

**Aus der Universitätsklinik für Kinder- und Jugendmedizin Tübingen
Abteilung Kinderheilkunde I mit Poliklinik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. R. Handgretinger**

**Elektrogoniometrische Messungen der Gelenkkinetik an
Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis
- Erstellung eines biomechanischen Modells, Vergleich
verschiedener Methoden zur Bestimmung der Muskelkraft,
Beurteilung der Gelenkfunktion erkrankter Kinder**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Sandra Hansmann, geb. Mommer
aus Mülheim an der Ruhr**

2005

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. G. Dannecker

2. Berichterstatter: Professor Dr. H.-C. Heitkamp

meinen Töchtern Anna und Laura

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| Abkürzungsverzeichnis | IV |
| I. Einleitung | 1 |
| 1. Rheumatische Erkrankungen in der Pädiatrie | 2 |
| 1.1. Juvenile idiopathische Arthritis | 3 |
| 1.2. Gelenkpathologie | 5 |
| 1.3. Pharmakotherapie..... | 8 |
| 1.4. Physiotherapie | 10 |
| 1.5. Osteoporose als Folge der JIA..... | 10 |
| 1.6. Therapiekontrolle | 13 |
| 2. Bedeutung von Kinetik | 15 |
| 2.1. Segmentmassen | 16 |
| 2.2. Bewegungsanalyse, Muskeldrehmomente und –kräfte..... | 22 |
| 3. Zielsetzung der Arbeit | 27 |
| II. Anthropometrie | 28 |
| 4. Patienten und Methoden..... | 28 |
| 4.1. Patienten..... | 28 |
| 4.2. Wasserverdrängungsmethode | 29 |
| 4.3. Berechnungsverfahren nach Jensen..... | 30 |
| 4.4. Zylinder-Quader-Modell | 32 |
| 4.5. Statistische Methoden..... | 37 |
| 5. Ergebnisse..... | 38 |
| 6. Diskussion..... | 51 |
| 6.1. Einflußgrößen..... | 53 |
| 6.2. Wasserverdrängungsmethode | 54 |
| 6.3. Berechnungsverfahren nach Jensen..... | 55 |
| 6.4. Zylinder-Quader-Modell | 58 |

| | | |
|-------------|---|------------|
| 6.5. | Anwendbarkeit der Methoden bei Kindern mit Rheuma | 59 |
| III. | Kinetik..... | 61 |
| 7. | Berechnung des Drehmomentes | 61 |
| 7.1. | Allgemeine Berechnungen | 61 |
| 7.2. | Berechnung des Muskeldrehmomentes einer Extremität..... | 68 |
| 7.3. | Berechnung der Muskeldrehmomente einzelner Gelenke | 78 |
| 8. | Patienten..... | 87 |
| 9. | Methoden | 90 |
| 9.1. | Schienenfixierte Elektrogoniometrie..... | 90 |
| 9.2. | Handgriffstärke..... | 102 |
| 9.3. | Sprungplatte..... | 103 |
| 9.4. | Periphere quantitative Computertomographie..... | 103 |
| 9.5. | Statistische Methoden..... | 104 |
| 10. | Ergebnisse..... | 106 |
| 10.1. | Muskeldrehmomente..... | 106 |
| 10.2. | Vergleich mit anderen Methoden (Muskelkraftvergleich) | 109 |
| 10.3. | Einflußfaktoren auf gesunde Gelenke | 116 |
| 10.4. | Einflußfaktoren auf erkrankte Gelenke | 136 |
| 10.5. | Vergleich zwischen arthritischen und gesunden Gelenken ... | 157 |
| 10.6. | Fallbeispiele und besondere Befunde | 167 |
| 11. | Diskussion..... | 182 |
| 11.1. | Verfahren zur Beurteilung von Muskulatur und Skelett | 183 |
| 11.2. | Muskeldrehmomente..... | 197 |
| 11.3. | Muskelkraftvergleich | 199 |
| 11.4. | Einflußfaktoren auf gesunde Gelenke | 205 |
| 11.5. | Einflußfaktoren auf erkrankte Gelenke | 211 |
| 11.6. | Vergleich zwischen arthritischen und gesunden Gelenken ... | 216 |
| 11.7. | Fallbeispiele und besondere Befunde | 219 |
| 11.8. | Schlußfolgerungen und Ausblick..... | 225 |

| | |
|-----------------------------------|------------|
| IV. Zusammenfassung | 227 |
| Literaturverzeichnis..... | 231 |
| Abbildungsverzeichnis..... | 247 |
| Tabellenverzeichnis..... | 251 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|----------|---|
| Abb.: | Abbildung |
| Aufl.: | Auflage |
| bzw.: | beziehungsweise |
| ca.: | circa |
| CAD/CAM: | Computerunterstützte Modellierung |
| CHAQ: | Child Health Assessment Questionnaire |
| CT: | Computertomographie |
| Diff.: | Differenz |
| DMARD: | disease modifying antirheumatic drugs (langwirksame, krankheitsbeeinflussende Antirheumatika) |
| DXA: | Dual Energy X-ray Absorbtiometry (Dual-Röntgen-Absorptiometrie) |
| EMG: | Elektromyographie |
| et al.: | et alii (und andere) |
| Gl.: | Gleichung |
| Hrsg.: | Herausgeber |
| ILAR: | International League of Associations for Rheumatology (Internationale Rheumaliga) |
| J.: | Jahre |
| JIA: | Juvenile idiopathische Arthritis |
| Kap.: | Kapitel |
| Koeff.: | Koeffizient |
| Korr.: | Korrelation |
| li: | links |
| LRG: | Lineare Regressionsgleichung nach Jensen |
| max.: | maximal |
| min.: | minimal |
| MM-EXT: | Maximales Muskeldrehmoment der Extension |
| MM-FLX: | Maximales Muskeldrehmoment der Flexion |
| MRT: | Magnetresonanztomographie |

| | |
|--------|--|
| MTX: | Methotrexat |
| NSAID: | nichtsteroidale, anti-inflammatorische Medikamente |
| pQCT: | periphere Computertomographie |
| PRG: | Polynomiale Regressionsgleichung nach Jensen |
| proz.: | prozentual |
| re: | rechts |
| RF: | Rheumafaktor |
| RG: | Regressionsgleichung nach Jensen (lineare und polynomiale) |
| ROM: | Range of Motion (Bewegungsumfang) |
| Std.: | Standardabweichung |
| Tab.: | Tabelle |
| WHO: | World Health Organization (Weltgesundheitsorganisation) |
| WVM: | Wasserverdrängungsmethode |
| z.B.: | zum Beispiel |
| ZQM: | Zylinder-Quader-Modell |

I. Einleitung

Alltagshandlungen setzen eine normale Funktionalität der Gelenke voraus. Dabei werden neben einem ausreichend großen Bewegungsumfang, eine gute Koordination, eine angemessene Bewegungsgeschwindigkeit und eine hinreichende Kraft benötigt. Eine Beurteilung der Gelenkfunktionalität sollte deshalb alle genannten Parameter berücksichtigen können.

Die Beurteilung des Bewegungsumfanges kann klinisch einfach anhand der maximalen Winkel der Gelenke mit manuellen Goniometern gemessen werden. Die Beurteilung der Koordination, Geschwindigkeit, Beschleunigung (Kinematik) und der Kraft (Kinetik) erfordern komplexere Meßeinrichtungen.

Die Beurteilung der Gelenkkinetik wird vorzugsweise in der Sportmedizin und teilweise in der Erwachsenenmedizin eingesetzt. In der Pädiatrie finden Verfahren zur Beurteilung der Gelenkkinetik vor allem im Rahmen von Studien zu spastischen Paresen Anwendung [118]. Daneben beschäftigen sich einige Artikel mit der Kinetik des Gehens von gesunden Kindern [26]. Über die Gelenkkinetik von Kindern mit rheumatischen Erkrankungen existieren zur Zeit keine genauen Erkenntnisse.

Bis jetzt finden sich nur wenige kinetische Untersuchungen an Kindern mit rheumatischen Erkrankungen in der Literatur [61]. Dabei ist gerade bei diesen Kindern die genaue Kenntnis der Gelenkmobilität und des Gelenkzustandes von großer Bedeutung sowohl für die Therapiekontrolle als auch für die langfristige Erhaltung der Gelenkfunktion.

Das Ziel dieser Arbeit besteht darin, die Einsatzmöglichkeit der Elektrogoniometrie zur Beurteilung der Gelenkkinetik in der Pädiatrie zu untersuchen. Dabei sollen vor allem die Möglichkeiten zur Beurteilung von arthritischen Gelenken mit diesem Verfahren aufgezeigt werden.

1. Rheumatische Erkrankungen in der Pädiatrie

Im Vordergrund der pädiatrischen rheumatologischen Erkrankungen steht die Arthritis, eine schmerzhafte Entzündung der Gelenke und des Bewegungsapparates. Von einer Arthritis spricht man, wenn an mindestens einem Gelenk ohne traumatologische Ursache eine Schwellung oder ein Erguß besteht oder mindestens zwei der Kriterien Bewegungsschmerz, Bewegungseinschränkung, Druckschmerzhaftigkeit und Überwärmung zutreffen [73]. Während der Erkrankung an einer chronischen Arthritis besteht immer die Gefahr der Schädigung des Bewegungsapparates, diese kann von einer Muskelatrophie bis zur Kontraktur mit Schädigung der Knochen reichen. Die Erhaltung der kompletten Gelenkfunktion mit der Erhaltung der physiologischen Gelenkachsen ist vorrangiges Behandlungsziel pädiatrisch rheumatologischer Erkrankungen [51, 145].

Unter den Begriff der rheumatischen Erkrankungen fällt eine Vielzahl von Erkrankungen mit unterschiedlicher Ätiologie. Das gemeinsame Merkmal ist eine Manifestation am Stütz- und Bindegewebe des Bewegungsapparates. Bei einigen Erkrankungen besteht eine Mitbeteiligung des Bindegewebes der inneren Organe. Die rheumatischen Erkrankungen umfassen die infekt-assoziierten Arthritiden, die juvenile idiopathische Arthritis (JIA), die Kollagenosen, die Arthropathien und andere rezidivierende Schmerzzustände der Gelenke [66, 150].

Die infekt-assoziierten Arthritiden können über mehrere Wochen und Monate andauern und mit erheblichen Schmerzen und Entzündungszeichen einhergehen. Nach Abklingen der Symptome bleiben keine Folgezustände an den Gelenken bestehen [50].

Bei vielen anderen Erkrankungen kann begleitend oder im Verlauf eine Arthritis auftreten. Hierzu zählen Autoimmunerkrankungen, wie der Lupus erythematodes oder die Vaskulitiden. Auch bei Immundefekten und Stoffwechselerkrankungen kann eine Arthritis Begleitsymptom sein [66, 156].

Eine chronische Arthritis kann sowohl im Erwachsenenalter als auch im Kindes- und Jugendalter beginnen. Nach der Klassifikation der International League of Associations for Rheumatology (ILAR) spricht man von einer juvenilen idiopathischen Arthritis (JIA), wenn der Erkrankungsbeginn vor dem sechzehnten Lebensjahr liegt, die Arthritis in einem oder mehreren Gelenken über einen

Zeitraum von mindestens sechs Wochen besteht und andere definierte Ursachen der Arthritis ausgeschlossen werden können [73, 122].

1.1. Juvenile idiopathische Arthritis

Die juvenile idiopathische Arthritis (JIA) wird in sieben Gruppen unterteilt, die Klassifikation in die einzelnen Gruppen erfolgt sechs Monate nach Krankheitsbeginn (Abb. 1). Ein wichtiges Einteilungskriterium stellt dabei die Anzahl der betroffenen Gelenke, eine rheumatische Erkrankung bei einem anderen Familienmitglied sowie eine eventuelle zusätzliche Beteiligung weiterer Organsysteme dar.

Untergruppen der juvenilen idiopathischen Arthritis:

- Systemische Arthritis
- Polyarthritis mit negativem Rheumafaktor
- Polyarthritis mit positivem Rheumafaktor
- Oligoarthritis
 - Persistierend
 - Erweitert
- Enthesitisassoziierte Arthritis
- Psoriasisarthritis
- Andere
 - Kriterien für 1-6 nicht erfüllt
 - Kriterien für mehr als eine Kategorie erfüllt

Abb. 1: ILAR-Klassifikation der juvenilen idiopathischen Arthritis [122]

Eine systemische Arthritis liegt vor, wenn die Arthritis mit intermittierendem Fieber über 39°C auftritt und zusätzlich ein makulopapulöses, hellrotes Exanthem, eine Polyserositis, eine Hepatosplenomegalie oder eine Lymphadenopathie vorliegt [66, 122].

Von einer polyartikulären Verlaufsform spricht man, wenn bei Erkrankungsbeginn fünf oder mehr Gelenke entzündet sind. Hierbei wird zwischen einer Rheumafaktor negativen und einer Rheumafaktor positiven Form unterschied-

Einleitung — Rheumatische Erkrankungen in der Pädiatrie

den. Letztere gleicht in der Symptomatik der seropositiven chronischen Polyarthritiden des Erwachsenen [66, 122].

Bei einer Oligoarthritis sind bei Krankheitsbeginn höchstens vier Gelenke betroffen. Sie ist persistierend, wenn auch nach Ablauf von sechs Monaten nicht mehr als vier Gelenke betroffen sind, ansonsten handelt es sich um die erweiterte Form [66, 122].

Die enthesitisassozierte Arthritis weist meist Entzündungen im Bereich der Sehnenansätze auf und befällt hauptsächlich das Achsenskelett [66, 122].

Die Psoriasisarthritis geht mit typischen Hautveränderungen beim Patienten selbst einher. Auch wenn ein direktes Familienmitglied an einer Psoriasisarthritis erkrankt ist, wird die rheumatische Erkrankung als Psoriasisarthritis klassifiziert [66, 122].

Die Formen, die nicht kategorisiert werden können, weil sie entweder die Kriterien nicht erfüllen oder nicht eindeutig einer anderen Form zugeordnet werden können, fallen in die Kategorie „Andere“ [66, 122].

Die Angaben zur Inzidenz und Prävalenz der JIA in Europa divergieren sehr stark. Die Inzidenz schwankt je nach Autor zwischen 1,3 und 22,6 und die Prävalenz zwischen 10 und 150 jeweils pro 100.000 Kinder unter 16 Jahren [41, 150]. Damit stellt sie die häufigste rheumatische Erkrankung im Kindesalter dar.

Im Mittelpunkt der JIA stehen immer die Gelenke, bei der systemischen Form kann jedoch die Beteiligung anderer Organe in den Vordergrund rücken. Ein Augenmerk muß bei allen Formen der JIA, vor allem jedoch bei der Oligoarthritis, auf eine in etwa 30% bis 40% der Erkrankungsfälle auftretende Iridozyklitis gelegt werden. Die Iridozyklitis ist eine häufige Begleiterkrankung, die zunächst mit wenig Symptomatik einhergeht, dann aber zu Visusminderung und Sehverlust führen kann [52].

Die Prognose der juvenilen idiopathischen Arthritis hängt stark von der Untergruppe ab. Kinder mit einer oligoartikulären Verlaufsform weisen dabei die beste Prognose auf, solche mit systemischer Verlaufsform die schlechteste [115]. Bei etwa 60% der Patienten kommt die Erkrankung vollständig zum Stillstand [73, 115]. Die übrigen Patienten haben nach der Pubertät weiterhin aktive Zeichen einer Arthritis [115, 165]. Insgesamt geben die Hälfte aller Patienten

auch im Erwachsenenalter persistierende Gelenkschmerzen an [165], entweder durch weiterbestehende Entzündungen oder wegen bleibender Gelenkschädigungen. Inwieweit neue Therapien die Prognose beeinflussen können, bleibt abzuwarten [165].

1.2. Gelenkpathologie

Die Ätiologie der juvenilen idiopathischen Arthritis kann bis heute nicht abschließend geklärt werden. Sie gehört in die inhomogene Gruppe der Autoimmunerkrankungen. Nach Dannecker und Horneff wird für die Entstehung der JIA ein multifaktorielles Geschehen angenommen [27]. Hypothetisch sind an der Entstehung neben Umweltfaktoren, wie Infektionen, Toxine und Ernährung, auch genetische Faktoren beteiligt [27].

Die Entzündungen bei der Arthritis im Bereich der Gelenke bewirken zunächst eine Exsudation im Gelenkspalt mit einer teilweise massiven Vermehrung der Gelenkflüssigkeit. Die Entzündung manifestiert sich primär an der Synovialmembran und zwar sowohl bei den postinfektiösen (reaktiven) als auch bei den autoimmunen Gelenkerkrankungen [4]. Bei der infektiösen Arthritis zeigt sich ein granulozytenreiches Exsudat mit einer reversiblen entzündlichen Reaktion. Die Zusammensetzung des Exsudates bei den autoimmunologischen (reaktiven und chronischen) Arthritiden ist komplexer [4]. Durch die Entzündung hypertrophiert die Synovialis schon im frühen Stadium der Erkrankung [106]. Das gelenknahe Bindegewebe proliferiert bei den chronischen Arthritiden und bildet Pannusgewebe („aggressiv erscheinende Fibroblasten“ [106]). Das Pannusgewebe beteiligt sich an der Destruktion des Knorpels. Mit der Zeit kann das entzündliche Geschehen in ein degeneratives Reaktionsmuster übergehen, wobei das aktivierte Bindegewebe die zentrale Rolle spielt [106].

Klinisch zeigt sich zu Beginn eine mehr oder weniger ausgeprägte Gelenkschwellung, die eventuell mit massiven Schmerzen und Bewegungseinschränkungen verbunden ist. Im Stadium der Gelenkdestruktion imponieren eine verminderte Gelenkbeweglichkeit und eine eventuelle Achsenfehlstellung des Gelenkes [50]. Die Gelenkbeweglichkeit nimmt jedoch nicht nur durch das lokale entzündliche Geschehen ab, sondern vor allem durch die Einnahme

Einleitung — Rheumatische Erkrankungen in der Pädiatrie

schmerzentlastender Schonhaltungen [50]. Diese führen rasch zur Muskelatrophie und zur Verkürzung der Muskeln, die das Gelenk in die Schonhaltung bringen [152]. Die daraus resultierende Fehlbelastung des betroffenen Gelenkes und seiner benachbarten Gelenke verstärkt die Schädigung [152]. Die Schonhaltungen können nach Abklingen der Entzündungsreaktion fortbestehen und zu einer weiteren Verschlechterung der Gelenkfunktion führen. Im Laufe der Zeit können die Fehlhaltungen auch passiv nicht mehr aufgehoben werden, das Gelenk hat an Bewegungsumfang verloren [152] (Abb. 2).

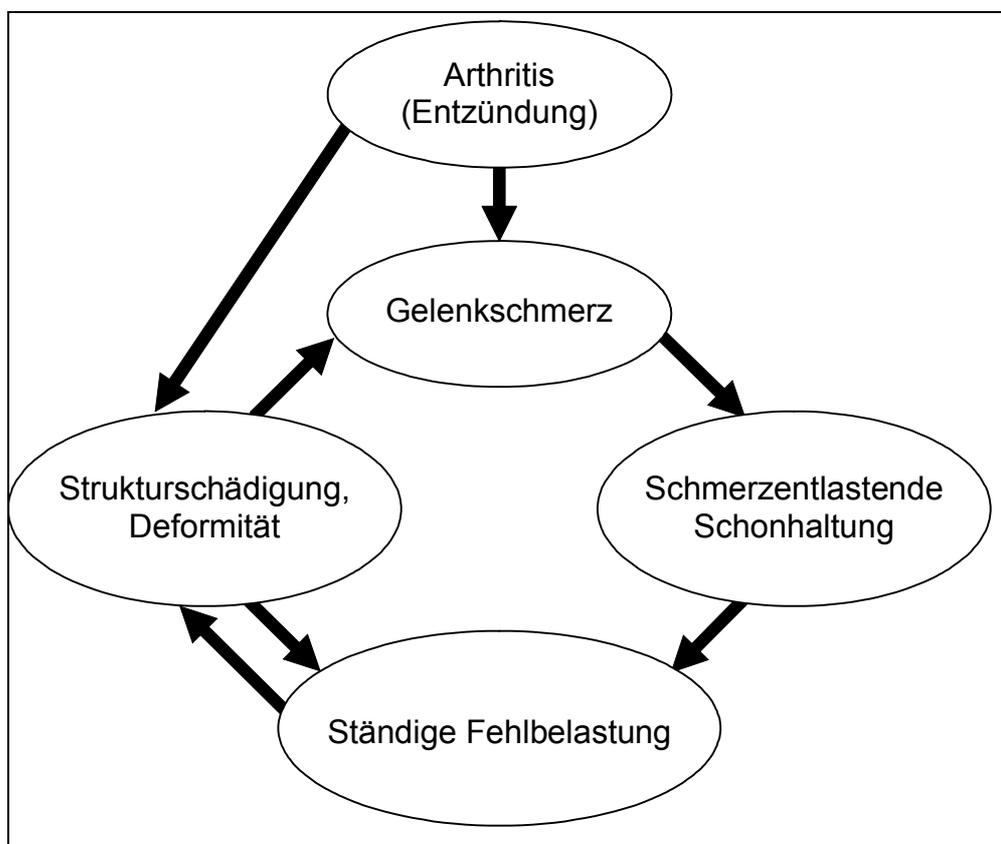


Abb. 2: Teufelskreis einer schmerzhaften Arthritis, modifiziert nach Häfner, 1998 [50]

Durch die anhaltende Minderbelastung und häufige Entzündungen sind bleibende Schäden sowohl für die betroffene Extremität als auch für den gesamten Organismus zu befürchten. Dadurch bedingt kann es sowohl zu allgemeinen als auch zu lokalen Wachstumsstörungen an den einzelnen Extremitäten kommen. Diese beeinträchtigen das Kind in seinem sozialen Umfeld [6, 115].

Allgemeine Wachstumsverzögerungen und im Extremfall bleibender Minderwuchs kommen vor allem bei der systemischen Arthritis und der Polyarthritis

vor. Der Beginn der Pubertät kann sich verschieben und dadurch erscheinen die Größenunterschiede zu Gleichaltrigen noch dominierender. Teilweise kann noch ein Aufholwachstum bei nachlassender Krankheitsaktivität vor Epiphysenschluß stattfinden [151].

Daneben finden sich lokale Wachstumsstörungen, die je nach Alter der Kinder sowohl als beschleunigtes als auch als vermindertes Wachstum imponieren können. Sie sind bei asymmetrischem Befall der Gelenke, vor allem bei der Oligoarthritis, am deutlichsten zu sehen. Bei Kleinkindern kann es durch die Hyperämie an den entzündeten Gelenken und im Bereich der Epiphysen zu einer Wachstumsbeschleunigung mit beschleunigter Ossifikation kommen. Bei älteren Kindern kann durch die Entzündung die Epiphysenfuge zerstört werden, das daraus resultierende verminderte Wachstum dieser Extremität kann dann nicht mehr aufgeholt werden [151, 155]. Auch durch die schmerzbedingten Schonhaltungen und die daraus resultierenden Fehlstellungen kann es am betroffenen Gelenk und an seinen Nachbargelenken zu vermindertem Wachstum kommen. Eine wichtige Voraussetzung für physiologisches Wachstum ist jedoch eine intakte Funktion der Gelenke und der altersentsprechende Einsatz dieser Gelenke [151].

Wichtig ist nun durch eine geeignete Therapie diesen Teufelskreis (Abb. 2) zu durchbrechen. Die Erhaltung der Gelenkfunktionen ist gerade in der Therapie der kindlichen und juvenilen Formen der Arthritis von besonderer Bedeutung. Bei etwa zwei Drittel der Patienten läßt sich eine komplette Remission erzielen [165]. Entscheidend für das Wohlbefinden der Patienten ist ein möglichst geringer Schaden an den Gelenken mit erhaltener Gelenkmobilität und -funktion und vor allem Schmerzfreiheit. Dies muß oberstes Ziel der Therapie der JIA sein [72, 145]. Für die Therapie spielen neben der entzündungshemmenden Medikation vor allem die Linderung von Schmerzen und der Einsatz von Physiotherapie eine entscheidende Rolle [145].

1.3. Pharmakotherapie

Die Pharmakotherapie der juvenilen idiopathischen Arthritis verfolgt zwei wichtige Ziele: erstens eine Reduktion der Entzündungsaktivität und zweitens eine Verminderung der Schmerzen.

Der konsequenten Therapie rheumatischer Erkrankungen mit einer Abnahme der Schmerzen kommt eine besondere Bedeutung zu, denn erst sie ermöglicht ein Durchbrechen des Teufelskreises (Abb. 2). Nur ein Kind, das keine Schmerzen verspürt, kann sich altersgemäß bewegen und damit auch entwickeln. Gerade bei Säuglingen und Kleinkindern hängt die geistige Entwicklung unmittelbar mit der motorischen Entwicklung zusammen [50].

Zur Behandlung der rheumatoiden Arthritis werden folgende Medikamentengruppen und Behandlungen eingesetzt:

1. Nichtsteroidale, anti-inflammatorische Medikamente (NSAID)
2. Krankheitsbeeinflussende antirheumatische Medikamente (DMARD)
 - a. Basistherapeutika
 - b. Zytotoxische oder immunsuppressive Medikamente
 - c. Biologische Immunmodulatoren
3. Glukokortikoide
4. Stammzelltransplantation

Zunächst werden nichtsteroidale, anti-inflammatorische Medikamente (NSAID) eingesetzt. Dazu zählen Azetylsalicylsäure, Ibuprofen, Naproxen, Diclofenac und Indometacin [69]. Sie bewirken sowohl eine direkte Schmerzlin-derung als auch einen positiven Effekt auf den Rückgang der Entzündungsakti- vität [72, 73]. Die neuen selektiven Cyclooxygenase-2 (COX-2) Inhibitoren gehören ebenfalls in diese Gruppe und versprechen bei gleicher Wirksamkeit geringere Nebenwirkungen [108].

Bei Nichtansprechen auf NSAID oder weiterem Fortbestehen der Entzün- dung werden krankheitsbeeinflussende antirheumatische Medikamente (DMARD) eingesetzt [72, 19]. Zu dieser Gruppe zählen die klassischen Ba- sistherapeutika ebenso wie zytotoxische oder immunsuppressive Medikamente.

Einleitung — Rheumatische Erkrankungen in der Pädiatrie

Zu den klassischen Basistherapeutika rechnet man Sulfasalazin, Antimalariamittel (Chloroquin und Hydroxychloroquin), organische Goldverbindungen und D-Penicillamin [69]. Zur Gruppe der zytotoxischen oder immunsuppressiven Medikamente gehören neben Methotrexat (MTX) auch Azathioprin, Cyclosporin A, Cyclophosphamid und der Immunmodulator Leflunomid [69, 72]. Diese Medikamente haben keinen sofort einsetzenden analgetischen oder anti-entzündlichen Effekt, wirken aber nach Wochen bis Monaten antirheumatisch. Inzwischen wird vor allem das relativ gut verträgliche MTX schon im frühen Krankheitsverlauf eingesetzt, um Gelenkdestruktionen zu verhindern und den Krankheitsprozeß abzuschwächen. Ebenfalls in die Gruppe der DMARD gehören die biologischen Immunmodulatoren, die TNF- α -Antagonisten Infliximab und Etanercept [72]. Die Immunmodulation erfolgt durch eine Blockade des körpereigenen TNF- α , das eine wichtige Rolle bei der Entstehung von rheumatischen Entzündungen spielt.

Glukokortikoide sind die wirkungsvollsten antiinflammatorisch wirkenden Medikamente. Sie eignen sich sowohl für systemische als auch für lokale Anwendungen im entzündeten Gelenk [19]. Die schwerste Nebenwirkung im Kindesalter ist die Hemmung des Wachstums, die bei der oralen Langzeittherapie auftritt und zu einem bleibenden Kleinwuchs der behandelten Kinder führen kann [72, 19]. Deshalb wird die orale Therapie in der Pädiatrie zurückhaltend eingesetzt. Der Einsatz von Glukokortikoiden als Stoßtherapie oder als lokale Injektion in das Gelenk findet dagegen häufiger Anwendung [19]. Die Nebenwirkungen sind bei diesen Anwendungsformen gering.

Bei einem schweren und langwierigen Erkrankungsverlauf bleibt meist eine Kombinationstherapie unterschiedlicher Medikamente unausweichlich. Als ultima ratio kann eine homologe Stammzelltransplantation nach Hochdosisgabe von Endoxan helfen. In der pädiatrischen Rheumatologie wird dieses Verfahren jedoch zur Zeit nur im Rahmen von Studien eingesetzt [104].

1.4. Physiotherapie

Die Physiotherapie wird erst durch eine ausreichende Schmerztherapie ermöglicht. Sie ist jedoch für die weitere Prognose und den Zustand der Gelenke bei anhaltender Remission ein entscheidendes Instrument.

Folgender Stufenplan existiert zur physiotherapeutischen Behandlung von Kindern mit Arthritis [53]:

1. Entspannung und Schmerzlinderung
2. Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit
3. Bahnen physiologischer Bewegungsabläufe.

Mit Hilfe der Physiotherapie kann die Gelenkbeweglichkeit wiedererlangt und normale Bewegungsmuster wiedererlernt werden, die den Teufelskreis aus Schmerzen, Schonhaltungen und Fehlstellungen durchbrechen (Abb. 2).

Des Weiteren werden die Muskulatur aufgebaut und die Gelenke bewegt. Durch die Bewegung erhält der Knochen neue Reize, die für seinen Aufbau wichtig sind. Denn erst die biomechanischen Belastungen ermöglichen den altersgerechten Aufbau und das Wachstum der Knochen [151]. Dadurch wird ein altersentsprechendes Längenwachstum des gesamten Organismus erreicht und ein späteres Osteoporoserisiko vermindert. Jedoch nicht nur die körperlichen Folgeschäden können durch eine bestmögliche Therapie vermindert werden, auch die soziale Integration der chronisch kranken Kinder wird erleichtert. Die Therapieziele sind eine maximale Gelenkfunktion, die Prävention von Deformitäten und die Ermöglichung einer altersentsprechenden, weitgehend normalen Entwicklung [8].

1.5. Osteoporose als Folge der JIA

Die Osteoporose ist eine systemische Erkrankung des Skeletts, die durch Verminderung der Knochendichte gekennzeichnet ist. Nach der World Health Organization (WHO) versteht man unter einer Osteopenie eine Knochendichte zwischen 1 und 2,5 Standardabweichungen unterhalb der maximalen Knochendichte eines gesunden 25-jährigen und unter Osteoporose eine Abnahme um

mehr als 2,5 Standardabweichungen [123]. Diese Definition kann nicht auf Kinder übertragen werden, da sie ihre maximale Knochendichte erst noch erreichen werden [23]. Bei Kindern wird eine Osteoporose meist abgegrenzt als Abweichung der Knochendichte von mehr als 2,5 Standardabweichungen im Vergleich zu einer gleichaltrigen Kontrollgruppe [124].

Die Knochendichte wird durch genetische, hormonelle, mechanische und ernährungsbedingte Faktoren beeinflusst [123]. Die mechanischen Faktoren stellen den bedeutendsten Stimulus für den Aufbau der Knochenmasse dar.

Bis etwa zum 25. Lebensjahr nehmen die Knochendichte und –masse zu. Anschließend nimmt die Vaskularisierung des Knochens ab und die Knochenmasse verringert sich kontinuierlich bis ins hohe Lebensalter [143, 141]. Ein ständiger Umbau der Knochenmasse findet von der Kindheit bis ins hohe Alter statt. Dabei wird an der einen Stelle Knochen abgebaut, um an anderer Stelle wieder aufgebaut zu werden. Wenn sich Abbau und Aufbau die Waage halten, bleibt die Knochenmasse konstant [37]. Zum Beispiel wird bei ausreichender Bewegung vermehrt Knochensubstanz angebaut, bei verminderter Bewegung vermehrt abgebaut. Knochenumbau findet lebenslang statt, aber das makroskopische Wachstum der Knochenmasse nur während der Kindheit [37]. Wenn in der Wachstumsphase Defizite in der Knochenmineralisation auftreten, können sie den während des Alterns auftretenden Verlust an Knochenmasse verstärken [44].

Eine ausreichende biomechanische Beanspruchung während des Wachstums ist der bedeutendste Stimulus für den Knochenaufbau [33, 37]. Vor allem die Muskulatur spielt durch ihre biomechanische Stimulation eine entscheidende Rolle für die Entwicklung des Knochens [140].

Knochenmasseverluste sind bei der JIA häufig und beginnen schon in frühen Erkrankungsphasen [48, 63, 120]. Faktoren, die mit einer extremen Abnahme der Knochenmasse einhergehen, sind: eine hohe Entzündungsaktivität, die Betroffenheit mehrerer Gelenke mit Immobilisation, einige antirheumatische Therapeutika und eine lange Krankheitsdauer [20, 121, 123, 126]. Antirheumatische Therapeutika, die die Knochendichte negativ beeinflussen, sind vor allem die Glukokortikoidoide [121]. Die Meinungen über den Einfluß von Methotrexat

Einleitung — Rheumatische Erkrankungen in der Pädiatrie

auf die Knochendichte sind geteilt. Es sind einzelne Fälle von Erwachsenen bekannt geworden, die nach längerer Methotrexattherapie eine Osteoporose entwickelt haben [167]. Bei Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis scheint jedoch der Zuwachs an Knochenmasse durch Methotrexat nicht beeinflusst zu werden. Dies wird durch den positiven Einfluß auf den Knochenaufbau durch eine Reduzierung der Entzündungsaktivität erklärt [14, 63]. Kinder mit einer Polyarthritits oder einer systemischen Arthritis sind gefährdeter für eine Osteoporose als Kinder mit einer Oligoarthritits [120].

Die Gefahren einer verminderten Knochendichte im Kindesalter liegen in einem erhöhten Frakturrisiko im Laufe des Lebens, welches selten auch schon im Kindesalter manifest wird. Bedingt durch eine geringere Ossifikation, bleibt das Längenwachstum der Knochen zurück, es kommt zu einem Minderwuchs bei den betroffenen Kindern [120, 151, 155]. Als Folge vermindert sich die Knochenstabilität und das Frakturrisiko erhöht sich. Dann kann es vor allem in der Remission der Erkrankung, wenn die Kinder sich wieder vermehrt aktiv bewegen, zu Streßfrakturen kommen [89]. Insgesamt bauen Kinder mit rheumatischen Erkrankungen eine verminderte maximale Knochenmasse (Peak bone mass) auf [120] und damit steigt die Wahrscheinlichkeit der Entwicklung einer manifesten Osteoporose mit höherem Lebensalter [123].

Durch die Bewegungseinschränkung und die Schonung der betroffenen Gelenke verringert sich die Muskelmasse und damit die Zugkraft der Muskeln auf den Knochen [139]. Kinder mit chronischer Arthritis verlieren Muskelkraft in den betroffenen und benachbarten Gelenken allein durch die Entzündungsaktivität und die Erkrankungsdauer [97]. Die atrophierten Muskeln können nur einen geringeren Zug auf den Knochen ausüben und deshalb nimmt die Knochenmasse ab (Abb.3).

Die Ursache des verzögerten Wachstums und des Knochenmassedefizits liegt in einer gehemmten Knochenbildung und nicht an einer erhöhten Knochenresorption [120]. Es konnte bei chronischer JIA kein Vitamin-D-, Calcium- oder Phosphat-Defizit als Ursache nachgewiesen werden [120]. Der Grund für die geringere Knochenmasse erklärt sich hauptsächlich durch die verringerte mechanische Beanspruchung.

Einleitung — Rheumatische Erkrankungen in der Pädiatrie

wird die allgemeine Entzündungsaktivität mittels Laborparametern (Blutsenkungsgeschwindigkeit, Blutbild, C-reaktives Protein, etc.) beurteilt und zur weiteren Beurteilung der Gelenksituation können sonographische oder radiologische Diagnostiken der beteiligten Gelenke hinzugezogen werden [68]. Die funktionellen Beeinträchtigungen des Kindes im Alltag können mittels eines standardisierten Fragebogens quantifiziert werden. Meist wird dazu der Child Health Assessment Questionnaire (CHAQ) eingesetzt [36].

Eine weitere Möglichkeit zur Beurteilung der Patienten bietet der core set, welcher die Krankheitsaktivität anhand (1.) der ärztlichen Untersuchung, (2.) der subjektiven Beurteilung des Wohlbefindens, (3.) einer Funktionsprüfung, (4.) der Anzahl arthritischer Gelenke, (5.) der Anzahl bewegungseingeschränkter Gelenke und (6.) der Blutkörperchensenkungsgeschwindigkeit bewertet [43, 134]. Es fehlt jedoch eine allgemeine standardisierte Kontrolle des Therapieerfolges bei der juvenilen idiopathischen Arthritis [133].

Den wichtigsten Parameter zur Überprüfung des Therapieerfolges stellt die Gelenkfunktion dar. Unter der Gelenkfunktion versteht man die Beurteilung des Gelenkstatus, des Bewegungsumfanges (ROM) und der Alltagsfunktionalität eines Gelenkes. Im klinischen Alltag erfolgt meist nur eine subjektive Beurteilung der ROM anhand von visuellen Schätzungen des Untersuchers [158, 164]. Die genauere Methode zur Ermittlung der ROM mittels der manuellen Goniometrie findet selten Anwendung. Die Beurteilung durch die konventionelle, manuelle Goniometrie hängt ebenfalls stark von der Erfahrung des Untersuchers ab [98]. Genauere Beurteilungen über den Bewegungsumfang können zum Beispiel mittels der Elektrogoniometrie gemacht werden [46, 88]. Daneben können mittels der Elektrogoniometrie noch kinematische und kinetische Parameter erhoben werden, die die Gelenkfunktion näher beschreiben können.

2. Bedeutung von Kinetik

Die Kinetik als Teilgebiet der Dynamik befaßt sich mit der Änderung der Bewegungsgrößen, Weg, Geschwindigkeit und Beschleunigung unter Einwirkung von Kräften. Die Kraft ist der Auslöser einer geradlinigen Bewegung. Bei einer Drehbewegung ist neben der Kraft noch der Abstand zur Drehachse von Bedeutung, das Produkt aus Abstand c und Kraft F wird als Drehmoment bezeichnet (Abb. 4). Durch die Betrachtung der Kinetik einer Bewegung gewinnt man einen Überblick über die Ursachen einer Bewegung [137].

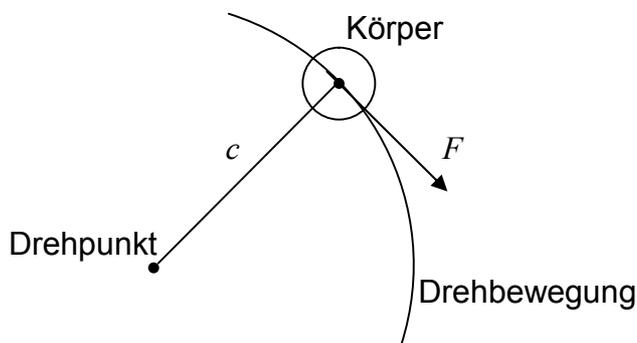


Abb. 4: Graphische Darstellung des Drehmomentes

Die Kinetik erlaubt sowohl Rückschlüsse auf die Kraft als auch auf die Ausführung der Bewegung und könnte damit ein wichtiges Instrument der Therapiekontrolle und Prognose werden. Zur Berechnung der Kinetik einer Bewegung werden neben dem gemessenen Bewegungsablauf die Massen der bewegten Extremität benötigt.

Das Muskeldrehmoment entspricht der Summe aller auf das einzelne Gelenk einwirkenden Muskelkräfte in bezug auf ihren Hebelarm. Die direkt auf den Knochen einwirkenden Kräfte können mit heutigen Methoden nicht von außen gemessen werden. Das Gelenkdrehmoment ist das Resultat aller inneren Momente und Kräfte, die ursächlich durch die Kontraktion von Muskeln (Agonisten, Antagonisten) erzeugt werden [76]. Das Muskelsystem besitzt einen wichtigen Voraussagewert für die Knochenentwicklung im Kindes- und Jugendalter [140].

Um einen veränderten Bewegungsablauf frühzeitig erkennen zu können, bedarf es objektiver Untersuchungsmethoden. Diese dürfen sich jedoch nicht auf die Beurteilung des Bewegungsumfanges beschränken, sondern müssen

Einleitung — Bedeutung von Kinetik

alle Bewegungsparameter erfassen. Die Erfassung der Gelenkdrehmomente liefert wichtige Hinweise auf die auf den Knochen einwirkenden Kräfte. Eine verminderte Krafteinwirkung am Knochen führt zu Veränderungen der Knochenzusammensetzung und damit zu einer verminderten Knochenmasse [37]. Dies kann zu Osteoporose führen (Kap. 1.5. „Osteoporose als Folge der JIA“).

Die Einschränkungen der Kinder zeigen sich nicht nur in einem verminderten Bewegungsumfang, sondern vor allem in einer veränderten Bewegungsausführung. Diese hängt stark mit der Flüssigkeit, Geschwindigkeit und Beschleunigung der Bewegung (Kinematik) zusammen, welche ihrerseits von der für diese Bewegung aufgewendeten Kraft (Kinetik) abhängig ist [65]. Die Kinder belasten ihre betroffenen Gelenke anders als ihre gesunden Gelenke. Dies zeigt sich in einem veränderten Bewegungsmuster (z.B. Gangbild, Schriftbild) [152]. Die Fehlbelastungen können langfristig zu Veränderungen an den Gelenken und Knochen führen [63, 152]. Somit können die kinetischen und kinematischen Parameter der Bewegungen wichtige Hinweise auf die aktuelle Befindlichkeit des Kindes und seine weitere Behandlung und Prognose geben.

Das Muskelsystem stellt den wichtigsten Stimulus für die Knochenentwicklung im Kindes- und Jugendalter dar [140]. Zur Beurteilung des Muskelsystems können direkte Kraftmessungen und Bewegungsanalysen herangezogen werden. Die Elektrogoniometrie ist eine etablierte Methode zur Beurteilung der ROM, sie liefert darüber hinaus zusätzliche Informationen über die Bewegung [114, 157]. Sowohl die Kinematik einer Bewegung als auch die Kinetik, als Ursache einer Bewegung [137], können hiermit untersucht werden.

2.1. Segmentmassen

Die Segmentmassen entsprechen dem Gewicht der einzelnen Körperteile. Zur Analyse kinetischer Parameter ist eine exakte Erfassung der Segmentmassen der Patienten erforderlich. Die benötigten Massen der Arme und Beine berechnet man aus dem Volumen der einzelnen Körpersegmente.

Die direkten Verfahren zur Ermittlung der Körpersegmentvolumina sind sehr genau, aber für die breite Anwendung in der Klinik zu zeitaufwendig. Teilweise erfordern diese Verfahren einen großen apparativen Aufwand. Eine Alternative

dazu bieten die Modellverfahren zur Berechnung der Segmentmassen. Die statistischen Verfahren berücksichtigen meist nur wenige Parameter (Alter und evtl. Gewicht der Kinder) und sind somit relativ ungenau. Die vorhandenen mathematischen und geometrischen Modelle sind nicht direkt für Kinder entwickelt und eine Übertragbarkeit auf diese erscheint fraglich [1].

Sinnvoll wäre eine direkte Messung der anthropometrischen Parameter (Segmentmassen und Trägheitsmomente) am Kind. Diese sollte jedoch schnell und einfach durchführbar sein.

2.1.1. Anthropometrische Meßverfahren

Zur Ermittlung des Volumens der einzelnen Körpersegmente eines Menschen werden verschiedene Methoden beschrieben. Die Daten für sämtliche Berechnungsverfahren entstammen anthropometrischen Datenbanken, welche durch direkte anthropometrische Messungen an einer Lebenden oder Verstorbenen erstellt worden sind. Zur Berechnung der Masse werden die Dichten der unterschiedlichen Gewebe des Körpers benötigt, welche aus Tabellen entnommen werden können [31]. Dabei wird angenommen, daß die Dichte über das gesamte Extremitätensegment homogen verteilt sei. Die Dichten sind an toten Erwachsenen ermittelt worden. Für Kinder fehlen entsprechende Daten.

Wenige Autoren haben sich mit Segmentmassen und Massenträgheitsmomenten von Heranwachsenden beschäftigt, die meisten von ihnen mit dem Ziel der Analyse von Veränderungen der Körperproportionen während des Wachstums [80]. Die Verwendung der Daten für dynamische Bewegungsanalysen ist durch die Darstellung der Ergebnisse häufig stark eingeschränkt.

Tabelle 1 listet die verschiedenen Verfahren auf:

Tab. 1: Anthropometrische Meßverfahren

| <u>Ex vivo</u> | <u>In vivo</u> | |
|---|-----------------------------------|--------------------------|
| Direkt | Direkt | Modell (indirekt) |
| Messung der Segmentmassen an Verstorbenen | Wasserverdrängungsmethode | Statistisches Modell |
| | Stereophotographische Methode | |
| | Schnittbildverfahren | Mathematisches Modell |
| | Computerunterstützte Modellierung | |

Einleitung — Bedeutung von Kinetik

2.1.1.1. Direkte Messungen – ex vivo

1. Messung der Segmentmassen an Verstorbenen

Zur direkten Ermittlung der Segmentmassen an Verstorbenen eignen sich die Exartikulation und anschließende Ermittlung der einzelnen Segmentmassen durch Wiegen [24, 31].

Mit Hilfe dieser frühen Studien an Verstorbenen werden ebenfalls die Segmentdichten ermittelt. Durch die Bestimmung der Masse m und des Volumens v eines Segmentes läßt sich die Dichte δ durch nachfolgende Formel berechnen:

$$m = v \cdot \delta$$

Diese Dichten werden bei allen nachfolgenden Studien und Berechnungen der Segmentmassen übernommen, außer bei den Schnittbildverfahren, welche die gleichzeitige Bestimmung des Volumens und der Dichte erlauben.

2.1.1.2. Direkte Messungen – in vivo

2. Wasserverdrängungsmethode

Li und Dangerfield [94] bestimmen mit der Wasserverdrängungsmethode an etwa 140 kaukasischen Kindern die Segmentvolumina der Extremitäten und stellen diese tabellarisch für die einzelnen Altersgruppen dar. Die Bestimmung des verdrängten Volumens durch das Eintauchen der Segmente in Wasser ist sehr präzise.

3. Stereophotographische Methode

Jensen [78] führt stereophotographischen Messungen mit anschließender Volumenberechnung aufgrund eines elliptischen Zonen-Modells an zwölf Jungen im Alter von vier bis fünfzehn Jahren durch. Unter der Stereophotographie versteht man die gleichzeitige Ablichtung des Körpers durch zwei Kameras beziehungsweise durch eine Kamera und die Verwendung eines Spiegels. Man erhält ein dreidimensionales Bild der Körperoberfläche, mit deren Hilfe durch unterschiedlich komplexe Berechnungsverfahren das Volumen berechnet wird.

Ackland et al. [1] verwenden ebenfalls stereophotographische Messungen an dreizehn männlichen Jugendlichen zur Berechnung der Massen und Massenträgheitsmomenten der unteren Extremität und des Rumpfes.

4. Schnittbildverfahren

Zu den Schnittbildverfahren zählen die Computertomographie (CT), die Magnetresonanztomographie (MRT) und die Dual-Röntgen-Absorptiometrie (DXA). Anhand der Schnittbilder kann das exakte Volumen der Segmente einfach berechnet werden. Dazu werden die einzelnen Volumina der Schnittflächen berechnet und mit der Schichtdicke multipliziert. Der Vorteil dieser Verfahren liegt darin, daß gleichzeitig die Dichte der vermessenen Segmente gemessen werden kann. Dies ist deutlich genauer, als die vorhandenen Dichten von Verstorbenen zu verwenden [71, 99, 107, 128].

5. Computerunterstützte Modellierung

Ein weiteres direktes Verfahren stammt aus der Prothesentechnik, die sogenannte Computerunterstützte Modellierung (CAD/CAM-Technik). Ihr Einsatz beschränkt sich bislang auf die genaue Anpassung und Herstellung von Prothesen. Mit Hilfe verschiedener Verfahren, zum Beispiel Laser Scanner oder Ultraschall, werden das Volumen und die äußere Struktur des Stumpfes ermittelt und digitalisiert [81, 95]. Dadurch entsteht ein genaues Abbild der Oberfläche, aus der dann das Volumen berechnet werden kann.

2.1.1.3. Indirekte Messungen – in vivo

6. Statistisches Modell

Statistische Modelle werden anhand einer Vielzahl von ermittelten Daten berechnet. Sie ermöglichen einen Rückschluß von gemittelten Werten aus einer Grundpopulation auf eine interessierende Person. Dafür gibt es verschiedene Methoden [21].

Die einfachste ist die Aufstellung einer Tabelle mit Standardabweichungen für die einzelnen Altersgruppen, wie sie beispielsweise von Li und Dangerfield

Einleitung — Bedeutung von Kinetik

[94] (siehe Punkt b) durchgeführt wird. Die einzige Variable stellt hier das Alter dar. Der Bezug auf einen nach Lebensalter bestimmten Mittelwert aus einer Subpopulation ist jedoch gerade durch die individuellen Eintrittszeitpunkte in die Pubertät und der unterschiedlichen Wachstumsgeschwindigkeiten während dieser Zeit ungenau [82].

Jensen [78] berechnet anhand seiner Daten (siehe Punkt 3, Stereophotographische Methode) Regressionsgleichungen, in die das Alter und das Körpergewicht der Kinder eingehen. Mit Hilfe dieser Angaben können die Segmentmassen von anderen Kindern berechnet werden. Auch für diese Daten gilt die beschränkte Anwendbarkeit in der Pubertät. Da diese nur an Jungen erhoben worden sind, ist die Übertragung der Ergebnisse auf Mädchen fraglich. Die aus dieser Untersuchung hervorgegangenen linearen Regressionsgleichungen basieren auf einem kleinen Kollektiv von zwölf Jungen zwischen 4 und 12 Jahren. In späteren Studien verwendet Jensen [79] nicht-lineare Regressionsgleichungen zur Darstellung seiner Ergebnisse von zwölf älteren Jungen, zwischen vier und sechzehn Jahren. Diese Änderung begründet er damit, daß das Wachstum während der Pubertät nicht mehr geradlinig verläuft. In diese Regressionsgleichungen geht jedoch als einzige Variable das Alter ein.

