20	-26,95	-40,64	-39,10
medial 5 cm	-26,25	-5,31	-33,53	-20,02	-22,42	-28,36
	-29,52	-7,13	-32,45	-19,63	-21,35	-21,39
lateral 5 cm	-43,70	-18,40	-41,01	-37,34	-36,79	-35,45
	-46,00	-15,85	-40,63	-36,72	-31,24	-35,07
Rotation 10°	-37,91	-8,22	-35,91	-40,93	-38,10	-33,83
	-43,31	-5,28	-37,94	-36,35	-29,86	-32,96
Rotation 20°	-40,35	-5,72	-44,72	-41,79	-32,82	-28,98
	-36,39	-7,47	-41,58	-44,63	-30,45	-32,86

**Tabelle A.10:** Adduktionsmomente  $\tau_{KA}$  (N m) für die sechs Probanden, die neun Bedingungen und jeweils beide Durchgänge.



# Literaturverzeichnis

- [1] ADAMS, D. ; LOGERSTEDT, D. ; HUNTER-GIORDANO, A. ; AXE, M. J. ; SNYDER-MACKLER, L. : Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction: a criterion-based rehabilitation progression. In: *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 42 (2012), Nr. 7, S. 601–614
- [2] ANDRIACCHI, T. P. ; MÜNDERMANN, A. ; SMITH, R. L. ; ALEXANDER, E. J. ; DYRBY, C. O. ; KOO, S. : A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. In: *Annals of biomedical engineering* 32 (2004), Nr. 3, S. 447–457
- [3] BILLINGER, S. A. ; ARENA, R. ; BERNHARDT, J. ; ENG, J. J. ; FRANKLIN, B. A. ; JOHNSON, C. M. ; MACKAY-LYONS, M. ; MACKO, R. F. ; MEAD, G. E. ; ROTH, E. J. ; SHAUGHNESSY, M. ; TANG, A. : Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. In: *Stroke* 45 (2014), Nr. 8, S. 2532–2553
- [4] BISCHOFF, R. ; KURTH, J. ; SCHREIBER, G. ; KÖPPE, R. ; ALBU-SCHÄFFER, A. ; BEYER, A. ; EIBERGER, O. ; HADDADIN, S. ; STEMMER, A. ; GRUNWALD, G. ; HIRZINGER, G. : The KUKA-DLR Lightweight Robot Arm – A New Reference Platform for Robotics Research and Manufacturing. In: *Robotics (ISR), 2010 41st International Symposium on and 2010 6th German Conference on Robotics (ROBOTIK)* VDE, 2010, S. 1–8
- [5] BOBATH, B. : *Die Hemiplegie Erwachsener: Befundaufnahme, Beurteilung und Behandlung*. Georg Thieme Verlag, 1998
- [6] BOLLUE, K. ; HENNES, M. ; KOLDITZ, M. ; ABEL, D. : Bridging the Gap Between Patient and Technology by Stepwise Abstraction in Robot Assisted Rehabilitation of Upper Extremities. In: *Technically Assisted Rehabilitation (TAR) 2013, 4th European Conference March 14-15*
- [7] BOLLUE, K. ; HENNES, M. ; KOLDITZ, M. ; ABEL, D. : Control of a Lightweight Robot for Rehabilitation of Upper Extremities: Easy Movability During Teaching. In: *Technically Assisted Rehabilitation (TAR) 2013, 4th European Conference March 14-15*
- [8] BOROOJERDI, B. ; ZIEMANN, U. ; CHEN, R. ; BÜTEFISCH, C. M. ; COHEN, L. G. : Mechanisms underlying human motor system plasticity. In: *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine* 24 (2001), Nr. 5, S. 602–613

- [9] BRÜGGEMANN, S. ; SEWÖSTER, D. ; KRANZMANN, A. : Bewegungstherapeutische Versorgung in der medizinischen Rehabilitation der Rentenversicherung – eine Analyse auf Basis quantitativer Routinedaten. In: *Die Rehabilitation* 57 (2018), Nr. 01, S. 24–30
- [10] BUNDESAGENTUR FÜR ARBEIT: *Fachkräfteengpassanalyse Regionale Engpässe - Landkarten*. <https://statistik.arbeitsagentur.de/Navigation/Statistik/Arbeitsmarktberichte/Fachkraeftebedarf/Fachkraeftebedarf-Nav.html>.  