Ackland et al. [1] berechnet aus seinen Daten polynomiale Regressionsgleichungen, welche die Gesamtgröße und weitere Daten der einzelnen Körperteile in ihre Berechnung einbeziehen. Durch die Einbeziehung weiterer anthropometrischer Daten kann die Berechnung der Massenträgheitsmomente individueller erfolgen, als es durch die Gleichungen von Jensen möglich ist. Die Daten wurden jedoch ebenfalls nur an dreizehn Jungen erhoben, die halbjährlich vermessen wurden. Auch hier liegen keine Daten zu Mädchen vor und es fehlen aufgrund des Versuchsaufbaus Daten zu den oberen Extremitäten.

7. Mathematisches Modell

Hatze [58] entwickelt ein sehr genaues mathematisches Modell zur Berechnung von Segmentvolumina, -massen und -massenträgheitsmomenten, welches für Frauen, Männer und Kinder zu benutzen sei. Zur Berechnung ist jedoch die Erhebung von 242 direkten anthropometrischen Daten notwendig.

Die einfacheren mathematischen Modelle berechnen anhand von äußeren Abmessungen und geometrischen Formeln die Segmentmassen. Es gibt sehr unterschiedliche Ansätze [21] mit eher komplexen computergestützten Verfahren [32, 91] oder mit Hilfe einfacher Abmessungen und Berechnungen (Zylinder-Quader-Modell).

2.1.2. Methoden zur Trägheitsmomentberechnung

Für die Berechnung von Drehmomenten wird neben den Segmentmassen das Massenträgheitsmoment J des Segmentes benötigt. Das Massenträgheitsmoment beschreibt die Massenverteilung des Körpers bezüglich seiner Rotationsachse.

Das Massenträgheitsmoment ist abhängig von der äußeren Form der bewegten Masse. Das kann man am besten am Beispiel eines Menschen auf einem Drehstuhl verdeutlichen. Mit ausgestreckten Beinen und damit komplexer Geometrie dreht sich der Stuhl deutlich langsamer, als mit angezogenen Beinen und damit einer Annäherung des Körpers an die Kugelform. Um die Massenträgheitsmomente komplexer Körper bestimmen zu können, ist die Entwicklung eines komplexen Modells des menschlichen Körpers erforderlich. Dieses kann beliebig genau erfolgen: durch Variation der Segmentanzahl, durch die äußere Form der Segmente, beispielsweise rund oder elliptisch, und durch die Aufteilung der Segmente in Zonen unterschiedlichen Umfangs im Gegensatz zur Annahme eines gleichbleibenden Umfangs über das gesamte Segment. Je größer die Annäherung dieses Modells an die tatsächliche äußere Form des menschlichen Körpers ist, desto genauer sind die ermittelten Werte. Mit Hilfe eines solchen Modells können dann sowohl die Segmentmassen als auch die Massenträgheitsmomente der Segmente bestimmt werden. Daneben gibt es die Möglichkeit die Massenträgheitsmomente experimentell, beispielsweise mittels der freien Oszillationstechnik zu ermitteln. Dieses Verfahren erfordert jedoch einen großen apparativen Aufwand [90].

Aufgrund der beschriebenen Einschränkungen in der Anwendbarkeit der vorliegenden Methoden für die Ermittlung von Segmentmassen und Massenträgheitsmomenten an Kindern wurde ein eigenes geometrisches Modell entwickelt, das nachfolgend beschriebene Zylinder-Quader-Modell (ZQM).

2.2. Bewegungsanalyse, Muskeldrehmomente und –kräfte

Die Bewegungsanalyse ist nur eine Möglichkeit zur Ermittlung von Muskel-drehmomenten. Die andere erfolgt über die direkte Messung der Muskelkraft und die Messung des Abstands zur Drehachse.

2.2.1. Muskeldrehmomente und –kräfte

Die physikalische Definition der Kraft ist Masse mal Beschleunigung. Um einen Körper zu veranlassen seinen geradlinig gleichförmigen Bewegungszustand aufzugeben, also um ihn zu beschleunigen, muß eine Kraft auf ihn wirken. Gleiche Kräfte beschleunigen verschiedene Körper verschieden stark. Jeder Körper hat also eine gewisse Fähigkeit, der Beschleunigung Widerstand zu leisten, ausgedrückt durch seine Masse, genauer seine träge Masse m [103].

Die Muskelkraft ist die Kraft aller Muskeln, die eine Bewegung an einem Gelenk ausführen. Sie ist abhängig vom Querschnitt der beteiligten Muskeln und deren Länge. Die Muskelkraft bewegt das Gelenk, die Kräfte wirken aber ebenso auf den Knochen. Die größten Kräfte wirken an den Knochenansatzpunkten und Ursprüngen. Die mechanische Stimulation wirkt sich hier positiv auf das Knochenwachstum aus.

Ein Drehmoment beschreibt eine der Kraft entsprechende Wirkung, die bei einer Drehbewegung eines Körpers auftritt. Greift eine Kraft F an einem drehbaren Körper außerhalb seiner Drehachse an, so wirkt auf diesen Körper ein Drehmoment [17].

Die Drehmomente an den Gelenken reflektieren nicht allein die aktive Muskelkontraktion, sondern auch die Schwerkraft und die passiven Reaktionen der Körpersegmente auf die Muskelaktionen [137]. Diese passiven Reaktionen beinhalten Kräfte in Sehnen, Bändern und gelenknahem Gewebe genauso wie Trägheits-, Zentrifugal- und Zentripetalkräfte. Drehmomente können auf ein Körpersegment wirken, selbst wenn dieses Körpersegment im Moment keinen aktiven Muskelkräften ausgesetzt ist [137]. Dieser Fall tritt ein bei passiver Bewegung einer Extremität oder bei der Mitbewegung der Hand bei einer Flexionsbewegung im Ellenbogen.

Ein Muskeldrehmoment beschreibt den Anteil des Gesamtdrehmomentes, der durch die Muskulatur hervorgerufen wird.

2.2.2. Methoden zur Ermittlung der Muskelkraft

Die bisherigen klinischen Messungen der Muskelkraft sind nur beschränkt aussagekräftig. Einen Einsatz in der Klinik finden bisher folgende sieben Methoden:

1. Manuelle Kraftmessung

Die Kraft wird im klinischen Alltag meist manuell gemessen. Dabei wird ein Vergleich zwischen der normalen Kraft des Untersuchers und der Kraft des Patienten herangezogen, die dann in Sechstel eingeteilt wird. Die Gradeinteilung erfolgt aufgrund der Fähigkeit des Muskels sich zu kontrahieren, eine Bewegung mit oder gegen die Gravitation auszuführen oder sogar eine Bewegung gegen den Widerstand des Untersuchers auszuführen [112].

2. Handgriffstärke

Die Handgriffstärke („grip strength“) kann mit einem speziellen Handgriff ermittelt werden. Die damit gemessenen Kräfte sind isometrisch und statisch, sie geben nur Auskunft über die möglichen Maximalkräfte und nicht über die dynamischen Kräfte, die bei Alltagsbewegungen auftreten. Gerade bei kleinen Kindern ist die Handhabung schwierig, da sie das Gerät kaum selbst halten können. Wichtig ist, wie das Gerät angefaßt wird, da eine Änderung der Haltung zu unterschiedlichen gemessenen Kraft führt [100].

3. Kraftmeßplatten

Mit einer Kraftmeßplatte kann beispielsweise die Absprungkraft bei einem vertikalen Sprung ermittelt werden. Damit werden die Kräfte der unteren Extremitäten gemessen. Der Absprung erfolgt mit gebeugten Knien und in die Hüften gestemmtten Händen. Diese Position ermöglicht einen Absprung mit alleiniger Kraft der Beine, die Hände werden nicht zum Schwungholen eingesetzt und erhöhen dadurch nicht die Absprungkraft [7].

Bei Ganganalysen können mit Kraftmeßplatten die Kräfte gemessen werden, die beim Laufen auf den Boden einwirken [11, 109]. Diese sogenannten

Einleitung — Bedeutung von Kinetik

Bodenreaktionskräfte beschreiben die Kraft aller Gelenke des Körpers während des gesamten Kontaktes mit der Platte. Wenn gleichzeitig die Bewegungen mittels Ganganalysen aufgezeichnet werden, können die äußeren Drehmomente der Gelenke (Hüft-, Knie- und Sprunggelenk) berechnet werden [118]. Es können hier nicht die tatsächlich auf die Gelenke einwirkenden Kräfte ermittelt werden.

4. Elektromyographie (EMG)

Eine weitere Möglichkeit besteht in der Messung der elektrischen Aktivität einzelner Muskeln durch EMG-Messungen. Es gibt deutliche Hinweise für einen Zusammenhang zwischen den EMG-Daten und der Muskelkraft [5], weil eine Muskelkontraktion einen elektrischen Stimulus erfordert. Die Höhe dieses Reizes bestimmt die Anzahl der kontrahierenden Muskelfasern. Jedoch können auch elektrische Reize ohne nachfolgende Kontraktion bei einer Muskellähmung abgegeben werden.

5. Ganganalysen

In speziellen Ganglabors werden die kinetischen Parameter des Gangbildes gemessen. Hier finden verschiedene Methoden Anwendung, um die wichtigen Knochenpunkte an der unteren Extremität zu markieren. Mit diesen Markierungen wird anschließend am Computer ein Strich-Modell erstellt, mit dessen Hilfe die kinematischen Daten berechnet und ausgewertet werden.

Die einfachste Möglichkeit besteht in der Aufzeichnung des Gangbildes durch Videokameras, dabei werden die Gelenke nur optisch markiert [57]. Anschließend müssen die unterschiedlichen Punkte am Bildschirm zugeordnet werden.

Die andere Möglichkeit besteht in aktiven Markern, welche zum Beispiel per Infrarot- oder Ultraschallwellen ihren Standort im Raum aussenden, dieser kann dann mit Spezialgeräten aufgenommen werden [75]. Teilweise sind die Marker dann schon eindeutig durch ihr Signal definiert, teilweise müssen sie ebenfalls von Hand zugeordnet werden.

Mit diesen Verfahren kann nur die Kinematik einer Bewegung betrachtet werden, erst durch den zusätzlichen Einsatz von anthropometrischen Untersuchungen, Kraftmeßplatten oder EMG-Messungen kann die Kinetik der Bewegung berechnet und beurteilt werden [118].

6. Isokinetisches Dynamometer

Des Weiteren können isokinetische Kräfte mit einem Isokinetischen Dynamometer [70, 112, 161] gemessen werden. Die Messung der Muskelkraft erfolgt hierbei mit konstanter Geschwindigkeit. Die eingesetzte Bewegung entspricht dadurch keiner normalen physiologischen Bewegung, sondern einer dynamischen, künstlichen Bewegung mit konstanter Geschwindigkeit.

7. Knochendichte

Die Messung der Knochendichte stellt keine direkte Messung der Gelenkkinetik dar, sie läßt jedoch Rückschlüsse auf die Muskelkraft zu. Ein Knochen mit normalem Knochenmetabolismus und einer verminderten Knochendichte hat zu wenig Kraft erfahren [20, 123]. Nach länger andauernder Bewegungsminderung oder falscher Belastung verringern sich die Muskelmasse und anschließend die Knochenmasse [16]. Die Knochendichte läßt sich durch unterschiedliche Verfahren messen. Hierzu zählen Methoden zur Messung der Dual-Röntgen-Absorptiometrie (DXA), Computertomographische Verfahren und sonographische Verfahren [139].

2.2.3. Elektrogoniometrische Messungen der Drehmomente

Die Elektrogoniometrie ist ein objektives Verfahren zur Bestimmung des Bewegungsumfanges (ROM) von Gelenken [46] mit dem sowohl die obere als auch die untere Extremität vermessen werden kann. Neben der ROM können aus den gemessenen Winkeln über die Zeit die bei der Bewegung aufgetretenen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen (Kinematik) berechnet werden [74]. Das Wissen über die bei einer Bewegung aufgetretenen Beschleunigungen ist für die Berechnung der Drehmomente (Kinetik) ebenso wichtig wie das Wissen über die bewegten Massen. Mit der Elektrogoniometrie kann eine komplette

Einleitung — Bedeutung von Kinetik

Untersuchung der für die Funktion eines Gelenkes wichtigen Parameter erfolgen.

Jede normale Gelenkbeweglichkeit erfordert eine normale Funktionalität der beteiligten Muskeln. Denn die Kraft der Muskulatur ist der Auslöser jeder aktiven Bewegung. Bei Kindern mit JIA sind die Gelenkbeweglichkeit und die Kraft wegen der Entzündung, chronische Minderbelastung und des häufig begleitenden schlechten Allgemeinzustandes eingeschränkt.

In der vorliegenden Studie werden mit den Elektrogoniometern (Penny and Giles Biometrics Limited, Gwent, United Kingdom) die Winkel der Gelenkbewegung und die für diese Bewegung benötigte Zeit gemessen. Durch die Messung der aktiven Bewegung der einzelnen Gelenke lassen sich sowohl Aussagen über den maximalen Bewegungsumfang, die Geschwindigkeit und die Beschleunigung als auch über die bei der Bewegung auftretenden Drehmomente machen. Bei dem berechneten Drehmoment handelt es sich um ein dynamisches Drehmoment bei einer normalen Bewegung ohne Belastung durch Tragen oder Laufen. Dies ist das aktive und passive Drehmoment aller Muskeln, die auf das betrachtete Gelenk einwirken.

Natürliche menschliche Bewegungen erfordern die Koordination des mehrgelenkigen Körpersystems im drei-dimensionalen Raum. Über den dynamischen (kinetischen) Aspekt der Bewegung ist nur sehr wenig bekannt [67]. Die dynamische Analyse ist aber entscheidend für die Quantifizierung der Ursache einer Bewegung, denn die kinematische Analyse quantifiziert nur den Effekt, das offenkundige Verhalten.

Bei der Beurteilung der Gelenkbeweglichkeit sollten nach Möglichkeit immer Vergleiche mit gesunden Gelenken desselben Kindes erfolgen, da vor allem bei Kindern sehr große Schwankungen in der Gelenkbeweglichkeit anzutreffen sind. Generell gilt: Je jünger das Kind ist, desto größer ist seine Gelenkbeweglichkeit [54].

3. Zielsetzung der Arbeit

Eine objektive Kontrolle der Gelenkfunktion rheumatisch erkrankter Kinder ist wünschenswert. Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Möglichkeit der elektrogoniometrischen Messung der Muskeldrehmomente bei Kindern mit JIA zur Beurteilung der Gelenkfunktion bei Kindern mit JIA.

Die Arbeit gliedert sich in zwei Teile. Der erste behandelt Fragestellungen zur Anthropometrie, als eine wichtige Komponente für die weiterführende Betrachtung der Drehmomente. Der zweite Teil beschäftigt sich mit der Berechnung von Muskeldrehmomenten und der Beurteilung der klinischen Anwendbarkeit der Muskeldrehmomente in der pädiatrischen Rheumatologie.

Zunächst wird ein einfaches geometrisches Modell zur Berechnung der Segmentmassen von Extremitäten entwickelt. Das Ziel der Untersuchung stellt ein Vergleich der direkten Massenbestimmung von Körpersegmenten durch die Wasserverdrängungsmethode mit den nach dem neuentwickelten Zylinder-Quader-Modell und den nach den Regressionsgleichungen von Jensen berechneten Segmentmassen dar.

Im zweiten Teil werden die zur Ermittlung der Muskeldrehmomente nötigen Berechnungen und Meßmethoden vorgestellt. Die Aussagekraft der Drehmomente wird bei standardisierten Flexions- und Extensionsbewegungen beleuchtet. Dazu werden die Muskeldrehmomente von Kindern mit verschiedenen Methoden gemessen und miteinander verglichen. Anschließend werden die Einflußfaktoren auf die gesunden Gelenke untersucht. Ferner werden die verschiedenen Einflußfaktoren einer Arthritis in den gemessenen Gelenken aufgezeigt.

Für die pädiatrische Rheumatologie spielt die Möglichkeit der Unterscheidung zwischen gesunden und arthritischen Gelenken eine große Rolle. In der vorliegenden Studie werden deshalb gesunde und erkrankte Gelenke aufgrund ihrer erreichten Muskeldrehmomente direkt verglichen. Im Anschluß werden noch einige besondere Fallbeispiele und Befunde von Kindern vorgestellt, deren Gelenkfunktion insgesamt dreimal gemessen werden konnte.

II. Anthropometrie

4. Patienten und Methoden

Die folgende Studie verglich das Zylinder-Quader-Modell (ZQM) mit etablierten Methoden zur Berechnung von Segmentmassen bezüglich seiner Genauigkeit bei der Berechnung der Kinetik von Bewegungen der Extremitäten.

Das ZQM-Modell (Abb. 5) setzte sich aus einfachen geometrischen Körpern zusammen, welche die Extremitätensegmente nachbildeten. Die Hände und Füße wurden durch Quader, die Unterarme und Unterschenkel durch Zylinder dargestellt.

Der Vorteil dieses Modells bestand in der Einfachheit der individuellen Vermessung jedes Kindes, die mit einem Maßband durchgeführt werden konnte.

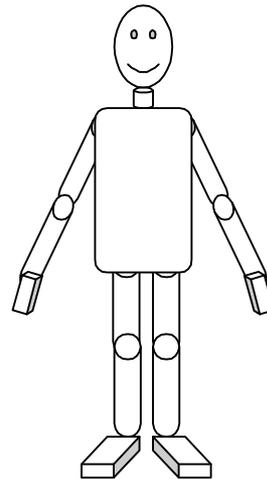


Abb. 5: Zylinder-Quader-Modell

4.1. Patienten

Im Rahmen der Studie wurden bei insgesamt 121 gesunden Kindern die

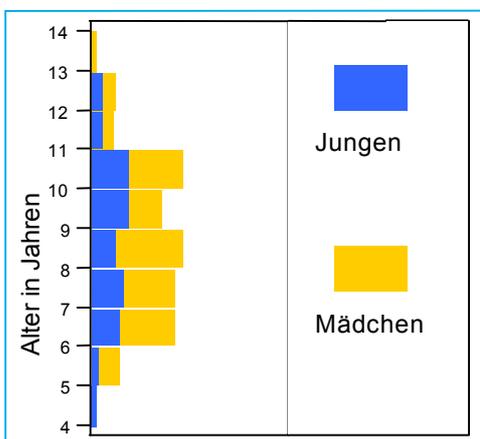


Abb. 6: Altersverteilung der 121 Kinder

Volumina der oberen und unteren Extremitäten vermessen. Zu Studienbeginn lag ein positives Votum der Ethikkommission zur Studie vor. Die schriftliche Einverständniserklärung der Eltern wurde für jedes Kind eingeholt.

Das mittlere Alter der Kinder betrug 8,6 Jahre (Abb. 6). In die Untersuchung gingen 73 Mädchen im Alter von 5,1 bis

13,8 Jahren (Mittelwert 8,5 Jahre; Standardabweichung $\pm 1,9$ Jahre) und 48 Jungen im Alter von 4,1 bis 12,3 Jahren (Mittelwert 8,8 Jahre; Standardabweichung $\pm 1,9$ Jahre) ein.

Bei einem Jungen konnte am rechten Arm das Volumen mit der Wasserverdrängungsmethode wegen einer frischen Schürfwunde nicht gemessen werden. Bei drei weiteren älteren Kindern konnte das Volumen der Unterschenkel nicht ermittelt werden, weil sie für das verwendete Gefäß zu groß waren. Aus diesem Grund konnten ebenfalls die Füße eines Jungen nicht vermessen werden.

In der Auswertung wurden demnach 242 Hände, 241 Unterarme, 240 Füße und 236 Unterschenkel berücksichtigt. Von 121 Kindern waren 99 Kinder Rechtshänder, 9 Linkshänder und 13 konnten keine Angaben machen oder benutzten beide Hände.

Die Volumina der Extremitäten dieser Kinder (Hände, Füße, Unterarme und Unterschenkel) wurden jeweils mit dem Zylinder-Quader-Modell, den Regressionsgleichungen nach Jensen [78, 79] und der Wasserverdrängungsmethode [94] ermittelt.

4.2. Wasserverdrängungsmethode

Die Wasserverdrängungsmethode (WVM) diente als Vergleichsgröße für die Genauigkeit der verschiedenen Berechnungsverfahren. Die Wasserverdrängungsmethode stellte eine einfache und genaue Methode zur Ermittlung des Volumens von Extremitäten dar [94]. Die Extremitäten wurden bis zum Gelenk in Wasser getaucht und das verdrängte Volumen ermittelt.

Die Extremitäten wurden bis zur Markierung in einen mit Wasser gefüllten geraden Hohlzylinder eingetaucht. Der Meßzylinder für die obere Extremität hatte einen Radius von 39 mm, der für die untere einen Radius von 99 mm. Die Hohlzylinder besaßen an der Wand eine Skalierung, an welcher die Höhenänderung des Wasserspiegels und dadurch das Volumen der gemessenen Extremität abgelesen werden konnte (Abb. 7 und 8).

Die Trennung zwischen den Segmenten erfolgte jeweils am Gelenk. Die Grenze lag am Handgelenk distal des *Prozessus styloideus ulnae*, am Ellenbogen distal des *Epicondylus lateralis*, am Sprunggelenk distal des *Malleolus*

lateralis und am Kniegelenk distal des Epicondylus lateralis. Die Segmentgrenzen wurden ausgehend von den anatomischen Punkten als waagerechte Linie auf der Haut markiert.



Abb. 7: Messung des Handvolumens nach der Wasserverdrängungsmethode

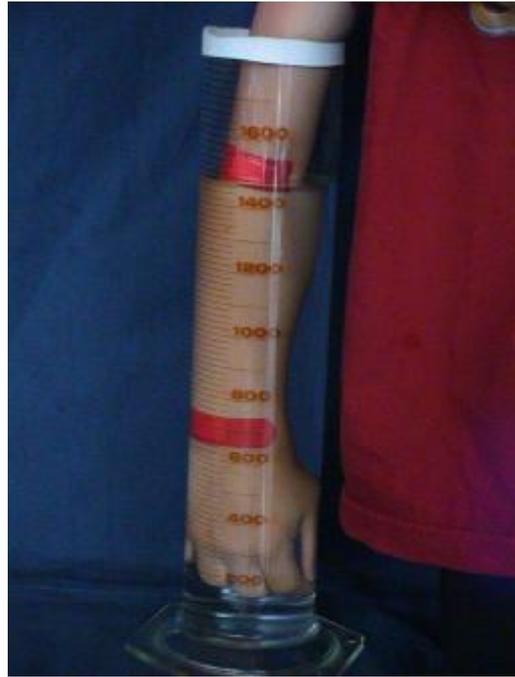


Abb. 8: Messung des Unterarmvolumens nach der Wasserverdrängungsmethode

Die zur Berechnung der Segmentmassen aus den ermittelten Volumina verwendeten Dichten wurden aus Dempster und Gaughran [31] entnommen.

4.3. Berechnungsverfahren nach Jensen

Bei allen Probanden wurden die Größe, das Gewicht und das genaue Alter dokumentiert. Mit diesen Angaben konnten die Segmentmassen der Extremitätensegmente anhand der Regressionsgleichungen von R. K. Jensen berechnet werden.

In zwei Veröffentlichungen von Jensen werden die Ergebnisse mittels Regressionsgleichungen dargestellt, welche eine Berechnung der Segmentmassen für andere Kinder erlauben. Die Regressionsgleichungen beziehen sich auf anthropometrische Messungen an Kindern, die mittels Stereophotographie durchgeführt werden. Die Aufnahme der Bilder erfolgt mit Hilfe eines Spiegels gleichzeitig in der frontalen und in der sagittalen Ebene. Anhand der zwei Abbildungen der Oberfläche werden die Segmente in zwei Zentimeter dicke ellipti-

sche Scheiben unterteilt und deren Volumina anschließend zum Gesamtsegmentvolumen addiert. Zur Berechnung der Segmentmassen aus dem Volumen verwendet Jensen die Dichten von Clauser et al. [78, 79]. Die Trennung der Segmente an den Extremitäten erfolgt ebenfalls nach Clauser et al. [78, 79] im Gelenkzentrum.

Die lineare Regressionsgleichung (LRG) [78] basiert auf einem Kollektiv von zwölf Jungen im Alter von vier bis fünfzehn Jahren, die in jährlichen Abständen vermessen werden. Die ermittelten linearen Regressionsgleichungen erlauben eine Berechnung der Segmentmassen anhand der Variablen Alter und Gesamtkörpergewicht.

Die Formel von Jensen (LRG) [78] lautet:

$$\text{Segmentmasse} = ((K1 \cdot \text{Alter}) + K2) \cdot \text{Masse}$$

Mit:

Alter in Jahren und Monaten (in Zwölfteln), Masse (Gesamtkörpergewicht) in kg

Die Werte für die Konstanten K1 und K2 werden der folgenden Tabelle entnommen:

Tab. 2: Regressionskoeffizienten der linearen Regressionsgleichung (LRG) [78]

| | K1 | K2 |
|----------------------|-----------|-----------|
| Hand | -0,00003 | 0,00898 |
| Fuß | 0,00015 | 0,0187 |
| Unterarm | 0,00018 | 0,01469 |
| Unterschenkel | 0,00122 | 0,03809 |

Die polynomiale Regressionsgleichung (PRG) [79] wird anhand eines Kollektives von zwölf Jungen im Alter von vier bis sechzehn Jahren berechnet. Die Segmentmassen werden ebenfalls mittels Stereophotographie ermittelt. Diese Formel basiert auf nicht-linearen Regressionsgleichungen der Massen der einzelnen Segmente. Als einzige Variable geht hier das Alter der Kinder ein.

Die Formel von Jensen (PRG) [79] lautet:

$$\text{Segmentmasse} = B_0 + B_1 \cdot x^2 + B_3 \cdot x^3 + e$$

Mit:

x: Alter in Jahren und Monaten (in Zwölfteln), e: Fehlerkorrekturfaktor mit $e = 0$

Und den Regressionskoeffizienten B0, B1, B2 und B3 aus Tabelle 3:

Tab. 3: Regressionskoeffizienten der polynominalen Regressionsgleichung (PRG) [79]

| | B0 | B1 | B2 | B3 |
|----------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Hand | 0,420 | -0,104 | 0,0130 | -0,000353 |
| Fuß | -0,0684 | 0,0853 | 0,0 | 0,0 |
| Unterarm | 1,01 | -0,251 | 0,0270 | -0,000613 |
| Unterschenkel | -0,702 | 0,271 | 0,0 | 0,0 |

Es wurden beide Regressionsgleichungen in den Vergleich einbezogen. Die lineare Regressionsgleichung basiert auf zwei Parametern zur Berechnung der Segmentmassen und läßt sich damit individueller an das einzelne Kind anpassen. Die neuere Formel enthält nur eine Variable, dafür stützt sie sich auf eine polynomiale Gleichung. Dies lehnt sich näher an das kindliche Wachstumsverhalten an, welches vor allem in der Pubertät nicht linear verläuft.

4.4. Zylinder-Quader-Modell

Mit dem Zylinder-Quader-Modell wurden die Volumina von Händen und Füßen durch Quader und die Volumina der Unterarme und Unterschenkel durch Zylinder nachgebildet. Es erfolgte die Messung von Umfang und Länge der Unterarme und Unterschenkel sowie Länge, Breite und Höhe der Hände und Füße der Probanden in der Neutral-Null-Stellung gemessen. Folgende anthropometrische Daten wurden erhoben und zur Berechnung nach dem Zylinder-Quader-Modell (ZQM) herangezogen:



Abb. 9: Messung der Unterarmlänge mit einem Maßband

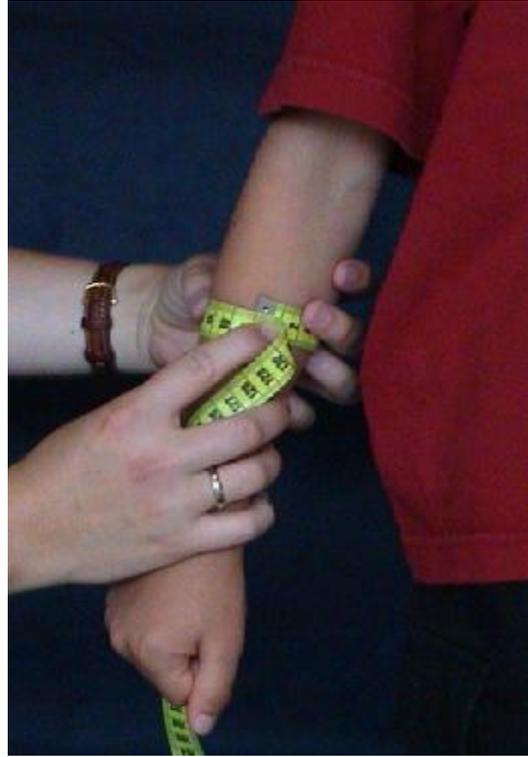


Abb. 10: Messung des Unterarmumfangs mit einem Maßband



Abb. 11: Messung der Handlänge mit einem Maßband



Abb. 12: Messung der Handbreite mit einer Schieblehre

Anthropometrie — Patienten und Methoden

- Unterarm:** **Länge:** unterhalb des Epicondylus lateralis bis unterhalb des Processus styloideus ulnae (Abb. 9).
Umfang: in der mittleren gemessenen Länge (Abb. 10).
- Hand:** **Länge:** unterhalb des Processus styloideus ulnae bis zur Spitze des Mittelfingers (Abb. 11).
Dicke: an der Daumenseite in Höhe der Fingerwurzel.
Breite: an der Handwurzel, zwischen der Fingerwurzel des kleinen Fingers und des Zeigefingers (Abb. 12).
- Unterschenkel:** **Länge:** unterhalb des Epicondylus lateralis bis unterhalb des Malleolus lateralis.
Umfang: in der mittleren gemessenen Länge.
- Fuß:** **Länge:** 2. Zehe bis Ferse.
Dicke: an der Großzehenseite in Höhe der Metatarsalköpfchen.
Breite: über den Metatarsalköpfchen.

Die Berechnung der Segmentmassen anhand der erhobenen Daten erfolgte über folgende Formeln zur Berechnung der Volumina und anschließender Berechnung der Massen.

4.4.1. Berechnung der Segmentvolumina

Die Unterarme und Unterschenkel wurden durch Zylinder dargestellt, die Hand und der Fuß durch Quader (Abb. 5).

4.4.1.1. Berechnung des Volumens eines Zylinders

Aus den von außen am Segment erhobenen Größen Umfang und Länge ließ sich dann das Volumen wie folgt berechnen:

- Es sei:
- U : Umfang des Segmentes in m
 - l : Länge des Segmentes in m
 - r : Radius des Segmentes in m
 - A : Grundfläche des Segmentes in m^2
 - V : Volumen des Segmentes in m^3

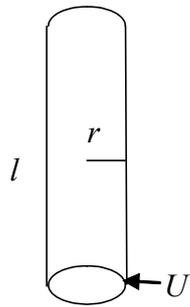


Abb. 13: Zylinder

Der Radius ließ sich aus dem Kreisumfang berechnen:

$$U = 2\pi \cdot r \Leftrightarrow r = \frac{U}{2\pi} \quad (\text{Gl. 01})$$

Die Grundfläche konnte man berechnen als:

$$A = \pi \cdot r^2 \Leftrightarrow A = \pi \cdot \left(\frac{U}{2\pi}\right)^2 = \frac{U^2}{4\pi} \quad (\text{Gl. 02})$$

Das Volumen war das Produkt von Grundfläche und Höhe:

$$V = A \cdot l \Leftrightarrow V = \frac{U^2}{4\pi} \cdot l \quad (\text{Gl. 03})$$

Bei der Berechnung des Zylinders wurde eine Korrekturkonstante K für den Umfang des Unterschenkels notwendig. Diese glich die Abweichung der Extremität von der geometrischen Idealform aus. Am Unterschenkel erfolgte die Messung des Umfanges in der mittleren Länge der Extremität, da diese eine einfach aufzufindende Stelle darstellte. Der gemessene Umfang an dieser Stelle entsprach nicht dem durchschnittlichen Umfang der Extremität. Die Korrekturkonstanten ergaben sich aus der Ermittlung fünf verschiedener Umfänge verteilt über die Extremitätenlänge an fünf Kindern. Der Durchschnitt dieser Umfänge wurde berechnet und mit dem gemessenen mittleren Umfang der jeweiligen Kinder verglichen. Daraus ergaben sich die Korrekturkonstanten. Die Korrekturkonstante betrug 0,95 für den Unterschenkel und 1,0 für den Unterarm.

$$V = \frac{(K \cdot U)^2}{4\pi} \cdot l \quad (\text{Gl. 04})$$

4.4.1.2. Berechnung des Volumens eines Quaders

Aus den von außen am Segment bestimmbareren Größen Dicke, Breite und Länge ließ sich das Volumen wie folgt berechnen:

Anthropometrie — Patienten und Methoden

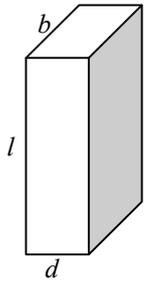


Abb. 14: Quader

Mit: l : Länge des Quaders in m
 d : Dicke des Quaders in m
 b : Breite des Quaders in m
 V : Volumen in m^3

berechnete sich das Volumen:

$$V = l \cdot d \cdot b \quad (\text{Gl. 05})$$

Bei der Berechnung des Quaders wurde die durchschnittliche Länge der Hand beziehungsweise des Fußes gesucht. Diese ließ sich jedoch schwer eindeutig definieren und messen. Deshalb wurde die maximale Länge der Hand bzw. des Fußes gemessen. Auch hier erfolgte bei fünf Kindern die Messung der Längen vom Gelenk ausgehend zu allen Fingern beziehungsweise Zehen. Der Durchschnitt dieser Werte wurde jeweils mit der maximalen Länge verglichen und ergab die Korrekturkonstanten. Die Korrekturkonstante K betrug für die Hand 0,9 und für den Fuß 0,8.

$$V = K \cdot l \cdot d \cdot b \quad (\text{Gl. 06})$$

4.4.2. Berechnung der Segmentmasse

Die Massen der einzelnen Körpersegmente ließen sich bei bekannter Dichte durch folgende Formel aus dem Volumen berechnen:

Es sei:

δ : Dichte in kg/m^3

V : Volumen in m^3

m : Masse in kg

$$m = \delta \cdot V \quad (\text{Gl. 07})$$

Die Extremitäten setzen sich unter anderem aus folgenden Geweben zusammen: Knochen, Fett, Muskeln und Haut. Diese Gewebe besitzen unterschiedliche Dichten δ . Die hier verwendeten Segmentdichten wurden aus der Tabelle von Dempster und Gaughran [31] entnommen (Tab. 4). Die Extremitätensegmente wurden als Körper homogener Dichte definiert.

Tab. 4: Segmentdichten der Extremitäten nach Dempster und Gaughran [31]

| Extremitätensegment | Dichte in kg / m³ |
|----------------------------|-------------------------------------|
| Unterarm | 1101,5 |
| Hand | 1069,6 |
| Unterschenkel | 1078,9 |
| Fuß | 1066,4 |

4.5. Statistische Methoden

Anschließend erfolgte eine Analyse der Übereinstimmung der Segmentmassenermittlung nach den drei Berechnungsmethoden mit der Wasserverdrängungsmethode.

Um den Grad der Übereinstimmung der verschiedenen Methoden aufzuzeigen, wurde die folgende Darstellungsweise gewählt: Auf der Abszisse wurde der Mittelwert aus der Wasserverdrängungsmethode und dem zu vergleichenden Berechnungsverfahren aufgetragen, auf der Ordinate die Differenz dieser beiden Werte. Die Mittelwerte der Differenzen der Methoden und deren Standardabweichungen wurden berechnet [15] und für die unterschiedlichen Methoden verglichen.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenzen zwischen den drei Methoden und der Wasserverdrängungsmethode wurden untereinander mit einem Student-t-Test verglichen. Signifikanz wurde bei $p < 0,05$ angenommen.

Die statistischen Analysen wurden mit JMP (Version 3.22, SAS Institute) und EXCEL (Version 2002, Microsoft) durchgeführt.

5. Ergebnisse

Allgemein zeigen sich beim Vergleich zwischen dem Zylinder-Quader-Modell sowie der linearen Regressionsgleichung nach Jensen (LRG) mit der Wasserverdrängungsmethode für die Extremitätenmassen gute Übereinstimmungen. Die Berechnung nach der polynominalen Regressionsgleichung von Jensen (PRG) läßt dagegen deutlichere Abweichungen zur Wasserverdrängungsmethode erkennen.

In den nachfolgenden Auswertungen wird zwischen den Ergebnissen für die Hand mit dem Unterarm (Arm) und für den Fuß mit dem Unterschenkel (Bein) und denen für die einzelnen Segmente (Hand und Fuß) unterschieden. Für die Betrachtung der Kinetik sind die Segmentmassen der Hände und Füße für die Bewegungen im Hand- und Sprunggelenk und die Massen der Gesamtextremitäten für die Bewegungen im Ellenbogen- und Kniegelenk entscheidend.

Die folgenden Graphiken zeigen die berechneten Massen aller Segmente der einzelnen Berechnungsverfahren gegenüber der Wasserverdrängungsmethode (Abb. 15 – Abb. 17). Deutlich ist die Zunahme der Segmentmassen innerhalb der gemessenen Altersspanne von 4 bis 14 Jahren und damit verbunden eine größere Streubreite der absoluten Werte zu sehen. Dabei bewegen sich die Massen der Hände in einer Größenordnung zwischen 0,11 kg und 0,55 kg und die der Füße zwischen 0,98 kg und 1,32 kg. Bei den Armen ergeben sich Werte zwischen 0,38 kg und 1,64 kg und bei den Beinen zwischen 0,95 kg und 4,13 kg. Innerhalb der einzelnen Segmente vervielfachen sich die Werte mit zunehmendem Alter und Gewicht der Kinder.

Es zeigt sich, daß die nach den einzelnen Berechnungsverfahren ermittelten Segmentmassen von der Wasserverdrängungsmethode unterschiedlich stark abweichen. Die nach der nicht-linearen Regressionsgleichung (PRG) von Jensen berechneten Werte für die Segmentmassen streuen vor allem im Bereich hoher Segmentmassen stark (Abb. 16).

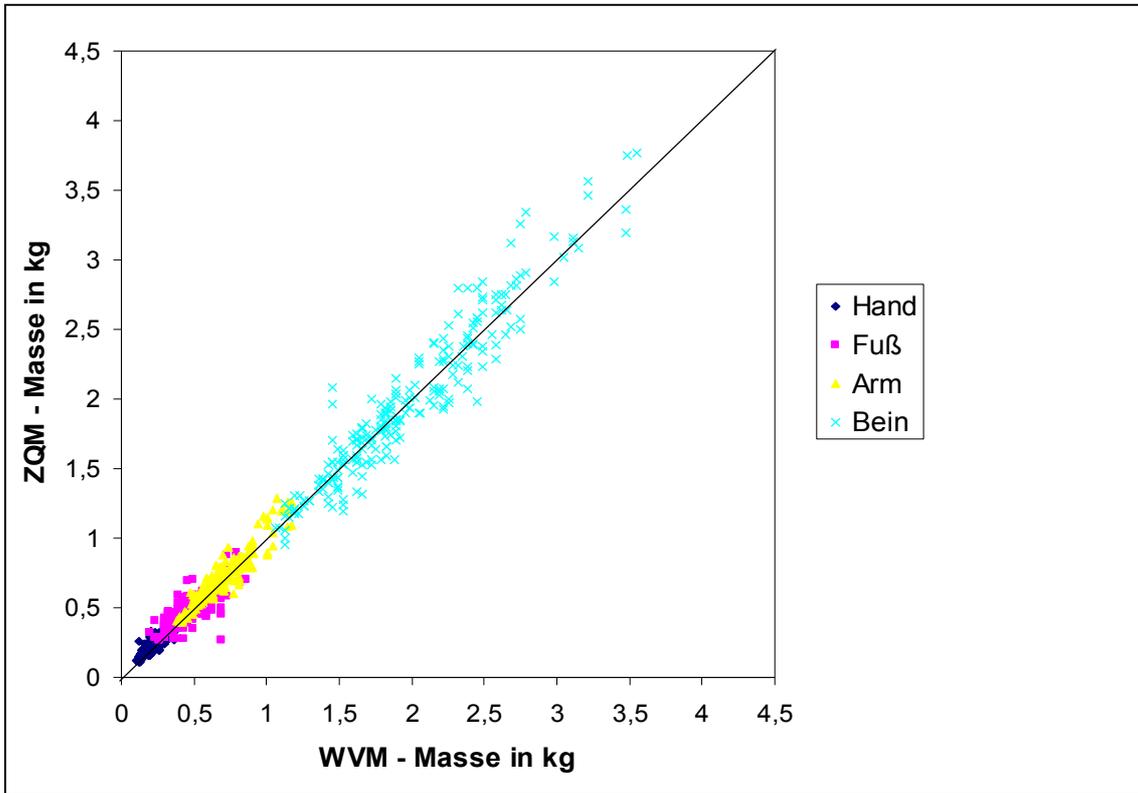


Abb. 15: Segmentmassen aller Kinder: Vergleich Zylinder-Quader-Modell (ZQM) zu Wasser-
verdrängungsmethode (WVM), mit Winkelhalbierender

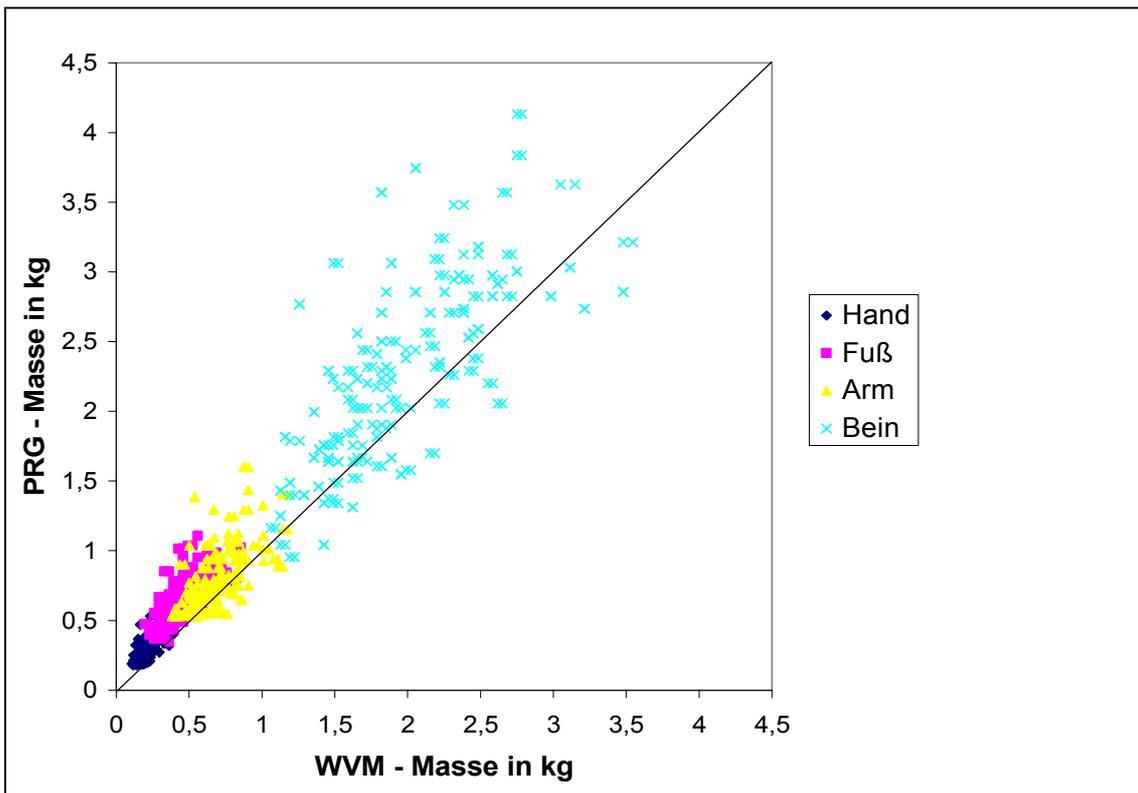


Abb. 16: Segmentmassen aller Kinder: Vergleich polynomiale Regressionsgleichung (PRG)
zu Wasserverdrängungsmethode (WVM), mit Winkelhalbierender

Anthropometrie — Ergebnisse

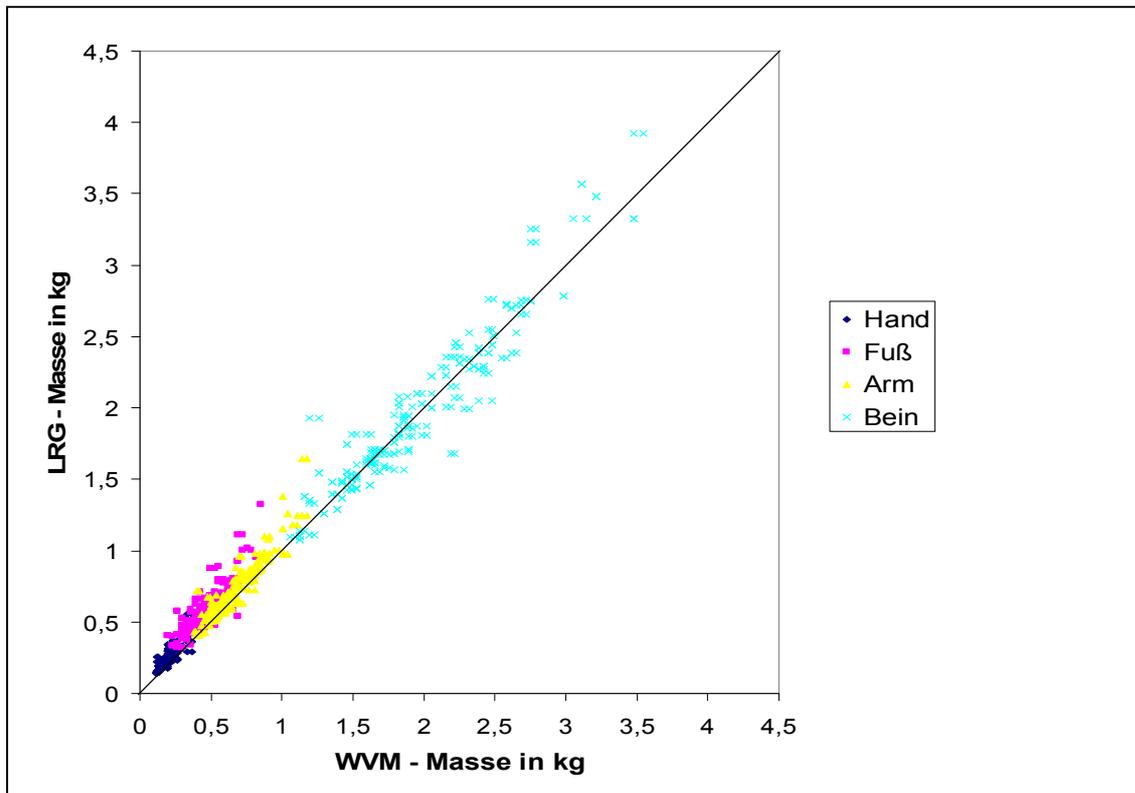


Abb. 17: Segmentmassen aller Kinder: lineare Regressionsgleichung (LRG) zu Wasserverdrängungsmethode (WVM), mit Winkelhalbierender

Aufgrund der großen Unterschiede innerhalb der absoluten Werte der einzelnen Segmente werden die ermittelten Massen nach allen drei Methoden vor den weiteren Auswertungen auf das Körpergewicht der Kinder normiert:

Normierte Segmentmassen = Segmentmasse / Körpergewicht.

Im weiteren werden die normierten Segmentmassen als Segmentmasse oder Masse bezeichnet.

Bei der Unterscheidung der ermittelten Segmentmassen nach Geschlecht ergeben sich für die Differenzen von dem Zylinder-Quader-Modell und der Wasserverdrängungsmethode Mittelwerte von 0,0001 für das gesamte Bein (Fuß und Unterschenkel) und bis zu 0,0011 für den gesamten Arm bei den Mädchen (Hand und Unterarm). Die Standardabweichungen für den Arm sind gering (maximal 0,0017 bei den Jungen) im Vergleich zum Bein (0,0062 bei den Jungen) (Tab. 5). Bei der alleinigen Betrachtung der Hand ergeben sich geringere Mittelwerte bei etwa gleichen Standardabweichungen für Jungen als für Mädchen (Tab. 6). Für den Fuß zeigen sich niedrige Mittelwerte und ähnliche Standardabweichungen für beide Geschlechter.

Die polynomiale Berechnungsmethode nach Jensen ergibt für alle Segmente deutlich zu große Massen. Die mittlere Differenz zur Wasserverdrängungsmethode beträgt maximal 0,0069 für das Bein bei den Jungen. Die Standardabweichungen sind ebenfalls sehr groß, mit bis zu 0,0143 für das Bein bei den Jungen (Tab. 5 und 6).

Tab. 5: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die gesamte Extremität, unterschieden nach Geschlecht, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt

| | Arm (ZQM) | Arm (PRG) | Arm (LRG) | Bein (ZQM) | Bein (PRG) | Bein (LRG) |
|--|--------------|-------------------------|-------------------------|---------------|-------------------------|---------------|
| Mittelwert der Diff. -Jungen | 0,0003 | 0,0034 | 0,0013 | 0,0003 | 0,0127 | 0,0011 |
| Standardabweichung -Jungen | 0,0017 | 0,0060 | 0,0017 | 0,0062 | 0,0180 | 0,0047 |
| Mittlere proz. Abweichung -Jungen | 1,35 | 9,28 | 5,96 | 0,54 | 12,23 | 2,10 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG -Jungen | / | p < 0,001 | p < 0,001 | / | p < 0,001 | p = 0,1018 |
| Mittelwert der Diff. -Mädchen | 0,0011 | 0,0045 | 0,0025 | 0,0001 | 0,0117 | 0,0002 |
| Standardabweichung -Mädchen | 0,0018 | 0,0062 | 0,0022 | 0,0053 | 0,0160 | 0,0064 |
| Mittlere proz. Abweichung -Mädchen | 4,97 | 13,20 | 12,21 | 0,21 | 11,45 | 1,14 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG -Mädchen | / | p < 0,001 | p < 0,001 | / | p < 0,001 | p = 0,4619 |

Für die lineare Berechnungsmethode nach Jensen ergeben sich bei der oberen Extremität, sowohl bei der Betrachtung des gesamten Armes als auch bei der Hand, höhere Mittelwerte und Standardabweichungen als nach dem Zylinder-Quader-Modell (Tab. 5 und 6). Die berechneten Segmentmassen für die untere Extremität liegen für alle Segmente über denen der Wasserverdrängungsmethode (Tab. 5 und Tab. 6).

Anthropometrie — Ergebnisse

Die mittlere prozentuale Abweichung zwischen den Berechnungsverfahren und der Wasserverdrängungsmethode sind für das Zylinder-Quader-Modell deutlich niedriger als für die Regressionsgleichungen. Der Unterschied zwischen dem Zylinder-Quader-Modell und den Regressionsgleichungen ist außer beim Bein signifikant.

Tab. 6: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die einzelnen Extremitätensegmente, unterschieden nach Geschlecht, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt

| | Hand (ZQM) | Hand (PRG) | Hand (LRG) | Fuß (ZQM) | Fuß (PRG) | Fuß (LRG) |
|--|---------------|-------------------------|-------------------------|--------------|-------------------------|-------------------------|
| Mittelwert der Diff. -Jungen | 0,0002 | 0,0023 | 0,0013 | -0,0001 | 0,0068 | 0,0033 |
| Standardabweichung -Jungen | 0,0011 | 0,0021 | 0,0010 | 0,0034 | 0,0043 | 0,0022 |
| Mittlere proz. Abweichung -Jungen | 4,63 | 21,23 | 20,34 | 0,97 | 27,14 | 21,89 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG -Jungen | / | p < 0,001 | p < 0,001 | / | p < 0,001 | p < 0,001 |
| Mittelwert der Diff. -Mädchen | 0,0007 | 0,0029 | 0,0020 | 0,0008 | 0,0080 | 0,0046 |
| Standardabweichung -Mädchen | 0,0011 | 0,0020 | 0,0008 | 0,0027 | 0,0041 | 0,0024 |
| Mittlere proz. Abweichung -Mädchen | 11,20 | 28,03 | 31,79 | 6,58 | 32,76 | 32,93 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG -Mädchen | / | p < 0,001 | p < 0,001 | / | p < 0,001 | p < 0,001 |

Die Abbildungen 18 bis 23 zeigen die Abweichungen der Differenzen zwischen der Wasserverdrängungsmethode und den einzelnen Berechnungsverfahren graphisch. Dabei sind jeweils die Mittelwerte gegenüber den Differenzen aufgetragen worden. Durch das Auftragen der Differenzen auf der Ordinate erkennt man anhand der Entfernung der Mediane und der einzelnen Differenzen von der Nulllinie die Größe der Abweichung zwischen den Berechnungsmethoden und der Wasserverdrängungsmethode.

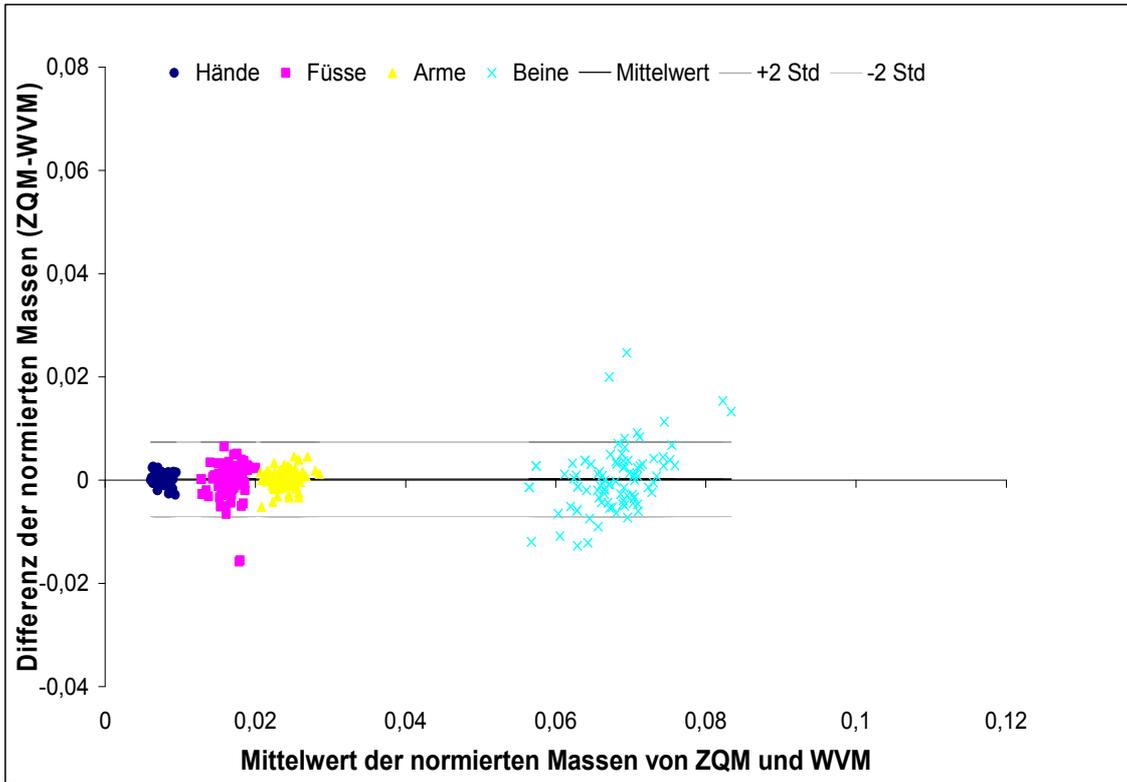


Abb. 18: Differenzen der normierten Massen aller Jungen aus Wasserverdrängungsmethode und Zylinder-Quader-Modell über deren Mittelwerten

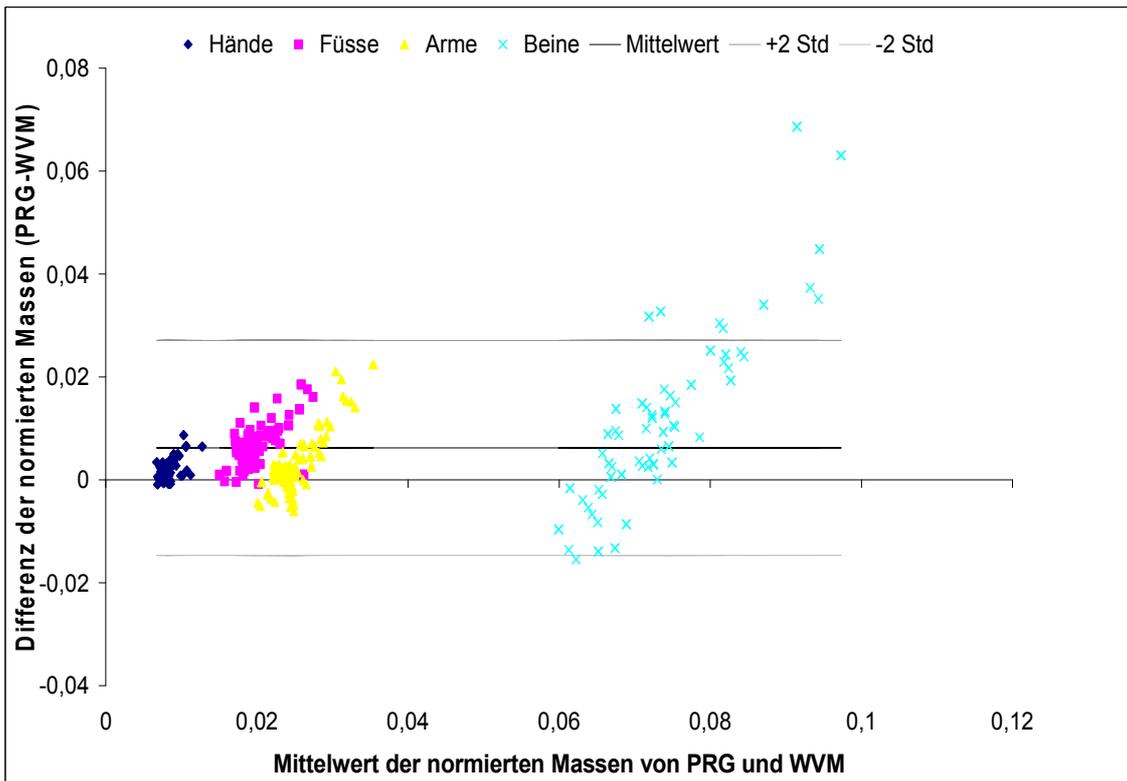


Abb. 19: Differenzen der normierten Massen aller Jungen aus Wasserverdrängungsmethode und polynominaler Regressionsgleichung über deren Mittelwerten

Anthropometrie — Ergebnisse

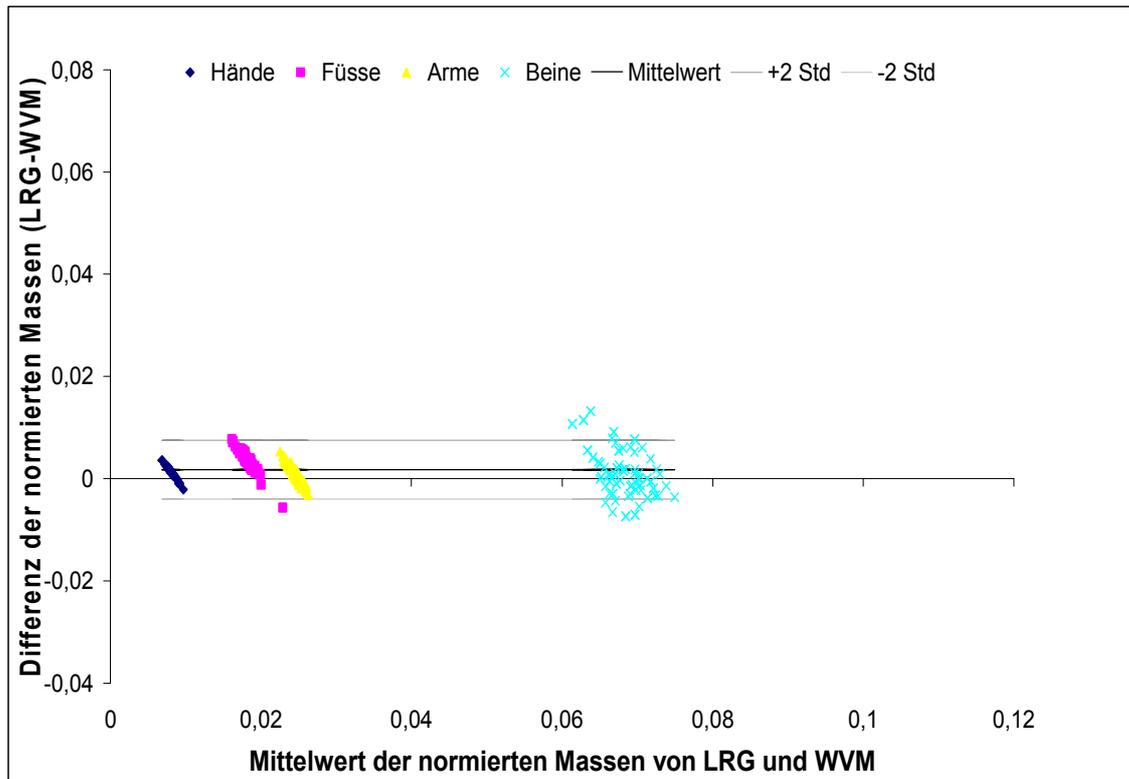


Abb. 20: Differenzen der normierten Massen aller Jungen aus Wasserverdrängungsmethode und linearer Regressionsgleichung über deren Mittelwerten

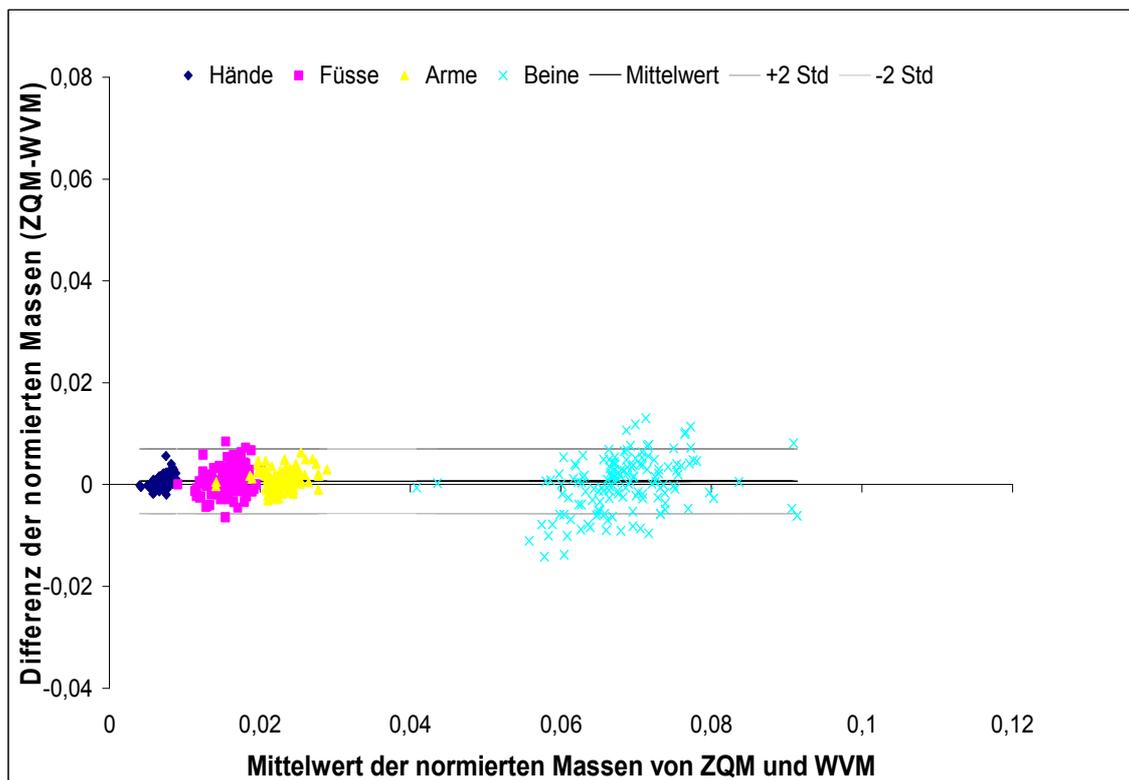


Abb. 21: Differenzen der normierten Massen aller Mädchen aus Wasserverdrängungsmethode und Zylinder-Quader-Modell über deren Mittelwerten

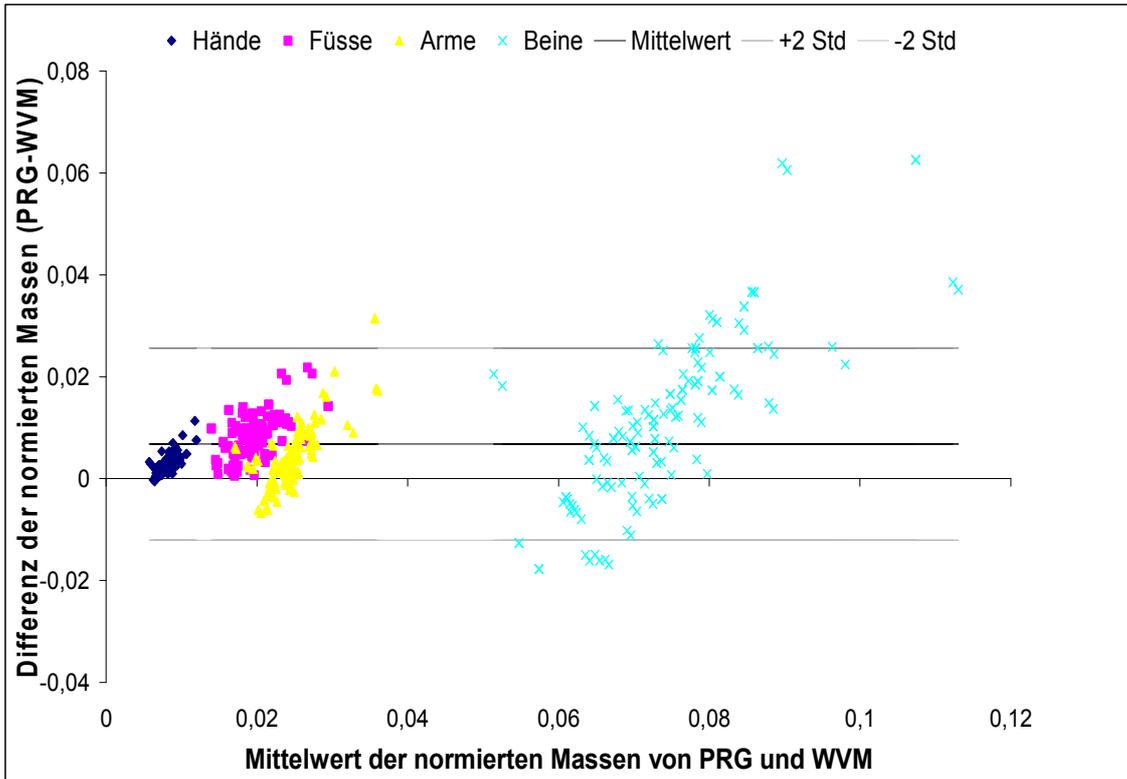


Abb. 22: Differenzen der normierten Massen aller Mädchen aus Wasserverdrängungsmethode und polynominaler Regressionsgleichung über deren Mittelwerten

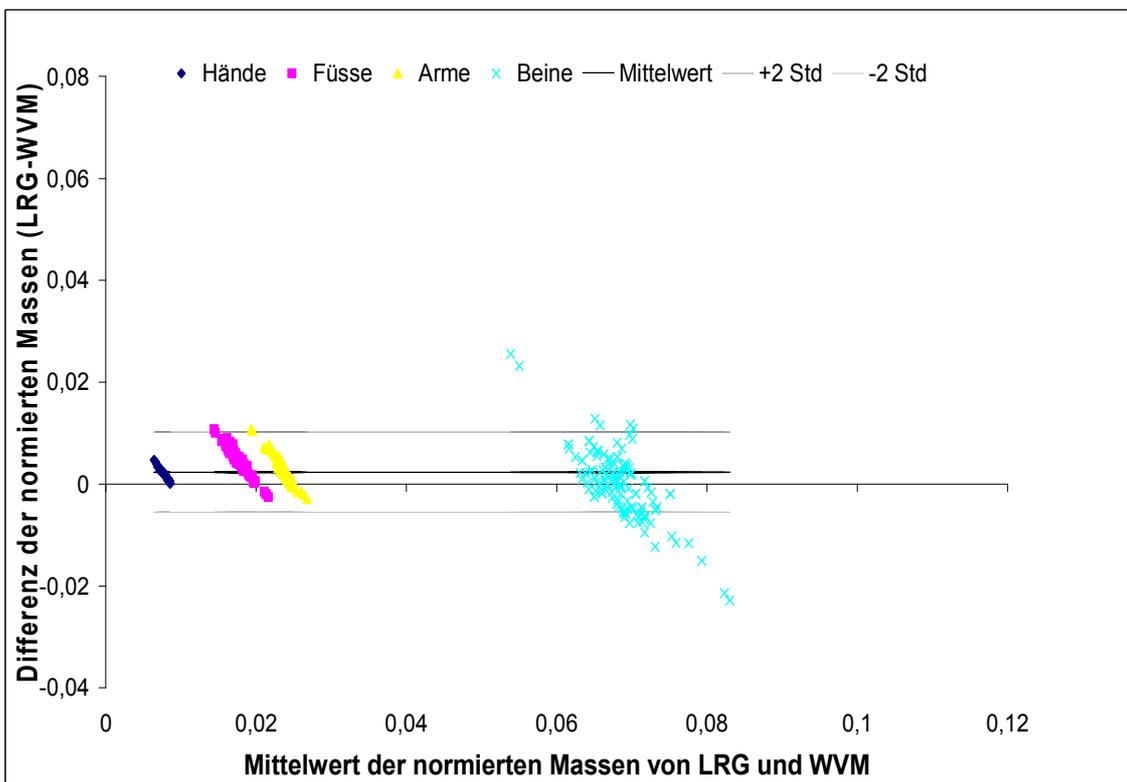


Abb. 23: Differenzen der normierten Massen aller Mädchen aus Wasserverdrängungsmethode und linearer Regressionsgleichung über deren Mittelwerten

Anthropometrie — Ergebnisse

Die Abbildungen 18 und 21 zeigen den Vergleich der Wasserverdrängungsmethode mit dem Zylinder-Quader-Modell. Es ist zu sehen, daß der Median nahe der Nulllinie liegt und die eingezeichneten Standardabweichungen gering sind. Die einzelnen Segmente repräsentieren sich durch unterschiedliche Punktwolken.

Die Abbildungen 19 und 22 stellen die polynomiale Regressionsgleichung von Jensen der Wasserverdrängungsmethode gegenüber. Der Median verschiebt sich sowohl bei den Jungen, als auch bei den Mädchen ins Positive und die Standardabweichungen sind höher.

Die Abbildungen 20 und 23 zeigen den Vergleich zwischen der Wasserverdrängungsmethode und der linearen Regressionsgleichung nach Jensen. Der Median verschiebt sich leicht ins Positive, die Standardabweichungen sind bei den Mädchen etwas höher als bei den Jungen.

Nachfolgend werden die Mittelwerte der Differenzen und Standardabweichungen zwischen den Berechnungsverfahren und der Wasserverdrängungsmethode unterschieden nach Geschlecht und Alter tabellarisch dargestellt. Dazu werden die untersuchten Kinder in zwei Altersgruppen unterteilt, präpubertäre Kinder bis 8,49 Jahre und gemischt prä- und pubertäre Kinder ab 8,5 Jahre. Die Gruppe der jüngeren setzt sich aus 38 Mädchen und 20 Jungen zusammen, die der älteren aus 35 Mädchen und 28 Jungen.

Bei der Unterscheidung nach jüngeren und älteren Kindern ergeben sich für beide Altersgruppen und Geschlechter hohe Übereinstimmungen zwischen den Segmentmassen nach dem Zylinder-Quader-Modell und denen nach der Wasserverdrängungsmethode (Tab. 7 bis Tab 10). Der Unterschied zwischen den Altersgruppen ist für alle Segmente gering, und es zeigt sich weder eine Bevorzugung der älteren noch der jüngeren Kinder.

Die Unterschiede zwischen den jüngeren und älteren Kindern bei der Berechnung mit der neuen Formel von Jensen sind für die untere Extremität hoch (Tab. 7 bis 10). Dabei liegen bei allen Segmenten, ausgenommen die Füße der Jungen, sowohl die Mittelwerte der Differenzen als auch die mittlere prozentuale Abweichung für die jüngeren Kinder niedriger.

Tab. 7: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die Arme, unterschieden nach Alter und Geschlecht, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt

| Arme | Kinder jünger als 8,49 J. | | | Kinder älter als 8,5 J. | | |
|--|---------------------------|---------------|-----------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| | ZQM | PRG | LRG | ZQM | PRG | LRG |
| Mittelwert der Diff. | | | | | | |
| -Jungen | 0,0005 | 0,0013 | 0,0007 | 0,0001 | 0,0049 | 0,0017 |
| Standardabweichung | | | | | | |
| -Jungen | 0,0011 | 0,0033 | 0,0018 | 0,0020 | 0,0070 | 0,0015 |
| Mittlere proz. Abweichung | | | | | | |
| -Jungen | 2,18 | 4,09 | 3,30 | 0,78 | 12,89 | 7,80 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG | | | | | | |
| -Jungen | / | p = 0,0685 | p = 0,2940 | / | p < 0,001 | p < 0,001 |
| Mittelwert der Diff. | | | | | | |
| -Mädchen | 0,0010 | 0,0019 | 0,0019 | 0,0012 | 0,0072 | 0,0032 |
| Standardabweichung | | | | | | |
| -Mädchen | 0,0016 | 0,0040 | 0,0022 | 0,0019 | 0,0067 | 0,0021 |
| Mittlere proz. Abweichung | | | | | | |
| -Mädchen | 4,46 | 5,65 | 9,26 | 5,53 | 21,40 | 15,42 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG | | | | | | |
| -Mädchen | / | p = 0,0320 | p = 0,0018 | / | p < 0,001 | p < 0,001 |

Das lineare Berechnungsverfahren nach Jensen ergibt ebenfalls schlechtere Übereinstimmungen mit der Wasserverdrängungsmethode bei älteren Kindern als bei jüngeren (Tab. 7 bis Tab. 10). Davon ausgenommen sind die Füße bei beiden Geschlechtern, dort sind die Übereinstimmungen zur Wasserverdrängungsmethode für die jüngeren Kinder niedriger.

Anthropometrie — Ergebnisse

Tab. 8: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die Beine, unterschieden nach Alter und Geschlecht, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt

| Beine | Kinder jünger als 8,49 J. | | | Kinder älter als 8,5 J. | | |
|--|---------------------------|-------------------------|---------------|-------------------------|-------------------------|---------------|
| | ZQM | PRG | LRG | ZQM | PRG | LRG |
| Mittelwert der Diff. -Jungen | -0,0006 | 0,0061 | -0,0003 | 0,0009 | 0,0177 | 0,0023 |
| Standardabweichung -Jungen | 0,0044 | 0,0122 | 0,0044 | 0,0072 | 0,0200 | 0,0046 |
| Mittlere proz. Abweichung -Jungen | -0,72 | 6,31 | -0,11 | 1,51 | 16,78 | 3,81 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG -Jungen | / | p = 0,0144 | p = 0,3645 | / | p < 0,001 | p = 0,1077 |
| Mittelwert der Diff. -Mädchen | -0,0004 | 0,0051 | -0,0004 | 0,0007 | 0,0192 | 0,0008 |
| Standardabweichung -Mädchen | 0,0049 | 0,0130 | 0,0058 | 0,0057 | 0,0159 | 0,0070 |
| Mittlere proz. Abweichung -Mädchen | -0,56 | 4,44 | 0,32 | 1,07 | 19,28 | 2,06 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG -Mädchen | / | p < 0,001 | p = 0,5024 | / | p < 0,001 | p = 0,4455 |

Im Vergleich der Methoden untereinander zeigen sich für das Zylinder-Quader-Modell sowohl die niedrigsten Mittelwerte der Differenzen als auch die niedrigsten Standardabweichungen. Die mittlere prozentuale Abweichung des Zylinder-Quader-Modells zur Wasserverdrängungsmethode ist ebenfalls die niedrigste, außer beim Bein. Der Unterschied der Berechnungsverfahren mit Hilfe der Regressionsgleichungen zum Zylinder-Quader-Modell ist allerdings nur für die Hände und Füße signifikant. Bei den gesamten Extremitäten ist der Unterschied geringer und damit nicht signifikant.

Tab. 9: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die Hände, unterschieden nach Alter und Geschlecht, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt

| Hände | Kinder jünger als 8,49 J. | | | Kinder älter als 8,5 J. | | |
|--|---------------------------|---------------------|---------------------|-------------------------|---------------------|---------------------|
| | ZQM | PRG | LRG | ZQM | PRG | LRG |
| Mittelwert der Diff. | | | | | | |
| -Jungen | 0,0003 | 0,0016 | 0,0013 | 0,0002 | 0,0028 | 0,0014 |
| Standardabweichung | | | | | | |
| -Jungen | 0,0009 | 0,0014 | 0,0009 | 0,0012 | 0,0023 | 0,0011 |
| Mittlere proz. Abweichung | | | | | | |
| -Jungen | 4,73 | 16,45 | 18,35 | 4,56 | 24,65 | 21,77 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG | | | | | | |
| -Jungen | / | p < 0,001 | p < 0,001 | / | p < 0,001 | p < 0,001 |
| Mittelwert der Diff. | | | | | | |
| -Mädchen | 0,0009 | 0,0021 | 0,0020 | 0,0006 | 0,0038 | 0,0021 |
| Standardabweichung | | | | | | |
| -Mädchen | 0,0011 | 0,0013 | 0,0007 | 0,0012 | 0,0022 | 0,0008 |
| Mittlere proz. Abweichung | | | | | | |
| -Mädchen | 13,25 | 22,51 | 30,83 | 8,98 | 32,02 | 32,84 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG | | | | | | |
| -Mädchen | / | p < 0,001 | p < 0,001 | / | p < 0,001 | p < 0,001 |

Insgesamt zeigt sich jedoch für alle Verfahren eine bessere Übereinstimmung der Segmentmassen mit der Wasserverdrängungsmethode für die obere Extremität verglichen mit der unteren, für Jungen verglichen mit Mädchen und für jüngere Kinder verglichen mit älteren. Das neue Berechnungsverfahren nach Jensen, welches nur abhängig vom Alter der Kinder ist, ergibt die schlechtesten Übereinstimmungen. Die alte Regressionsgerade von Jensen lässt Schwierigkeiten bei der Berechnung der Segmentmassen älterer Mädchen erkennen. Dagegen zeigen alle nach dem Zylinder-Quader-Modell berechneten Extremitätenmassen hohe Übereinstimmungen mit denen der Wasserverdrängungsmethode.

Anthropometrie — Ergebnisse

Tab. 10: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die Füße, unterschieden nach Alter und Geschlecht, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt

| Füße | Kinder jünger als 8,49 J. | | | Kinder älter als 8,5 J. | | |
|--|---------------------------|---------------------|---------------------|-------------------------|---------------------|---------------------|
| | ZQM | PRG | LRG | ZQM | PRG | LRG |
| Mittelwert der Diff. | | | | | | |
| -Jungen | 0,0012 | 0,0065 | 0,0036 | -0,0011 | 0,0070 | 0,0031 |
| Standardabweichung | | | | | | |
| -Jungen | 0,0022 | 0,0034 | 0,0019 | 0,0038 | 0,0048 | 0,0024 |
| Mittlere proz. Abweichung | | | | | | |
| -Jungen | 8,07 | 27,55 | 23,84 | -4,29 | 26,84 | 20,44 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG | | | | | | |
| -Jungen | / | p < 0,001 | p < 0,001 | / | p < 0,001 | p < 0,001 |
| Mittelwert der Diff. | | | | | | |
| -Mädchen | 0,0016 | 0,0071 | 0,0046 | 0,0000 | 0,0091 | 0,0045 |
| Standardabweichung | | | | | | |
| -Mädchen | 0,0026 | 0,0037 | 0,0023 | 0,0026 | 0,0042 | 0,0026 |
| Mittlere proz. Abweichung | | | | | | |
| -Mädchen | 12,27 | 30,50 | 33,90 | 0,40 | 35,23 | 31,89 |
| Signifikanter Unterschied zwischen ZQM und RG | | | | | | |
| -Mädchen | / | p < 0,001 | p < 0,001 | / | p < 0,001 | p < 0,001 |

Die ermittelten Segmentmassen aus den drei Berechnungsverfahren sind in bezug auf die Wasserverdrängungsmethode größer. Eine Ausnahme bilden die Beine bei jüngeren Mädchen und Jungen nach der alten Formel von Jensen (LRG), hier sind die Massen im Vergleich zur Wasserverdrängungsmethode zu klein. Die Berechnung mit dem Zylinder-Quader-Modell ergibt für die obere Extremität generell zu schwere und für die untere Extremität teilweise zu leichte Segmentmassen.

6. Diskussion

Die Verfahren zur Ermittlung der Segmentmassen und Trägheitsmomente sind vielfältig. In dieser Studie wird die Wasserverdrängungsmethode mit der Berechnung der Segmentmasse durch Regressionsgleichungen und durch das Zylinder-Quader-Modell verglichen. Für diesen Vergleich sind nur Verfahren ausgewählt worden, die für eine Messung an Kindern in Frage kommen. Bei der Auswahl sind folgende Punkte berücksichtigt worden:

1. Präzision
2. Schmerzlosigkeit
3. Durchführbarkeit
4. Schnelligkeit

Gerade bei der Vermessung chronisch kranker Kinder sollen die Punkte zwei bis vier immer im Hinterkopf bleiben, um den Kindern weitere Klinikstunden und Schmerzen zu ersparen. Das Verfahren soll später Einsatz bei elektrogoniometrischen Messungen finden, die sich an die anthropometrischen Messungen anschließen. Die Anforderungen an die Präzision einer Messung dürfen bei der Auswahl des Verfahrens nicht in den Hintergrund treten.

Es gibt viele präzisere Meßverfahren, als die hier verwendeten. Die Messung der Segmentmassen mittels Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) bietet optimale Ergebnisse [71, 107]. Hier können die Dichtevariationen über die Segmentlänge berücksichtigt werden, da die Dichten gleichzeitig in den einzelnen Schnittbildern ermittelt werden können [71]. Das Verfahren ist jedoch bei Kindern nicht anwendbar, da die Messung zu lange dauern würde und dadurch zu viel Streß für alle Beteiligten entstehen würde. Bei vielen Kindern kann die Messung nur unter Narkose erfolgen. Des weiteren sind die Kosten dieser Verfahren sehr hoch.

Die Stereophotographie ist eine Methode zur Ermittlung der Segmentmassen, die eine schnellere Messung als das CT oder MRT erlaubt. Hier ist es wichtig, daß das Kind genau positioniert wird, die anatomischen Landmarken exakt angezeichnet werden und diese Stellung beibehalten wird, bis das Bild aufgenommen ist [77]. Der apparative Aufwand ist immer noch hoch und vor

Anthropometrie — Diskussion

allem für kleine Kinder beängstigend, wodurch das Stillhalten dann zu einem Problem wird.

Die Computerunterstützte Modellierung (CAD/CAM-Technik) zur Prothesenanpassung scheint eine vielversprechende neue Methode zur Ermittlung exakter Segmentvolumen von Amputationsstümpfen zu sein [81, 95]. Mit diesem Verfahren können auch komplexere Objekte wie der menschliche Fuß oder die Hand genau vermessen werden.

Die Messung mit der Wasserverdrängungsmethode erscheint die kinderfreundlichste direkte Methode zu sein [94]. Die Extremitäten gesunder Kinder lassen sich damit einfach und präzise messen. Deshalb wird die Wasserverdrängungsmethode hier als Referenzmethode eingesetzt, um die anderen beiden Verfahren zu vergleichen. Im Gegensatz zu den anderen direkten Methoden löst ein mit Wasser gefüllter Glaszylinder keine Angstgefühle aus sondern verspricht Spaß.

Zu den indirekten Verfahren zur Ermittlung der Segmentmassen zählen die mathematischen und statistischen Modelle. Das komplexe mathematische Modell nach H. Hatze benötigt zu viele direkte anthropometrische Messungen [58], so daß die Kinder schnell die Lust verlieren würden. Dadurch läßt es sich nur sehr eingeschränkt bei Kindern anwenden.

Die Berechnung der Extremitätenmassen einzelner Kinder aufgrund von Datensammlungen direkter anthropometrischer Messungen an einem Kollektiv gesunder Kinder stellt ein weiteres Verfahren dar. Es existieren jedoch nur sehr wenige Daten über anthropometrische Messungen an kaukasischen Kindern zwischen 6 und 18 Jahren [80]. In dieser Studie zum Methodenvergleich werden die Regressionsgleichungen nach R. K. Jensen [78, 79] verwendet. Diese Gleichungen basieren auf Segmentmassen von Jungen, was ihre Anwendbarkeit auf Mädchen einschränkt.

Das hier vorgestellte geometrische Zylinder-Quader-Modell stellt ein sehr vereinfachendes Modell dar. Es hat jedoch den Vorteil, daß nur wenige direkt gemessene Parameter benötigt werden. Seine Genauigkeit wird im Vergleich zu der Wasserverdrängungsmethode gezeigt werden.

6.1. Einflußgrößen

Viele Variablen beeinflussen die Segmentmassen von Kindern. Dazu gehören allgemeine Faktoren wie zum Beispiel das Alter, das Geschlecht, die Körpergröße und das Körpergewicht ebenso wie spezifische Faktoren des Segmentes. Das sind zum Beispiel die Körperproportionen und Längendifferenzen an den einzelnen Extremitäten. Diese Faktoren beeinflussen wiederum die äußere Form und die Dichte eines Segmentes. Es stellt eine große Herausforderung dar, alle diese Parameter bei der Berechnung der Segmentmassen zu berücksichtigen. Normalerweise gelingt dies nur durch die direkten Meßverfahren, denn sie sind zumindest unabhängig von den meisten Faktoren, einige sogar auch von der Segmentdichte. Die statistischen Verfahren können meist nur einem geringen Teil dieser Einflußfaktoren Rechnung tragen, denn sie sollen die Daten einer Stichprobe auf die Allgemeinheit anwendbar machen. Durch die Verwendung mathematischer Modelle, die direkte Meßparameter des individuellen Kindes berücksichtigen, können ebenfalls viele Einflußgrößen berücksichtigt werden. Schwierigkeiten bereiten dann noch die variable äußere Form der Segmente, der durch das vereinfachende Modell keine Rechnung getragen werden kann. Auch die Dichte wird als über das gesamte Segment gleichbleibend angenommen, da sie nur schwer von außen bestimmt werden kann.

Es lassen sich Unterschiede in den Segmentmassen sowohl hinsichtlich des Geschlechtes als auch des Alters nachweisen. Die Unterteilung in zwei Altersgruppen erfolgt auf Grund der pubertätsbedingten Unterschiede im Körperbau. Daraus resultieren Unterschiede in den Segmentvolumina und -massen zwischen den Geschlechtern ab etwa dem neunten Lebensjahr [163]. Dieses Alter fällt mit dem frühesten Beginn des pubertären Wachstumsspurtes zusammen [82]. Durch die Unterteilung der Gruppe in jüngere und ältere Kinder kann eine eindeutig präpubertäre Gruppe von einer gemischt prä- und pubertären getrennt werden. Es fehlen genauere Daten über das Pubertätsstadium der Kinder, so daß eine genauere Altersaufschlüsselung in kleinere Gruppen keinen Sinn machen würde. Die Variabilität des Eintrittszeitpunktes in die Pubertät ist zu groß, wenn nur zehn Kinder eines Altersjahrganges vermessen werden.

Anthropometrie — Diskussion

Die Differenzen zwischen allen betrachteten Methoden sind an der unteren Extremität höher. Dies liegt wahrscheinlich am Bau des Unterschenkels, da sein Umfang im Verlauf je nach Muskelmasse stark variiert. Die Silhouette des Unterschenkels ist unregelmäßiger geformt als zum Beispiel die des Unterarms. Dadurch vergrößert sich die Abweichung der beiden Berechnungsmethoden von der Wasserverdrängungsmethode. Bei der Wasserverdrängungsmethode spielen Unterschiede in der Oberflächenstruktur keine Rolle. Das Wasser kann sich allen Formunregelmäßigkeiten anpassen.

Zur Berechnung der Segmentmassen nach Jensen werden andere Dichten verwendet als bei der Berechnung der Massen nach der Wasserverdrängungsmethode und dem Zylinder-Quader-Modell. Die Unterschiede zwischen den verwendeten Dichten sind allerdings nur minimal.

Die Verwendung einer über das gesamte Segment konstanten Dichte zur Berechnung von Segmentmassen stellt nur eine vereinfachende Annahme dar [159]. Die Resultate einer Studie von Ackland et al. [2] ergeben eine große Variation der Dichte über die Länge eines Beinsegmentes. Die Autoren konnten jedoch zeigen, daß der Fehler bei der Berechnung der Massen und Trägheitsmomente durch die Annahme einer konstanten Dichte minimal ist. Der Rechenaufwand zur Berechnung der Masse wird durch eine variierende Dichte deutlich erhöht. Zur Zeit existieren keine Tabellen oder Regressionsgleichungen von variablen Dichten über die Segmentlängen bei Kindern. Dagegen liegen für Erwachsene einzelne Daten vor [2, 159].

6.2. Wasserverdrängungsmethode

Bei diesem Methodenvergleich zur Bestimmung der Extremitätenmassen wird die Wasserverdrängungsmethode als Vergleichsgröße herangezogen. Sie bietet ein einfach und schnell durchführbares Verfahren zur direkten Messung des Extremitätenvolumens [94].

Das hier zur Anwendung kommende Verfahren des Eintauchens der unteren Extremitäten in einen Glaszylinder mit einem Radius von 99 mm hat seine Grenzen in der Genauigkeit der ermittelten Werte. Je kleiner die Gefäße sind, desto genauer kann die Erhöhung des Wasserstandes durch das Eintauchen

der Extremitäten bestimmt werden. Bei einem großen Radius ist die verdrängte Wassermenge je Höheneinheit größer und die Erhöhung des Wasserstandes geringer. Damit läßt sie sich weniger genau ablesen.

Bei kleineren Gefäßen ergeben sich jedoch Schwierigkeiten in der Messung des Fußes, da dieser dann nur gestreckt gemessen werden kann. Bei gestrecktem Fuß kann die Grenze zwischen Fuß und Unterschenkel nicht klar gesetzt werden, um dies zu gewährleisten, sollte der Fuß in der Neutral-Null-Stellung gemessen werden. Der Meßzylinder für die oberen Extremitäten besitzt nur einen Radius von 39 mm, so daß der Unterarmdurchmesser teilweise nur unwesentlich kleiner ist.

Durch das Ablesen der Wasserhöhe am Gefäßrand können sich Meßungenauigkeiten ergeben, da die Blickachse genau senkrecht auf den Meßstrich zu richten ist. Die präzisere Methode mittels Bestimmung des Wasserüberlaufvolumens [94] wurde jedoch verworfen, da das Abfließen des Wassers zu lange dauert und die Kinder dann unruhig werden. Ein unruhiges Kind führt jedoch unweigerlich zu Meßungenauigkeiten.

Die Eintauchtiefe ist definiert als Grenze zwischen den Extremitätensegmenten. Sie ist vorher zwischen den oben definierten Knochenpunkten (Kap. 4.2. Wasserverdrängungsmethode) auf der Haut mit einem wasserfesten Marker als Linie eingezeichnet worden. Die Extremität wird dann bis genau zu dieser Stelle ins Wasser gehalten, dabei ist zu beachten, daß die eingezeichnete Linie parallel zur Wasseroberfläche liegt. Erst dann kann die Höhe des verdrängten Wassers abgelesen werden.

6.3. Berechnungsverfahren nach Jensen

Die beiden Regressionsgleichungen von R. K. Jensen [78, 79] basieren auf den Daten eines Kollektivs von zwölf Jungen ab einem Alter von vier Jahren. Die Kinder sind in jährlichen Abständen mit der Stereophotographie vermessen worden. Anschließend sind die Segmentvolumina, Massen und Trägheitsmomente der Jungen berechnet worden und durch diese Daten ist eine Regressionsgleichung gelegt worden. Anhand der Regressionsgleichungen der

Anthropometrie — Diskussion

einzelnen Segmente lassen sich die Segmentmassen von gleichaltrigen Kindern berechnen.

Die Übertragbarkeit der Berechnungsmodelle nach R. K. Jensen [78, 79] auf Mädchen, insbesondere in der Pubertät, ist aufgrund der unterschiedlichen Entwicklung der Geschlechter fraglich. Denn sowohl der Eintrittszeitpunkt in die Pubertät als auch die Muskelzunahme und die Fettanlagerung während der Pubertätsentwicklung und die Wachstumsgeschwindigkeit prä- und pubertär verlaufen geschlechtsspezifisch unterschiedlich [82]. Dadurch ergeben sich geschlechtsbezogene Unterschiede in den Segmentmassen und Massenträgheitsmomenten [94]. Die hier vorliegenden Ergebnisse zeigen, daß die Berechnungsformeln bei Mädchen tatsächlich größere Abweichungen in bezug auf die Wasserverdrängungsmethode ergeben als bei Jungen.

Bei R. K. Jensen [78, 79] ist die Trennung zwischen den einzelnen Segmenten der Extremität nur ungenau definiert, nämlich als Trennung im Gelenkzentrum. Eventuell weicht die von R. K. Jensen verwendete Trennung von der bei der Wasserverdrängungsmethode verwendeten ab, obwohl bei beiden Methoden die Trennung im Gelenk erfolgt. Diese Abweichung kann jedoch die höheren Differenzen zu der Wasserverdrängungsmethode bei der Betrachtung der einzelnen Segmente Hand und Fuß im Vergleich zu den gesamten Extremitäten ergeben. Denn die Trennung in den Scharniergelenken Ellenbogen- und Kniegelenk gestaltet sich deutlich einfacher als die Trennung in den komplexen Hand- und Sprunggelenken.

Die polynomiale Regressionsgleichung (PRG) [79] zeigt teilweise extrem hohe Differenzen der Segmentmassen bezogen auf die Wasserverdrängungsmethode. In diese Gleichung geht als einzige Variable das Alter der Kinder ein. Anhand der vorliegenden Ergebnisse kann festgestellt werden, daß das Alter als alleiniger Faktor zur Berechnung von Segmentmassen unzureichend ist. Diese Ergebnisse decken sich mit denen von Ackland, Blanksby und Bloomfield [1]. In ihrer Arbeit postulieren sie, daß zur Berechnung der individuellen Segmentmassen neben dem Alter weitere anthropometrische Maße in der Regressionsgleichung sinnvoll sind. Denn das chronologische Alter bei Pubertätseintritt und die Wachstumsgeschwindigkeit unterscheiden sich individuell. Die Ge-

schwindigkeit des Längenwachstums der einzelnen Extremitäten variiert ebenfalls. Deshalb schlagen Ackland, Blanksby und Bloomfield zur Berechnung von Regressionsgleichungen die Längenmaße der einzelnen Segmente vor. Dadurch erfolgt eine nähere Anlehnung an die individuelle Wachstumsgeschwindigkeit und damit eine genauere Berechnung. Die Autoren haben nur die unteren Extremitäten von dreizehn Jungen vermessen, um eigene Regressionsgleichungen zu ermitteln [1]. Damit fehlen Daten zur oberen Extremität, wodurch die Studie hier nicht berücksichtigt werden kann.

Die lineare Regressionsgleichung (LRG) [78] zeigt ähnlich hohe Übereinstimmungen mit der Wasserverdrängungsmethode wie die Berechnung nach dem Zylinder-Quader-Modell. Hier wird sowohl das Alter in Jahren und Monaten als auch das Gewicht der Kinder in Kilogramm zur Berechnung der einzelnen Extremitätensegmente herangezogen. Durch die zusätzliche Komponente des Gewichtes werden die Berechnungen individueller auf das Kind abgestimmt. Bei den älteren Kindern sind die Abweichungen jedoch höher als bei den jüngeren. Das Wachstum verläuft nicht linear und eine lineare Regressionsgerade ist somit nur eine grobe Annäherung, die bei präpubertären Kindern mit relativ linearem Wachstum gute Ergebnisse liefert, jedoch nicht mehr während des pubertären Wachstumsspurtes [82].

Bei der graphischen Darstellung der Differenzen der normierten Segmentmassen zwischen der Wasserverdrängungsmethode und der linearen Regressionsgleichung gegenüber den Mittelwerten der beiden Verfahren (Abb. 20 und 23) ergeben sich auf Geraden aufgereihte Punktwolken. Dabei stellt jede dieser Punktwolken ein Segment dar. Die Aufreihung auf einer negativen 45° Geraden liegt an den Formeln zur Berechnung der einzelnen Segmentmassen.

Die Formel lautet:

$$\text{Segmentmasse} = ((K1 \cdot \text{Alter}) + K2) \cdot \text{Masse},$$

durch die Normierung auf das Körpergewicht bleibt eine Gerade mit:

$$\text{Normierte Segmentmasse} = ((K1 \cdot \text{Alter}) + K2).$$

Da die Konstanten sehr klein sind, liegen alle Daten auf einer Geraden, dabei hat jedes Segment unabhängig vom Alter des Kindes einen ähnlichen Wert (geringe Streuung).

Die Erhebung der für die Berechnungen benötigten Daten ist denkbar einfach und für die Ermittlung der Segmentmassen von gesunden präpubertären Jungen ist die lineare Regressionsgleichung deshalb sehr nützlich.

6.4. Zylinder-Quader-Modell

Das Modell beruht auf sehr einfachen geometrischen Annahmen. Die Variation der Silhouette im Verlauf der Segmentlänge der Extremitäten wird nicht berücksichtigt. Die Ausprägung der Wade variiert je nach Körperbau stark und dadurch ergeben sich die hohen Standardabweichungen in der Berechnung der Unterschenkelmassen beziehungsweise der Massen der unteren Extremität. Dies läßt sich vor allem bei älteren Mädchen feststellen. Beim Arm, der Hand und dem Fuß ist die äußere Form nicht so variabel und dadurch sind die Abweichungen zur Wasserverdrängungsmethode geringer.

Für die Berechnung nach dem Zylinder-Quader-Modell gelten ebenfalls Einschränkungen in bezug auf das Auffinden der Knochenpunkte zur Abgrenzung zwischen den Extremitätensegmenten. Eine weitere Schwierigkeit besteht in der Lokalisation der mittleren Länge zur Bestimmung des Umfangs und der horizontalen Umfangsmessung. Hierbei ist vor allem bei der oberen Extremität darauf zu achten, daß sich der zu vermessene Körperteil exakt in Neutral-Null-Stellung befindet. Denn eine Abweichung in der Achse ergibt ungenaue Meßwerte.