Version: 06 2019
- [11] BURGAR, C. G. ; LUM, P. S. ; SHOR, P. C. ; LOOS, H. M. d.: Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience. In: *Journal of rehabilitation research and development* 37 (2000), Nr. 6, S. 663–674
- [12] DELP, S. L. ; ANDERSON, F. C. ; ARNOLD, A. S. ; LOAN, P. ; HABIB, A. ; JOHN, C. T. ; GUENDELMAN, E. ; THELEN, D. G.: OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 54 (2007), Nov, Nr. 11, S. 1940–1950
- [13] DELP, S. L. ; LOAN, J. P. ; HOY, M. G. ; ZAJAC, F. E. ; TOPP, E. L. ; ROSEN, J. M.: An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 37 (1990), Nr. 8, S. 757–767
- [14] DIN 33402-2:2005-12: *Ergonomie – Körpermaße des Menschen – Teil 2: Werte*. 12 2005
- [15] DIN EN 60601-1: *Medizinische elektrische Geräte - Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale*. 2010
- [16] FAO, IFAD AND WFP: *The State of Food Insecurity in the World 2015. Meeting the 2015 International Hunger Targets: Taking Stock of Uneven Progress*. Rome : FAO, 2015
- [17] FAZEKAS, G. ; HORVATH, M. ; TOTH, A. : A novel robot training system designed to supplement upper limb physiotherapy of patients with spastic hemiparesis. In: *International Journal of Rehabilitation Research* 29 (2006), Nr. 3, S. 251–254
- [18] FEATHERSTONE, R. : *Rigid Body Dynamics Algorithms*. Springer, 2014
- [19] GESUNDHEITSBERICHTERSTATTUNG DES BUNDES GEMEINSAM GETRAGEN VON RKI UND DESTASIS: *Gesundheit in Deutschland*. Robert Koch Institut, 2015
- [20] GU, E. ; ZHOU, Y. ; MARTIN, D. : Posture optimization in a dual-redundant robotic control system with applications to automation. In: *Robotics and Automation, 1996. Proceedings., 1996 IEEE International Conference on* Bd. 1, 1996, S. 146 –151
- [21] HARTENBERG, R. S. ; DENAVIT, J. : A Kinematic Notation for Lower Pair Mechanisms Based on Matrices. In: *Journal of Applied Mechanics* 77 (1955), Nr. 2, S. 215–221

- [22] HEISEL, J. : Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz von Hüfte und Knie. In: *Der Orthopäde* 37 (2008), Nr. 12, S. 1217–1232
- [23] HENNES, M. : *Personalisiertes System zur Patientenüberwachung in der roboterassistierten Neurorehabilitation*, Universitätsbibliothek der RWTH Aachen, Diss., 2015
- [24] HERZOG, W. : The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. In: *Journal of biomechanics* 21 (1988), Nr. 1, S. 5–12
- [25] HILL, A. V.: The dimensions of animals and their muscular dynamics. In: *Science Progress (1933-)* 38 (1950), Nr. 150, S. 209–230
- [26] HOGAN, N. ; KREBS, H. I. ; CHARNNARONG, J. ; SRIKRISHNA, P. ; SHARON, A. : MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. In: *[1992] Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Communication* IEEE, 1992, S. 161–165
- [27] HOLLANDER, D. B. ; KRAEMER, R. R. ; KILPATRICK, M. W. ; RAMADAN, Z. G. ; REEVES, G. V. ; FRANCOIS, M. ; HEBERT, E. P. ; TRYNIECKI, J. L.: Maximal eccentric and concentric strength discrepancies between young men and women for dynamic resistance exercise. In: *The Journal of Strength & Conditioning Research* 21 (2007), Nr. 1, S. 37–40
- [28] ISMAILA, T. B. ; SALAMI, M. J. E. ; AKMELIAWATI, R. ; ALFARO, H. M.: *Artificial intelligent based friction modelling and compensation in motion control system*. INTECH Open Access Publisher, 2011
- [29] JACOBS, R. ; INGEN SCHENAU, G. van: Control of an external force in leg extensions in humans. In: *The Journal of physiology* 457 (1992), Nr. 1, S. 611–626
- [30] KARAMANIDIS, K. ; OBERLÄNDER, K. D. ; NIEHOFF, A. ; EPRO, G. ; BRÜGGEMANN, G.-P. : Effect of Exercise-Induced Enhancement of the Leg-Extensor Muscle-Tendon Unit Capacities on Ambulatory Mechanics and Knee Osteoarthritis Markers in the Elderly. In: *PLoS ONE* 9 (2014), 06, Nr. 6, S. e99330
- [31] KEE, D. ; KARWOWSKI, W. : LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time. In: *Applied Ergonomics* 32 (2001), Nr. 4, S. 357–366
- [32] KOLDITZ, M. ; ALBIN, T. ; ABEL, D. ; FASSE, A. ; BRÜGGEMANN, G.-P. ; ALBRACHT, K. : Simulative Analysis of Joint Loading During Leg Press Exercise for Control Applications. In: *IFAC-PapersOnLine* 48 (2015), Nr. 20, S. 435–440. – ISSN 2405–8963
- [33] KOLDITZ, M. ; ALBIN, T. ; ABEL, D. ; FASSE, A. ; BRÜGGEMANN, G.-P. ; ALBRACHT, K. : Evaluation of foot position and orientation as manipulated variables to control external knee adduction moments in leg extension training. In: *Computer Methods and Programs in Biomedicine* (2016), S. –. – ISSN 0169–2607

- [34] KOLDITZ, M. ; BOLLUE, K. ; ARENBECK, H. ; ABEL, D. : Rehabilitation mit dem KUKA Leichtbauroboter: Optimierung der Achskonfiguration zur Reaktion auf externe Kräfte. In: *11. interdisziplinäres Symposium des Fachausschusses AUTOMED der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT) und der Gesellschaft für Mess- und Automatisierungstechnik (GMA) im VDE e.V.* (2013), S. 42–43
- [35] KRAKAUER, J. W.: Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. In: *Current Opinion in Neurology* 19 (2006), Nr. 1, S. 84–90
- [36] KREBS, H. I. ; HOGAN, N. ; AISEN, M. L. ; VOLPE, B. T.: Robot-aided neurorehabilitation. In: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 6 (1998), March, Nr. 1, S. 75–87
- [37] KUKA ROBOT GROUP: *KUKA System Software 5.3 lr Bedien- und Programmieranleitung für Systemintegratoren*. KSS 5.3 lr SI V1. Zugspitzstr. 140, D-86165 Augsburg: KUKA Roboter GmbH, 2007
- [38] KUKA ROBOT GROUP: *Light Weight Robot III Betriebsanleitung*. Version: 0.1. Zugspitzstr. 140, D-86165 Augsburg: KUKA Roboter GmbH, 2007
- [39] KUKA ROBOTER GMBH: *KUKA.FastResearchInterface 1.0 Für KUKA System Software 5.6 lr*. KUKA.FRI 1.0 V2 de. Zugspitzstr. 140, D-86165 Augsburg: KUKA Roboter GmbH, 2011
- [40] KUKA ROBOTER GMBH: *KUKA System Software 8.2 Operating and Programming Instructions for End Users*. Pub KSS 8.3 END. Zugspitzstr. 140, D-86165 Augsburg: KUKA Roboter GmbH, 2013