Die Trennung der Segmente erfolgt wie bei der Wasserverdrängungsmethode im Gelenk. Diese Trennung entspricht nicht der exakten Drehachse durch das Gelenk, da diese während der Bewegung variiert [162]. Dies stellt jedoch die bestmögliche Annäherung dar.

Die Berechnung nach dem Zylinder-Quader-Modell anhand von gemessenen Daten ergibt genauere Segmentmassen der oberen Extremität als die Berechnung nach den Regressionsgleichungen von Jensen, wenn man sie mit den Werten der Wasserverdrängungsmethode vergleicht. Die Ergebnisse zeigen, daß das Zylinder-Quader-Modell gute Abschätzungen der Segmentmassen liefert und das bei einem zeitlichen Aufwand von nur fünf Minuten.

6.5. Anwendbarkeit der Methoden bei Kindern mit Rheuma

Die in dieser Studie favorisierte Methode soll herangezogen werden, um die Segmentmassen zur Berechnung von kinetischen Parametern bei einer Bewegungsanalyse zu ermitteln. Die eigentliche Messung stellt dann die elektrogoniometrische Messung der Bewegung dar. Dadurch bedeuten die anthropometrischen Erhebungen für die Kinder nur eine weitere lästige Untersuchung.

Die elektrogoniometrischen Messungen werden an rheumakranken Kindern vorgenommen. Diese Kinder sind häufig kleiner als der Altersdurchschnitt, ihre Gelenke sind oft unbeweglicher aufgrund von Schmerzen, akuter Arthritis oder durch bereits eingetretene Deformitäten. Bei einem einseitigen Krankheitsbefall können sowohl die Segmentlänge als auch der Segmentumfang zwischen rechts und links differieren [54, 151, 152].

Die Wasserverdrängungsmethode ist eine gute Methode zur Vermessung gesunder Kinder, die einen geringen Meßaufwand erfordert. Kinder mit juveniler idiopathischer Arthritis haben jedoch zum Teil deformierte Gelenke, deren Beweglichkeit stark eingeschränkt ist. Für diese Kinder ist es schwierig und teilweise unmöglich ihre Extremität in ein schmales Meßgefäß zu stecken. Beispielsweise benötigt eine in Ulnardeviation fixierte Hand mehr Platz im Meßgefäß. Der Gelenkspalt läßt sich dann schwieriger parallel zur Wasseroberfläche einstellen.

Die lineare Regressionsgleichung (LRG) liefert bei jüngeren Kindern und dabei vor allem bei Jungen gute Ergebnisse. Für rheumakranke Kinder erscheint sie jedoch wegen der allgemeinen und lokalen Wachstumsstörungen an den Extremitäten fraglich. Denn das Wachstum und die zeitliche Pubertätsentwicklung von chronisch kranken Kindern verläuft meist langsamer als die Entwicklung gesunder Kinder [151]. Die unterschiedlichen Extremitätenlängen und -umfänge zwischen der erkrankten und der gesunden Extremität bleiben durch die Regressionsgleichung unberücksichtigt. Die lineare Regressionsgleichung kann weder den allgemeinen Kleinwuchs noch die lokalen Wachstumsstörungen bei Kindern mit rheumatischen Erkrankungen berücksichtigen, da in die Gleichung als alleiniger Faktor das Lebensalter eingeht.

Anthropometrie — Diskussion

Die Berechnung mit dem Zylinder-Quader-Modell erlaubt eine sehr gute Abschätzung der Segmentmassen. Die Ermittlung der für die Berechnung benötigten Parameter kann zügig vorgenommen werden und ist dabei für die Kinder nicht unangenehm. Die Genauigkeit der Methode erweist sich als unabhängig vom Alter und der Größe der Kinder. Die Differenzen zwischen rechter und linker Extremität bei rheumakranken Kindern finden durch diese Methode ebenfalls Berücksichtigung. Selbst bei Gelenkdeformitäten lassen sich die Extremitätenlängen und -umfänge messen.

In der nachfolgenden Studie zur Ermittlung der Gelenkkinetik an Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis mittels Elektrogoniometrie findet demnach zur Berechnung der Segmentmassen das Zylinder-Quader-Modell Anwendung.

III. Kinetik

7. Berechnung des Drehmomentes

Bei den Bewegungen der Extremitäten treten in allen Gelenken Drehmomente auf. Die Drehmomente sind vergleichbar mit Kräften, welche während einer geradlinigen Bewegung auftreten. Ein Drehmoment ist eine Kraft bei einer Rotationsbewegung, die über einen Hebelarm wirkt. In diesem Kapitel wird die Berechnung der Drehmomente der einzelnen Gelenke dargestellt.

Am Anfang dieses Kapitels werden die allgemeinen Grundlagen zur Berechnung eines Drehmomentes erläutert. Anschließend werden die Formeln an den Aufbau des menschlichen Gelenkes angepaßt. Zur Vereinfachung der Berechnung des Bewegungsablaufes wird dazu der komplexe menschliche Körper als ein geometrisches Modell dargestellt. Abschließend werden die Berechnungsformeln für die einzelnen Gelenke erarbeitet.

7.1. Allgemeine Berechnungen

Die Gelenkbewegung eines Extremitätensegmentes (z.B. die Bewegung des Ellenbogengelenkes) ist eine Rotationsbewegung um eine Gelenkachse, bei welcher positive und negative Drehmomente auftreten.

Das Gesamtdrehmoment einer Extremitätenbewegung setzt sich aus allen positiven und negativen Drehmomenten zusammen, die auf das Gelenk wirken [166]. Dabei treten in jedem Punkt des Systems innere und äußere Momente auf, die sich zum Gesamtdrehmoment addieren [59]. Zu den inneren Momenten gehören alle Kräfte, die durch das Zusammenwirken der Muskeln und Bänder bei der Bewegung entstehen oder dieser entgegenwirken, beispielsweise die Dehnung der antagonistischen Muskeln. Die Bewegung der Extremität wird durch die Muskelkraft der beteiligten Muskeln ermöglicht, welche an unterschiedlichen Stellen der Knochen angreifen [162]. Durch das Zusammenwirken der Kräfte aller Muskeln in bezug auf ihre Abstände zum Gelenk entstehen die Drehmomente. Dieses sogenannte Generalisierte Muskeldrehmoment setzt sich aus aktiven Muskelkontraktionen aller beteiligten Muskeln und aus den

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

beteiligten passiven Deformationen von Muskeln, Sehnen, Bändern und anderen gelenknahen Gewebestrukturen zusammen [166].

Die passiven und aktiven Eigenschaften von Muskeln, Sehnen und Bändern haben die Qualität mechanischer Federn [84], weil sie während der Bewegung ihre Form verändern. Bei einer Bewegung verkürzen sich die arbeitenden Muskeln aktiv, wobei der Bandapparat (Sehnen und Bänder) und die synergistischen Muskeln passiv gestreckt werden. Die Kraft eines Muskels kann in vivo nicht isoliert betrachtet werden, weil jeder normale Bewegungsablauf aus dem Zusammenspiel mehrerer Muskeln besteht [162].

Gleichzeitig ist das Gelenk physikalischen Momenten ausgesetzt. Sie werden hervorgerufen durch die Gravitation, die Reibung, die Zentrifugal- und die Zentripetalkraft. Diese aktiven und passiven Kräfte bewirken das die Bewegung auslösende Gesamtdrehmoment.

Folgende Kräfte und die daraus resultierenden Drehmomente müssen bei der Bewegung einer Extremität berücksichtigt werden:

1. Generalisiertes Muskeldrehmoment:

Es schließt alle Kräfte und ihren Abstand zur Drehachse mit ein, die aus aktiven Muskelkontraktionen und aus passiven Deformationen von Muskeln, Sehnen, Bändern und anderen gelenknahen Gewebestrukturen entstehen [166].

2. Gravitation:

Die gegenseitige Anziehung von zwei Körpern allein aufgrund ihrer Massen nennt man Gravitation. An der Erdoberfläche wirkt auf alle Körper die Schwerkraft, dies ist die Gravitation zwischen der Erde und den darauf befindlichen Körpern [87].

3. Reibung:

Der Widerstand, der in der Berührungsfläche zweier Körper bei ihren relativen Bewegungen gegeneinander auftritt und die Relativbewegung zwischen beiden Körpern hemmt [87].

4. Federkraft:

Die Kraft, die ein Körper den von außen einwirkenden Zug- oder Druckkräften entgegensetzt, wenn der Körper dabei seine Form ändert [87].

5. Zentripetalkraft:

Die zum Mittelpunkt weisende Kraft bei einer Rotationsbewegung [87].

6. Zentrifugalkraft:

Die Zentrifugalkraft ist eine Trägheitskraft, die der Zentripetalkraft entgegengerichtet ist, beide Kräfte sind gleich groß und heben sich gegenseitig auf, da sie den Körper in der Bahn halten [87].

Die Einzelkräfte erzeugen mit ihren Abständen zur Drehachse und Drehrichtung die Einzeldrehmomente. Das Gesamtdrehmoment eines Gelenkes berechnet sich als Summe der oben genannten positiven und negativen Einzeldrehmomente.

7.1.1. Generalisiertes Muskeldrehmoment

Jeder beliebige Bewegungsablauf, geradlinige Bewegung (Translation) oder rotierende Bewegung (Rotation), beruht auf mehreren einzeln zu betrachtenden Einflußgrößen. Dabei sind die Kräfte und alle daraus abgeleiteten Größen vektorielle Größen. Sie haben neben ihrem Wert eine Richtung. Eine auf einen Körper mit der Masse m einwirkende Kraft F beschleunigt den Körper in Richtung der einwirkenden Kraft, dies ist die Translation.

Wenn die beschleunigte Masse m an einem Gelenk befestigt ist, führt sie eine Kreisbewegung aus (Rotation). Bei einer Rotationsbewegung wirkt das Drehmoment D . Dieses ist eine Kraft F , die an einem Ort mit einer vorgegebenen Richtung und dem Abstand c zur Drehachse an einem Körper angreift. Der Abstand c ist das Lot vom Drehpunkt auf den Vektor (Abb. 4, Kap. 2. Bedeutung von Kinetik). Das Drehmoment ist das Produkt aus einer Kraft und dem senkrechten Abstand ihrer Wirkungslinie zum Drehpunkt [87].

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

Es sei:

D : Drehmoment in N m

F : Kraft in N

c : Abstand in m

$$D = F \cdot c \quad (\text{Gl. 08})$$

Greifen mehrere Drehmomente an einem Gelenk an, werden deren Einflüsse auf die Bewegung zu einem Gesamtdrehmoment zusammengefaßt. Dazu wird der Momentensatz verwendet [103], welcher besagt, daß das Gesamtdrehmoment gleich der Summe der einzelnen Drehmomente ist.

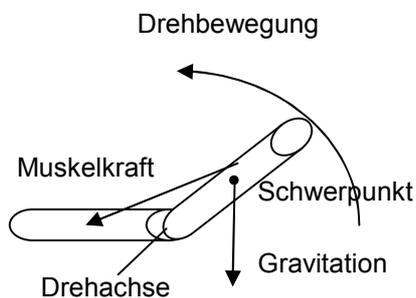


Abb. 24: Graphische Darstellung Drehmomentes

Damit ergibt sich für die hier berücksichtigten Drehmomente (Abb. 24):

Es sei:

D : Gesamtdrehmoment des Segmentes in N m

M : Generalisiertes Muskeldrehmoment in N m

G : Gravitationsmoment in N m

R : Reibungsmoment in N m

F : Federmoment in N m

$$D = M + G + R + F \quad (\text{Gl. 09})$$

Die Reibung R bei der Bewegung einer Extremität setzt sich hauptsächlich aus der Gelenkreibung und der Muskelreibung zusammen, dazu kommt bei der

elektrogoniometrischen Messung noch die Reibung der Schiene. Im Vergleich zu der für eine Bewegung der Extremitäten aufzuwendenden Kraft ist die Reibung eines gesunden Gelenkes und die der verwendeten Schienen vernachlässigbar klein. Der Reibungskoeffizient eines mechanischen Gelenkes (Stahl auf Stahl mit Öl) beträgt zwischen 0,1 und 0,5, der eines gesunden menschlichen Gelenkes zwischen 0,002 und 0,02 [144]. Die Reibung in einem arthritischen Gelenk ist durch die ablaufende Entzündung zwar erhöht, jedoch immer noch geringer als die eines Stahlgelenkes. Der experimentell an Gelenken Verstorbener bestimmte Reibungskoeffizient eines arthritischen Gelenkes lag zwischen 0,01 und 0,04 [153]. Wenn ein arthritisches Gelenk von einem Untersucher passiv bewegt wird, läßt sich im Gegensatz zum gesunden Gelenk kein Unterschied feststellen, somit ist die Reibung im Vergleich zur Kraft im Arm des Untersuchers immer noch gering. Aus den genannten Gründen wird die Reibung R für die weitere Berechnung vernachlässigt. Die Schienenreibung ist bei allen Messungen gleich und hat somit keinen Einfluß auf die Differenzen verschiedener Messungen.

Das Federmoment F setzt sich aus den der Bewegung entgegengesetzten Kräften durch Dehnung des Bänderapparates und der synergistischen Muskeln zusammen. Es ist im Vergleich zu den Kräften, die zu einer Bewegung der Extremitäten führen ebenfalls vernachlässigbar klein.

Hieraus resultiert: $R = 0$ und $F = 0$

$$\Rightarrow D = M + G \quad (\text{Gl. 10})$$

Durch Umformung der Gleichung 10 erhält man:

$$\Leftrightarrow M = D - G \quad (\text{Gl. 11})$$

Somit ist das Generalisierte Muskeldrehmoment die Differenz des Gesamtdrehmomentes minus des Gravitationsmomentes [166].

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

Dieses Generalisierte Muskeldrehmoment ist die „Kraft“, die eine Bewegung des Gelenkes ermöglicht. Nachfolgend wird genauer auf die Berechnung des Gesamtdrehmomentes und des Gravitationsmomentes eingegangen.

7.1.2. Gesamtdrehmoment

Zur Berechnung eines Drehmomentes benötigt man das Massenträgheitsmoment der bewegten Masse. Das Massenträgheitsmoment J eines Körpers ist abhängig von seiner Masse und der Verteilung dieser Masse in bezug auf die Drehachse [87]. Das Massenträgheitsmoment J der Rotationsbewegung ist mit der trägen Masse der Translationsbewegung vergleichbar.

Zur Berechnung des Massenträgheitsmomentes J wird die Gesamtmasse eines Körpers im Schwerpunkt vereint, der Punktmasse m . Zusammen mit dem Radius r , als dem senkrechten Abstand c von der Drehachse, berechnet sich das Massenträgheitsmoment dann wie folgt:

Es sei:

J : Massenträgheitsmoment in kg m^2

m : Punktmasse in kg

r : Abstand der Punktmasse von der Drehachse in m

$$J = m \cdot r^2 \quad (\text{Gl. 12})$$

Das Gesamtdrehmoment, das als Summe aus der aktiven Muskelkontraktion und den passiven Deformitäten der Weichteile resultiert, ist das Produkt aus der Winkelbeschleunigung α und dem Massenträgheitsmoment J .

Es sei:

D : Gesamtdrehmoment in N m

J : Massenträgheitsmoment in bezug auf eine Drehachse durch das Segmentende in kg m^2

α : Winkelbeschleunigung in $\text{rad/s}^2 = 1/\text{s}^2$

$$D = J \cdot \alpha \quad (\text{Gl. 13})$$

7.1.3. Berechnung des Gravitationsmomentes

Das Gewicht der betrachteten Extremitäten erzeugt zusammen mit der Erdbeschleunigung $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ einen Kraftvektor im Schwerpunkt mit Richtung auf den Erdmittelpunkt [103]. Als Produkt aus der Kraft F und dem Abstand c entsteht das Gravitationsmoment G . Es greift im Schwerpunkt der bewegten Teile der Extremitäten an und ist senkrecht nach unten gerichtet (Abb. 25).

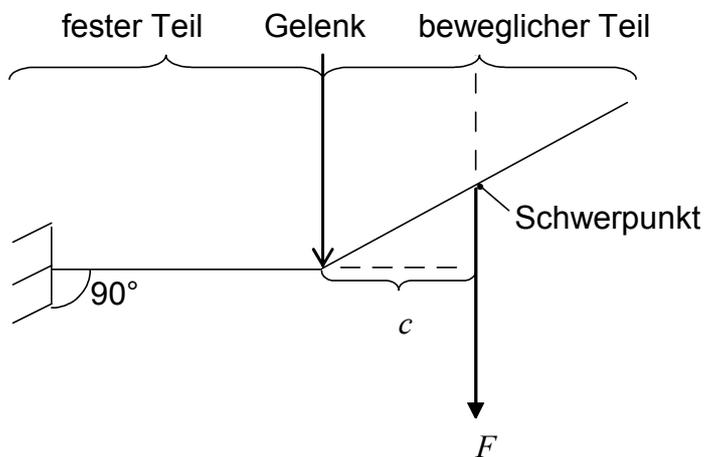


Abb. 25: Graphische Darstellung der Berechnung des Gravitationsmomentes

Es sei mit:

F : Kraft in N

G : Gravitationsmoment in N m

m : Segmentmasse in kg

g : Erdbeschleunigung in m/s^2 ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$)

c : senkrechter Abstand zwischen dem Kraftvektor (greift im Schwerpunkt an) und dem Drehpunkt in m

$$G = m \cdot g \cdot c \quad (\text{Gl. 14})$$

7.2. Berechnung des Muskeldrehmomentes einer Extremität

In diesem Kapitel werden die oben erarbeiteten physikalischen Grundlagen auf die speziellen Bedürfnisse der Berechnung des Generalisierten Muskeldrehmomentes einer Extremität übertragen. Dafür sind zunächst die nachfolgenden Annahmen notwendig, um die allgemeinen Formeln auf den komplexen menschlichen Körper anzuwenden.

Danach erfolgen die Berechnungen der während der Bewegung konstant bleibenden Extremitätenmassen (Kap. 4.4. Zylinder-Quader-Modell) und Massenträgheitsmomente eines Segmentes. Im Anschluß werden die variablen Parameter während des Bewegungsvorgangs, das Gesamtdrehmoment und das Gravitationsmoment, berechnet.

7.2.1. Annahmen

Zur Berechnung der Muskeldrehmomente werden einige vereinfachende Annahmen benötigt, die im folgenden aufgelistet werden:

1. Die einzelnen Körpersegmente werden durch geometrische Gebilde dargestellt (Zylinder und Quader).
2. Die Dichte- und Massenverteilungen der Segmente sind homogen, somit bleibt der Massenschwerpunkt während der Bewegung unverändert.
3. Die Segmente entsprechen starren Körpern (der Abstand zweier Punkte eines Körpers bleibt während der Bewegung konstant).
4. Die bewegten Gelenke besitzen genau einen Freiheitsgrad.

7.2.2. Berechnung der Segmentmasse und des Massenträgheitsmomentes

Die Extremitätenmasse kann in vivo nur indirekt aus den Volumina bestimmt werden. Die Extremitäten werden jeweils in Hand und Unterarm bzw. in Fuß und Unterschenkel unterteilt, Extremitätensegmente genannt.

Die Berechnung der Volumina der bewegten Körperteile wird anhand des

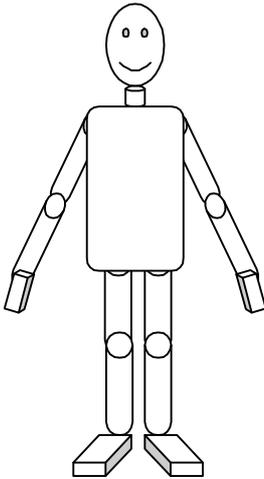


Abb. 26: Zylinder-Quader-Modell

nebenstehenden geometrischen Modells vorgenommen (Abb. 26). Hierbei werden die Hände und Füße durch Quader, die Unterarme und Unterschenkel durch Zylinder modelliert. Am Patienten werden Länge und Umfang von Unterarm und Unterschenkel und Länge, Breite und Höhe von Hand und Fuß gemessen. Mit Hilfe dieser Werte erfolgt die Berechnung der Extremitätenvolumina.

Mit Hilfe von Dichtetabellen nach Dempster und Gaughran [31] wird die Masse der Körpersegmente berechnet. Danach werden das Trägheitsmoment der Segmente und der Segmentschwerpunkt ermittelt.

Zunächst erfolgt die Berechnung der einzelnen geometrischen Gebilde dieses Modells, d.h. Volumen, Dichte und Masse. Dabei sind durch Messung zu erheben: die Längen und die mittleren Umfänge von Unterschenkel und Unterarm sowie die Länge, Dicke und Breite von Hand und Fuß.

7.2.2.1. Segmentmassen

Die Berechnung der Segmentmassen erfolgt mit folgenden Formeln:

1. Berechnung der Unterarme und Unterschenkel als Zylinder, mit Gl. 04 und Gl. 07 (Kap. 4.4. Zylinder-Quader-Modell):

Mit:

- m : Segmentmasse in kg
- δ : Segmentdichte in kg/m^3
- K : Korrekturkonstante
- U : Segmentumfang in m
- l : Segmentlänge in m

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

$$m = \delta \cdot \left(\frac{(K \cdot U)^2}{4\pi} \cdot l \right) \quad (\text{Gl. 15})$$

2. Berechnung der Hände und Füße als Quader, mit Gl. 06 und Gl. 07 (Kap. 4.4. Zylinder-Quader-Modell):

Mit:

| | |
|------------|----------------------------------|
| m : | Segmentmasse in kg |
| δ : | Segmentdichte in kg/m^3 |
| K : | Korrekturkonstante |
| l : | Segmentlänge in m |
| d : | Segmentdicke in m |
| b : | Segmentbreite in m |

$$m = \delta \cdot (K \cdot l \cdot d \cdot b) \quad (\text{Gl. 16})$$

Die zur Berechnung benötigten Segmentdichten werden aus Dempster und Gaughran [31] (Tab. 4, Kap. 4.4. Zylinder-Quader-Modell) entnommen.

In die Berechnung der Gesamtsegmentmasse für die Ermittlung der Muskeldrehmomente in der nachfolgenden Studie gehen außerdem die bei der Messung verwendeten Schienen ein, deren Masse zur Segmentmasse addiert werden muß. Es konnten je nach Größe des Kindes zwei verschiedene Schienen für die obere Extremität und drei für die untere ausgewählt werden. Die Schienen wiegen durchschnittlich etwa 10% der Segmentmassen. Die größte Masse der Schienen und ihre Schwerpunkte befinden sich im distalen Bereich. Demgegenüber befindet sich die größere Masse der Extremitäten ausgleichend im proximalen Bereich. Die Fehler bei der Berechnung des Massenträgheitsmomentes bedingt durch die Annahme einer homogenen Massenverteilung und Struktur gleichen sich deshalb aus, so daß das verwendete einfache Modell zur Berechnung der Gesamtsegmentmasse (Schienen- und Segmentmasse) ausreichend ist.

Nachfolgend wird jedes Extremitätensegment mit seiner zugehörigen Schiene vereinfachend als Segment bezeichnet.

Mit:

m_g : Segmentmasse in kg

m_E : Masse des Extremitätensegmentes in kg

m_S : Masse der Schienen am jeweils betrachteten Gelenk in kg

errechnet sich die Segmentmasse:

$$m_g = m_E + m_S \quad (\text{Gl. 17})$$

Die Gesamtsegmentmasse m_g , im folgenden nur mit m bezeichnet, findet zur Berechnung des Massenträgheitsmomentes und zur Berechnung des Gravitationsmomentes Verwendung.

7.2.2.2. Schwerpunkt

Der Schwerpunkt S symmetrischer und homogener geometrischer Körper liegt in ihrem Symmetriezentrum, also in der Mitte aller drei Raumachsen [17].

Für die weiteren Berechnungen genügt daher die Kenntnis, daß der Schwerpunkt auf der Mitte der Segmentlänge liegt (also $\frac{1}{2} l$). Diese Annahme gilt nur für symmetrische Körper mit einer Drehbewegung um eine Achse senkrecht zur Segmentlänge, so wie im betrachteten Zylinder-Quader-Modell. Da die beiden anderen Raumachsen bei der Berechnung des Gravitationsmomentes der Gelenke um die betrachtete Drehachse nicht benötigt werden.

7.2.2.3. Massenträgheitsmoment

Das Massenträgheitsmoment J läßt sich allgemein mit Hilfe der Gleichung 12 berechnen (Kap. 7.1. Allgemeine Berechnungen). Die Massenträgheitsmomente der einzelnen Segmente sind während der Bewegung konstant und lassen sich aus der oben berechneten Masse mit den Formeln für die Massenträgheitsmomente eines Zylinders und eines Quaders berechnen.

Allgemein gilt zur Berechnung des Massenträgheitsmomentes:

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

$$J = m \cdot r^2 \quad (\text{Gl. 12})$$

1. Massenträgheitsmoment eines Zylinders

Das Unterarm- bzw. Unterschenkelsegment wird als Zylinder betrachtet. Das Massenträgheitsmoment J eines Zylinders, dessen Drehachse senkrecht zur Segmentlänge durch seinen Schwerpunkt S geht, berechnet sich folgendermaßen (Abb. 27):

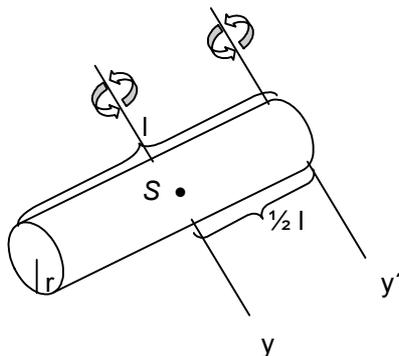


Abb. 27: Bewegungsachsen durch einen Zylinder

Mit:

J_y : Massenträgheitsmoment um die Drehachse y in kg m^2

$J_{y'}$: Massenträgheitsmoment um die Drehachse y' in kg m^2

m : Gesamtmasse des Segmentes in kg

l : Länge des Segmentes in m

r : Radius des Segmentes in m

y : Drehachse durch den Schwerpunkt S des Zylinders

y' : Drehachse durch das Ende des Zylinders

ergibt sich:

$$J_y = \frac{1}{4}mr^2 + \frac{1}{12}ml^2 \quad [64] \quad (\text{Gl. 18})$$

Wenn man das Massenträgheitsmoment J eines Körpers in bezug auf eine durch seinen Schwerpunkt gehende Achse y kennt, liefert der Satz von Steiner

das Massenträgheitsmoment in bezug auf eine andere dazu parallele Achse y' [103].

Mit der Masse des Körpers m und dem Abstand a zwischen den beiden Achsen folgt:

$$J_{y'} = J_y + m \cdot a^2 \quad (\text{Gl. 19})$$

Mit $a = \frac{1}{2}l$ ergibt sich $J_{y'}$ zu:

$$J_{y'} = \frac{1}{4}m \cdot r^2 + \frac{1}{12}m \cdot l^2 + m \cdot \left(\frac{1}{2}l\right)^2$$

$$\Leftrightarrow J_{y'} = \frac{1}{4}m \cdot r^2 + \frac{1}{3}m \cdot l^2 \quad (\text{Gl. 20})$$

2. Massenträgheitsmoment eines Quaders

Das Massenträgheitsmoment des Hand- bzw. Fußsegmentes, also eines Quaders, dessen Drehachse durch ein Ende geht, wird folgendermaßen berechnet (Abb. 28):

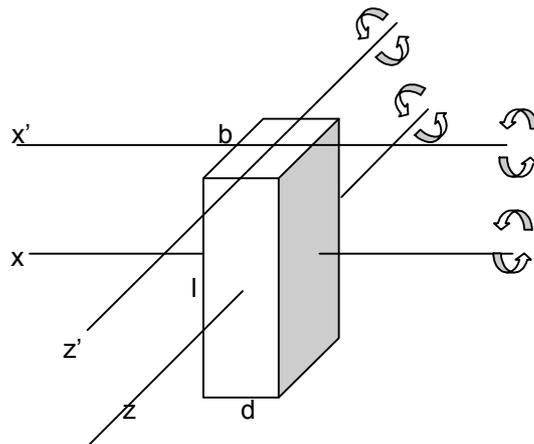


Abb. 28: Bewegungsachsen durch einen Quader

J_z : Massenträgheitsmoment um die Drehachse z in kg m^2

$J_{z'}$: Massenträgheitsmoment um die Drehachse z' in kg m^2

J_x : Massenträgheitsmoment um die Drehachse x in kg m^2

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

- $J_{x'}$: Massenträgheitsmoment um die Drehachse x' in kg m^2
 m : Gesamtmasse des Segmentes in kg
 l : Länge des Segmentes in m
 d : Dicke des Segmentes in m
 b : Breite des Segmentes in m
 z : Drehachse durch den Schwerpunkt S des Quaders parallel zur Breite
 z' : Drehachse durch das Ende des Quaders parallel zur Breite
 x : Drehachse durch den Schwerpunkt S des Quaders parallel zur Dicke
 x' : Drehachse durch das Ende des Quaders parallel zur Dicke

Das Massenträgheitsmoment J eines Quaders mit der Drehachse z durch seinen Schwerpunkt berechnet sich folgendermaßen:

$$J_z = \frac{1}{12} \cdot m \cdot (d^2 + l^2) \quad [64] \quad (\text{Gl. 21})$$

Mit Hilfe des Satzes von Steiner [103] kann die Drehachse parallel auf die Drehachse z' (Abb. 28) durch das Ende des Quaders verschoben werden.

$$J_{z'} = J_z + m \cdot a^2 \quad (\text{Gl. 22})$$

Mit $a = \frac{1}{2}l$ ergibt sich $J_{z'}$ zu:

$$J_{z'} = \frac{1}{12} m \cdot (d^2 + l^2) + m \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot l\right)^2 \quad (\text{Gl. 23})$$

$$\Leftrightarrow J_{z'} = \frac{1}{3} \cdot m \cdot l^2 + \frac{1}{12} \cdot m \cdot d^2 \quad (\text{Gl. 24})$$

Ebenso läßt sich das Massenträgheitsmoment für die Achse x durch den Schwerpunkt und x' durch das Gelenk berechnen. Diese Achse ist für die Berechnung des Drehmomentes des Ellenbogengelenkes wichtig, weil dabei die Hand mit dem Daumen in Richtung der Drehung zeigt, welche demnach um die schmale Seite der Hand erfolgt.

Die Formeln lauten dann:

$$J_x = \frac{1}{12} \cdot m \cdot (l^2 + b^2) \quad [64] \quad (\text{Gl. 25})$$

$$\Leftrightarrow J_{x'} = \frac{1}{3} \cdot m \cdot l^2 + \frac{1}{12} \cdot m \cdot b^2 \quad (\text{Gl. 26})$$

7.2.3. Berechnung des Gesamtdrehmomentes

Allgemein lässt sich das Gesamtdrehmoment nach der Gleichung 13 aus Kapitel „7.1. Allgemeine Berechnungen“ berechnen.

Es sei:

D : Gesamtdrehmoment in N m

J : Massenträgheitsmoment in bezug auf eine Drehachse durch das Segmentende in kg m^2

α : Winkelbeschleunigung in $\text{rad/s}^2 = 1/\text{s}^2$

$$D = J \cdot \alpha \quad (\text{Gl. 13})$$

Das Massenträgheitsmoment J wird bereits im vorigen Kapitel „7.2.2.3. Massenträgheitsmoment“ berechnet. Somit bleibt als letzte Unbekannte noch die Winkelbeschleunigung α .

Die an den Patienten vorgenommenen goniometrischen Messungen liefern zu jeder Zeit der Bewegung einen Winkel ε . Damit kann die Winkelbeschleunigung ermittelt werden, indem die zweite Ableitung des Winkels über die Zeit berechnet wird.

Es sei:

α : Winkelbeschleunigung in rad/s^2

ω : Winkelgeschwindigkeit in rad/s

ε : gemessener Winkel in rad

t : gemessene Zeit in s

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

$$\alpha = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d^2\varepsilon}{dt^2} = \dot{\omega} = \ddot{\varepsilon} \quad [62] \quad (\text{Gl. 27})$$

7.2.4. Berechnung des Gravitationsmomentes

Das Gravitationsmoment G wird allgemein folgendermaßen berechnet, Kapitel „7.1. Allgemeine Berechnungen“:

Es sei:

G : Gravitationsmoment in N m

m : Segmentmasse in kg

g : Erdbeschleunigung in m/s^2 ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$)

c : senkrechter Abstand zwischen dem Kraftvektor (greift im Schwerpunkt an) und dem Drehpunkt in m

$$G = m \cdot g \cdot c \quad (\text{Gl. 14})$$

Der Abstand c ist senkrecht zum Kraftvektor, der vom Schwerpunkt aus lotrecht nach unten zeigt, und liegt zwischen dem Drehpunkt und dem Kraftvektor (Abb. 29). Nachfolgend wird der Abstand c berechnet, welcher sich während des Bewegungsvorganges in Abhängigkeit des Winkels ε ändert:

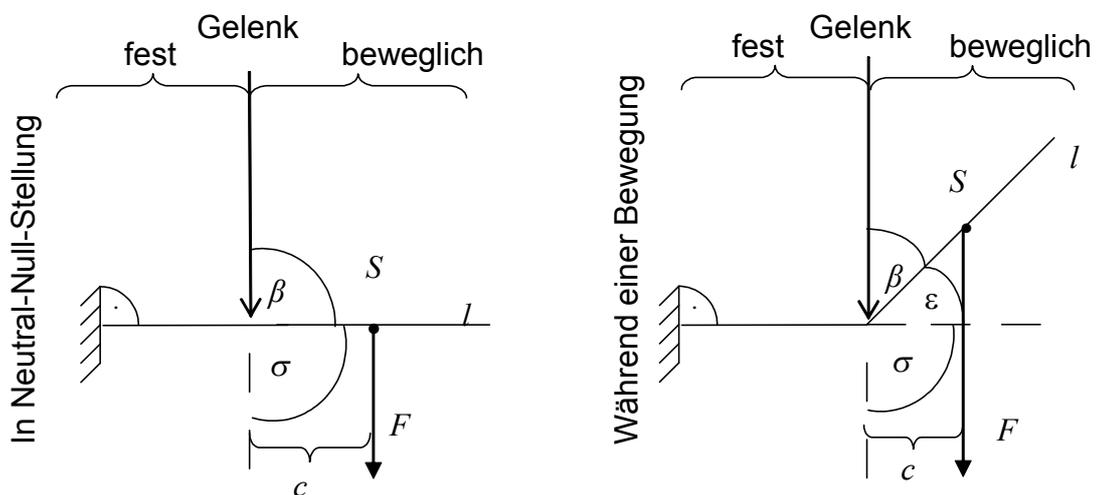


Abb. 29: Graphische Darstellung der Bewegung einer Extremität

Die Änderung des Winkels ε wird im Versuchsaufbau kontinuierlich gemessen. Dabei ist der Winkel ε Null (0°) bei gestrecktem Ellenbogen, Kniegelenk und Handgelenk, beim Sprunggelenk beträgt der Winkel 0° , wenn der Fuß im 90° -Winkel zum Unterschenkel steht. Dies entspricht der medizinischen Definition der Neutral-Null-Stellung. Die Patienten liegen/sitzen dabei so, daß der bewegliche Teil (Hand, Arm, Fuß oder Bein) horizontal liegt, wenn der gemessene Winkel 0° ist. Der Winkel σ bezieht sich auf die Stellung des beweglichen Segmentes zur Gravitation während der Neutral-Null-Stellung. Er beträgt dann bei der Handgelenks-, Ellenbogen-, Knie- und Sprunggelenksmessung 90° .

Mit:

- l : Segmentlänge in m ($1/2 l$ entspricht dem Abstand des Segmentschwerpunktes zur Drehachse)
- c : senkrechter Abstand zwischen dem Kraftvektor (greift im Schwerpunkt an) und dem Drehpunkt in m
- β : zu berechnender Winkel in rad
- ε : gemessener Winkel in rad
- σ : feststehender Winkel (bei Hand-, Ellenbogen-, Knie- und Sprunggelenksmessung: 90°) in rad

Nach Abbildung 29 gilt:
$$\beta = \sigma - \varepsilon \quad (\text{Gl. 28})$$

Außerdem gilt für β :
$$\sin \beta = \frac{c}{\frac{1}{2}l} \Leftrightarrow c = \frac{1}{2}l \cdot \sin \beta \quad (\text{Gl. 29})$$

Gleichung 28 in Gleichung 29 eingesetzt ergibt:

$$c = \frac{1}{2}l \cdot \sin(\sigma - \varepsilon) \quad (\text{Gl. 30})$$

Mit Gleichung 14 aus Kapitel „7.1. Allgemeine Berechnungen“ berechnet sich das Gravitationsmoment folgendermaßen:

$$G = \frac{1}{2}l \cdot m \cdot g \cdot \sin(\sigma - \varepsilon) \quad (\text{Gl. 31})$$

7.3. Berechnung der Muskeldrehmomente einzelner Gelenke

Das Generalisierte Muskeldrehmoment M ergibt zusammen mit dem Gravitationsmoment G das Gesamtdrehmoment D (Gl. 11, Kap. 7.1. Allgemeine Berechnungen).

$$M = D - G \quad (\text{Gl. 11})$$

Die Winkelgeschwindigkeiten bei der Bewegung in einem Gelenk sind für alle Stellen der Segmente gleich und jeder Punkt des Systems führt eine Kreisbewegung um dieselbe Achse aus. Sowohl bei dem Bewegungsvorgang des distalen Gelenkes (Hand, bzw. Fuß) als auch bei dem im proximalen Gelenk (Unterarm mit Hand bzw. Unterschenkel mit Fuß) ist die Winkelgeschwindigkeit in jedem Punkt distal des Gelenkes gleich groß. Die Massenträgheitsmomente der einzelnen Segmente werden dazu nach dem Satz von Steiner auf die jeweiligen Achsen durch das Handgelenk, das Sprunggelenk, das Ellbogengelenk oder das Kniegelenk umgerechnet (Kap. 7.2. Berechnung des Muskeldrehmomentes einer Extremität).

7.3.1. Muskeldrehmoment im Handgelenk

Bei der Messung des Bewegungsablaufes liegt die Drehachse horizontal. Hierbei wird die Hand mit der Handschiene im Handgelenk bewegt, wobei die Handfläche nach unten zeigt (Abb. 30).

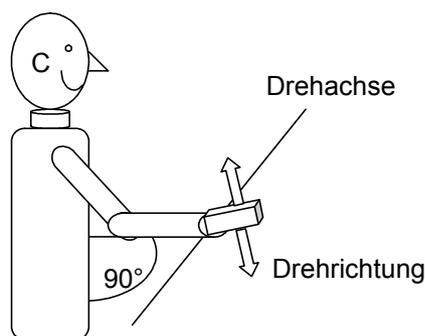


Abb. 30: Bewegung im Handgelenk

Das Generalisierte Muskeldrehmoment errechnet sich durch Subtraktion der einzelnen Momente, hier des Gravitationsmomentes der Hand von dem Gesamtdrehmoment der Hand.

Mit Gleichung 11 aus Kapitel „7.1.1. Generalisiertes Muskeldrehmoment“ erhält man:

- M_H : Generalisiertes Muskeldrehmoment des Handgelenkes in N m
 D_H : Gesamtdrehmoment der Hand (mit Schiene) in N m
 G_H : Gravitationsmoment der Hand (mit Schiene) in N m
 J_H : Massenträgheitsmoment der Hand bezogen auf die Drehachse im Handgelenk in kg m²
 α_H : Winkelbeschleunigung in rad/s² = 1/s²

$$M_H = D_H - G_H \quad (\text{Gl. 32})$$

Durch Einsetzen von Gleichung 13 aus Kapitel „7.1.2. Gesamtdrehmoment“ in Gleichung 32 erhält man:

$$M_H = J_H \cdot \alpha_H - G_H \quad (\text{Gl. 33})$$

Das Generalisierte Muskeldrehmoment lässt sich demnach durch Einsetzen der Gleichungen 24 und 31 aus dem Kapitel „7.2. Berechnung des Muskel-drehmomentes einer Extremität“ in Gleichung 33 berechnen:

Mit:

- M_H : Generalisiertes Muskeldrehmoment einer Bewegung des Handgelenkes in N m
 m_H : Gesamtsegmentmasse der Hand in kg
 l_H : Länge der Hand in m
 d_H : Dicke der Hand in m
 ε_H : Gemessener Winkel während der Handgelenksbewegung in rad
 σ_H : Feststehender Winkel in rad bei der Messung im Handgelenk 90°
 α_H : Winkelbeschleunigung während der Handbewegung in rad/s² = 1/s²
 g : Erdbeschleunigung in m/s² ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$)

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

$$M_H = \left[\left(\frac{1}{3} \cdot m_H \cdot l_H^2 + \frac{1}{12} \cdot m_H \cdot d_H^2 \right) \cdot \alpha_H \right] - \left[\frac{1}{2} l_H \cdot m_H \cdot g \cdot \sin(\sigma_H - \varepsilon_H) \right] \quad (\text{Gl. 34})$$

7.3.2. Muskeldrehmoment im Ellenbogengelenk

Die Drehachse liegt horizontal, bewegt werden die Hand (mit der Handschiene) und der Unterarm (mit der Unterarmschiene). Die Hand befindet sich in Verlängerung des Unterarmes, der Daumen zeigt in Richtung Schulter (Abb. 31).

Im Gegensatz zur Berechnung des Massenträgheitsmomentes der Hand für die Bewegung im Handgelenk liegt die Hand bei der Bewegung des Ellenbogengelenkes um 90° gedreht in der Neutral-Null-Stellung (die Drehachse geht durch die Schmalseite der Hand).

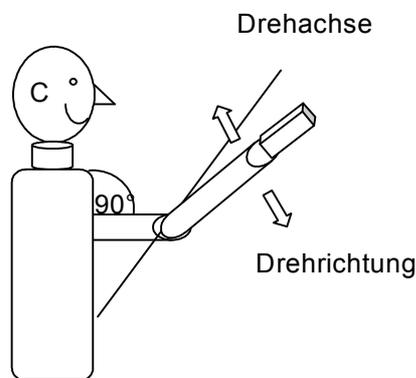


Abb. 31: Bewegung im Ellenbogengelenk

Das Gesamtdrehmoment der Bewegung im Ellenbogengelenk ist gleich der Summe der Einzelmomente. Damit ist das Generalisierte Muskeldrehmoment die Subtraktion der Summe der Gravitationsmomente von Hand und Unterarm minus der Summe der Gesamtdrehmomente von Hand und Unterarm.

Mit Gleichung 11 aus Kapitel „7.1.1. Generalisiertes Muskeldrehmoment“ erhält man:

- M_E : Generalisiertes Muskeldrehmoment des Ellenbogengelenkes in N m
- D_A : Gesamtdrehmoment des Unterarms (mit Schiene) in N m
- D_H : Gesamtdrehmoment der Hand (mit Schiene) in N m
- G_A : Gravitationsmoment des Unterarms (mit Schiene) in N m

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

- G_H : Gravitationsmoment der Hand (mit Schiene) in N m
 J_A : Massenträgheitsmoment des Unterarms bezogen auf die Drehachse im Ellenbogengelenk in kg m²
 J_H : Massenträgheitsmoment der Hand bezogen auf die Drehachse im Ellenbogengelenk in kg m²
 α_E : Winkelbeschleunigung in rad/s² = 1/s²

$$M_E = (D_A + D_H) - (G_A + G_H) \quad (\text{Gl. 35})$$

Mit Gleichung 13 aus Kapitel „7.1.2. Gesamtdrehmoment“ erhält man:

$$M_E = (J_A \cdot \alpha_E + J_H \cdot \alpha) - (G_A + G_H) \quad (\text{Gl. 36})$$

Die Berechnung von J_H wird mit dem Satz von Steiner (Gleichung 22) vorgenommen. Dabei wird das Massenträgheitsmoment eines Quaders (Kap. 7.2. Berechnung des Muskeldrehmomentes einer Extremität) bezogen auf eine Drehachse parallel zur Dicke (x -Achse in Abb. 28) durch den Schwerpunkt zur Berechnung herangezogen (Gleichung 25). Der Abstand c zwischen dem Schwerpunkt der Hand und dem Ellenbogengelenk ist die Unterarmlänge plus der Hälfte der Handlänge ($c = \frac{1}{2} l_H + l_A$).

Damit ergibt sich für J_H mittels Gleichung 25 aus Kapitel „7.2.2. Berechnung der Segmentmasse und des Trägheitsmomentes“:

$$J_H = \frac{1}{12} \cdot m_H \cdot (l_H^2 + b_H^2) + m_H \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot l_H + l_A \right)^2 \quad (\text{Gl. 37})$$

Das Generalisierte Muskeldrehmoment läßt sich demnach durch Einsetzen der Gleichungen 20, 31 (Kap. 7.2. Berechnung des Muskeldrehmomentes einer Extremität) und 37 in Gleichung 36 berechnen:

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

Mit:

M_E : Generalisiertes Muskeldrehmoment einer Bewegung des Ellenbogengelenkes in N m

m_H : Gesamtsegmentmasse der Hand in kg

m_A : Gesamtsegmentmasse des Unterarms in kg

l_H : Länge der Hand in m

b_H : Breite der Hand in m

l_A : Länge des Unterarms in m

r_A : Radius des Unterarms in m

ε_E : Gemessener Winkel bei der Ellenbogenbewegung in rad

σ_E : Feststehender Winkel in rad bei der Bewegung im Ellenbogengelenk 90°

α_E : Winkelbeschleunigung bei der Ellenbogenbewegung in $\text{rad/s}^2 = 1/\text{s}^2$

g : Erdbeschleunigung in m/s^2 ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$)

$$M_E = \left[\left(\frac{1}{4} \cdot m_A \cdot r_A^2 + \frac{1}{3} \cdot m_A \cdot l_A^2 \right) \cdot \alpha_E + \left[\frac{1}{12} \cdot m_H \cdot (l_H^2 + b_H^2) + m_H \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot l_H + l_A \right)^2 \right] \cdot \alpha_E \right] - \left[\frac{1}{2} \cdot l_A \cdot m_A \cdot g \cdot \sin(\sigma_E - \varepsilon_E) + \left(\frac{1}{2} \cdot l_H + l_A \right) \cdot m_H \cdot g \cdot \sin(\sigma_E - \varepsilon_E) \right] \quad (\text{Gl. 38})$$

7.3.3. Muskeldrehmoment im oberen Sprunggelenk

Die Drehachse liegt horizontal, bewegt wird der Fuß (mit Schiene). Die Drehachse liegt im Bereich der Ferse (Abb. 32).

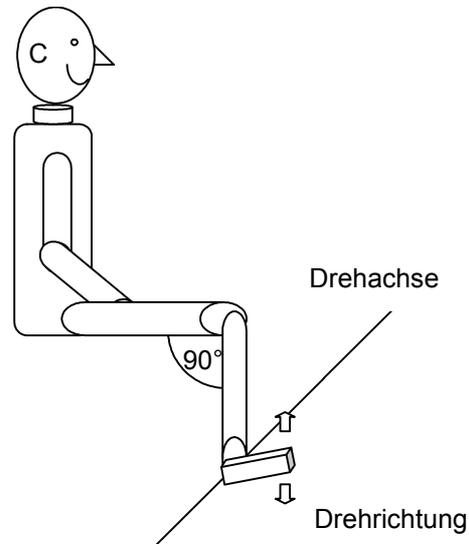


Abb. 32: Bewegung im oberen Sprunggelenk

Das Generalisierte Muskeldrehmoment errechnet sich durch Subtraktion des Gravitationsmomentes des Fußes vom Gesamtdrehmoment des Fußes.

Mit Gleichung 11 aus Kapitel „7.1.1. Generalisiertes Muskeldrehmoment“ erhält man:

- M_S : Generalisiertes Muskeldrehmoment des Sprunggelenkes in N m
- D_F : Gesamtdrehmoment des Fußes (mit Schiene) in N m
- G_F : Gravitationsmoment des Fußes (mit Schiene) in N m
- J_F : Massenträgheitsmoment des Fußes bezogen auf die Drehachse im Sprunggelenk in kg m^2
- α_S : Winkelbeschleunigung in $\text{rad/s}^2 = 1/\text{s}^2$

$$M_S = D_F - G_F \quad (\text{Gl. 39})$$

Durch Einsetzen von Gleichung 13 aus Kapitel „7.1.2. Gesamtdrehmoment“ in Gleichung 39 erhält man:

$$M_S = (J_F \cdot \alpha_S) - G_F \quad (\text{Gl. 40})$$

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

Das Generalisierte Muskeldrehmoment lässt sich demnach durch Einsetzen der Gleichungen 24 und 31 aus dem Kapitel „7.2. Berechnung des Muskeldrehmomentes einer Extremität“ in Gleichung 40 berechnen:

Mit:

M_S : Generalisiertes Muskeldrehmoment einer Bewegung des Sprunggelenkes in N m

m_F : Gesamtsegmentmasse des Fußes in kg

l_F : Länge des Fußes in m

d_F : Dicke des Fußes in m

ε_S : Gemessener Winkel bei der Fußbewegung in rad

σ_S : Feststehender Winkel in rad bei der Bewegung im Sprunggelenk 90°

α_S : Winkelbeschleunigung bei der Fußbewegung in $\text{rad/s}^2 = 1/\text{s}^2$

g : Erdbeschleunigung in m/s^2 ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$)

$$M_S = \left[\left(\frac{1}{3} \cdot m_F \cdot l_F^2 + \frac{1}{12} \cdot m_F \cdot d_F^2 \right) \cdot \alpha_S \right] - \left[\frac{1}{2} l_F \cdot m_F \cdot g \cdot \sin(\sigma_S - \varepsilon_S) \right] \quad (\text{Gl. 41})$$

7.3.4. Muskeldrehmoment im Kniegelenk

Die Drehachse liegt horizontal, bewegt werden der Fuß (mit Fußschiene) und der Unterschenkel (mit Unterschenkelschiene). Der Fuß befindet sich in Verlängerung des Unterschenkels, er wird bei der Messung gestreckt, um eine Linie mit dem Unterschenkel zu bilden (Abb. 33).

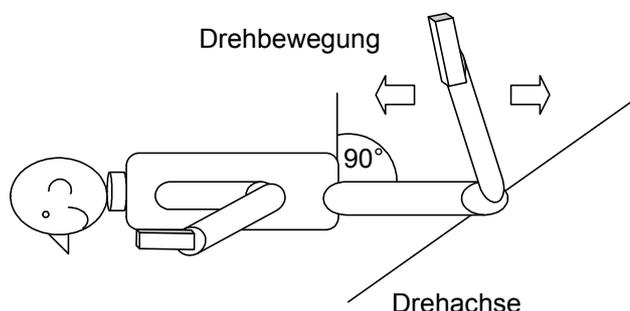


Abb. 33: Bewegung im Kniegelenk

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

Das Gesamtdrehmoment der Bewegung im Kniegelenk ist gleich der Summe der Einzelmomente. Das Generalisierte Muskeldrehmoment berechnet sich demnach durch Subtraktion der Summe der Gravitationsmomente von Fuß und Unterschenkel minus der Summe der Gesamtdrehmomente von Fuß und Unterschenkel.

Mit Gleichung 11 aus Kapitel „7.1.1. Generalisiertes Muskeldrehmoment“ erhält man:

- M_K : Generalisiertes Muskeldrehmoment des Kniegelenkes in N m
 D_B : Gesamtdrehmoment des Unterschenkels (mit Schiene) in N m
 D_F : Gesamtdrehmoment des Fußes (mit Schiene) in N m
 G_B : Gravitationsmoment des Unterschenkels (mit Schiene) in N m
 G_F : Gravitationsmoment des Fußes (mit Schiene) in N m
 J_B : Massenträgheitsmoment des Unterschenkels bezogen auf die Drehachse Kniegelenk in kg m^2
 J_F : Massenträgheitsmoment des Fußes bezogen auf die Drehachse im Kniegelenk in kg m^2
 α_K : Winkelbeschleunigung in $\text{rad/s}^2 = 1/\text{s}^2$

$$M_K = (D_B + D_F) - (G_B + G_F) \quad (\text{Gl. 42})$$

Mit Gleichung 13 aus Kapitel „7.1.2. Gesamtdrehmoment“ erhält man:

$$M_K = (J_B \cdot \alpha + J_F \cdot \alpha_K) - (G_B + G_F) \quad (\text{Gl. 43})$$

Die Berechnung von J_F wird mit dem Satz von Steiner (Gleichung 22) vorgenommen. Dabei wird das Massenträgheitsmoment eines Quaders (Kap. 7.2. Berechnung des Muskeldrehmomentes einer Extremität) bezogen auf eine Drehachse parallel zur Breite (z -Achse in Abb. 34) durch den Schwerpunkt herangezogen (Gleichung 23). Der Abstand c zwischen dem Schwerpunkt des

Kinetik — Berechnung des Drehmomentes

Fußes und dem Kniegelenk ist die Summe aus der Unterschenkellänge und der Hälfte der Fußlänge ($c = \frac{1}{2} l_F + l_B$).

Damit ergibt sich für J_F :

$$J_F = \frac{1}{12} \cdot m_F \cdot (d_F^2 + l_F^2) + m_F \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot l_F + l_B \right)^2 \quad (\text{Gl. 44})$$

Das Generalisierte Muskeldrehmoment läßt sich demnach durch Einsetzen der Gleichungen 20, 31 (Kap. 7.2. Berechnung des Muskeldrehmomentes einer Extremität) und 44 in Gleichung 43 berechnen:

Mit:

M_K : Generalisiertes Muskeldrehmoment einer Bewegung des Kniegelenkes in N m

m_F : Gesamtsegmentmasse des Fußes in kg

m_B : Gesamtsegmentmasse des Unterschenkels in kg

l_F : Länge des Fußes in m

b_F : Breite des Fußes in m

l_B : Länge des Unterschenkels in m

r_B : Radius des Unterschenkels in m

ε_K : Gemessener Winkel bei der Kniebewegung in rad

σ_K : Feststehender Winkel in rad bei der Bewegung im Kniegelenk 90°

α_K : Winkelbeschleunigung bei der Kniebewegung in $\text{rad/s}^2 = 1/\text{s}^2$

g : Erdbeschleunigung in m/s^2 ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$)

$$M_K = \left[\left(\frac{1}{4} \cdot m_B \cdot r_B^2 + \frac{1}{3} \cdot m_B \cdot l_B^2 \right) \cdot \alpha_K + \left[\frac{1}{12} \cdot m_F \cdot (d_F^2 + l_F^2) + m_F \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot l_F + l_B \right)^2 \right] \cdot \alpha_K \right] - \left[\frac{1}{2} \cdot l_B \cdot m_B \cdot g \cdot \sin(\sigma_K - \varepsilon_K) + \left(\frac{1}{2} \cdot l_F + l_B \right) \cdot m_F \cdot g \cdot \sin(\sigma_K - \varepsilon_K) \right] \quad (\text{Gl. 45})$$

8. Patienten

Insgesamt wurden 73 Kinder, 44 Mädchen und 29 Jungen, der rheumatologischen Ambulanz der Tübinger Universitätsklinik für Kinderheilkunde und Jugendmedizin zwischen dem 06.12.1999 und dem 16.05.2001 vermessen. Das durchschnittliche Alter der Kinder und Jugendlichen lag bei 11,6 Jahren, das jüngste war 5,3, das älteste 19,6 Jahre alt.

Eingang in die Studie fanden Kinder der Ambulanz, die älter als fünf Jahre waren, weil sie erst dann motorisch weit genug entwickelt waren, um den koordinativen Anforderungen der Studie gewachsen zu sein. Auf der anderen Seite limitierten die verwendeten Schienen die Auswahl der Kinder, weil sie Kindern über 175 cm Körpergröße oder stark adipösen Kindern nicht paßten.

Die folgende Tabelle (Tab. 11) erlaubt einen Überblick über alle vermessenen Kinder und ihre Erkrankungen:

Tab. 11: Liste aller vermessenen Patienten nach Erkrankungsart

| Erkrankungsart | Anzahl der Kinder (weiblich/ männlich) | Mittleres Alter in Jahren (min/ max) |
|--|---|---|
| Systemische Arthritis | 5 (1 / 4) | 11,6 (6,8 / 16,8) |
| Oligoarthritis, persistierend | 12 (11 / 1) | 8,8 (5,3 / 13,0) |
| Oligoarthritis, erweitert | 7 (6 / 1) | 11,6 (7,3 / 15,8) |
| Polyarthritis, RF negativ | 8 (7 / 1) | 11,8 (7,3 / 19,6) |
| Enthesitisassoziierte Arthritis | 9 (3 / 6) | 11,9 (8,4 / 16,7) |
| Psoriasisassoziierte Arthritis | 6 (4 / 2) | 13,7 (9,1 / 16,5) |
| Unklassifizierte JIA | 6 (2 / 4) | 14,0 (9,3 / 19,3) |
| Lupus erythematoses | 1 (0 / 1) | 11,7 |
| Postinfektiöse Arthritiden | 3 (2 / 1) | 11,0 (7,4 / 16,3) |
| Arthralgien | 7 (2 / 5) | 11,1 (8,1 / 14,1) |
| Vaskulitiden | 1 (1 / 0) | 7,3 |
| Dermatomyositis | 2 (2 / 0) | 11,1 (14,1 / 8,0) |
| andere Erkrankungen | 6 (3 / 3) | 11,0 (5,5 / 16,1) |
| Insgesamt | 73 (44 / 29) | 11,6 (5,3 / 19,6) |

Kinetik — Patienten

Die Patienten wurden nach folgenden Kriterien ausgewählt:

1. Erkrankung an einer JIA,
2. neue Patienten mit Gelenkbeschwerden,
3. andere Patienten der rheumatischen Ambulanz.

Die Patienten und ihre Eltern wurden in der Sprechstunde und anschließend im Testraum über die Studie aufgeklärt. Dabei bestand die Möglichkeit sich den Versuchsaufbau anzusehen und Fragen zum Ablauf und zu den Zielen der Studie zu stellen. Bei allen Kindern wurde das schriftliche Einverständnis der Eltern eingeholt. Ein positiver Bescheid der Ethikkommission lag vor Beginn der Studie vor.

Von den gemessenen Kindern konnten zwei aufgrund sprachlicher oder koordinativer Schwierigkeiten nicht für die weitere Auswertung berücksichtigt werden.

Die Kinder sollten insgesamt an drei aufeinanderfolgenden Sprechstunden-terminen untersucht werden. Bei 38 Kindern konnten alle drei Untersuchungen durchgeführt werden. Von den übrigen Kindern wünschten fünf keine weiteren Messungen, die anderen hatten während des Meßzeitraums keine weiteren Ambulanztermine.

Alle Kinder hatten vor der elektrogoniometrischen Messung einen Termin in der Ambulanz und wurden dort rheumatologisch untersucht. Der Gelenkzustand konnte dadurch unabhängig von der Studie von erfahrenen Rheumatologen erhoben werden. Dabei wurde jedes Gelenk einzeln beurteilt und aufgrund seines Zustandes einer der folgenden Gruppen zugeordnet:

1. Unauffälliger Befund
2. Arthralgie
3. Gelenk in Remission, schmerzfrei
4. Verdacht auf Arthritis (ein Arthritiszeichen)
5. Akute Arthritis (zwei oder mehr Arthritiszeichen)

Die Arthritiszeichen berücksichtigten folgende klinisch zu erfassenden Parameter: Erguß, Schmerz, Bewegungseinschränkung, Überwärmung und Rötung.

Folgende fünf Teilstudien sollten die Einsetzbarkeit der Messung der dynamischen Muskeldrehmomente mit der Elektrogoniometrie in der Pädiatrie und der pädiatrischen Rheumatologie überprüfen.

1. Vergleich mit anderen Methoden (Muskelkraftvergleich)
2. Einflußfaktoren auf gesunde Gelenke
3. Einflußfaktoren auf erkrankte Gelenke
4. Vergleich zwischen kranken und gesunden Gelenken
5. Einzelfallbeobachtungen bei Kindern mit JIA.

9. Methoden

Im Rahmen dieser Studie sollten die Einsatzmöglichkeiten der Elektrogoniometrie in der pädiatrischen Rheumatologie überprüft werden. Bei den nachfolgenden Teilstudien kamen sie ebenso wie Vergleichsmethoden zur Bestimmung der Kraft zum Einsatz.

Nachfolgend werden die in den Teilstudien verwendeten Untersuchungsmethoden vorgestellt.

9.1. Schienenfixierte Elektrogoniometrie

9.1.1. Gerätebeschreibung und technische Grundlagen

Die Messungen zur Bestimmung des maximalen Bewegungsumfanges, der Bewegungsgeschwindigkeit, der Beschleunigung und der Muskeldrehmomente in den Gelenken wurden mit Elektrogoniometern (XM 65 und XM 110) der Firma Biometrics (Penny and Giles Biometrics Limited, Gwent, United Kingdom) durchgeführt.

Zur genaueren Führung der vermessenen Ellenbogen-, Hand-, Sprung- und Kniegelenke wurden spezielle Schienen (Brillinger GmbH & Co. KG, Tübingen, Deutschland) verwendet, die nur eine einachsige Flexions- beziehungsweise Extensionsbewegung erlaubten (Abb. 34 und 35).

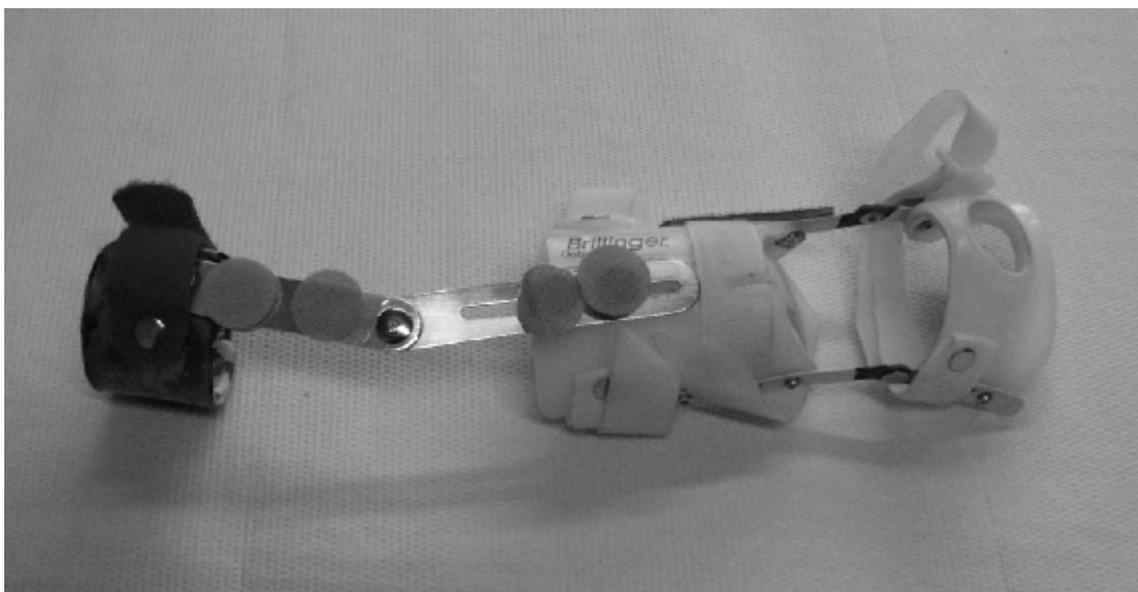


Abb. 34: Handschiene, klein

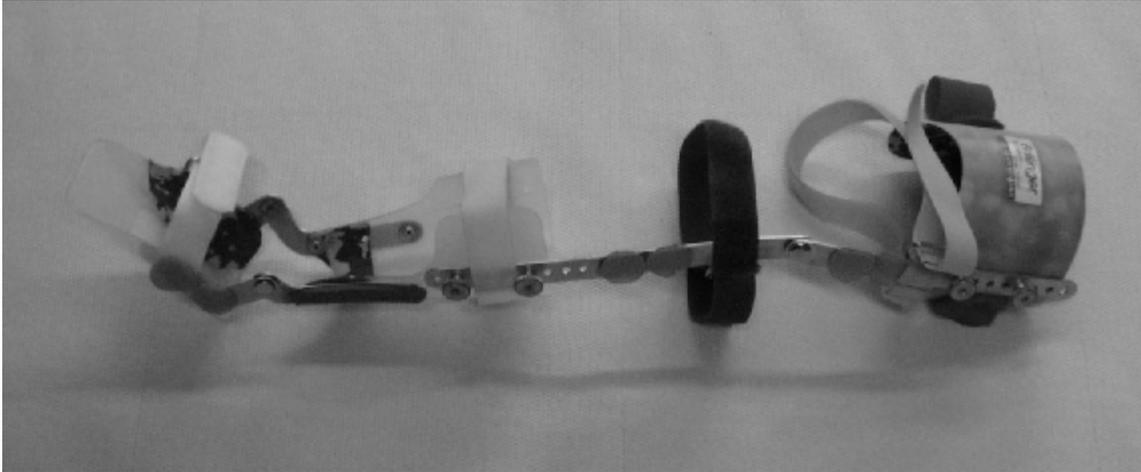


Abb. 35: Fußschiene, klein

Die Schienen bestanden aus einem distalen und einem proximalen Anteil. Der distale Anteil war in zwei Größen und der proximale Anteil in drei Größen verfügbar. Die unterschiedlichen Anteile ließen sich miteinander kombinieren, so daß die Schienen flexibel an die Kinder angepaßt werden konnten. Wenn die Schienen rutschten oder drückten, konnten sie mit kleinen Polstern ausgestattet werden.

Die Gelenkwinkel konnten mit dem in dieser Studie verwendeten Elektrogoniometer der Firma Biometrics in zwei Achsen gemessen werden. Das Goniometer bestand aus zwei Kunststoffblöcken, die durch eine flexible Feder verbunden waren. In dem einen Kunststoffblock war die Feder unbeweglich befestigt, in dem anderen war sie in Richtung der Längsachse verschiebbar (Abb. 36 und 37).

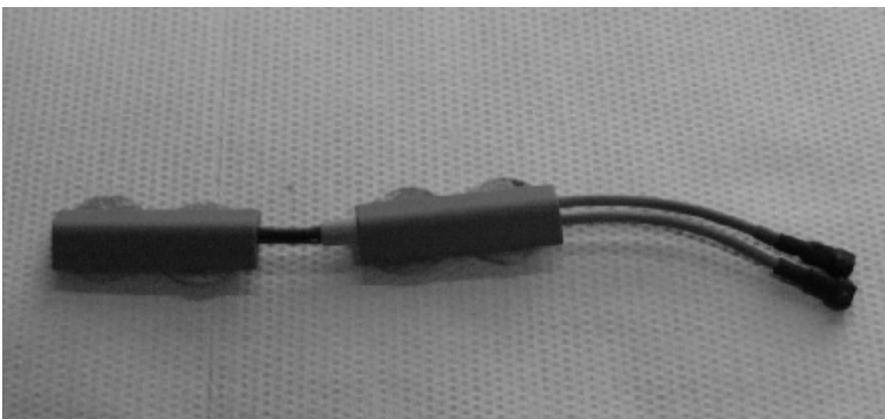


Abb. 36: Photo eines Elektrogoniometers der Firma Biometrics

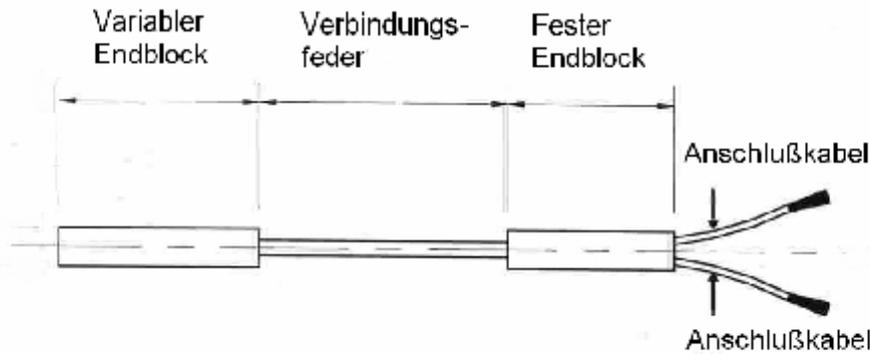


Abb. 37: Schematische Darstellung eines Elektrogoniometers der Firma Biometrics

Innerhalb der Feder befanden sich vier elektrisch leitende Drähte, die um einen Verbindungsdraht angeordnet waren (Abb. 38). Diese Drähte mündeten in den variablen Endblock und bildeten das Potentiometer, dessen Widerstand von der Länge der Drähte abhängig war. Die Länge variierte bei einer Biegung des Goniometers.

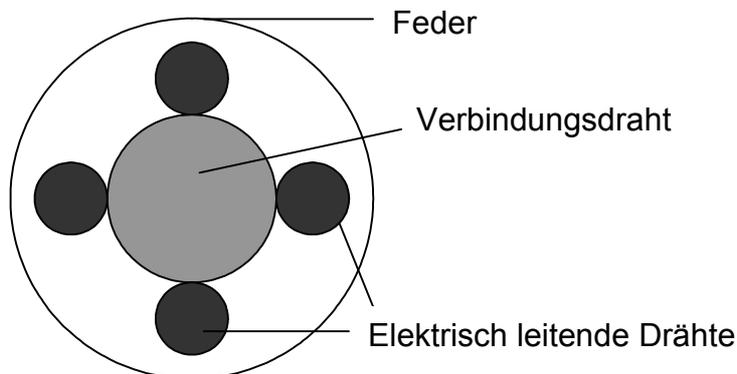


Abb. 38: Querschnitt durch ein Elektrogoniometer der Firma Biometrics

Bei einer Bewegung der beiden Blöcke ausgehend von einem gestreckten 180° Winkel entstand eine Biegung der Feder und der Drähte. Dadurch änderte sich die Länge der Drähte im variablen Endblock. Die Drähte auf der Außenseite wurden länger, die auf der Innenseite des Bogens im Vergleich dazu kürzer. Die Länge der einzelnen Drähte war abhängig vom Winkel zwischen den Endblöcken. Durch die unterschiedliche Drahtlänge veränderte sich der Widerstand zwischen den Drähten abhängig vom Winkel des Elektrogoniometers.

Die Base Unit maß das Verhältnis der Widerstände zueinander und berechnete daraus den Winkel zwischen den Endblöcken. Dieser Winkel wurde an einen Computer weitergeleitet und von diesem aufgezeichnet (Abb. 39).



Abb. 39: Versuchsaufbau mit (1) Elektrogoniometern, (2) Base Unit, (3) Verstärker und (4) Computer mit dem Programm „Hau’ den Lukas“

Die Schienen reduzierten die Beweglichkeit des Gelenkes auf eine Achse. So konnten die Gelenke nur noch flektiert bzw. extendiert werden. Daneben ermöglichten sie eine Messung der Gelenkwinkel unabhängig von der Hautoberfläche. In einer vorausgehenden Studie wurde gezeigt, daß die Verschieblichkeit der Hautoberfläche und der darunterliegenden Muskeln die Meßgenauigkeit des Elektrogoniometers negativ beeinflusst [25]. Die angegebenen Ungenauigkeiten von $\pm 2^\circ$ [119] wurden größer, wenn die beiden Endblöcke nicht in gleichem Abstand zur Drehachse und in gleicher Ausrichtung zueinander standen. Bei einer direkten Fixierung der Goniometer auf der Haut erfolgte häufiger eine Verschiebung der Weichteile in einer anderen Ebene als der zu messenden. Deshalb wurden die Goniometer auf den Schienen fixiert, damit die beiden Endblöcke immer in gleicher Höhe und Ausrichtung lagen.

9.1.2. Versuchsdurchführung

Das Alter der Kinder und die dominante Seite der oberen und unteren Extremität wurden erfragt. Beim Arm war dies die Hand, mit der das Kind schreibt und malt, beim Bein das, welches sowohl beim Fußballspielen als auch beim Absprung bevorzugt eingesetzt wurde.

Anschließend wurden die anthropometrischen Daten zur späteren Berechnung der Drehmomente aufgrund der elektrogoniometrischen Meßdaten ermittelt. Dafür wurden die Längen und Umfänge bzw. Längen, Breiten und Dicken der Extremitäten mit einem Maßband nach dem im Kapitel „4.4. Zylinder-Quader-Modell“ vorgestellten Protokoll gemessen.

Zunächst wurden den Kindern die passenden Schienen angelegt. Dabei wurde vor allem darauf geachtet, daß die Schienen den Bewegungsumfang nicht beeinflußten. Wenn die Schienen an den Befestigungsstellen drückten, konnten diese mit Polstern ausgekleidet werden. Anschließend wurden die Elektrogoniometer auf den Schienen befestigt und auf die Null-Position justiert. Die Justierung erfolgte bei gestrecktem Ellenbogen- und Handgelenk durch Anlegen der Extremität an eine feste Leiste. An der unteren Extremität wurden die Goniometer im Stand auf Null gestellt, wobei die Ferse und das Bein an einer festen Leiste anlehnten.

Bei der mittels der Elektrogoniometrie aufgenommenen Bewegung handelte es sich um eine einfache Aufeinanderfolge maximaler Flexions- und Extensionsbewegungen in dem jeweils betrachteten Gelenk. Zunächst wurde der Patient aufgefordert eine Probebewegung auszuführen, um zu sehen, ob die Aufgabe von dem Kind verstanden wurde.

Bei der Meßaufnahme bewegte der Patient seine Extremität mit der Vorgabe, den größtmöglichen Bewegungsumfang bei selbstgewählter Geschwindigkeit (aktiv-langsam) zu erzielen. Anschließend sollte die Bewegung in der größtmöglichen Geschwindigkeit durchgeführt werden (aktiv-schnell), jedoch mit dem gleichen Bewegungsumfang. Die aktiv-langsamten Messungen waren notwendig, weil die Patienten sich dabei langsam an ihren Schmerzpunkt herantasten konnten. Den Kindern wurde dabei erklärt, daß sie bei Schmerzen entweder die Bewegungsgeschwindigkeit oder den Bewegungsumfang reduzie-

ren dürften. Der bei dieser Bewegung ermittelte Bewegungsumfang sollte auch bei der aktiv-schnellen Bewegung wieder erzielt werden. Dies erhöhte vor allem bei Patienten mit akuter Arthritis die Genauigkeit der Messung, da die mögliche maximale ROM den Kindern und den Untersuchern bekannt war.

Die Kinder sollten jede Bewegung mit maximalem Bewegungsumfang (ROM) ausführen. Das dafür geschriebene Programm „Hau' den Lukas“ [127] motivierte die Kinder und ermöglichte ihnen gleichzeitig eine einfache Kontrolle ihrer Bewegung (Abb. 40). Die Kinder wurden dazu angeregt, bei jedem Durchgang den gleichen Winkel, dargestellt durch ein Tier, zu erreichen. Einen einmal erreichten Winkel bei der aktiv-langsameren Bewegung galt es bei der aktiv-schnellen Bewegung zu erzielen. Diese optische Kontrolle des maximalen Winkels während der Bewegungsausführung war vor allem für die aktiv-schnelle Bewegung wichtig. Denn bei einer schnellen Bewegung reduzierten die Kinder oft den Bewegungsumfang, in der Annahme die Bewegung bei geringerem Weg schneller ausführen zu können.

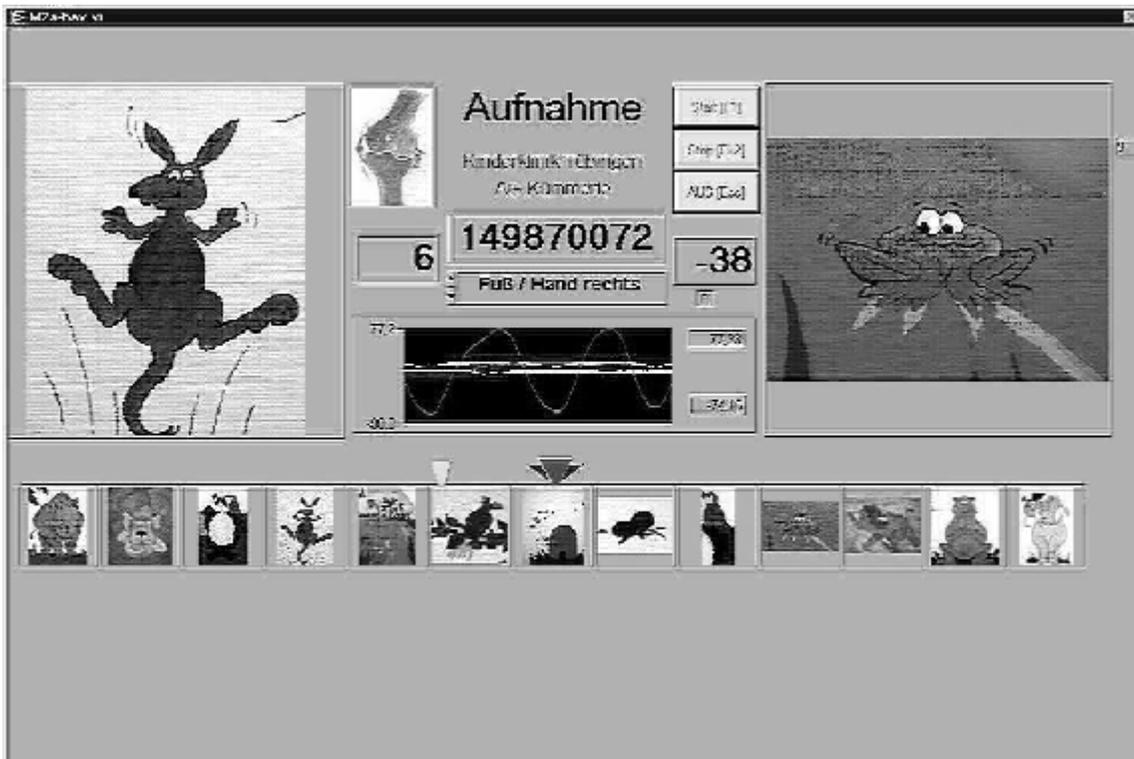


Abb. 40: Programm „Hau' den Lukas“ nach einem gemessenen Bewegungsablauf

Darüber hinaus konnte der Bewegungsumfang (ROM) und der Bewegungsablauf anhand der auf dem Bildschirm abgebildeten Kurve vom Untersucher auf

Kinetik — Methoden

grobe Unregelmäßigkeiten (maximale ROM, zu lange Pausen, sehr unterschiedliche ROM) überprüft werden (Abb. 40). Wenn bei einer Bewegung auf diesem Wege größere Abweichungen erkennbar waren, wurde die Bewegung wiederholt. Während des Meßablaufes wurde darauf geachtet, daß das Kind keine Ausgleichsbewegungen durchführte.

9.1.3. Meßprotokoll

Während einer Sitzung wurden jeweils zuerst die rechte und dann die linke Extremität vermessen (Abb. 41). Dabei erfolgte zunächst die Messung des Ellenbogengelenkes, dann des Handgelenkes, anschließend des Sprunggelenkes und zuletzt des Kniegelenkes. Bei den meisten Kindern wurden jeweils nur die obere oder die untere Extremität vermessen, je nach dem welche Extremität stärker betroffen war.



Abb. 41: Kind mit Schienen (hier sitzend wie zur Untersuchung des Sprunggelenkes), Elektrogoniometern und Meßeinrichtung

Durch die Lagerung der Kinder während der Messung (Kap. 9.1.2. Versuchsdurchführung) ergab sich, daß alle Extensionsbewegungen gegen die Gravitation mit aktiver Muskelkraft gestartet wurden. Dagegen wurde die Flexionsbewegung der kleinen Gelenke (Hand- und Sprunggelenk) mit der Gravitation begonnen. Eine Bewegung der kleinen Gelenke konnte aufgrund dieser Lagerung von den Kindern sowohl aktiv durch eigene Muskelkraft, als auch passiv mit Hilfe der Schwerkraft durch Fallenlassen der Extremität begonnen werden.

9.1.3.1. Ellenbogengelenk

Die Messungen der ROM des Ellenbogengelenkes wurden in 90° Anteversion im Schultergelenk durchgeführt (Abb. 42-44). Der Patient saß vor einem Tisch, auf dem sein Oberarm auflag, unterstützt durch ein Schaumstoffrohr (6 cm Durchmesser). Der Daumen der Hand zeigte in Richtung Schulter (Neutral-Null-Stellung) [113]. Die Schulter wurde durch den Untersucher manuell fixiert (dies ist auf den Photos der besseren Übersichtlichkeit wegen nicht dargestellt).

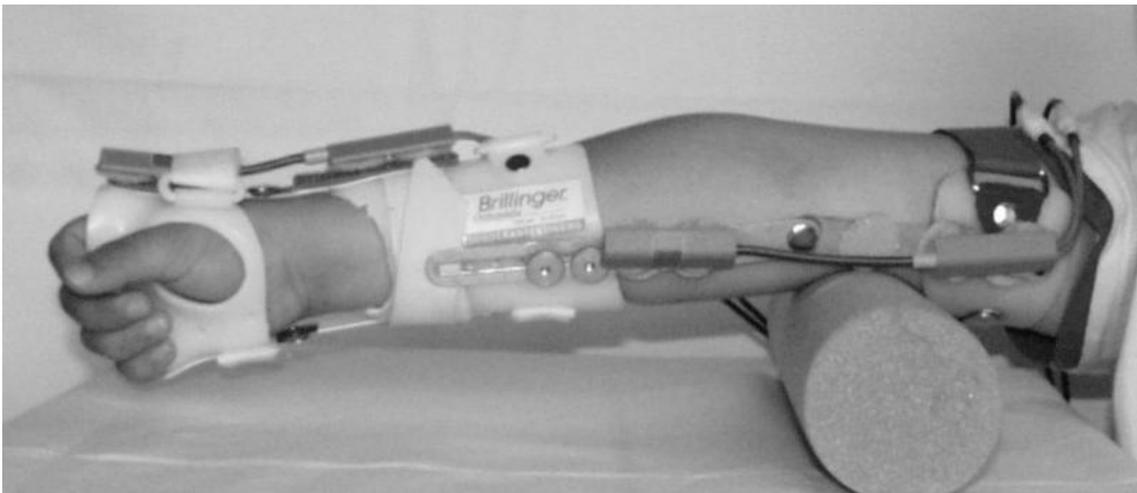


Abb. 42: Ellenbogengelenk in Neutral-Null-Stellung mit Schiene und Elektrogoniometer

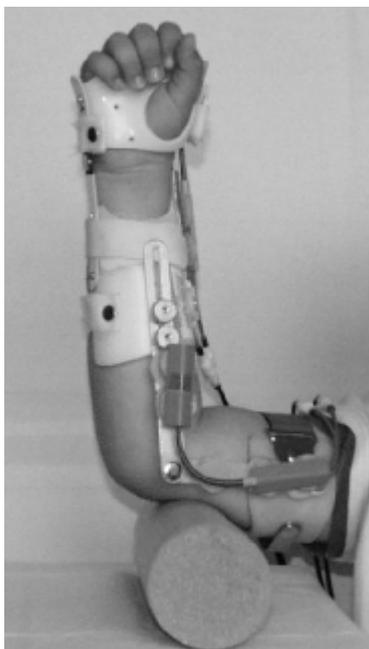


Abb. 43: Ellenbogengelenksflexion



Abb. 44: Maximale Ellenbogengelenksflexion

9.1.3.2. Handgelenk

Bei den Messungen der ROM des Handgelenkes sollten in der Ausgangsposition der Unterarm und die Hand waagrecht in einer Linie liegen, wobei die Handfläche nach unten zeigte (Abb. 45-47). Der Unterarm lag dazu auf einem Tisch unterstützt durch ein Tuch auf. Der Patient saß auf einem Stuhl vor dem Tisch [113]. Der Unterarm wurde durch den Untersucher manuell in waagrecht Position fixiert (dies ist auf den Photos der besseren Übersichtlichkeit wegen nicht dargestellt).

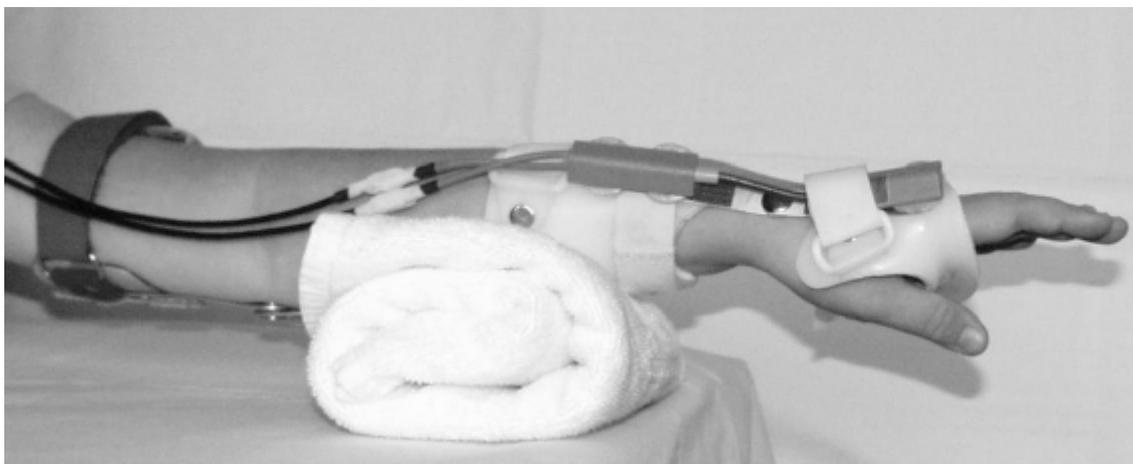


Abb. 45: Handgelenk in Neutral-Null-Stellung mit Schiene und Elektrogoniometer

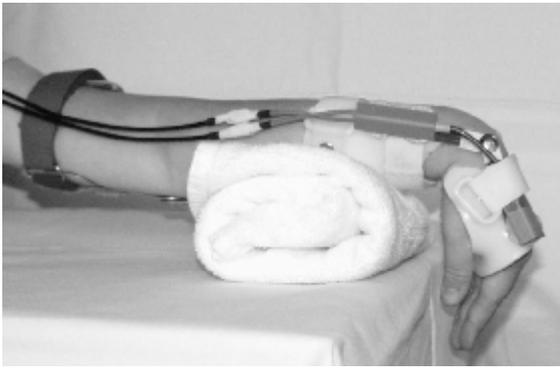


Abb. 46: Handgelenksflexion



Abb. 47: Handgelenksextension

9.1.3.3. Sprunggelenk

Die Messungen der ROM des oberen Sprunggelenkes wurden im Sitzen (bei 90° angewinkeltem Knie mit in der Waagerechten befindlichem Unterschenkel) durchgeführt (Abb. 48-50). Der Unterschenkel wurde dabei vom Untersucher manuell in Position gehalten (dies ist auf den Photos der besseren Übersichtlichkeit wegen nicht dargestellt) [113].



Abb. 48: Sprunggelenksflexion



Abb. 49: Sprunggelenk in Neutral-Null-Stellung



Abb. 50: Sprunggelenksextension

9.1.3.4. Kniegelenk

Die Messungen des Kniegelenkes wurden in Bauchlage des Patienten durchgeführt. Der Oberschenkel lag so auf der Liege auf, daß das Kniegelenk frei hing, damit eine Überstreckung des Gelenkes gemessen werden konnte (Abb. 51-53). Dabei war zu beachten, daß die Hüfte fest auf der Liege blieb und der Fuß

Kinetik — Methoden

gestreckt wurde, damit er eine möglichst gerade Linie mit dem Unterschenkel bildete [113]. Die Hüfte wurde durch den Untersucher manuell auf der Liege fixiert (dies ist auf den Photos der besseren Übersichtlichkeit wegen nicht dargestellt).

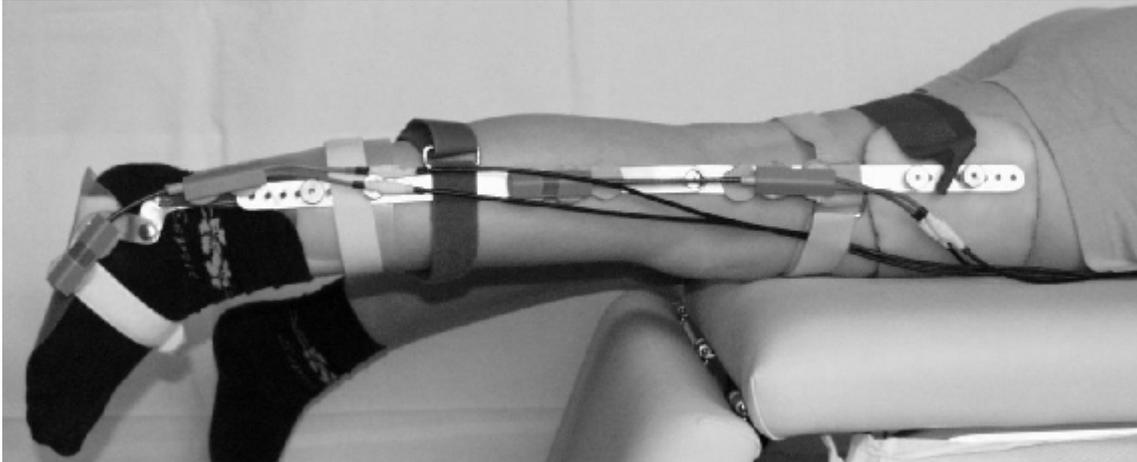


Abb. 51: Kniegelenk in Neutral-Null-Stellung mit Schiene und Elektrogoniometer

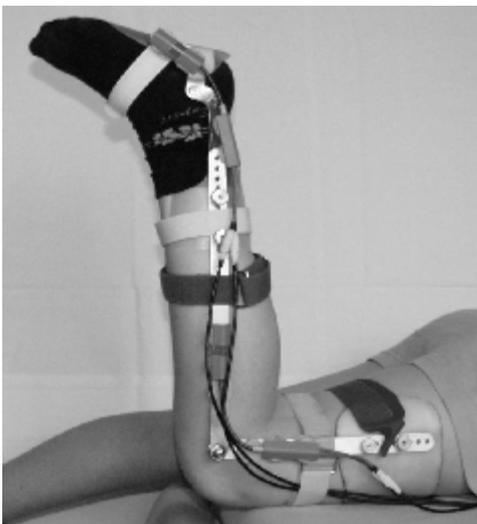


Abb. 52: Kniegelenksflexion

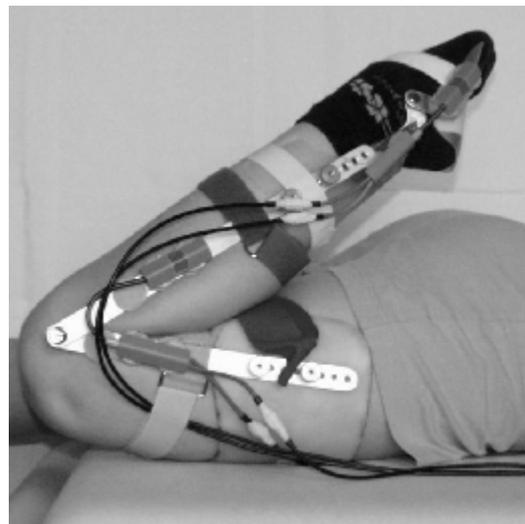


Abb. 53: Maximale Kniegelenksflexion

9.1.4. Erhebung der Ergebnisse

Die dreimalige Ausführung der oben beschriebenen Abfolge von Flexions- und Extensionsbewegungen wurde als ein Bewegungsablauf bezeichnet. Die aktiv-langsame Bewegung wurde noch einmal wiederholt. Danach erfolgte die Aufnahme der aktiv-schnellen Bewegung nach demselben Muster. Auch hier mit der Vorgabe, den größtmöglichen Bewegungsumfang zu erzielen. Aus je einem Bewegungsablauf wurde der Mittelwert der drei Bewegungsumfänge (ROM)

berechnet. Von den beiden schnellen Meßvorgängen wurde anschließend derjenige für die weiteren Auswertungen berücksichtigt, in dem die Kinder den größeren Bewegungsumfang erzielten.

Der zur weiteren Auswertung vorgesehene Bewegungsablauf eines Kindes zu einer Sitzung wurde anschließend weiter bearbeitet. Dazu wurden zunächst automatisch die Bewegungspausen während des Umkehrpunktes bei maximaler Flexion beziehungsweise Extension aus der Kurve herausgeschnitten. Die Haltephasen während der Bewegungsumkehr zwischen Flexion und Extension und umgekehrt wurden als Pausen definiert. Eine Pause in der Winkelkurve stellte das Ausbleiben der Winkeländerung um weniger als $\pm 2^\circ$ über eine Dauer von mindestens 100 *ms* dar. Eine Auswertungssoftware [127] identifizierte die Pausen und entfernte sie aus der Winkelkurve. Das Modell zur Berechnung der Drehmomente beruhte auf der Berechnung freischwingender Körper ohne Endpunkte einer Bewegung. Deshalb konnten für die Berechnung nur die Bewegungsphasen berücksichtigt werden.

Die gemessene Winkelkurve über der Zeit wurde mit einer Abtastfrequenz von 250 Hz aufgenommen. Nachdem die Pausen entfernt wurden, wurde die Winkelkurve mit einem Low-Pass-Filter vom Typ „Butterworth“ mit einer Grenzfrequenz von 6 Hz gefiltert. In der Literatur wurde dieses Filter ebenfalls bei Bewegungsanalysen eingesetzt [105]. Durch den Einsatz dieses Filters konnte jedes höherfrequente Bewegungsmuster als Zittern, Stocken, Artefakt oder Störgröße angesehen werden und nicht als Bestandteil einer flüssigen Flexions- und Extensionsbewegung. Anschließend erfolgte hieraus die Berechnung der Geschwindigkeit, Beschleunigung und schließlich anhand der erhobenen anthropometrischen Daten die Berechnung der Muskeldrehmomente.

Nachdem die Kurve der Muskeldrehmomente berechnet wurde, wurden die maximalen Drehmomente während der Flexions- und Extensionsbewegung bestimmt. Die maximalen Drehmomente wurden zum Zeitpunkt der Beschleunigungsphase der Bewegung ausgewählt. Diese gaben die Muskeldrehmomente zu Beginn der Flexions- bzw. Extensionsbewegung wieder. Denn für den Start der Bewegung wurden die gesuchten aktiven Muskelkräfte eingesetzt. Das Bewegungsende war häufig durch einen Anschlag des Gelenkes an die Weich-

teile oder die knöchernen Anteile des Gelenkes charakterisiert. Vor allem Kinder mit gesunden Gelenken bremsen bei der aktiv-schnellen Bewegung ohne vorherigen Muskeleinsatz ab. Die dabei entstandenen Drehmomente waren extrem hoch.

9.2. Handgriffstärke

9.2.1. Gerätebeschreibung und technische Grundlagen

Die Beurteilung der isometrischen Muskelkraft der Hand erfolgte mit einem Handdynamometer „JAMAR“ (Firma Sammons Preston, Bolingbrook, USA). An einem Handgriff befand sich ein hydraulischer Kraftaufnehmer. Die Kraft konnte direkt auf einer analogen Skala abgelesen werden und der Maximalwert wurde mit Hilfe einer Schleppscala angezeigt. Für Kinder liegen Normwerte zur Beurteilung der Handgriffstärke mit dem verwendeten Gerät vor [100].

9.2.2. Versuchsdurchführung



Abb. 54: Handdynamometer JAMAR der Firma Sammons Preston

Die Patienten hielten das Dynamometer in der linken Hand und drückten so fest sie konnten den Griff des Gerätes (Abb. 54). Bei der Messung war das Ellenbogengelenk 90° gebeugt, der Unterarm und das Handgelenk befanden sich in Neutral-Null-Position. Die Messung wurde dreimal durchgeführt und der höchste Wert festgehalten.

9.3. Sprungplatte

9.3.1. Gerätebeschreibung und technische Grundlagen

Zur Beurteilung der Kraft in der unteren Extremität wurde eine Sprungplatte verwendet. Die hier benutzte Sprungplatte „Leonardo“ der Firma Novotec (Novotec Medical GmbH, Pforzheim, Deutschland) ermittelte die Kraft des Absprungs durch piezoelektronische Sensoren. Die firmeneigene Auswertungssoftware ermöglichte dabei eine getrennte Ausgabe der Kraft für beide Füße. Für einen vertikalen Sprung existierten weder für Erwachsene noch für Kinder Normwerte der Absprungkraft.

9.3.2. Versuchsdurchführung

Die Patienten absolvierten einen vertikalen Sprung auf der Sprungplatte. Zum Absprung wurden die Knie gebeugt und die Arme in die Hüften gestemmt. Dadurch sollte ein Einfluß der oberen Extremität auf die Absprungkraft der Beine minimiert werden. Die ermittelte Kraft war die Kraft aller am Absprung beteiligten Muskeln des gesamten Beines. Die gemessene Absprungkraft entsprach dabei einer dynamischen Kraft der gesamten rechten oder linken Extremität.

9.4. Periphere quantitative Computertomographie

9.4.1. Gerätebeschreibung und technische Grundlagen

Der Unterschenkel, bzw. der Unterarm wurde mit der peripheren quantitativen Computertomographie (XTC 2000, Firma Stratec Medizintechnik GmbH, Pforzheim, Deutschland) vermessen. Damit konnten die Querschnittsflächen der Kortikalis des Radius und die der Muskulatur ausgemessen werden.

9.4.2. Versuchsdurchführung

Die Messungen erfolgten am nichtdominanten Arm und dem Bein der gleichen Seite. Dabei erfolgte die Messung im proximalen Bereich des Unterarmes und des Unterschenkels. Der proximale Querschnitt wurde bei 65% der Armlänge bzw. Beinlänge gemessen. Normwerte für Kinder lagen vor.

Ein Beispiel eines Querschnittes eines Unterarms ist unten abgebildet (Abb. 55). Im Querschnittsbild einer Extremität kann jedem Punkt eine bestimmte Dichte zugeordnet werden. Durch die Eingabe von oberen und unteren Dichteschwellenwerten können die Flächen der Kortikalis des Radius und der gesamten Muskulatur, sowie die Flächen der Spongiosa und des Gesamtknochens vermessen werden.

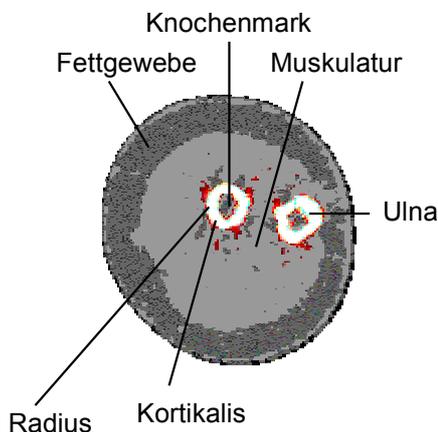


Abb. 55: Dichtebild eines Unterarms

9.5. Statistische Methoden

Die Auswertung richtete sich nach folgenden Fragestellungen:

1. Vergleich mit anderen Methoden (Muskelkraftvergleich)
2. Einflußfaktoren auf gesunde Gelenke
3. Einflußfaktoren auf erkrankte Gelenke
4. Vergleich zwischen krankem und gesundem Gelenk
5. Einzelfallbeobachtungen bei Kindern mit JIA.

Die statistische Auswertung der einzelnen Studien erfolgte mit den Softwareprogrammen JMP (Version 3.22, SAS Institute) und EXCEL (Version 2002, Microsoft).