- [41] KUKA ROBOTER GMBH: *KR QUANTEC ultra Mit F- und C-Varianten Spezifikation*. Spez KR QUANTEC ultra V10. Zugspitzstr. 140, D-86165 Augsburg: KUKA Roboter GmbH, 2016
- [42] LANGHORNE, P. ; BERNHARDT, J. ; KWAKKEL, G. : Stroke rehabilitation. In: *The Lancet* 377 (2011), Nr. 9778, S. 1693–1702
- [43] LEWINSON, R. T. ; COLLINS, K. H. ; VALLERAND, I. A. ; WILEY, J. P. ; WOODHOUSE, L. J. ; REIMER, R. A. ; WOROBETS, J. T. ; HERZOG, W. ; STEFANYSHYN, D. J.: Reduced knee joint loading with lateral and medial wedge insoles for management of knee osteoarthritis: a protocol for a randomized controlled trial. In: *BMC musculoskeletal disorders* 15 (2014), Nr. 1, S. 405
- [44] LO, A. C. ; GUARINO, P. D. ; RICHARDS, L. G. ; HASELKORN, J. K. ; WITTENBERG, G. F. ; FEDERMAN, D. G. ; RINGER, R. J. ; WAGNER, T. H. ; KREBS, H. I. ; VOLPE, B. T. ; BEVER, C. T. ; BRAVATA, D. M. ; DUNCAN, P. W. ; CORN, B. H. ; MAFFUCCI, A. D. ; NADEAU, S. E. ; CONROY, S. S. ; POWELL, J. M. ; HUANG, G. D. ; PEDUZZI, P. : Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. In: *New England Journal of Medicine* 362 (2010), Nr. 19, S. 1772–1783

- [45] MACIEJASZ, P. ; ESCHWEILER, J. ; GERLACH-HAHN, K. ; JANSEN-TROY, A. ; LEONHARDT, S. : A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 11 (2014), Nr. 1, S. 3
- [46] MASCHUW, J. P. ; BOLLUE, K. ; HENNES, M. ; ABEL, D. ; DISSELHORST-KLUG, C. : Entwicklung einer Forschungsplattform für die Bewegungstherapie. In: *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT) im VDE* 55 (2010), Nr. Erg.-Bd.. – ISSN 0939–4990
- [47] MATEUS, J. E. C. ; AGHEZZAF, E.-H. ; CLAEYS, D. ; LIMÈRE, V. ; COTTYN, J. : Method for transition from manual assembly to human-robot collaborative assembly. In: *IFAC-PapersOnLine* 51 (2018), Nr. 11, S. 405–410
- [48] MCALINDON, T. ; BANNURU, R. ; SULLIVAN, M. ; ARDEN, N. ; BERENBAUM, F. ; BIERMA-ZEINSTRAS, S. ; HAWKER, G. ; HENROTIN, Y. ; HUNTER, D. ; KAWAGUCHI, H. u. a.: OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. In: *Osteoarthritis and Cartilage* 22 (2014), Nr. 3, S. 363–388
- [49] MCATAMNEY, L. ; CORLETT, E. N.: RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. In: *Applied Ergonomics* 24 (1993), Nr. 2, S. 91–99
- [50] MEHRHOLZ, J. ; THOMAS, S. ; WERNER, C. ; KUGLER, J. ; POHL, M. ; ELSNER, B. : Electromechanical-assisted training for walking after stroke. In: *Cochrane Database of Systematic Reviews* (2017), Nr. 5
- [51] MONFELD, C. : *Biomechanische Analyse von Trainingsuebungen an einer Funktionsstemma in der Rehabilitation nach Knieverletzungen*, German Sports University Cologne, Diss., 2003
- [52] NEF, T. ; RIENER, R. : ARMin - design of a novel arm rehabilitation robot. In: *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2005, S. 57–60
- [53] NELLES, G. ; BRINKMANN, S. ; DETTMERS, C. ; DOHLE, C. ; ECKHARDT, G. ; FREIVOGEL, S. ; HUMMELSHEIM, H. ; JAHN, K. ; KLAMROTH, S. ; LIEPERT, J. ; MEHRHOLZ, J. ; MÜRI, R. ; PLATZ, T. ; RENNER, C. ; ROSCHKA, S. ; STEIB, S. ; VOLLER, B. : *Rehabilitation von sensomotorischen Störungen, S2k-Leitlinie*. Deutsche Gesellschaft für Neurologie [www.dgn.org/leitlinien](http://www.dgn.org/leitlinien)