Für den Vergleich der Elektrogoniometrie mit anderen Methoden zur Beurteilung der Muskelkraft wurde der Maß-Korrelationskoeffizient nach Pearson verwendet, um die unterschiedlichen Verfahren gegenüberzustellen.

Die Auswertung der Einflußfaktoren auf gesunde Gelenke erfolgte je nach Fragestellung mit unterschiedlichen Auswertungsverfahren. Der Maß-Korrelationskoeffizient wurde für Korrelationsanalysen verwendet und der Student-t-Test für den Vergleich zwischen zwei Gruppen.

Bei der Beurteilung der Einflußfaktoren auf arthritische Gelenke kamen für die Korrelationsanalysen der Korrelationskoeffizient nach Pearson und für die Vergleichsanalyse von Gruppen der Wilcoxon Signed-Rank Test zur Anwendung.

Die Auswertung zwischen krankem und gesundem Gelenk erfolgte mit Hilfe des Wilcoxon Signed-Rank Tests für verbundene Stichproben für den intraindividuellen Vergleich und mit Hilfe des U-Tests von Wilcoxon, Whitney und Mann für den interindividuellen Vergleich.

Bei den Einzelfallbeobachtungen wurden die Muskeldrehmomente zu den einzelnen Sitzungen graphisch dargestellt.

10. Ergebnisse

10.1. Muskeldrehmomente

Ein Bewegungszyklus besteht aus drei Flexions- und drei Extensionsbewegungen, in der unteren Abbildung (Abb. 56) beispielhaft am Ellenbogengelenk dargestellt. Aus den beiden gemessenen Bewegungszyklen wird derjenige mit dem größten Bewegungsumfang (ROM) für die weitere Analyse herausgesucht. Die Winkelkurve dieses Bewegungszyklus wird anschließend gefiltert.

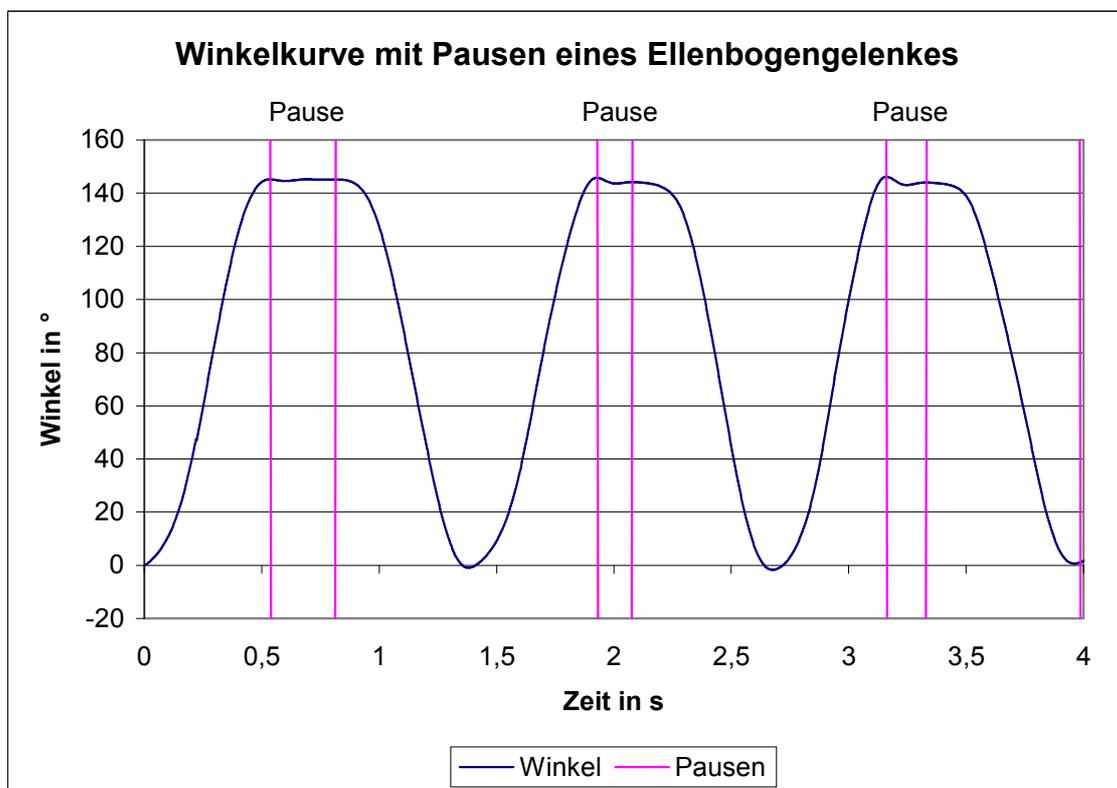


Abb. 56: Gefilterter Bewegungszyklus einer aktiv-schnellen Bewegung mit eingezeichneten Pausen am Beispiel eines Ellenbogengelenkes

Aus dem kompletten Bewegungsablauf werden die Pausen mit Hilfe der Auswertungssoftware ermittelt. Anschließend werden die Flexions- und die Extensionsbewegungen einzeln betrachtet (s. Abb. 57 und 58). Die maximalen Muskeldrehmomente während der Flexion (Flexions-Drehmomente) und während der Extension (Extensions-Drehmomente) werden bestimmt.

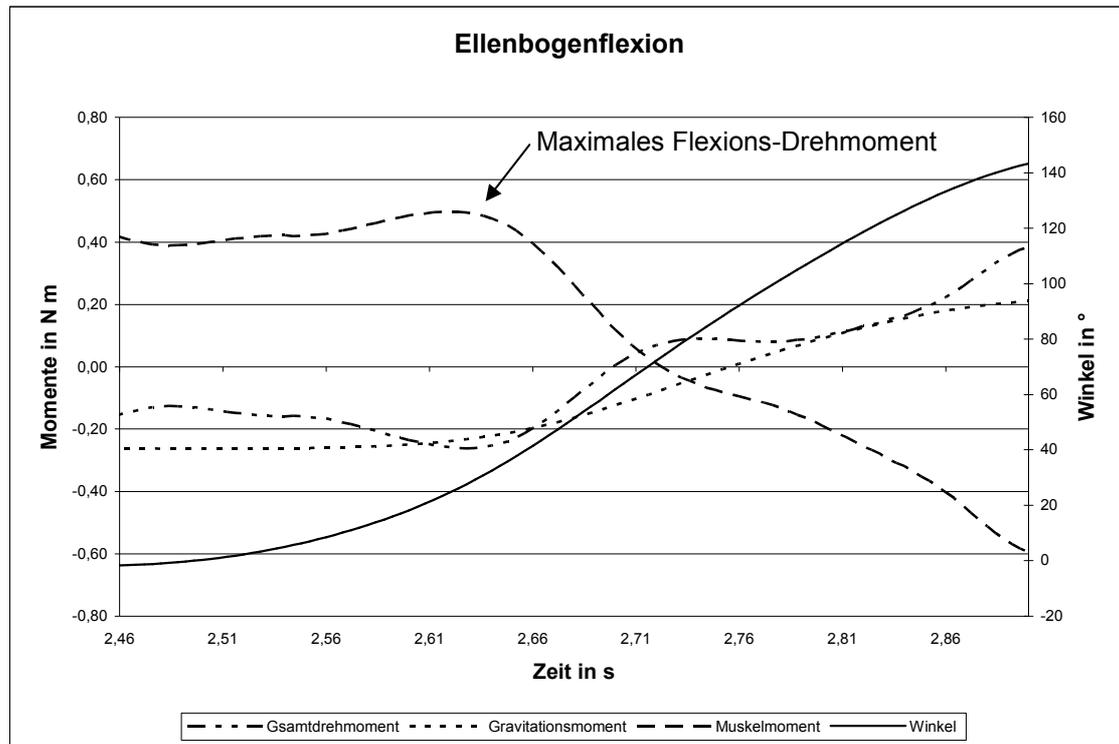


Abb. 57: Winkel und Momente der Flexionsbewegung am Beispiel eines Ellenbogengelenkes

Die durchgehende Kurve zeigt die Änderung des Winkels über die Zeit und die anderen die daraus berechneten Momente. Das Gravitationsmoment (gepunktete Kurve) ist direkt abhängig vom Winkel, das Gesamtdrehmoment (Punkt-Strich-Kurve) berechnet sich aus der Beschleunigung. Das interessierende Muskeldrehmoment (gestrichelte Kurve) läßt sich aus dem Gravitationsmoment und dem Gesamtdrehmoment berechnen (Kap. 7.3. Berechnung des Muskeldrehmomentes der einzelnen Gelenke).

Aus dem Gesamtdrehmoment werden dann das maximale Flexions- und das maximale Extensions-Drehmoment berechnet. Die maximalen Drehmomente werden während der Beschleunigungsphase der Flexionsbewegung beziehungsweise während der Beschleunigungsphase der Extensionsbewegung ermittelt.

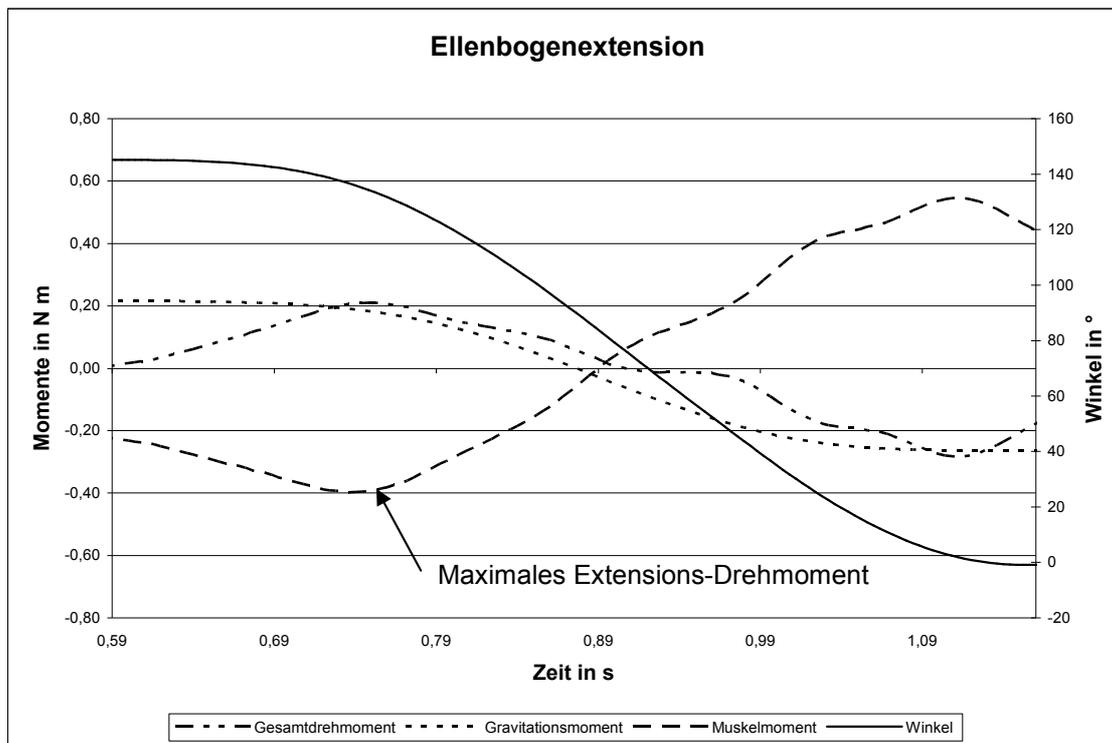


Abb. 58: Winkel und Momente der Extensionsbewegung am Beispiel eines Ellenbogengelenkes

Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über die Größenordnung der gemessenen Muskeldrehmomente der verschiedenen Gelenke. Eingang finden die maximalen Flexions- und Extensions-Drehmomente aller vermessenen Kinder, im Alter zwischen 5,3 und 19,6 Jahren (Mittelwert 11,6 Jahre). Dabei werden alle Einzelwerte aller gemessenen Sitzungen berücksichtigt, es erfolgt keine Unterscheidung nach Erkrankungsdauer, Erkrankungsart oder Erkrankungsschwere (Tab. 12 und 13):

Tab. 12: Die Mittelwerte, minimalen Werte und maximalen Werte der Drehmomente während der Flexion

| Gelenk | Anzahl der Messungen | Mittelwert in N m | Minimum in N m | Maximum in N m |
|--------------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| Ellenbogen | 112 | 4,19 | 1,07 | 13,9 |
| Handgelenk | 128 | 0,18 | -0,15 | 1,34 |
| Sprunggelenk | 218 | 0,10 | -0,46 | 1,03 |
| Kniegelenk | 217 | 20,90 | 5,46 | 63,8 |

Tab. 13: Die Mittelwerte, minimalen Werte und maximalen Werte der Drehmomente während der Extension

| Gelenk | Anzahl der Messungen | Mittelwert in N m | Minimum in N m | Maximum in N m |
|---------------------|-----------------------------|--------------------------|-----------------------|-----------------------|
| Ellenbogen | 112 | -4,22 | -21,70 | -0,68 |
| Handgelenk | 128 | -0,58 | -1,86 | -0,23 |
| Sprunggelenk | 218 | -1,11 | -2,40 | -0,33 |
| Kniegelenk | 217 | -21,20 | -98,60 | -3,33 |

Bei allen vermessenen Kindern ergeben sich im Durchschnitt für das Ellenbogengelenk maximale Flexions-Drehmomente von 4,19 N m und Extensions-Drehmomente von -4,22 N m. Die Muskeldrehmomente des Kniegelenkes während der Flexion liegen im Durchschnitt bei 20,9 N m und während der Extension bei -21,2 N m.

Die Drehmomente des Handgelenkes sind erwartungsgemäß mit 0,18 N m bei der Flexionsbewegung und -0,58 N m während der Extension deutlich niedriger. In ähnlicher Größenordnung bewegen sich die Muskeldrehmomente des Sprunggelenkes, im Mittel 0,10 N m bei der Flexion und -1,11 N m bei der Extension.

10.2. Vergleich mit anderen Methoden (Muskelkraftvergleich)

In diesem Kapitel werden verschiedene Verfahren zur Ermittlung der Muskelkraft der vier gemessenen Extremitäten verglichen. Der Vergleich soll zeigen, inwieweit die gemessenen Muskeldrehmomente einen Bezug zu anderen Methoden zur Bestimmung der Muskelkraft haben.

Die Muskelkraft der oberen Extremität wird mit dem Handdynamometer vermessen. Diese Methode findet in der Klinik vielfach Anwendung zur Ermittlung der maximalen statischen Greifkraft.

Für die untere Extremität existieren keine einfachen klinischen Methoden zur Ermittlung der Kraft. In dieser Studie wird ein vertikaler Sprung auf einer Sprungplatte verwendet, weil die Messung einfach durchzuführen ist und direkt ein Ergebnis vorliegt. Der vertikale Sprung stellt ebenfalls eine dynamische Bewegung dar. Im Gegensatz zu den elektrogoniometrischen Messungen kön-

Kinetik — Ergebnisse

nen nicht die Drehmomente an den einzelnen Gelenken ermittelt werden, sondern nur die Kräfte aller am Sprung beteiligten Gelenke.

Sowohl an der oberen als auch an der unteren Extremität werden zusätzlich Schnittbilder des Unterarms bzw. Unterschenkels mit einem peripheren quantitativen Computertomographen (pQCT) angefertigt. Dadurch lassen sich die Muskel- und Knochenflächen ermitteln, die anschließend den Muskeldrehmomenten gegenübergestellt werden.

Die Elektrogoniometrie mißt die Muskeldrehmomente während einer Gelenkbewegung. Hier werden die maximalen Drehmomente während der Flexion und der Extension bei einer Bewegung im Hand-, Ellenbogen-, Knie- und Sprunggelenk ermittelt.

Alle vermessenen Kinder sind Rechtshänder und es wurden jeweils die nicht-dominanten linken Gelenke vermessen. Dabei ist die linke untere Extremität bei acht Kindern das nichtdominante Bein, zwei Kinder konnten keine Seitenpräferenz bezüglich des Beins angeben.

Zum Vergleich der Methoden wird der Maßkorrelationskoeffizient nach Pearson verwendet, Signifikanz wird angenommen bei einem p-Wert kleiner 0,1.

10.2.1. Ellenbogengelenk

Die Flexions- und die Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes werden mit der ermittelten Muskelfläche, der absoluten Kortikalisfläche am proximalen Radius und mit der Handgriffstärke korreliert.

Es werden die linken Ellenbogengelenke von neun Kindern ausgewertet mit einem mittleren Alter von 12,6 Jahren. Davon sind sechs Kinder weiblich mit einem mittleren Alter von 13,0 Jahren (min. 11,5 / max. 14,2) und drei männlich mit einem mittleren Alter von 11,7 Jahren (min. 8,0 / max. 14,8). Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 14: Korrelation der Muskeldrehmomente des Ellenbogengelenkes mit der Muskelfläche, Kortikalisfläche und Handgriffstärke, signifikante Werte ($p < 0,1$) sind fett gedruckt

| Ellenbogen | Flexions-Drehmoment | | Extensions-Drehmoment | |
|-------------------------|----------------------------|-----------------|------------------------------|---------------|
| | Korr. Koeff. | p-Wert | Korr. Koeff. | p-Wert |
| n = 9 | | | | |
| Muskelfläche | 0,91 | <0,01 | -0,77 | 0,02 |
| Kortikalisfläche | 0,75 | 0,02 | -0,65 | 0,06 |
| Handgriffstärke | 0,67 | 0,05 | -0,52 | 0,15 |

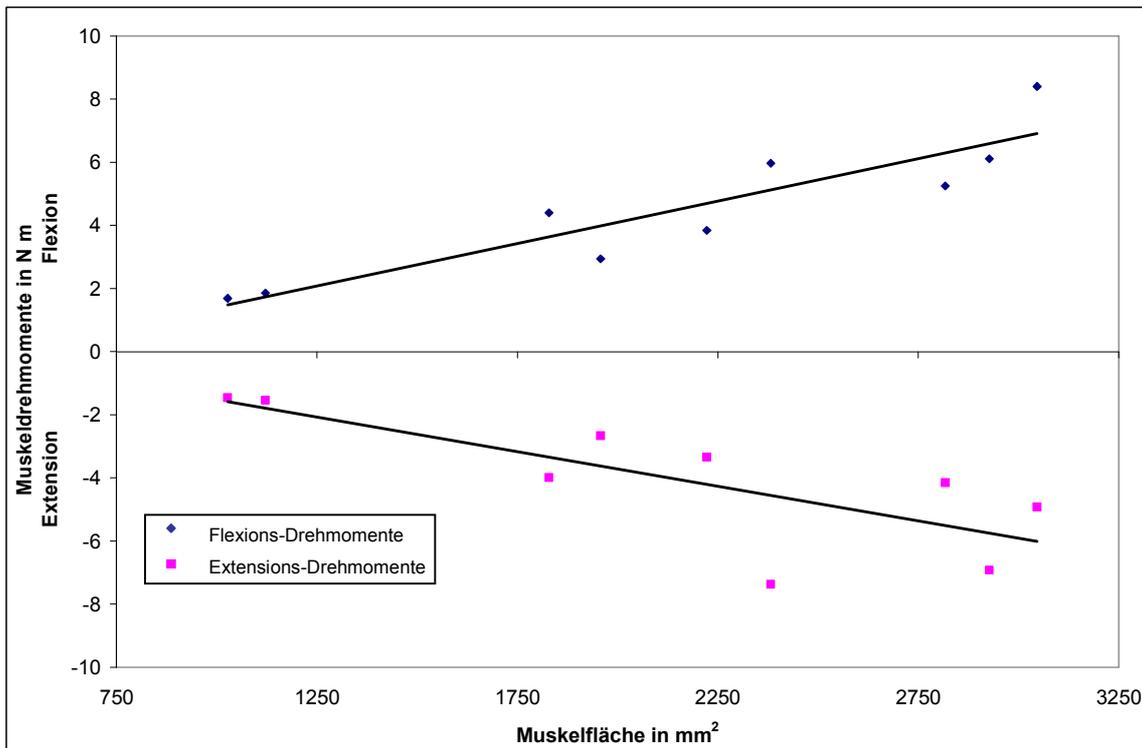


Abb. 59: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes über proximaler Muskelfläche des Armes mit Trendlinien

Die Muskeldrehmomente der Flexionsbewegung im Ellenbogengelenk erhöhen sich mit zunehmender Muskel- und Kortikalisfläche und zunehmender Handgriffkraft. Der Betrag der Extensions-Drehmomente vergrößert sich bei größerer Muskel- und Kortikalisfläche und bei höherer Handgriffstärke. Die Drehmomente des Ellenbogengelenkes zeigen signifikante Korrelationen bezüglich der Muskelfläche und der Kortikalisfläche. Die Flexions-Drehmomente ebenfalls zur Handgriffstärke (Tab. 14 und Abb. 59).

10.2.2. Handgelenk

Die berechneten Drehmomente während der Flexion und der Extension des Handgelenkes werden mit der ermittelten Muskelfläche, der absoluten Kortikalisfläche am proximalen Radius und mit der Handgriffstärke korreliert.

Die linken Handgelenke von elf Kindern, mittleres Alter 12,8 Jahre, werden hier ausgewertet. Acht Kinder sind weiblich mit einem mittleren Alter von 13,1 Jahren (min. 11,5 / max. 14,7) und drei männlich mit einem mittleren Alter von 11,7 Jahren (min. 8,0 / max. 14,8). Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,1$).

Tab. 15: Korrelation der Muskeldrehmomente des Handgelenkes mit der Muskelfläche, Kortikalisfläche und Handgriffstärke, signifikante Werte ($p < 0,1$) sind fett gedruckt

| <u>Handgelenk</u> | Flexions-Drehmoment | | Extensions-Drehmoment | |
|-------------------------|---------------------|--------|-----------------------|-------------|
| | Korr. Koeff. | p-Wert | Korr. Koeff. | p-Wert |
| n = 11 | | | | |
| Muskelfläche | 0,21 | 0,54 | -0,61 | 0,04 |
| Kortikalisfläche | -0,07 | 0,84 | -0,37 | 0,26 |
| Handgriffstärke | -0,20 | 0,55 | -0,18 | 0,60 |

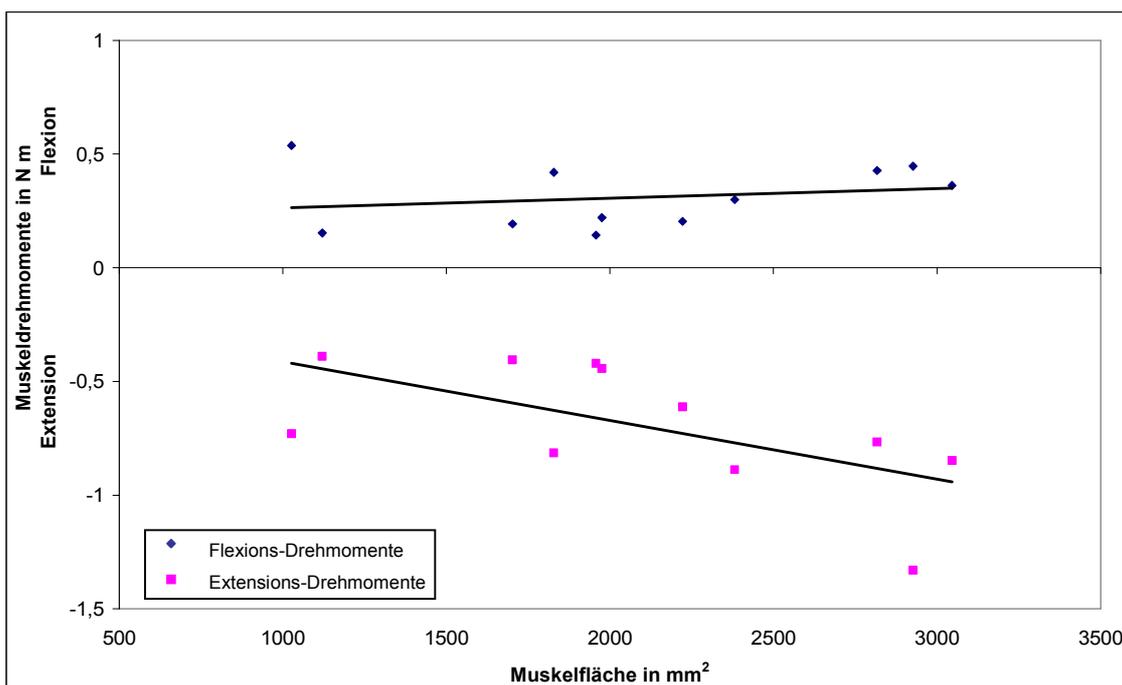


Abb. 60: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes über proximaler Muskelfläche des Armes mit Trendlinien

Die Muskeldrehmomente bei der Flexionsbewegung steigen nur zusammen mit der Muskelfläche an, bei höherer Kortikalisfläche und höheren Handgriffkräf-

ten sinken sie gegensinnig. Während der Extensionsbewegung erhöht sich der Betrag mit zunehmender Muskel- und Kortikalisfläche und steigender Handgriffkraft. Die Drehmomente des Handgelenkes lassen nur eine signifikante Korrelation zwischen Extensions-Drehmoment und Muskelfläche erkennen. Die übrigen Korrelationen sind nicht signifikant (Tab. 15 und Abb. 60).

10.2.3. Sprunggelenk

Die Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes werden mit der Muskelfläche und der absoluten Kortikalisfläche an der proximalen Tibia und der Absprungkraft verglichen. Die Absprungkraft konnte bei drei Kindern nicht ermittelt werden, da die Sprungplatte zum Meßzeitpunkt nicht zur Verfügung stand.

Die linken Sprunggelenke von zehn Kindern mit einem mittleren Alter von 11,8 Jahren werden ausgewertet. Sieben Kinder davon sind weiblich mit einem mittleren Alter von 12,3 Jahren (min. 6,8 / max. 14,7) und drei männlich mit einem mittleren Alter von 10,6 Jahren (min. 8,0 / max. 14,8). Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,1$).

Tab. 16: Korrelation der Muskeldrehmomente des Sprunggelenkes mit der Muskelfläche, Kortikalisfläche und Absprungkraft, signifikante Werte ($p < 0,1$) sind fett gedruckt

| Sprunggelenk | Flexions-Drehmoment | | Extensions-Drehmoment | |
|-------------------------|----------------------------|---------------|------------------------------|---------------|
| | Korr. Koeff. | p-Wert | Korr. Koeff. | p-Wert |
| n = 10 (7) | | | | |
| Muskelfläche | 0,54 | 0,11 | -0,66 | 0,04 |
| Kortikalisfläche | 0,48 | 0,16 | -0,87 | 0,03 |
| Absprungkraft | -0,01 | 0,99 | -0,45 | 0,32 |

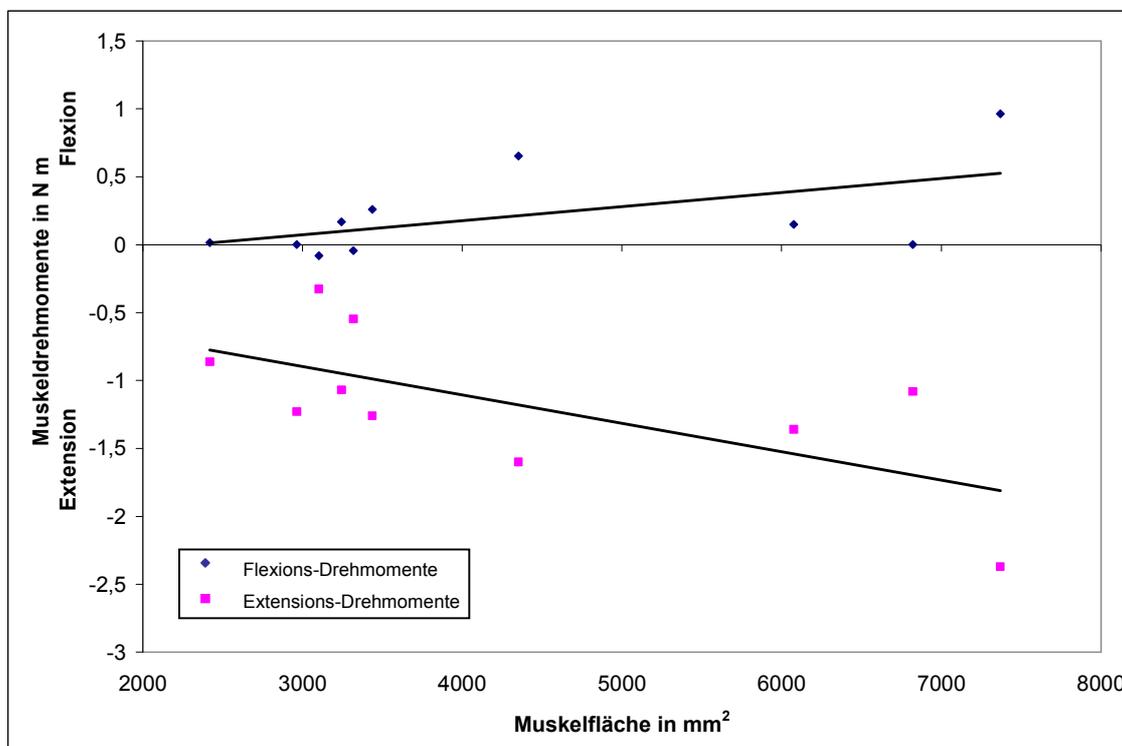


Abb. 61: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes über proximaler Muskel- und Kortikalisfläche des Beines mit Trendlinien

Die Muskeldrehmomente der Flexionsbewegung steigen mit zunehmender Muskel- und Kortikalisfläche, bei steigender Absprungkraft nehmen sie jedoch ab. Während der Extensionsbewegung werden die Beträge der Muskeldrehmomente mit zunehmender Muskel- und Kortikalisfläche und steigenden Absprungkräften größer. Die Extensions-Drehmomente der Sprunggelenke korrelieren als einzige Parameter signifikant zur Muskel- und Kortikalisfläche. Die Korrelationen der anderen Parameter sind nicht signifikant (Tab. 16 und Abb. 61).

10.2.4. Kniegelenk

An der unteren Extremität werden neben den Flexions- und Extensions-Drehmomenten des Kniegelenkes, die Muskel- und die absolute Kortikalisfläche an der proximalen Tibia sowie die Absprungkraft bestimmt. Die Absprungkraft konnte bei drei Kindern nicht ermittelt werden, da die Sprungplatte zum Meßzeitpunkt nicht zur Verfügung stand.

Von zehn Kindern, mittleres Alter 11,8 Jahre, werden die linken Kniegelenke ausgewertet. Davon sind sieben Kinder weiblich mit einem mittleren Alter von

12,3 Jahren (min. 6,8 / max. 14,7) und drei männlich mit einem mittleren Alter von 10,6 Jahren (min. 8,0 / max. 14,8). Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,1$).

Tab. 17: Korrelation der Muskeldrehmomente des Kniegelenkes mit der Muskelfläche, Kortikalisfläche und Absprungkraft, signifikante Werte ($p < 0,1$) sind fett gedruckt

| Kniegelenk | Flexions-Drehmoment | | Extensions-Drehmoment | |
|-------------------------|----------------------------|---------------|------------------------------|---------------|
| | Korr. Koeff. | p-Wert | Korr. Koeff. | p-Wert |
| n = 10 (7) | | | | |
| Muskelfläche | 0,55 | 0,09 | -0,59 | 0,07 |
| Kortikalisfläche | 0,57 | 0,08 | -0,64 | 0,05 |
| Absprungkraft | 0,19 | 0,68 | -0,25 | 0,59 |

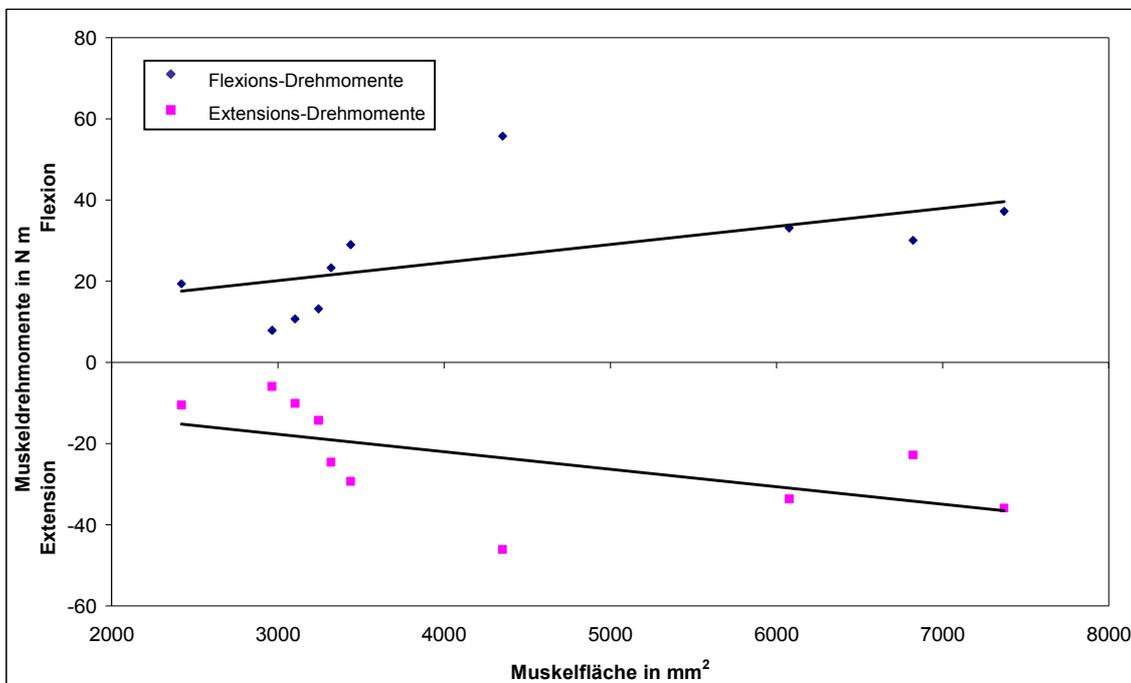


Abb. 62: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes über proximaler Muskelfläche des Beines mit Trendlinien

Die Muskeldrehmomente während der Flexion steigen sowohl mit zunehmender Muskel- und Kortikalisfläche als auch mit zunehmender Absprungkraft. Der Betrag der Muskeldrehmomente während der Extension nimmt jeweils zu bei größerer Muskel- und Kortikalisfläche und höherer Absprungkraft. Die Drehmomente der Kniegelenke korrelieren signifikant mit der Muskelfläche und mit der Kortikalisfläche. Bezüglich der Absprungkraft lassen sich keine signifikanten Korrelationen nachweisen (Tab. 17 und Abb. 62).

10.2.5. Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Muskeldrehmomente der Flexions- und Extensionsbewegung der großen Gelenke korrelieren gut mit den Parametern Muskel- und Kortikalisfläche. Bei den kleinen Gelenken zeigt sich eine Korrelation zwischen den Extensions-Drehmomenten und der Muskelfläche, die Flexions-Drehmomente korrelieren mit keinem Parameter. Die Handgriffstärke zeigt nur eine Korrelation zu den Flexions-Drehmomenten des Ellenbogengelenkes, die Absprungkraft korreliert mit keinem der gemessenen Parameter.

10.3. Einflußfaktoren auf gesunde Gelenke

Die Muskeldrehmomente der Flexions- und Extensionsbewegung werden durch viele verschiedene Faktoren beeinflusst. Der wichtigste Faktor ist die Kraft der Kinder, die sich direkt auf das Drehmoment auswirkt. Dies ist der Einflußfaktor, der beschrieben werden soll. Daneben spielt vor allem die Motivation der Kinder eine große Rolle. Der äußere Motivationsreiz erfolgte über die optische Aufmachung des Programms „Hau' den Lukas“ und den Anreiz seine Gelenkfunktion zu vergleichen. Die innere Motivation der Kinder läßt sich nur schwer einschätzen und beurteilen.

Faktoren wie das Alter und das Gewicht der Kinder nehmen ebenfalls Einfluß auf die Drehmomente. Um die krankheitsspezifischen Einflußfaktoren so gering wie möglich zu halten, werden für diese Analyse nur Gelenke genommen, die weder zum Meßzeitpunkt noch davor von einer Arthritis betroffen waren. Diese Gelenke werden jedoch nur dann berücksichtigt, wenn sowohl das rechte als auch das linke Gelenk gesund waren. In die Auswertung gehen jeweils beide gesunden Gelenke ein. Es findet jeweils nur die erste Sitzung Eingang in die Auswertung, damit kein Gelenk mehrfach gewertet wird.

10.3.1. Alter

Das Alter der Kinder beeinflusst die körperliche Entwicklung der Kinder stark. Hier wird der Frage nachgegangen, inwieweit das Alter der Kinder die Muskeldrehmomente beeinflusst.

Diese Auswertungsgruppe enthält alle Kinder, die bei der ersten Sitzung beidseits ein gesundes Gelenk hatten. Es gehen jeweils beide gesunden Gelenke in die Korrelation ein.

Für die statistische Analyse werden die Maßkorrelationskoeffizienten nach Pearson genommen. Die Probe auf Signifikanz wurde angenommen bei einem $p < 0,05$.

10.3.1.1. Ellenbogengelenk

Insgesamt werden 38 Ellenbogengelenke von 19 Kindern (durchschnittlich 12,1 Jahre alt) ausgewertet. 14 Kinder sind weiblich, mittleres Alter 11,4 Jahre, jüngstes 7,3 und ältestes 17,1, und fünf männlich, mittleres Alter 13,9 Jahre, jüngstes 11,7 und ältestes 16,1. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 18: Korrelation von Alter und Kinetik des Ellenbogengelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 38 Ellenbogengelenke | Flexions-Drehmoment | Extensions-Drehmoment |
|--------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| Korrelationskoeffizient | 0,74 | -0,60 |
| p-Wert | < 0,01 | < 0,01 |

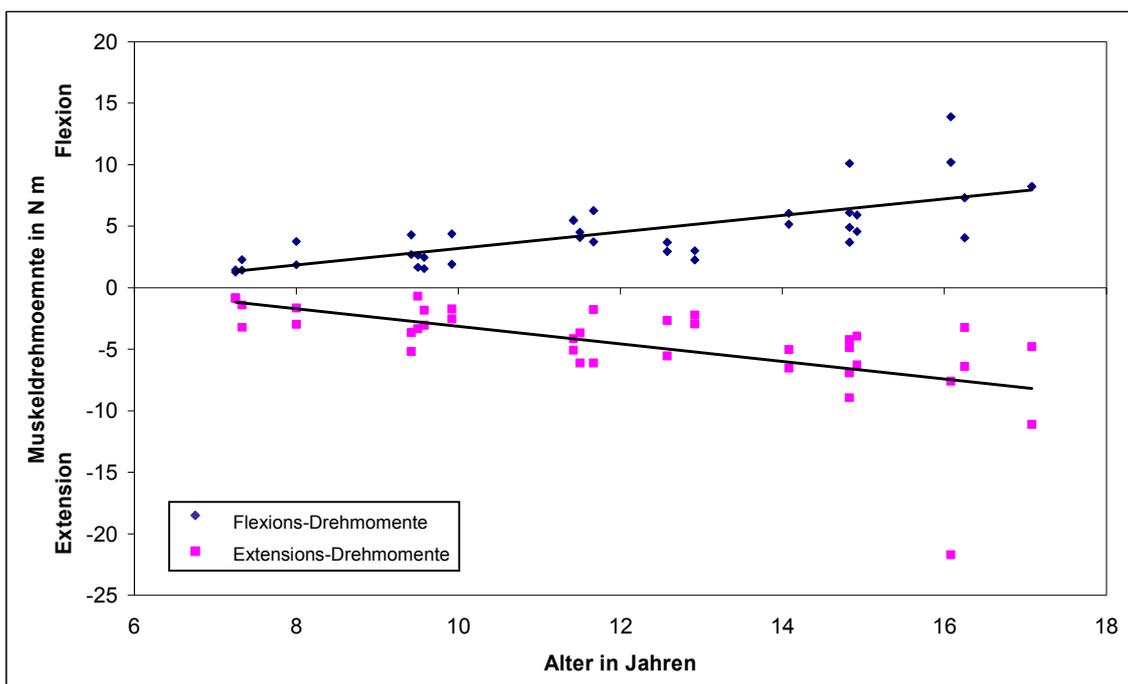


Abb. 63: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes über das Lebensalter mit Trendlinien

Kinetik — Ergebnisse

Das Alter der Kinder korreliert signifikant mit den Drehmomenten während der Flexions- und Extensionsbewegung. Die Beträge der Muskeldrehmomente nehmen dabei mit steigendem Alter der Kinder zu (Tab. 18 und Abb. 63).

10.3.1.2. Handgelenk

Für die Auswertung der Handgelenke werden 18 Kinder (im Mittel 12,2 Jahre) berücksichtigt. Zwölf davon sind Mädchen, mittleres Alter 11,5 Jahre, jüngstes 7,3 und ältestes 17,1, und sechs Jungen, mittleres Alter 13,4 Jahre, jüngstes 11,0 und ältestes 16,1. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 19: Korrelation von Alter und Kinetik des Handgelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 36 Handgelenke | Flexions-Drehmoment | Extensions-Drehmoment |
|--------------------------------|---------------------|-----------------------|
| Korrelationskoeffizient | 0,31 | -0,55 |
| p-Wert | 0,07 | <0,01 |

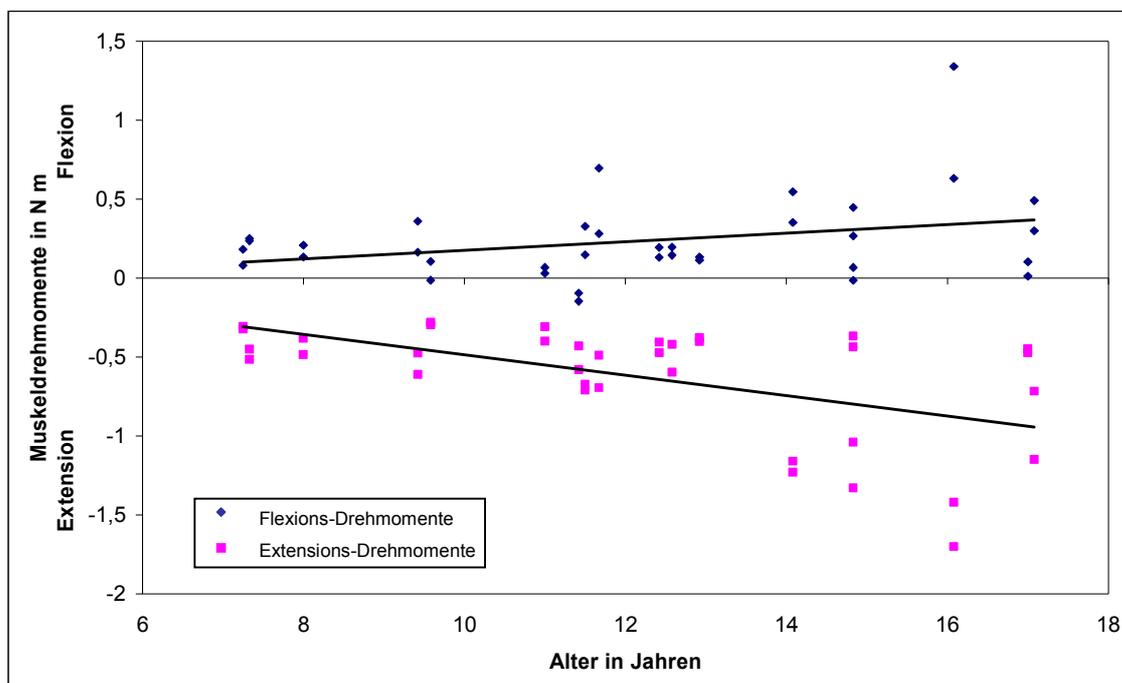


Abb. 64: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes über das Lebensalter mit Trendlinien

Das Alter der Kinder zeigt eine signifikante Korrelation mit den Extensions-Drehmomenten bei der Bewegung im Handgelenk, die Flexions-Drehmomente

sind nicht signifikant. Mit zunehmendem Alter steigen die Beträge der Muskel-drehmomente jedoch an (Tab. 19 und Abb. 64).

10.3.1.3. Sprunggelenk

Die Sprunggelenke von 23 Kindern (im Durchschnitt 11,3 Jahre) werden ausgewertet. Davon sind zwölf Mädchen, mittleres Alter 11,4 Jahre, jüngstes 6,8 und ältestes 17,0, und elf Jungen, mittleres Alter 11,1 Jahre, jüngstes 5,7 und ältestes 19,3. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 20: Korrelation von Alter und Kinetik des Sprunggelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 46 Sprunggelenke | Flexions-Drehmoment | Extensions-Drehmoment |
|--------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| Korrelationskoeffizient | 0,06 | -0,73 |
| p-Wert | 0,67 | <0,01 |

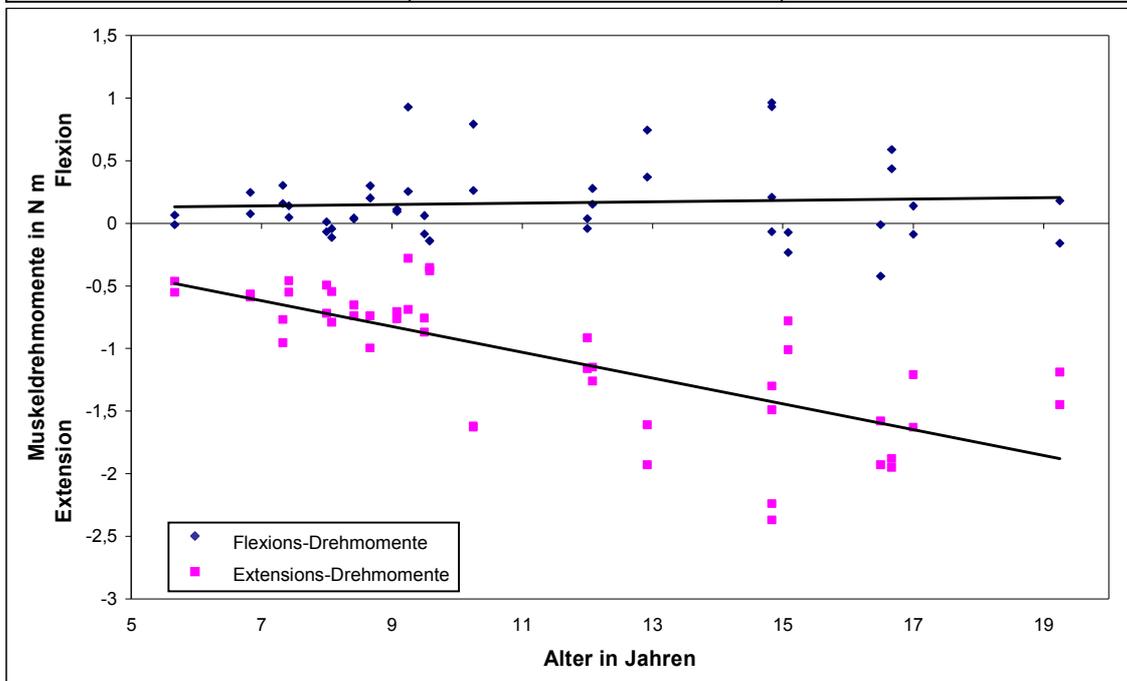


Abb. 65: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes über das Lebensalter mit Trendlinien

Bei den Drehmomenten des Sprunggelenkes zeigen nur die Extensions-Drehmomente eine signifikante Korrelation mit dem Alter der Kinder. Die Flexions-Drehmomente korrelieren hingegen nicht signifikant mit dem Alter. Tenden-

Kinetik — Ergebnisse

ziell werden die Beträge der Muskeldrehmomente mit zunehmendem Alter höher (Tab. 20 und Abb. 65).

10.3.1.4. Kniegelenk

Insgesamt werden 22 Kniegelenke von elf Kindern (durchschnittlich 11,7 Jahre alt) ausgewertet. Sechs Kinder sind weiblich, mittleres Alter 10,2 Jahre, jüngstes 7,3 und ältestes 16,7, und fünf männlich, mittleres Alter 13,5 Jahre, jüngstes 9,1 und ältestes 19,3. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 21: Korrelation von Alter und Kinetik des Kniegelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 22 Kniegelenke | Flexions-Drehmoment | Extensions-Drehmoment |
|--------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| Korrelationskoeffizient | 0,62 | -0,66 |
| p-Wert | <0,01 | <0,01 |

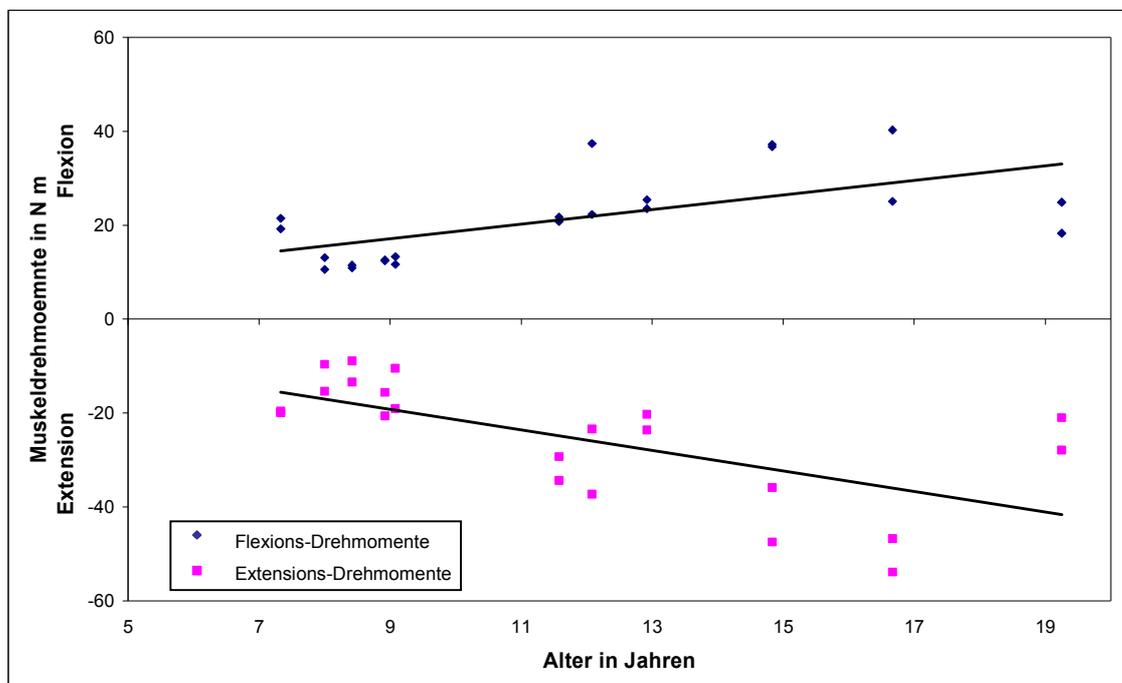


Abb. 66: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes über das Lebensalter mit Trendlinien

Das Alter korreliert signifikant sowohl mit den Flexions- als auch mit den Extensions-Drehmomenten. Dabei nehmen die Beträge der Drehmomente mit steigendem Alter zu (Tab. 21 und Abb. 66).

10.3.2. Gewicht

Wenn das Alter die Drehmomente beeinflusst, so liegt dies vermutlich an den unterschiedlichen Körpergewichten in den verschiedenen Altersgruppen. Denn das Extremitätengewicht geht direkt in die Formel zur Berechnung der Drehmomente ein. Deshalb wird hier speziell der Einfluß des Gewichtes auf die Muskeldrehmomente untersucht.

Diese Auswertungsgruppe enthält alle Kinder, die bei der ersten Sitzung beidseits ein gesundes Gelenk hatten. Es gehen jeweils beide gesunden Gelenke in die Korrelation ein.

Für die statistische Analyse werden die Maßkorrelationskoeffizienten nach Pearson verwendet. Statistische Signifikanz wird angenommen mit $p < 0,05$.

10.3.2.1. Ellenbogengelenk

Insgesamt werden 38 Ellenbogengelenke von 19 Kindern (im Mittel 12,1 Jahre) ausgewertet. Davon sind 14 Kinder weiblich, im Durchschnitt 11,4 Jahre, min. 7,3 und max. 17,1, und fünf männlich, im Durchschnitt 13,9 Jahre, min. 11,7 und max. 16,1. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 22: Korrelation von Gewicht und Kinetik des Ellenbogengelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 38 Ellenbogengelenke | Flexions-Drehmoment | | Extensions-Drehmoment | |
|--------------------------------|---------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|
| | Körpergewicht | Extremitäten-gewicht | Körpergewicht | Extremitäten-gewicht |
| Korrelationskoeffizient | 0,8056 | 0,80 | -0,7013 | -0,71 |
| p-Wert | <0,01 | <0,01 | <0,01 | <0,01 |

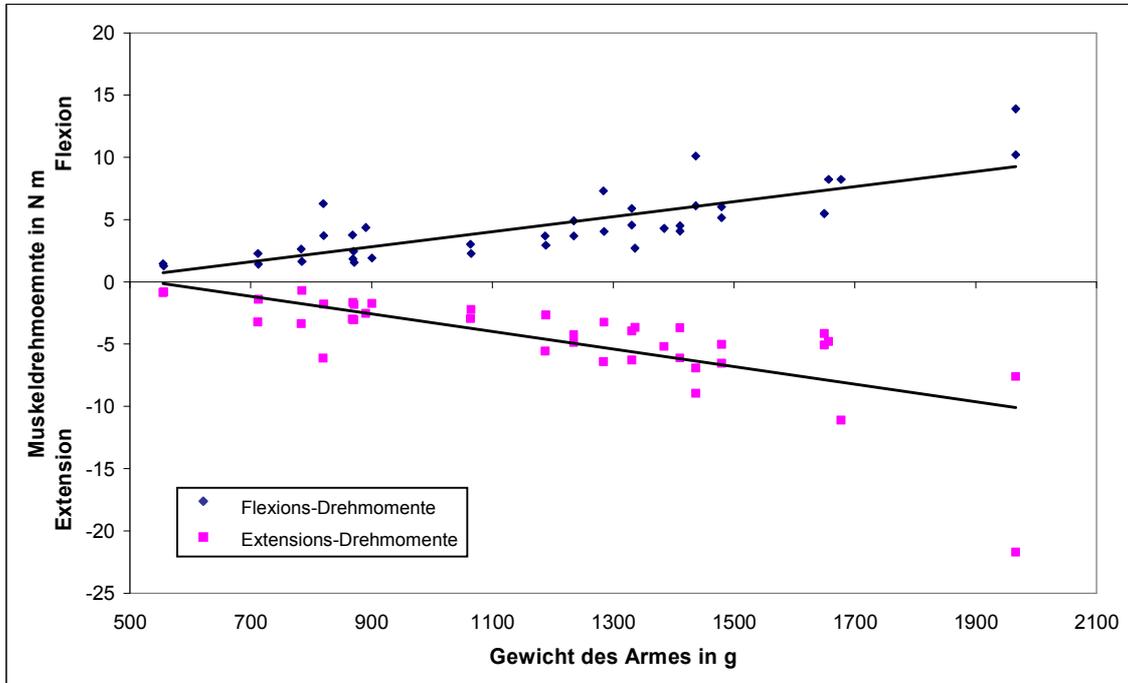


Abb. 67: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes über das Extremitätengewicht mit Trendlinien

Bei der Bewegung des Ellenbogengelenkes korrelieren alle Drehmomente signifikant sowohl mit dem Körper- als auch mit dem Extremitätengewicht. Die Beträge der Muskeldrehmomente nehmen dabei mit steigendem Gewicht zu (Tab. 22 und Abb. 67).

10.3.2.2. Handgelenk

In der Auswertung der Handgelenke werden 18 Kinder (durchschnittlich 12,2 Jahre alt) berücksichtigt. Zwölf davon sind Mädchen, im Durchschnitt 11,5 Jahre, min. 7,3 und max. 17,1, und sechs Jungen, im Durchschnitt 13,4 Jahre, min. 11,0 und max. 16,1. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 23: Korrelation von Gewicht und Kinetik des Handgelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 36 Handgelenke | Flexions-Drehmoment | | Extensions-Drehmoment | |
|--------------------------------|---------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|
| | Körpergewicht | Extremitäten-gewicht | Körpergewicht | Extremitäten-gewicht |
| Korrelationskoeffizient | 0,34 | 0,25 | -0,62 | -0,42 |
| p-Wert | 0,04 | 0,14 | <0,01 | 0,01 |

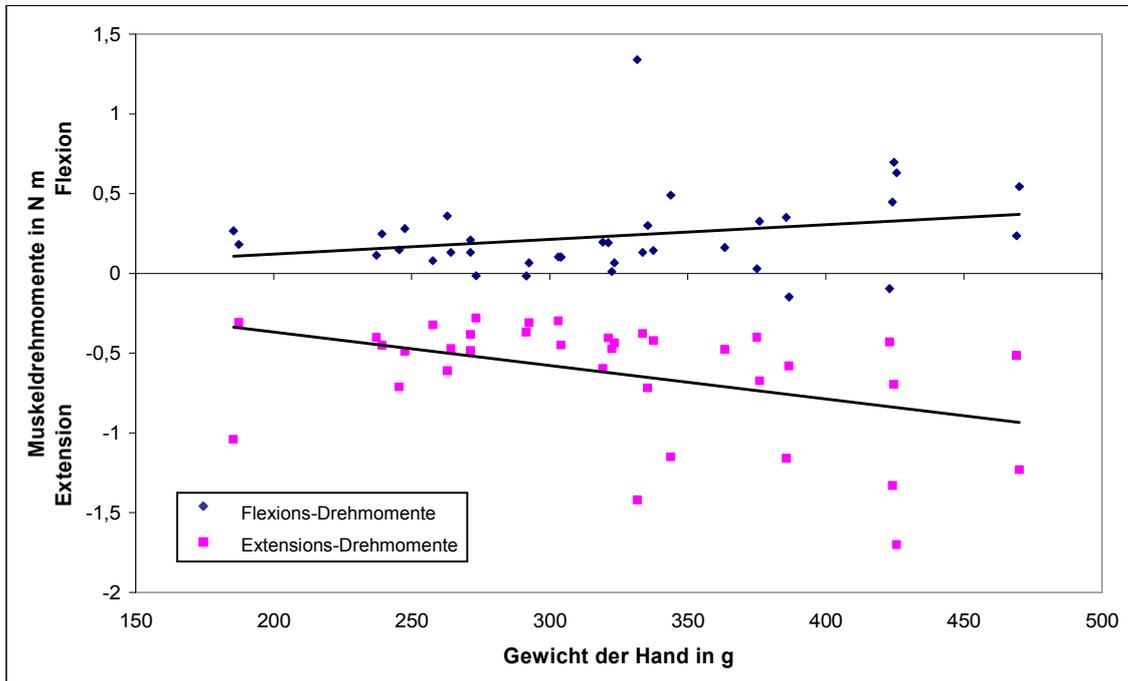


Abb. 68: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes über das Extremitäten-gewicht mit Trendlinien

Das Körpergewicht korreliert signifikant mit den Drehmomenten während der Handgelenksbewegung. Das Extremitätengewicht zeigt nur für die Extensionsbewegung eine signifikante Korrelation. Tendenziell liefern höhere Gewichte bei allen Bewegungen steigende Beträge der Muskeldrehmomente (Tab. 23 und Abb. 68).

10.3.2.3. Sprunggelenk

Die Sprunggelenke von 23 Kindern (im Mittel 11,3 Jahre) werden ausgewertet, insgesamt 46 Gelenke. Davon sind zwölf Mädchen, im Durchschnitt 11,4 Jahre, min. 6,8 und max. 17,0, und elf Jungen, im Durchschnitt 11,1 Jahre, min. 5,7

Kinetik — Ergebnisse

und max. 19,3. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 24: Korrelation von Gewicht und Kinetik des Sprunggelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 46 Sprunggelenke | Flexions-Drehmoment | | Extensions-Drehmoment | |
|--------------------------------------|---------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|
| | Körpergewicht | Extremitäten-gewicht | Körpergewicht | Extremitäten-gewicht |
| Korrelationskoeffi- zient | 0,07 | 0,32 | -0,71 | -0,93 |
| p-Wert | 0,64 | 0,03 | <0,01 | <0,01 |

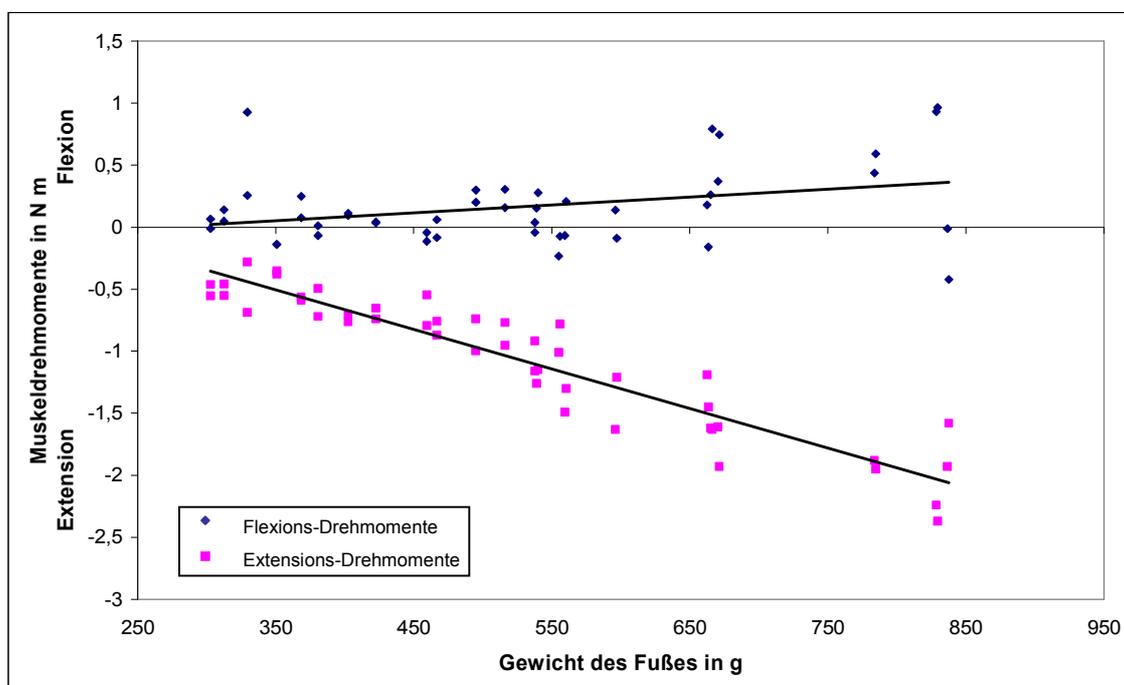


Abb. 69: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes über das Extremitätengewicht mit Trendlinien

Außer dem Körpergewicht und dem Flexions-Drehmoment weisen alle anderen Parameter eine signifikante Korrelation auf (Tab. 24 und Abb. 69). Dabei steigen die Beträge der Muskeldrehmomente bei beiden Bewegungen sowohl mit dem Extremitätengewicht, als auch mit dem Körpergewicht an.

10.3.2.4. Kniegelenk

Insgesamt werden 22 Kniegelenke von elf Kindern (im Durchschnitt 11,7 Jahre) ausgewertet. Sechs Kinder sind weiblich, im Durchschnitt 10,2 Jahre, min. 7,3 und max. 16,7, und fünf männlich, im Durchschnitt 13,5 Jahre, min. 9,1 und

max. 19,3. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 25: Korrelation von Gewicht und Kinetik des Kniegelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 22 Kniegelenke | Flexions-Drehmoment | | Extensions-Drehmoment | |
|---------------------------------|---------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|
| | Körpergewicht | Extremitäten-gewicht | Körpergewicht | Extremitä-tengewicht |
| Korrelationskoeffi-zient | 0,77 | 0,81 | -0,81 | -0,83 |
| p-Wert | <0,01 | <0,01 | <0,01 | <0,01 |

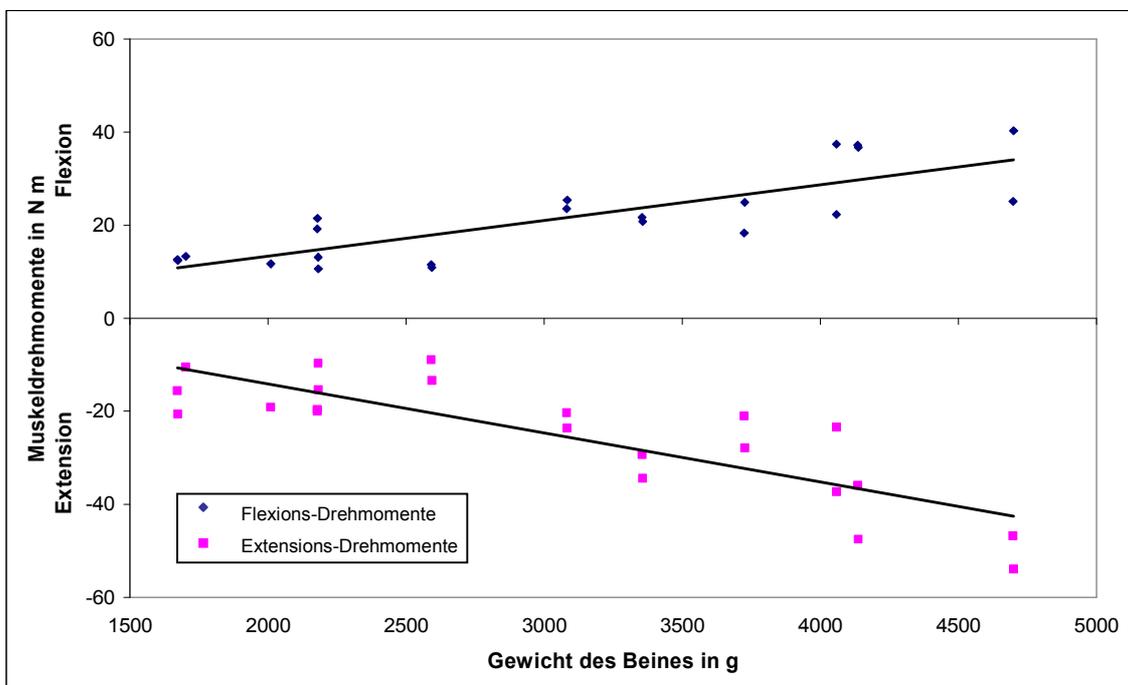


Abb. 70: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes über das Extremitäten-gewicht mit Trendlinien

Bei der Bewegung des Kniegelenkes steigen die Muskeldrehmomente sowohl mit zunehmendem Körper- als auch Extremitätengewicht. Diese Korrelation der Drehmomente mit den Gewichten ist für die Flexions- und Extensionsbewegung signifikant (Tab. 25 und Abb. 70).

10.3.3. Geschlecht

Das Geschlecht kann die Drehmomente beeinflussen durch den unterschiedlichen Körperbau und das unterschiedliche Gewicht, ebenso wie durch die unter-

Kinetik — Ergebnisse

schiedlich verteilte Kraft bei den Geschlechtern. Die interessante Frage ist, ob sich dieser Unterschied bei den gemessenen Kindern nachweisen lässt.

Alle Kinder, die an der ersten Sitzung beidseits ein gesundes Gelenk haben, werden ausgewertet. Beide gesunden Gelenke finden Berücksichtigung. Die Mittelwerte der Muskeldrehmomente der Mädchen werden mit denen der Jungen verglichen.

Ein zweiseitiger Student t-Test für unverbundene Stichproben wurde für die statistische Analyse verwendet. Statistische Signifikanz wird angenommen bei einem $p < 0,05$.

10.3.3.1. Ellenbogengelenk

Insgesamt werden 38 Ellenbogengelenke von 19 Kindern (Durchschnittsalter: 12,1 Jahre) ausgewertet. Davon sind 14 Kinder weiblich, mittleres Alter 11,4 Jahre, jüngstes 7,3 und ältestes 17,1, und fünf männlich, mittleres Alter 13,9 Jahre, jüngstes 11,7 und ältestes 16,1. Es besteht kein signifikanter Alters- und Gewichtsunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 26: Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich des Geschlechtes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Geschlecht | Mittelwert | Standardabweichung | p-Wert |
|--|-------------------|------------|--------------------|-----------------|
| Flexions-Drehmoment in N m | männlich (n = 10) | 6,68 | 3,67 | <0,01 |
| | weiblich (n = 28) | 3,81 | 1,99 | |
| Extensions-Drehmoment in N m | männlich (n = 10) | -6,98 | 5,69 | 0,01 |
| | weiblich (n = 28) | -3,75 | 2,21 | |

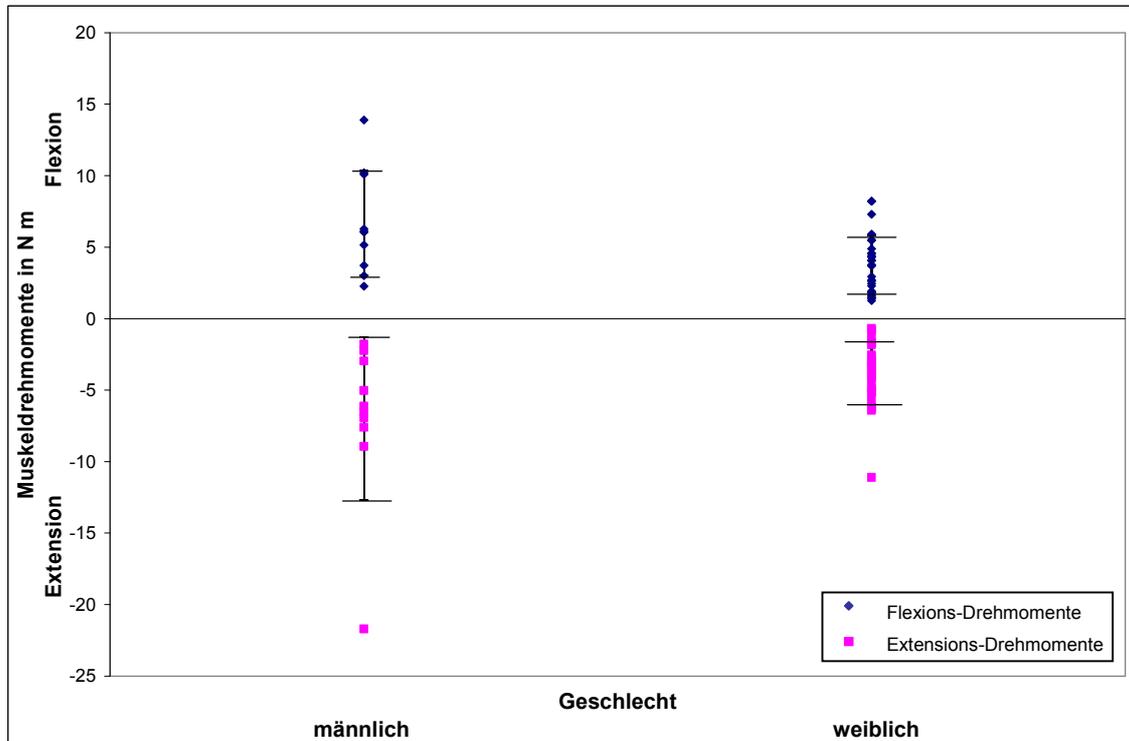


Abb. 71: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Geschlecht

Die Beträge der Muskeldrehmomente bei der Bewegung im Ellenbogengelenk liegen bei den Jungen deutlich höher als bei den Mädchen. Die Geschlechter unterscheiden sich signifikant hinsichtlich der Muskeldrehmomente (Tab. 26 und Abb. 71).

10.3.3.2. Handgelenk

Für die Auswertung der Handgelenke werden 18 Kinder (im Mittel 12,2 Jahre alt) berücksichtigt. Zwölf davon sind Mädchen, mittleres Alter 11,5 Jahre, jüngstes 7,3 und ältestes 17,1, und sechs Jungen, mittleres Alter 13,4 Jahre, jüngstes 11,0 und ältestes 16,1. Es besteht kein signifikanter Alters- und Gewichtsunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Kinetik — Ergebnisse

Tab. 27: Kinetik des Handgelenkes bezüglich des Geschlechtes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Geschlecht | Mittelwert | Standardabweichung | p-Wert |
|--|-------------------|------------|--------------------|-----------------|
| Flexions-Drehmoment in N m | männlich (n = 12) | 0,41 | 0,37 | <0,01 |
| | weiblich (n = 24) | 0,15 | 0,14 | |
| Extensions-Drehmoment in N m | männlich (n = 12) | -0,88 | 0,49 | <0,01 |
| | weiblich (n = 24) | -0,50 | 0,19 | |

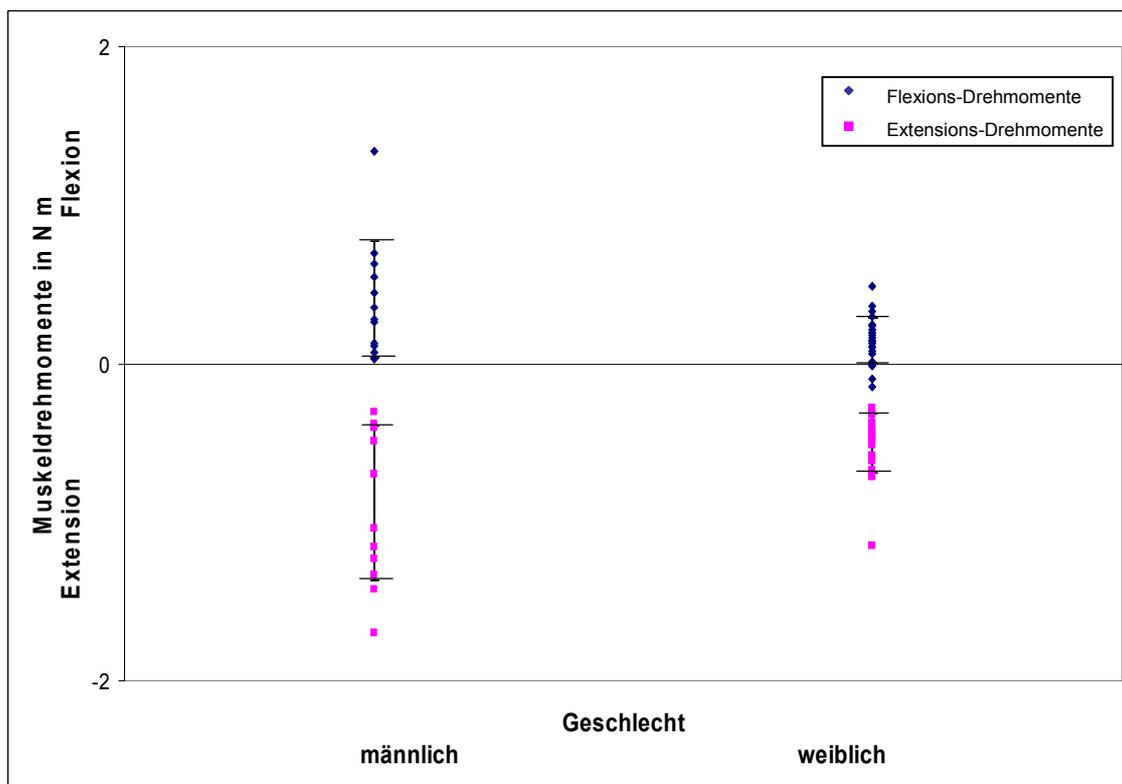


Abb. 72: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Geschlecht

Die Jungen erreichen im Durchschnitt höhere Beträge der Drehmomente als die Mädchen. Die Drehmomente unterscheiden sich signifikant zwischen den Geschlechtern (Tab. 27 und Abb. 72).

10.3.3.3. Sprunggelenk

Die Sprunggelenke von 23 Kindern (durchschnittlich 11,3 Jahre alt) werden ausgewertet. Dabei sind zwölf Mädchen, mittleres Alter 11,4 Jahre, jüngstes 6,8 und ältestes 17,0, und elf Jungen, mittleres Alter 11,1 Jahre, jüngstes 5,7 und ältestes 19,3. Es besteht kein signifikanter Alters- und Gewichtsunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Tab. 28: Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich des Geschlechtes

| Kinetische Parameter | Geschlecht | Mittelwert | Standardabweichung | p-Wert |
|---------------------------------|-------------------|------------|--------------------|--------|
| Flexions-Drehmoment in N m | männlich (n = 22) | 0,21 | 0,35 | 0,30 |
| | weiblich (n = 24) | 0,12 | 0,26 | |
| Extensions-Drehmoment in N m | männlich (n = 22) | -1,17 | 0,60 | 0,17 |
| | weiblich (n = 24) | -0,95 | 0,47 | |

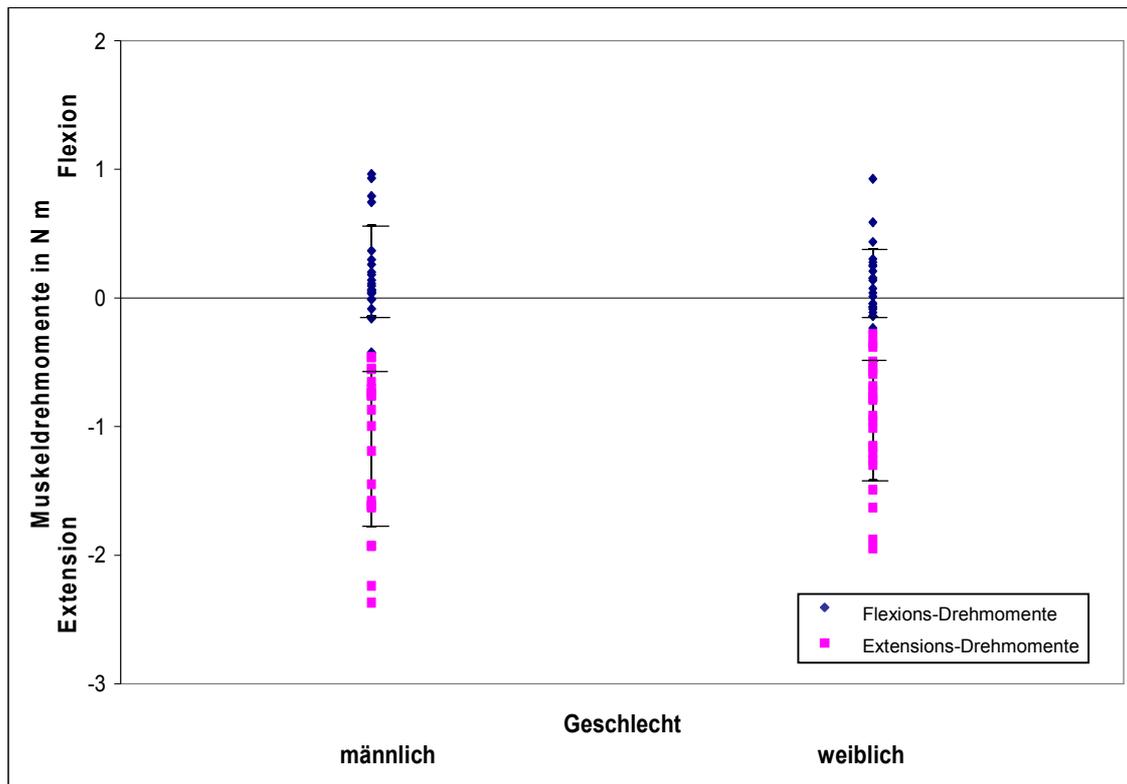


Abb. 73: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Geschlecht

Tendenziell zeigen sich auch bei den Bewegungen des Sprunggelenkes höhere Beträge der Drehmomente bei den Jungen als bei den Mädchen. Es lassen sich jedoch keine signifikanten Geschlechtsunterschiede nachweisen (Tab. 28 und Abb. 73).

10.3.3.4. Kniegelenk

Insgesamt werden 22 Kniegelenke von elf Kindern (mittleres Alter: 11,7 Jahre) ausgewertet. Sechs Kinder sind weiblich, mittleres Alter 10,2 Jahre, jüngstes 7,3 und ältestes 16,7, und fünf männlich, mittleres Alter 13,5 Jahre, jüngstes 9,1 und ältestes 19,3. Es besteht kein signifikanter Alters- und Gewichtsunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Kinetik — Ergebnisse

Tab. 29: Kinetik des Kniegelenkes bezüglich des Geschlechtes

| Kinetische Parameter | Geschlecht | Mittelwert | Standardabweichung | p-Wert |
|---------------------------------|-------------------|------------|--------------------|--------|
| Flexions-Drehmoment in N m | männlich (n = 10) | 23,35 | 8,49 | 0,38 |
| | weiblich (n = 12) | 19,74 | 10,23 | |
| Extensions-Drehmoment in N m | männlich (n = 10) | -26,95 | 10,47 | 0,56 |
| | weiblich (n = 12) | -23,71 | 14,55 | |

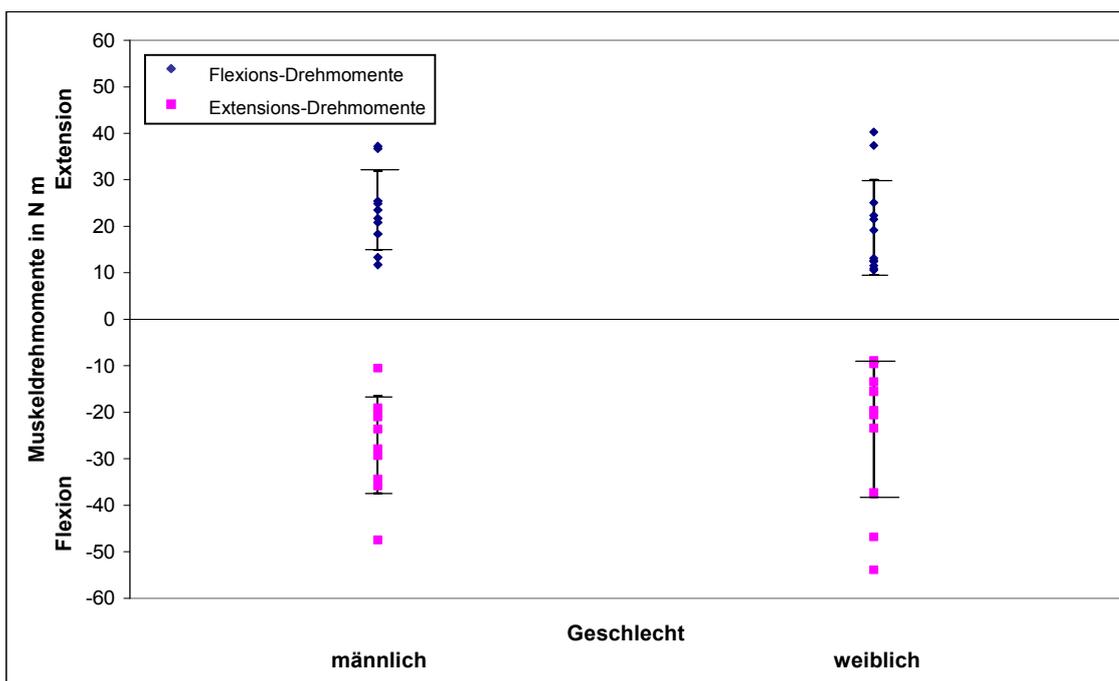


Abb. 74: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Geschlecht

Auch bei den Beträgen der Drehmomente während der Kniegelenksbewegung liegen die Werte der Jungen über denen der Mädchen. Der Unterschied ist jedoch ebenfalls nicht signifikant (Tab. 29 und Abb. 74).

10.3.4. Dominante Seite

Vielfach wird ein Unterschied in der Geschicklichkeit und Kraft zwischen der dominanten Seite und der nicht-dominanten Seite einer Extremität angenommen. Es stellt sich die Frage, inwieweit die Seitendominanz einen Einfluß auf die Muskeldrehmomente hat.

Deshalb wird die dominante Seite eines Kindes mit der nicht-dominanten verglichen. Wenn die Kinder keine eindeutige Seitendominanz angeben können, dies ist vor allem bei der unteren Extremität der Fall, werden ihre Gelenke

nicht in die Berechnung einbezogen. Dadurch ergibt sich die unterschiedliche Anzahl von Kindern zu den vorherigen Auswertungen.

Für die statistische Analyse wird ein einseitiger Student t-Test für verbundene Stichproben verwendet. Mit $p < 0,05$ wird statistische Signifikanz angenommen.

10.3.4.1. Ellenbogengelenk

Insgesamt werden 38 Ellenbogengelenke von 19 Kindern (Durchschnitt: 12,1 Jahre) ausgewertet. Davon sind vierzehn Kinder weiblich, im Durchschnitt 11,4 Jahre, min. 7,3 und max. 17,1, und fünf männlich, im Durchschnitt 13,9 Jahre, min. 11,7 und max. 16,1. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Es kann kein signifikanter Unterschied bezüglich der Extremitätenmasse zwischen den dominanten und den nicht dominanten Gelenken gezeigt werden.

Tab. 30: Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich der Seitendominanz, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Dominante Seite | Mittelwert | Standardabweichung | p-Wert |
|-------------------------------|-----------------|------------|--------------------|-----------------|
| Flexions- Drehmoment in N m | ja (n = 19) | 5,30 | 3,01 | <0,01 |
| | nein (n = 19) | 3,84 | 2,41 | |
| Extensions- Drehmoment in N m | ja (n = 19) | -5,94 | 4,50 | <0,01 |
| | nein (n = 19) | -3,26 | 1,93 | |

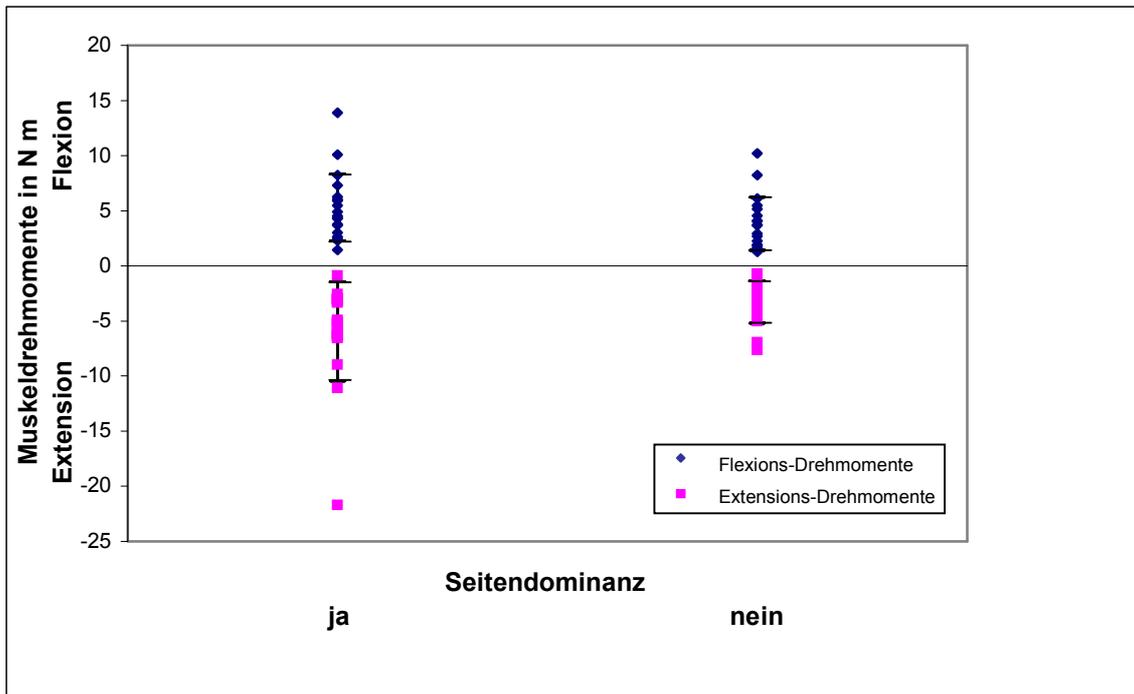


Abb. 75: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Seitendominanz

Die dominante Seite des Ellenbogengelenkes erreicht sowohl bei den Flexions- als auch bei den Extensions-Drehmomenten höhere Beträge der Muskel-drehmomente als die nicht-dominanten. Der Unterschied bezüglich der Seitendominanz ist signifikant (Tab. 30 und Abb. 75).

10.3.4.2. Handgelenk

Für die Auswertung der Handgelenke werden 18 Kinder (im Mittel 12,2 Jahre alt) berücksichtigt. Zwölf Kinder sind Mädchen, im Durchschnitt 11,5 Jahre, min. 7,3 und max. 17,1, und sechs Jungen, im Durchschnitt 13,4 Jahre, min. 11,0 und max. 16,1. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Es kann kein signifikanter Unterschied bezüglich der Extremitätenmasse zwischen den dominanten und den nicht dominanten Gelenken gezeigt werden.

Tab. 31: Kinetik des Handgelenkes bezüglich der Seitendominanz

| Kinetische Parameter | Dominante Seite | Mittelwert | Standardabweichung | p-Wert |
|-------------------------------|-----------------|------------|--------------------|--------|
| Flexions- Drehmoment in N m | ja (n = 18) | 0,24 | 0,33 | 0,37 |
| | nein (n = 18) | 0,23 | 0,20 | |
| Extensions- Drehmoment in N m | ja (n = 18) | -0,61 | 0,31 | 0,23 |
| | nein (n = 18) | -0,64 | 0,41 | |

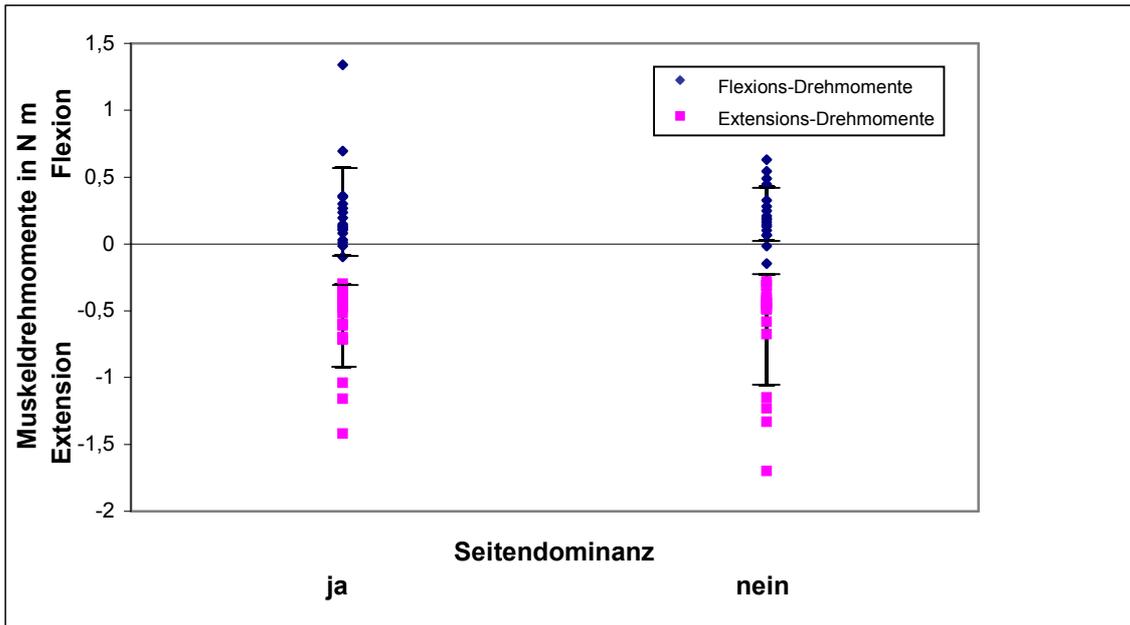


Abb. 76: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Seitendominanz

Die Beträge der Drehmomente der dominanten Seite sind bei der Flexion im Mittel höher und bei der Extension ist der Betrag geringer als die Drehmomente der nicht-dominanten Seite. Keiner der Parameter zeigt einen signifikanten Unterschied bezüglich der Seitendominanz (Tab. 31 und Abb. 76).

10.3.4.3. Sprunggelenk

Die Sprunggelenke von 17 Kindern (durchschnittlich 12,6 Jahre) werden ausgewertet. Dabei sind neun Mädchen, im Durchschnitt 12,5 Jahre, min. 7,3 und max. 17,0, und acht Jungen, im Durchschnitt 12,6 Jahre, min. 8,7 und max. 19,3. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Es konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der Extremitätenmasse zwischen den dominanten und den nicht dominanten Gelenken gezeigt werden.

Kinetik — Ergebnisse

Tab. 32: Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich der Seitendominanz

| Kinetische Parameter | Dominante Seite | Mittelwert | Standardabweichung | p-Wert |
|-------------------------------|-----------------|------------|--------------------|--------|
| Flexions- Drehmoment in N m | ja (n = 17) | 0,16 | 0,28 | 0,37 |
| | nein (n = 17) | 0,18 | 0,38 | |
| Extensions- Drehmoment in N m | ja (n = 17) | -1,25 | 0,52 | 0,24 |
| | nein (n = 17) | -1,21 | 0,55 | |

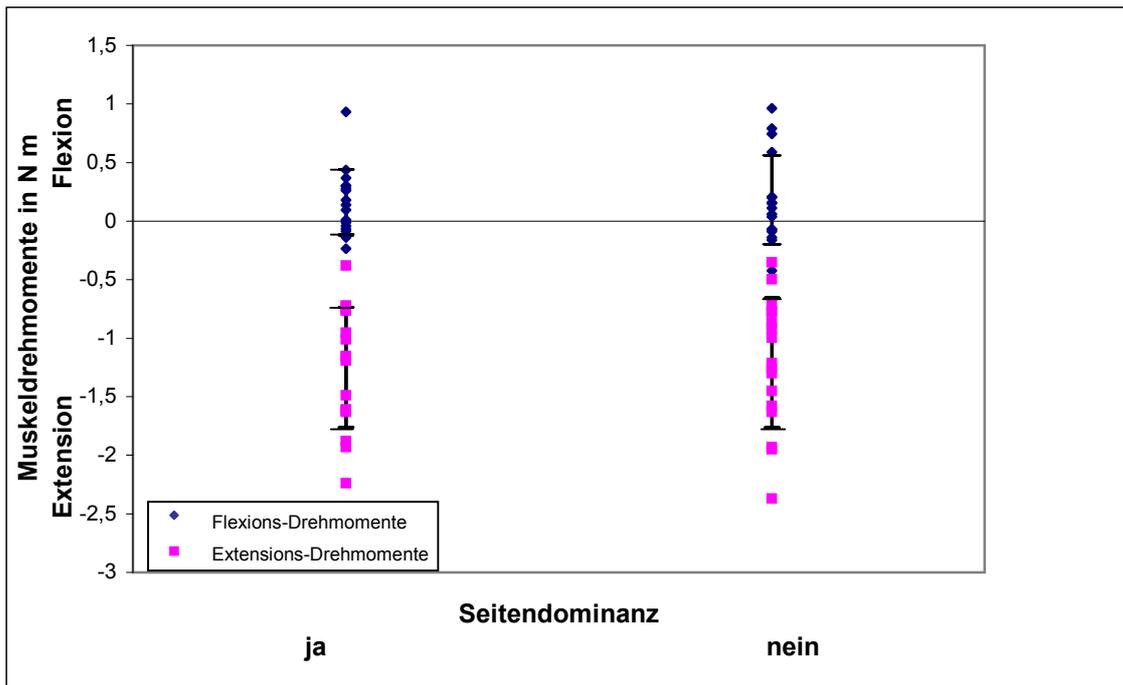


Abb. 77: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Seitendominanz

Die Muskeldrehmomente der dominanten Sprunggelenke sind bei der Flexionsbewegung etwas niedriger und bei der Extensionsbewegung vom Betrag höher als die der nicht-dominanten. Keiner der Parameter zeigt dabei einen signifikanten Unterschied bezüglich der Seitendominanz (Tab. 32 und Abb. 77).

10.3.4.4. Kniegelenk

Insgesamt werden 18 Kniegelenke von neun Kindern (mittleres Alter: 12,1 Jahre) ausgewertet. Fünf Kinder sind weiblich, im Durchschnitt 10,6 Jahre, min. 7,3 und max. 16,7, und fünf männlich, im Durchschnitt 14,0 Jahre, min. 9,1 und max. 19,3. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Es kann kein signifikanter Unter-

schied bezüglich der Extremitätenmasse zwischen den dominanten und den nicht dominanten Gelenken gezeigt werden.

Tab. 33: Kinetik des Kniegelenkes bezüglich der Seitendominanz, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Dominante Seite | Mittelwert | Standardabweichung | p-Wert |
|-------------------------------|-----------------|------------|--------------------|-------------|
| Flexions- Drehmoment in N m | ja (n = 9) | 24,72 | 11,40 | 0,04 |
| | nein (n = 9) | 20,33 | 8,01 | |
| Extensions- Drehmoment in N m | ja (n = 9) | -28,48 | 14,77 | 0,03 |
| | nein (n = 9) | -23,53 | 11,17 | |

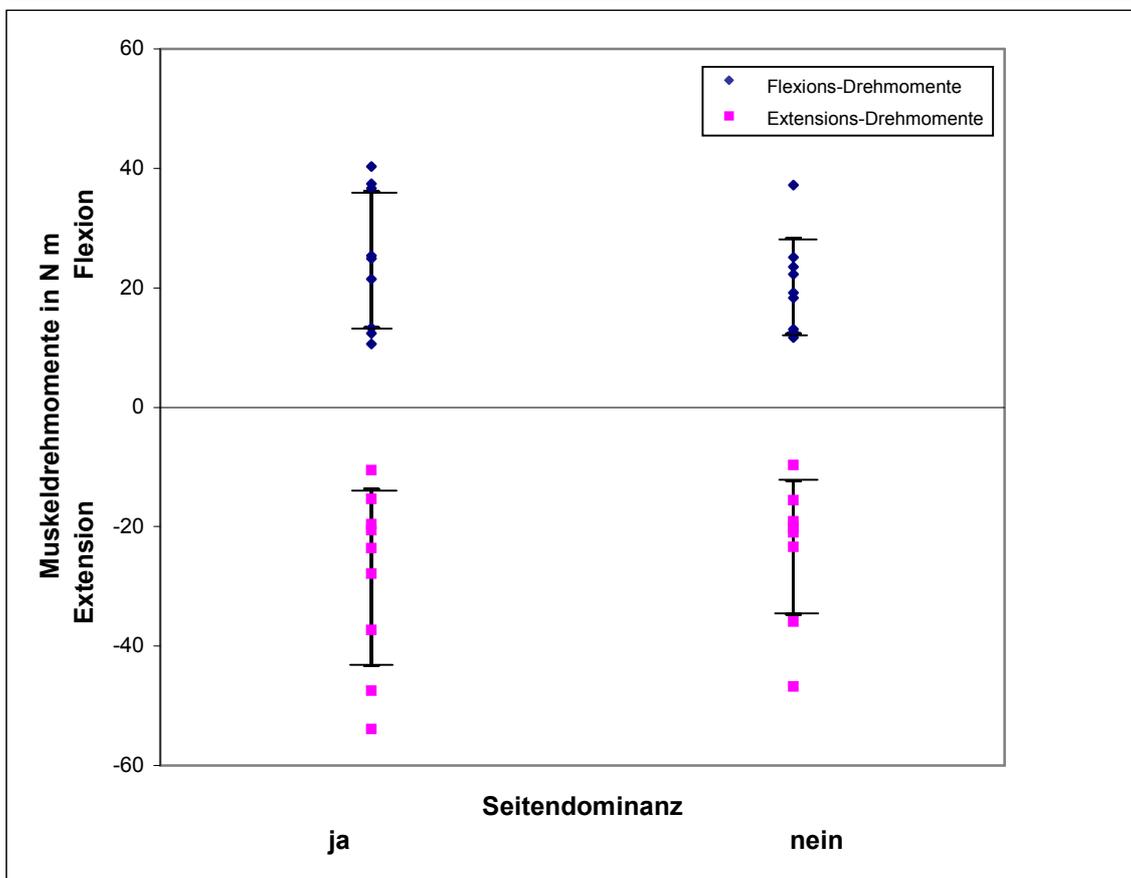


Abb. 78: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Seitendominanz

Sowohl bei der Flexionsbewegung als auch bei der Extensionsbewegung können die Kinder höhere Muskeldrehmomente im dominanten Kniegelenk erzielen als im nicht-dominanten. Die Unterschiede bezüglich der Seitendominanz sind signifikant (Tab. 32 und Abb. 78).