- [54] NOROUZI-GHEIDARI, N. ; ARCHAMBAULT, P. S. ; FUNG, J. : Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs: systematic review and meta-analysis of the literature. In: *Journal of Rehabilitation Research & Development* 49 (2012), Nr. 4
- [55] OLSEN, M. M. ; SWEVERS, J. ; VERDONCK, W. : Maximum Likelihood Identification of a Dynamic Robot Model: Implementation Issues. In: *The International Journal of Robotics Research* 21 (2002), Nr. 2, S. 89–96

- [56] PEDERSEN, B. K. ; SALTIN, B. : Evidence for prescribing exercise as therapy in chronic disease. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 16 (2006), Nr. S1, S. 3–63
- [57] PINI, F. ; ANSALONI, M. ; LEALI, F. : Evaluation of operator relief for an effective design of HRC workcells. In: *2016 IEEE 21st international conference on emerging technologies and factory automation (ETFA)* IEEE, 2016, S. 1–6
- [58] PLATZ, T. ; SCHMUCK, L. ; ROSCHKA, S. : Dosis-Wirkungs-Beziehung bei der Behandlung der oberen Extremität nach Schlaganfall. In: *Neurol Rehabil* 23 (2017), Nr. 1, S. 45–52
- [59] RACKL, W. ; LAMPARIELLO, R. ; HIRZINGER, G. : Robot Excitation Trajectories for Dynamic Parameter Estimation Using Optimized B-Splines. In: *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2012. – ISSN 1050–4729, S. 2042–2047
- [60] RAJAGOPAL, A. ; DEMBIA, C. L. ; DEMERS, M. S. ; DELP, D. D. ; HICKS, J. L. ; DELP, S. L.: Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 63 (2016), Nr. 10, S. 2068–2079. – ISSN 0018–9294
- [61] SANCHEZ-LITE, A. ; GARCIA, M. ; DOMINGO, R. ; SEBASTIAN, M. A.: Novel ergonomic postural assessment method (NERPA) using product-process computer aided engineering for ergonomic workplace design. In: *PloS one* 8 (2013), Nr. 8, S. e72703
- [62] SAUNDERS, D. H. ; SANDERSON, M. ; HAYES, S. ; KILRANE, M. ; GREIG, C. A. ; BRAZZELLI, M. ; MEAD, G. E.: Physical fitness training for stroke patients. In: *Cochrane Database of systematic reviews* (2016), Nr. 3
- [63] SCHREIBER, G. ; STEMMER, A. ; BISCHOFF, R. : The Fast Research Interface for the KUKA Lightweight Robot. In: *IEEE Workshop on Innovative Robot Control Architectures for Demanding (Research) Applications How to Modify and Enhance Commercial Controllers (ICRA 2010)* Citeseer, 2010, S. 15–21
- [64] SICILIANO, B. (Hrsg.) ; KHATIB, O. (Hrsg.): *Springer Handbook of Robotics*. Springer, 2008
- [65] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Bevölkerung Deutschlands bis 2060 13. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung*. Bd. 12. Statistisches Bundesamt (Destasis), 2015
- [66] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Gesundheit Diagnosedaten der Patientinnen und Patienten in Vorsorge- und Rehabilitation Rehabilitation 2016*. Bd. 12. Statistisches Bundesamt (Destasis), 2017
- [67] STRIBECK, R. : Die wesentlichen Eigenschaften der Gleit- und Rollenlager. In: *Zeitschrift des Vereines Deutscher Ingenieure* 46 (1902), S. 1341–1348

- [68] SWEVERS, J. ; VERDONCK, W. ; SCHUTTER, J. D.: Dynamic Model Identification for Industrial Robots. In: *IEEE Control Systems* 27 (2007), Nr. 5, S. 58–71. – ISSN 1066–033X
- [69] TAKAHASHI, K. ; DOMEN, K. ; SAKAMOTO, T. ; TOSHIMA, M. ; OTAKA, Y. ; SETO, M. ; IRIE, K. ; HAGA, B. ; TAKEBAYASHI, T. ; HACHISUKA, K. : Efficacy of upper extremity robotic therapy in subacute poststroke hemiplegia: an exploratory randomized trial. In: *Stroke* 47 (2016), Nr. 5, S. 1385–1388
- [70] TODD, J. A. ; ROBINSON, R. : Osteoporosis and exercise. In: *Postgraduate Medical Journal* 79 (2003), Nr. 932, S. 320–323
- [71] TÓTH, A. ; ARZ, G. ; FAZEKAS, G. ; BRATANOV, D. ; ZLATOV, N. : 25 Post stroke shoulder-elbow physiotherapy with industrial robots. In: *Advances in Rehabilitation Robotics*. Springer, S. 391–411
- [72] TREPCZYNSKI, A. ; KUTZNER, I. ; BERGMANN, G. ; TAYLOR, W. R. ; HELLER, M. O.: Modulation of the relationship between external knee adduction moments and medial joint contact forces across subjects and activities. In: *Arthritis & rheumatology* 66 (2014), Nr. 5, S. 1218–1227
- [73] TROMBLY, C. A. ; WU, C.-Y. : Effect of rehabilitation tasks on organization of movement after stroke. In: *American Journal of Occupational Therapy* 53 (1999), Nr. 4, S. 333–344
- [74] UNITED NATIONS, DEPARTMENT OF ECONOMIC AND SOCIAL AFFAIRS, POPULATION DIVISION: *World Population Ageing 2015*. ST/ESA/SER.A/390. New York : United Nations, 2015
- [75] VEERBEEK, J. M. ; WEGEN, E. van ; PEPPEN, R. van ; WEES, P. J. d. ; HENDRIKS, E. ; RIETBERG, M. ; KWAKKEL, G. : What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. In: *PloS one* 9 (2014), Nr. 2, S. e87987
- [76] VOJTA, V. ; PETERS, A. : *Das Vojta-Prinzip: Muskelspiele in Reflexfortbewegung und motorischer Ontogenese*. Springer-Verlag, 2007
- [77] WEBER, L. M. ; STEIN, J. : The use of robots in stroke rehabilitation: a narrative review. In: *NeuroRehabilitation* 43 (2018), Nr. 1, S. 99–110
- [78] WENZ, M. : *Automatische Konfiguration der Bewegungssteuerung von Industrierobotern*. Logos Verlag Berlin GmbH, 2008
- [79] WIST, S. ; CLIVAZ, J. ; SATTELMAYER, M. : Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. In: *Annals of physical and rehabilitation medicine* 59 (2016), Nr. 2, S. 114–124
- [80] WORLD HEALTH ORGANIZATION: *Global recommendations on physical activity for health*. WHO Library Cataloguing-in-Publication Data, 2010

- [81] YAMAGUCHI, G. T. ; ZAJAC, F. E.: A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. In: *Journal of biomechanics* 22 (1989), Nr. 1, S. 1–10
- [82] ZACHARIAS, F. ; SCHLETTE, C. ; SCHMIDT, F. ; BORST, C. ; ROSSMANN, J. ; HIRZINGER, G. : Making planned paths look more human-like in humanoid robot manipulation planning. In: *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2011. – ISSN 1050–4729, S. 1192–1198