10.3.5. Zusammenfassung der Ergebnisse

Insgesamt kann man sagen, daß das Alter der Kinder die Drehmomente stark beeinflusst. Außer bei den Muskeldrehmomenten während der Flexionsbewegung des Hand- und Sprunggelenkes, korrelieren alle Drehmomente mit dem Alter der Kinder.

Sowohl das Körpergewicht als auch das Extremitätengewicht korrelieren ebenso stark mit den Drehmomenten wie das Alter. Die Korrelation zwischen Alter und Körpergewicht liegt je nach Patientengruppe zwischen 0,7 und 0,85 (alle signifikant mit $p < 0,01$). Die Korrelationen zwischen Alter und Extremitätengewicht liegen zwischen 0,2 und 0,8 (alle außer dem Handgelenk signifikant mit $p < 0,01$; Handgelenk: $p = 0,16$).

Für die obere Extremität lassen sich signifikante Geschlechtsunterschiede nachweisen, die bei der unteren Extremität tendenziell ebenfalls vorhanden sind. Die Extremitätengewichte unterscheiden sich nicht signifikant zwischen den Geschlechtern. Im Durchschnitt liegen die Extremitätengewichte der Jungen jedoch über denen der Mädchen.

Es zeigt sich, daß bei den großen Gelenken die Seitendominanz eine Rolle spielt, alle Vergleiche sind signifikant. Dabei liegen die Muskeldrehmomente bei den Ellenbogen- und Kniegelenken der dominanten Seite jeweils höher, als bei der nicht-dominanten Seite. Dies ist bei den kleinen Gelenken nicht der Fall, dabei sind die Mittelwerte der dominanten Seite nicht unbedingt höher als bei der nicht-dominanten.

10.4. Einflußfaktoren auf erkrankte Gelenke

Auf das erkrankte Gelenk wirken neben den oben genannten Parametern, die das gesunde Gelenk beeinflussen, noch weitere Faktoren ein. Dazu zählen die Erkrankungsdauer, die Erkrankungsschwere und die Einnahme von Medikamenten.

10.4.1. Erkrankungsdauer

Ein wichtiger Einflußfaktor auf die Gelenkkinetik könnte die Dauer der Erkrankung sein. Die Erkrankungsdauer ist sehr schwer bestimmbar, denn sie ist für jedes einzelne Gelenk unterschiedlich. In der folgenden Auswertung versteht

man unter der Erkrankungsdauer die Zeit von einem erstmaligen Auftreten einer Arthritis in dem betrachteten Gelenk bis zum Meßzeitpunkt. Die Dauer und Häufigkeit der Arthritis in dem betrachteten Gelenk blieb jedoch unberücksichtigt.

In einer Gruppe sind alle Gelenke der dominanten Seite von Kindern mit JIA zusammengestellt, die sich zum Meßzeitpunkt in Remission befinden. Dadurch wird der Einflußfaktor Seitendominanz und akute Arthritis eliminiert. Wenn sich ein Gelenk während mehr als einer Sitzung in Remission befindet, wird die erste Sitzung genommen, in der das betrachtete Gelenk in Remission ist.

Die Frage ist, ob die Muskeldrehmomente mit der Erkrankungsdauer korrelieren.

Die statistische Auswertung erfolgt mit dem Maßkorrelationskoeffizienten nach Pearson. Statistische Signifikanz wird angenommen mit $p < 0,05$.

10.4.1.1. Ellenbogen

Insgesamt werden neun Gelenke der dominanten Seite von neun Kindern untersucht. Das durchschnittliche Alter liegt bei 12,9 Jahren, fünf davon sind Mädchen, mittleres Alter 13,3 Jahre, min. 9,25 und max. 17, und vier Jungen, mittleres Alter 12,3 Jahre, min. 6,8 und max. 16,8. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Die Erkrankungsdauer der Ellenbogengelenke liegt bei durchschnittlich 43,3 Monaten und unterscheidet sich nicht signifikant zwischen den Geschlechtern. Eine signifikante Korrelation von Krankheitsdauer und Alter besteht ebenfalls nicht.

Tab. 34: Korrelation von Krankheitsdauer und Kinetik des Ellenbogengelenkes

| n = 9 Gelenke | Flexions- Drehmoment | Extensions- Drehmoment |
|--------------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| Korrelationskoeffizient | -0,43 | 0,54 |
| p-Wert | 0,25 | 0,13 |

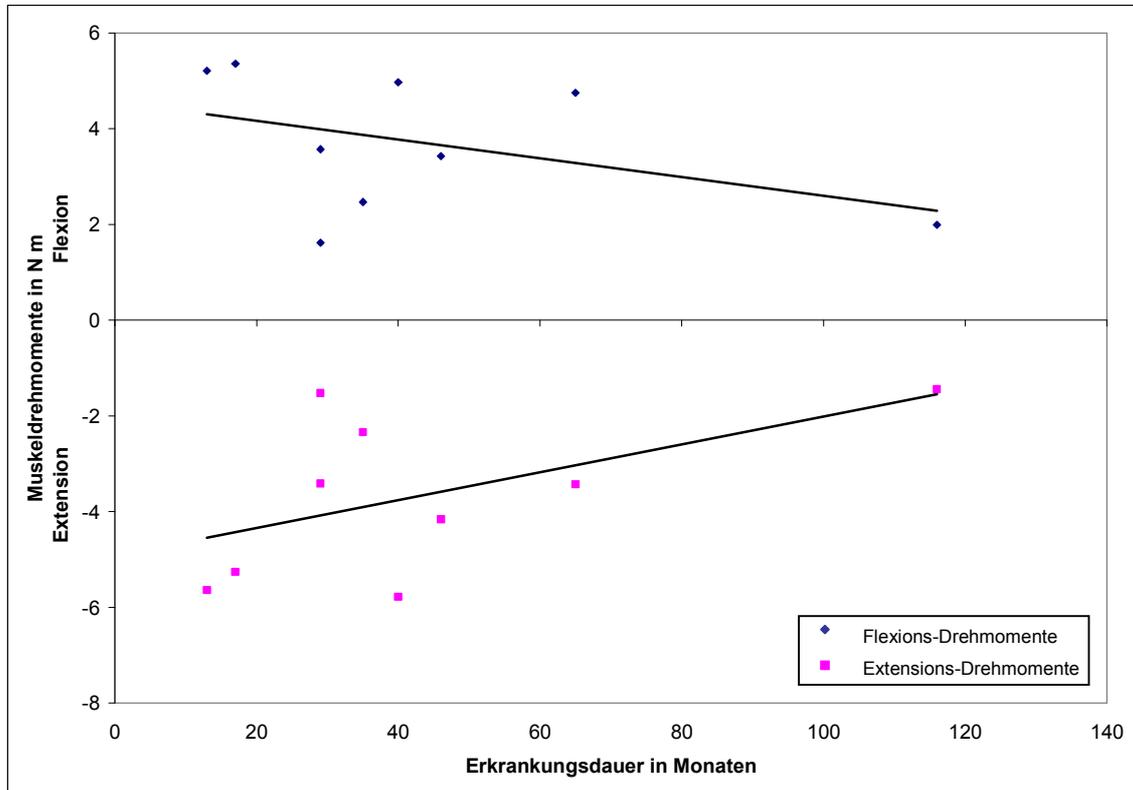


Abb. 79: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes über Erkrankungsdauer mit Trendlinien

Die Beträge der Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke verringern sich mit zunehmender Erkrankungsdauer. Dieser Trend ist nicht signifikant (Tab. 34 und Abb. 79).

10.4.1.2. Handgelenk

Es werden zehn dominante Handgelenke von zehn Kindern untersucht. Das mittlere Alter der Kinder beträgt 13,8 Jahre, sieben Mädchen, im Mittel 13,5 Jahre alt, jüngstes 9,2, ältestes 16,3, und drei Jungen, im Mittel 14,6 Jahre, jüngster 12,1, ältester 16,8. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Die durchschnittliche Erkrankungsdauer beträgt 50,4 Monate und unterscheidet sich nicht signifikant zwischen den Geschlechtern. Eine signifikante Korrelation von Krankheitsdauer und Alter besteht ebenfalls nicht.

Tab. 35: Korrelation von Krankheitsdauer und Kinetik des Handgelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| n = 10 Gelenke | Flexions- Drehmoment | Extensions- Drehmoment |
|--------------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| Korrelationskoeffizient | -0,75 | 0,65 |
| p-Wert | 0,01 | 0,04 |

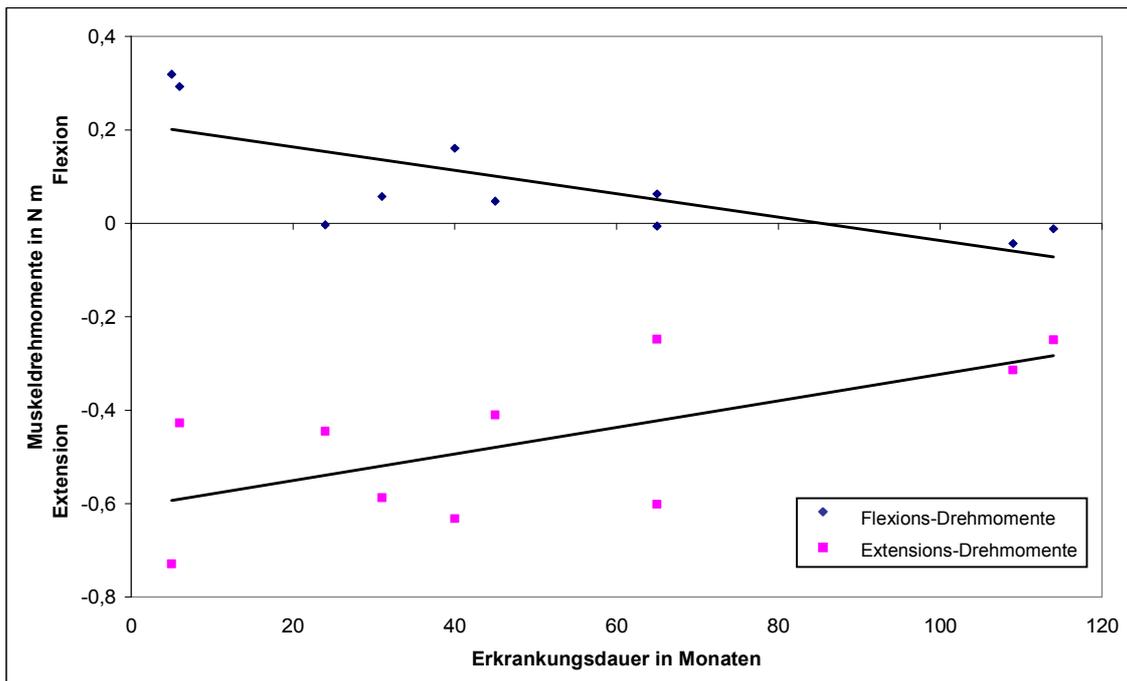


Abb. 80: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes über Erkrankungsdauer mit Trendlinien

Alle Beträge der Muskeldrehmomente der Handgelenke korrelieren mit der Erkrankungsdauer. Bei längerer Erkrankungsdauer nehmen die Beträge der Muskeldrehmomente der Handgelenke ab (Tab. 35 und Abb. 80).

10.4.1.3. Sprunggelenk

Insgesamt sind acht Gelenke von acht Kindern in die Auswertung eingegangen. Im Durchschnitt sind die Kinder 13,4 Jahre alt, davon sind fünf weiblich, durchschnittlich 12,3 Jahre, min. 7,3 und max. 15,8, und drei männlich, durchschnittlich 15,3, min. 9,1 und max. 19,9. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Die Dauer der Erkrankung beträgt im Mittel 65,9 Monate und unterscheidet sich nicht signifikant zwischen den Geschlechtern. Eine signifikante Korrelation von Krankheitsdauer und Alter besteht ebenfalls nicht.

Kinetik — Ergebnisse

Tab. 36: Korrelation von Krankheitsdauer und Kinetik des Sprunggelenkes

| n = 8 Gelenke | Flexions- Drehmoment | Extensions- Drehmoment |
|--------------------------------|----------------------|------------------------|
| Korrelationskoeffizient | -0,09 | 0,30 |
| p-Wert | 0,82 | 0,43 |

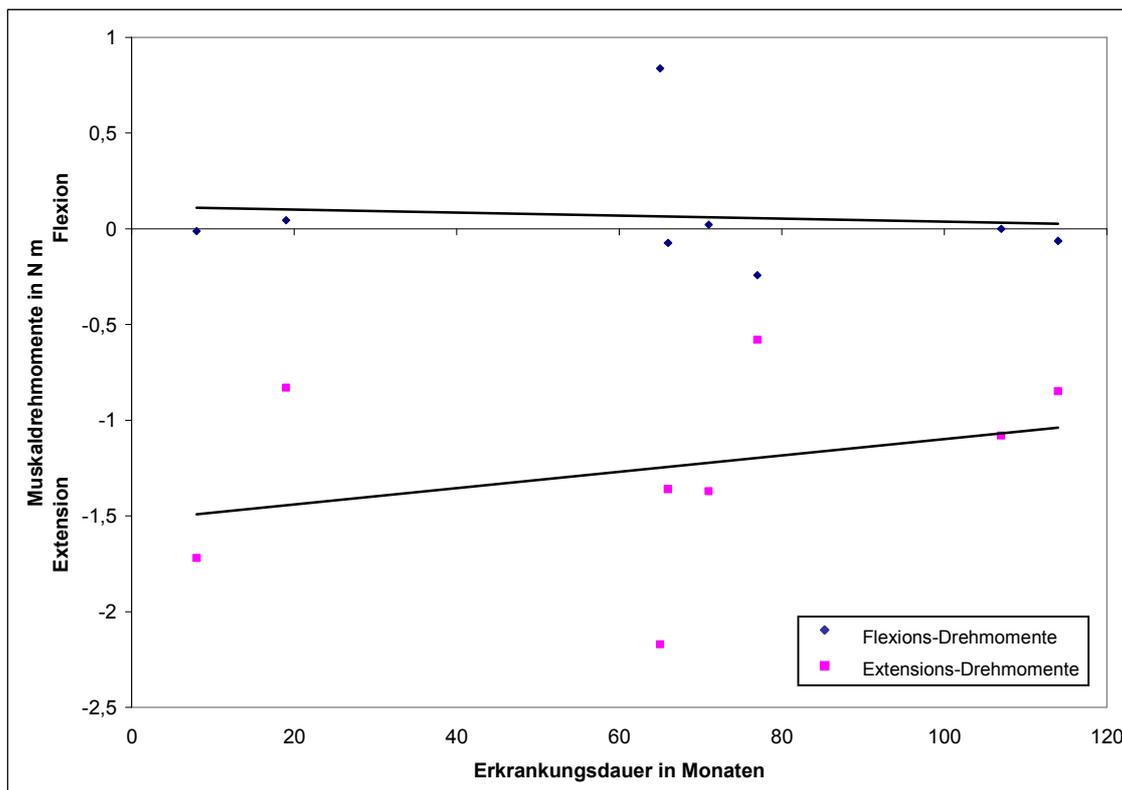


Abb. 81: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes über Erkrankungsdauer mit Trendlinien

Die Muskeldrehmomente der Sprunggelenke nehmen mit zunehmender Erkrankungsdauer ab. Diese Entwicklung ist nicht signifikant (Tab. 36 und Abb. 81).

10.4.1.4. Kniegelenk

Bei dieser Auswertung sind 16 dominante Kniegelenke von 16 Kindern untersucht worden. Das Durchschnittsalter der Kinder liegt bei 13,3 Jahren, davon sind elf Mädchen, im Mittel 12,6 Jahre, min. 7,3 und max. 15,1, und fünf Jungen, im Mittel 14,8, min. 8,7 und max. 19,6. Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Im Durchschnitt sind die Gelenke 46,0 Monate erkrankt und unterscheidet sich

nicht signifikant zwischen den Geschlechtern. Eine signifikante Korrelation von Krankheitsdauer und Alter besteht ebenfalls nicht.

Tab. 37: Korrelation von Krankheitsdauer und Kinetik des Kniegelenkes

| n = 16 Gelenke | Flexions- Drehmoment | Extensions- Drehmoment |
|--------------------------------|----------------------|------------------------|
| Korrelationskoeffizient | -0,02 | 0,18 |
| p-Wert | 0,95 | 0,51 |

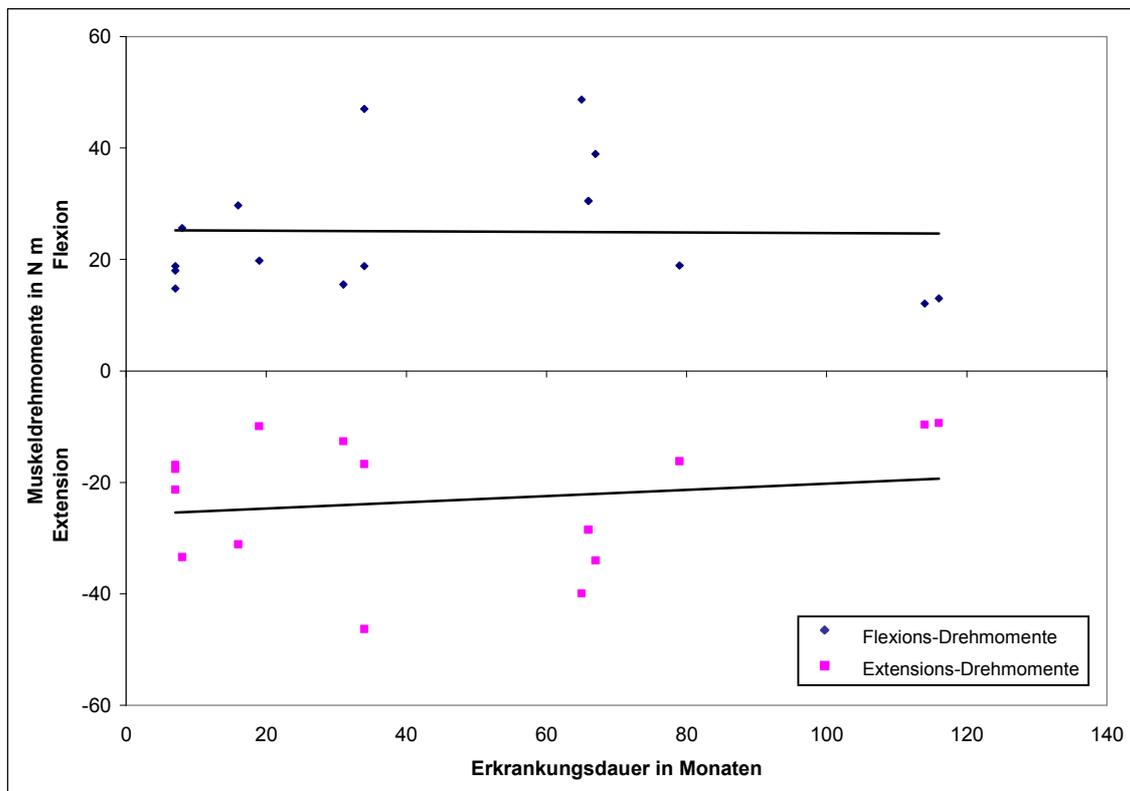


Abb. 82: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes über Erkrankungsdauer mit Trendlinien

Die Muskeldrehmomente der Kniegelenke verringern sich mit zunehmender Erkrankungsdauer. Dieser Trend ist nicht signifikant (Tab. 37 und Abb. 82).

10.4.2. Erkrankungsart

Neben der juvenilen idiopathischen Arthritis gehen noch eine Vielzahl anderer Erkrankungen mit Entzündungen in den Gelenken einher. Die Erkrankungsart nimmt Einfluß auf die Kinetik der Gelenke durch die unterschiedliche Schwere der Entzündungsaktivität. Da nicht alle unterschiedlichen rheumatischen Er-

Kinetik — Ergebnisse

krankungen aufgrund zu geringer Fallzahlen einzeln betrachtet werden konnten, werden Gruppen gebildet.

In die Gruppe der Kinder mit JIA gehören alle Kinder mit einer JIA, unabhängig davon ob es eine oligo-, polyarthritische, systemische oder eine andere Verlaufsform ist. Zu den Kindern ohne JIA gehören Kinder, die unter einer reaktiven Arthritis, einer Vaskulitis, einer Dermatomyositis, einem Lupus erythematoses oder unklaren Arthralgien leiden. In beiden Gruppen wird nicht nach dem Gelenkzustand unterschieden, es sind jeweils sowohl gesunde als auch kranke oder in Remission befindliche Gelenke zusammengefaßt. Es werden nur die dominanten Gelenke bei der ersten Sitzung berücksichtigt.

Das Ziel dieses Auswertungsteils ist herauszufinden, inwieweit die Erkrankungsart die Muskeldrehmomente beeinflusst.

Ein einseitiger Wilcoxon Signed-Rank Test für unverbundene Stichproben wird zur Analyse verwendet. Statistische Signifikanz wird angenommen bei einem $p < 0,05$.

10.4.2.1. Ellenbogengelenk

Die Gruppe der Kinder mit JIA besteht aus 16 Kindern mit einem mittleren Alter von 12,2 Jahren (weiblich 11: Mittel 12,2/ min. 7,3/max. 17; männlich 5: Mittel 12,3/ min. 6,8/ max. 16,8). Die Gruppe der Kinder ohne JIA setzt sich aus elf Kindern zusammen mit einem Durchschnittsalter von 12,0 Jahren (weiblich 6: 10,3/ 7,3/ 16,3; männlich 5: 13,9/ 11,7/ 16,1).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den beiden Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). In der JIA-Gruppe sind sechs Gelenke zum Meßzeitpunkt gesund, sieben in Remission, bei zweien besteht der Verdacht auf eine Arthritis und ein Gelenk zeigt eine akute Arthritis. In der Gruppe der Kinder ohne JIA sind alle elf untersuchten Gelenke gesund.

Tab. 38: Vergleich der Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich der Erkrankungsart, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Erkrankungsart | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient JIA/keine JIA in % | p-Wert |
|-------------------------------|-----------------|--------|-----------------|-----------------------------|-------------|
| Flexions- Drehmoment in N m | keine JIA, n=11 | 4,52 | 3,0 / 7,3 | 86,7 | 0,15 |
| | JIA, n=16 | 3,95 | 2,5 / 5,0 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | keine JIA, n=11 | -6,11 | -6,5 / -3,1 | 56,0 | 0,04 |
| | JIA, n=16 | -3,42 | -5,0 / -2,4 | | |

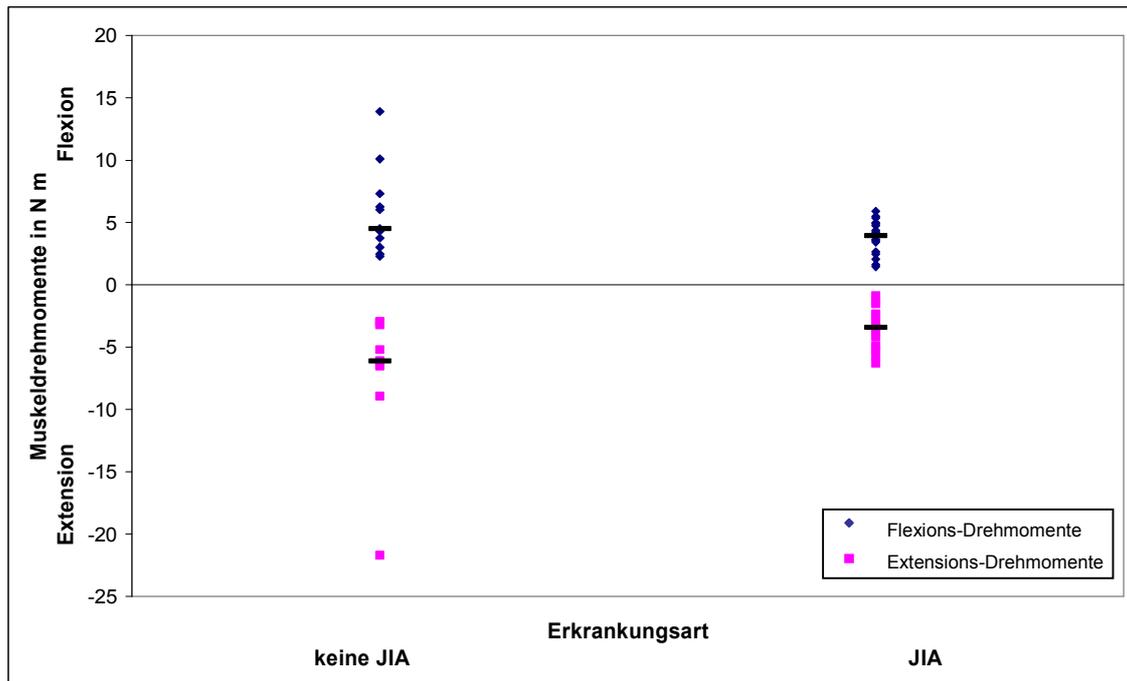


Abb. 83: Die Drehmomente des Ellenbogengelenkes mit Medianen in Abhängigkeit von der Erkrankungsart

Die Beträge der Muskeldrehmomente des Ellenbogengelenkes liegen für die Gruppe der Kinder mit JIA niedriger als für die Kinder mit einer anderen Erkrankung. Nur bei dem Drehmoment während der Extension ist dieser Unterschied signifikant (Tab. 38 und Abb. 83).

10.4.2.2. Handgelenk

Die Gruppe der Kinder mit JIA besteht aus 19 Kindern mit einem mittleren Alter von 12,3 Jahren (weiblich 14: 12,3/ 7,3/ 17; männlich 5: Mittel 12,3/ min. 6,8/ max. 16,8). Die Gruppe der Kinder ohne JIA setzt sich aus elf Kindern zusammen mit einem Durchschnittsalter von 12,0 Jahren (weiblich 6: 10,3/ 7,3/ 16,3; männlich 5: 13,9/ 11,7/ 16,1).

Kinetik — Ergebnisse

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den beiden Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Bei den Handgelenken sind in der JIA-Gruppe sechs untersuchte Gelenke gesund, fünf in Remission, bei vier bestand der Verdacht auf eine Arthritis und vier Gelenke weisen eine akute Arthritis auf. In der Gruppe ohne JIA haben zehn Kinder zum Meßzeitpunkt ein gesundes Gelenk und ein Gelenk befindet sich in Remission.

Tab. 39: Vergleich der Kinetik des Handgelenkes bezüglich der Erkrankungsart, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Erkrankungsart | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient JIA/keine JIA in % | p-Wert |
|-------------------------------|-----------------|--------|-----------------|-----------------------------|-----------------|
| Flexions- Drehmoment in N m | keine JIA, n=11 | 0,27 | 0,1 / 0,4 | 22,2 | <0,01 |
| | JIA, n=19 | 0,06 | 0,0 / 0,2 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | keine JIA, n=11 | -0,61 | -1,0 / -0,4 | 77,0 | 0,14 |
| | JIA, n=19 | -0,47 | -0,6 / -0,3 | | |

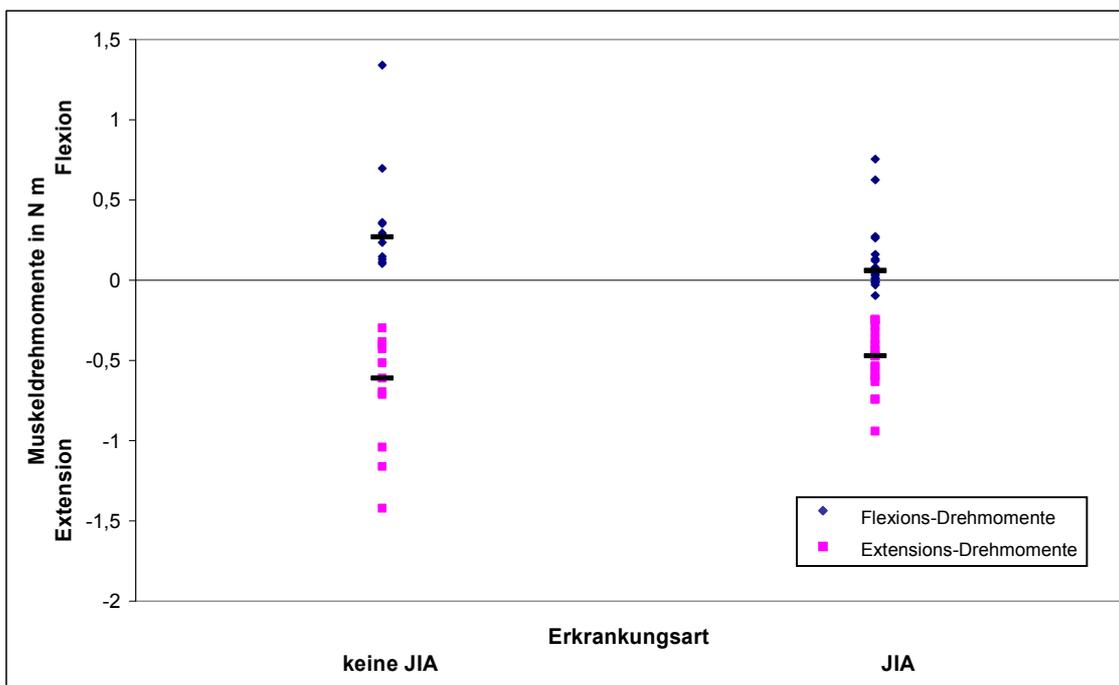


Abb. 84: Die Drehmomente des Handgelenkes mit Medianen in Abhängigkeit von der Erkrankungsart

Die Beträge der Muskeldrehmomente der Kinder mit JIA sind sowohl bei der Flexions- als auch bei der Extensionsbewegung niedriger als die der Kinder mit einer anderen Erkrankung. Für die Flexionsbewegung ist dieser Unterschied signifikant (Tab. 39 und Abb. 84).

10.4.2.3. Sprunggelenk

Die Gruppe der Kinder mit JIA besteht aus 22 Kindern mit einem mittleren Alter von 12,9 Jahren (weiblich 13: 12,9/ 7,3/ 17; männlich 9: 12,8/ 9,1/ 19,3). Die Gruppe der Kinder ohne JIA setzt sich aus acht Kindern zusammen mit einem Durchschnittsalter von 10,4 Jahren (weiblich 4: 9,2/ 7,3/ 12,1; männlich 4: 11,7/ 8,7/ 14,8).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den beiden Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). In der Gruppe der Kinder mit JIA sind 15 Gelenke gesund, sechs in Remission und eines hat eine akute Arthritis. Alle acht untersuchten Gelenke der Kinder ohne JIA sind gesund.

Tab. 40: Vergleich der Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich der Erkrankungsart, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Erkrankungsart | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient JIA/keine JIA in % | p-Wert |
|-------------------------------|-----------------|--------|-----------------|-----------------------------|-----------------|
| Flexions- Drehmoment in N m | keine JIA, n=22 | 0,28 | 0,1 / 0,4 | 7,1 | <0,01 |
| | JIA, n=8 | 0,02 | -0,1 / 0,2 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | keine JIA, n=22 | -1,05 | -1,6 / -0,7 | 112,4 | 0,73 |
| | JIA, n=8 | -1,18 | -1,6 / -0,8 | | |

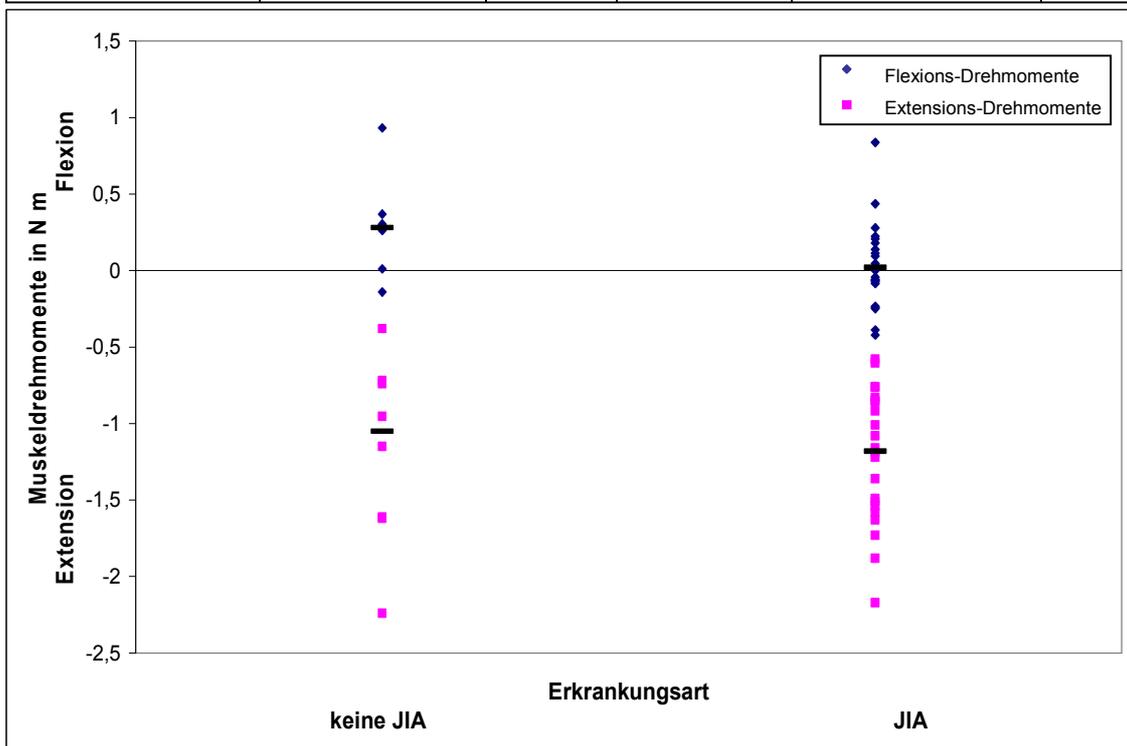


Abb. 85: Die Drehmomente des Sprunggelenkes mit Medianen in Abhängigkeit von der Erkrankungsart

Kinetik — Ergebnisse

Beim Sprunggelenk liegen die Beträge der Muskeldrehmomente während der Flexionsbewegung höher für die Gruppe der Kinder mit einer anderen Erkrankung als die der Gruppe mit JIA. Dieser Unterschied ist signifikant. Bei den Extensions-Drehmomenten erzielen die Kinder mit JIA vom Betrag her geringere Muskeldrehmomente als die Kinder ohne JIA, dies ist jedoch nicht signifikant (Tab. 40 und Abb. 85).

10.4.2.4. Kniegelenk

Die Gruppe der Kinder mit JIA besteht aus 23 Kindern mit einem mittleren Alter von 13,0 Jahren (weiblich 14: 13,0/ 7,3/ 17; männlich 9: 12,8/ 9,1/ 19,3). Die Gruppe der Kinder ohne JIA setzt sich aus sieben Kindern zusammen mit einem Durchschnittsalter von 10,6 Jahren (weiblich 3: 9,1/ 7,3/ 12,1; männlich 4: 11,7/ 8,7/ 14,8). Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den beiden Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$).

Bei den Kniegelenken der JIA-Gruppe sind acht Gelenke gesund, zwei haben Arthralgien, acht sind in Remission, zwei haben den Verdacht auf eine Arthritis und drei eine manifeste Arthritis. In der Gruppe ohne JIA sind fünf gesunde Gelenke, eines in Remission und eines mit dem Verdacht auf eine Arthritis.

Tab. 41: Vergleich der Kinetik des Kniegelenkes bezüglich der Erkrankungsart

| Kinetische Parameter | Erkrankungsart | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient JIA/keine JIA in % | p-Wert |
|-------------------------------|----------------|--------|-----------------|-----------------------------|--------|
| Flexions- Drehmoment in N m | keine JIA, n=7 | 25,40 | 14,8 / 36,7 | 77,9 | 0,46 |
| | JIA, n=23 | 19,80 | 12,4 / 29,7 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | keine JIA, n=7 | -23,60 | -37,3 / -16,9 | 70,7 | 0,16 |
| | JIA, n=23 | -16,70 | -28,5 / -10,5 | | |

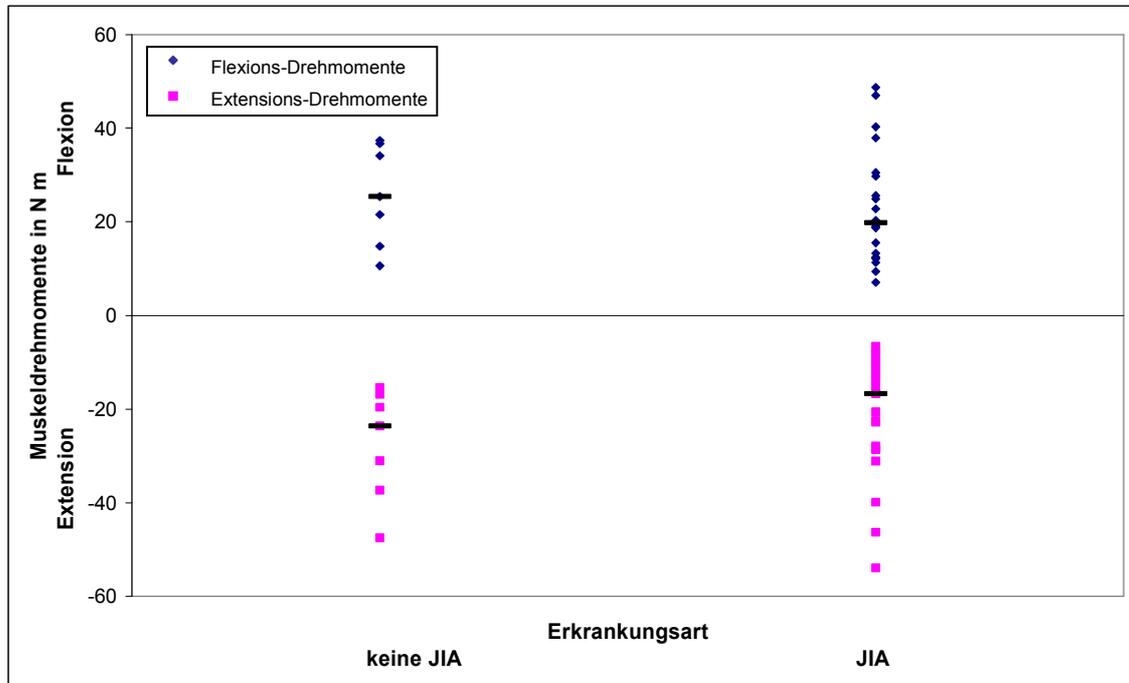


Abb. 86: Die Drehmomente des Kniegelenkes mit Medianen in Abhängigkeit von der Erkrankungsart

Die Beträge der Muskeldrehmomente der Gruppe der Kinder mit JIA sind gegenüber denen der Kinder mit einer anderen Erkrankung niedriger. Beim Kniegelenk finden sich keine signifikanten Unterschiede (Tab. 41 und Abb. 86).

10.4.3. Medikamenteneinnahme

Auch die Medikamente, die die Kinder einnehmen müssen, wirken sich auf die Kinetik der Gelenke aus. Vor allem Cortison als kataboles Medikament wirkt sich negativ auf den Muskel- und Knochenaufbau aus. Methotrexat (MTX) scheint ebenfalls den Knochenstoffwechsel negativ zu beeinflussen. In der folgenden Auswertung wird deshalb zwischen Medikamenteneinnahme, hierzu zählen nichtsteroidale Antirheumatika (NSAID), Cortison, MTX und andere Antirheumatika und der spezifischen Einnahme von Cortison und MTX unterschieden.

In der Gruppe der Kinder mit Medikamenteneinnahme sind alle Kinder, die vor der ersten Sitzung regelmäßig antirheumatische Medikamente einnehmen zusammengefaßt, unabhängig von der Art der Medikation. In die Gruppe der Kinder mit Glukokortikoideinnahme gehören alle Kinder, die regelmäßig Glukokortikoide einnehmen, unabhängig von der Höhe und Dauer der Medikation.

Kinetik — Ergebnisse

Ebenso verhält es sich mit der Gruppe der Kinder mit MTX-Einnahme. In der Kontrollgruppe befinden sich Kinder ohne jegliche Medikamenteneinnahme. Es werden immer nur die dominanten Gelenke aller Kinder unabhängig von der lokalen Krankheitsaktivität berücksichtigt.

Im folgenden soll die Frage beantwortet werden, inwieweit die Einnahme unterschiedlicher Medikamente die Muskeldrehmomente beeinflusst.

Zur statistischen Analyse findet ein zweiseitiger Wilcoxon Signed-Rank Test für unverbundene Stichproben Anwendung. Statistische Signifikanz wird angenommen mit $p < 0,05$.

10.4.3.1. Ellenbogen

Die Gruppe der Kinder mit Medikamenteneinnahme besteht aus 17 Kindern mit einem mittleren Alter von 11,7 Jahren, das jüngste ist 6,8 und das älteste 17,0 (10 Mädchen / 7 Jungen). Die Gruppe der Kinder mit Glukokortikoideinnahme enthält 5 Kinder, die im Durchschnitt 10,5 Jahre alt sind, min. 6,8 und max. 15,0 (2 Mädchen / 3 Jungen). In der Gruppe der Kinder mit MTX-Einnahme sind sechs Kinder zusammengefaßt, ihr mittleres Alter beträgt 11,4 Jahre, jüngstes 6,8 und ältestes 16,8 (3 Mädchen / 3 Jungen). Demgegenüber stehen zehn Kinder ohne jegliche Medikamenteneinnahme zum Zeitpunkt der ersten Sitzung mit einem Durchschnittsalter von 12,8 Jahren, das jüngste 9,4, das älteste 16,3 (7 Mädchen / 3 Jungen).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den verschiedenen Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). In der Kontrollgruppe der Kinder ohne Medikamenteneinnahme sind acht gesunde, eines in Remission und eines mit Verdacht auf Arthritis. In der Gruppe der Kinder mit Medikation sind neun gesunde Gelenke, sechs in Remission, eines mit Verdacht und eines mit akuter Arthritis. Bei den Kindern mit Steroidtherapie sind zwei gesunde, zwei in Remission und eines mit dem Verdacht auf eine Arthritis. In der Gruppe von Kindern mit MTX-Einnahme sind ein gesundes Gelenk, vier in Remission und eines mit Verdacht auf Arthritis. Die Dauer der Glukokortikoidmedikation beträgt im Mittel 33,6 Monate, die Dosis lag bei zwei von fünf Kindern unterhalb der Cushing-Schwellendosis.

Tab. 42: Vergleich der Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich der Medikamenteneinnahme

| Kinetische Parameter | Medikamenteneinnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
|-------------------------------|----------------------|--------|-----------------|-------------------------------------|--------|
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=17 | 3,76 | 2,4 / 5,4 | 85,3 | 0,41 |
| | Nein, n=10 | 4,41 | 3,4 / 6,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=17 | -3,43 | -5,5 / -2,4 | 68,1 | 0,28 |
| | Nein, n=10 | -5,04 | -6,3 / -3,0 | | |
| Kinetische Parameter | Steroid-einnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=5 | 3,76 | 2,7 / 5,6 | 85,3 | 0,58 |
| | Nein, n=10 | 4,41 | 3,4 / 6,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=5 | -4,16 | -6,0 / -2,2 | 82,5 | 0,50 |
| | Nein, n=10 | -5,04 | -6,3 / -3,0 | | |
| Kinetische Parameter | MTX-Einnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=6 | 3,04 | 1,9 / 4,8 | 68,9 | 0,14 |
| | Nein, n=10 | 4,41 | 3,4 / 6,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=6 | -3,39 | -4,6 / -1,5 | 67,3 | 0,15 |
| | Nein, n=10 | -5,04 | -6,3 / -3,0 | | |

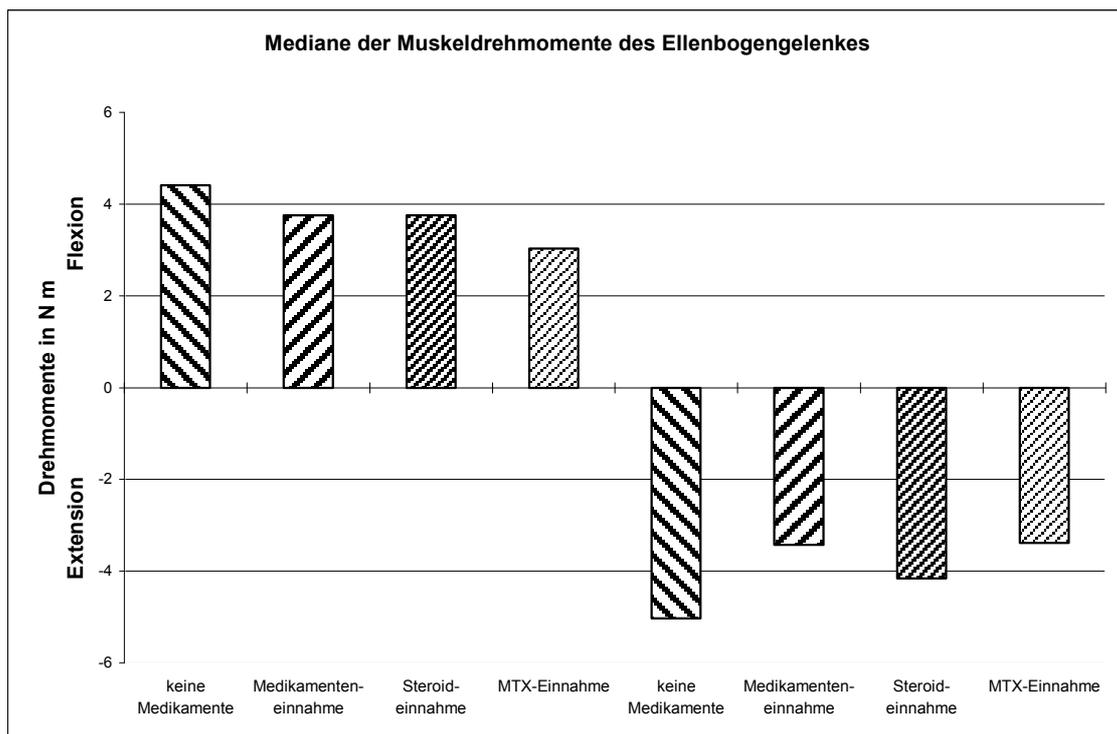


Abb. 87: Mediane der Muskeldrehmomente des Ellenbogengelenkes über Medikamenteneinnahme

Kinetik — Ergebnisse

Die Kinder mit Medikamenteneinnahme erzielen im Median immer niedrigere Beträge der Muskeldrehmomente als die Kinder ohne Medikamenteneinnahme. Diese Unterschiede sind jedoch nicht signifikant (Tab. 42 und Abb. 87).

10.4.3.2. Handgelenk

Die Gruppe der Kinder mit Medikamenteneinnahme besteht aus 19 Kindern mit einem mittleren Alter von 11,8 Jahren, das jüngste ist 6,8 und das älteste 17,0 (12 Mädchen / 7 Jungen). Die Gruppe der Kinder mit Steroideinnahme enthält sieben Kinder, die im Durchschnitt 11,35 Jahre alt sind, min. 6,8 und max. 15,0 (4 Mädchen / 3 Jungen). In der Gruppe der Kinder mit MTX-Einnahme sind acht Kinder zusammengefaßt, ihr mittleres Alter beträgt 11,8 Jahre, jüngstes 6,8 und ältestes 16,8 (5 Mädchen / 3 Jungen). Demgegenüber stehen elf Kinder ohne jegliche Medikamenteneinnahme zum Zeitpunkt der ersten Sitzung mit einem Durchschnittsalter von 12,8 Jahren, das jüngste 9,4, das älteste 16,3 (8 Mädchen / 3 Jungen).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den verschiedenen Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Die Kinder ohne Medikamenteneinnahme haben acht gesunde Gelenke, zwei in Remission befindliche und eines mit Verdacht auf Arthritis. Bei den Kindern mit Medikamenteneinnahme sind acht Gelenke gesund, vier in Remission, drei mit Verdacht auf und vier mit akuter Arthritis. In der Glukokortikoidgruppe sind zwei gesunde, zwei in Remission befindliche Gelenke, eines mit Verdacht auf und zwei mit akuter Arthritis. Bei den Kindern mit MTX-Therapie sind vier Gelenke in Remission, eines mit Verdacht auf und drei mit akuter Arthritis. Die mittlere Glukokortikoidtherapiedauer betrug 29,6 Monate, die verabreichte Dosis lag bei drei Kindern unterhalb der Cushing-Schwellendosis.

Tab. 43: Vergleich der Kinetik des Handgelenkes bezüglich der Medikamenteneinnahme

| Kinetische Parameter | Medikamenteneinnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
|-------------------------------|----------------------|--------|-----------------|-------------------------------------|--------|
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=19 | 0,12 | 0,0 / 0,3 | 92,3 | 0,61 |
| | Nein, n=11 | 0,13 | 0,1 / 0,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=19 | -0,52 | -0,7 / -0,3 | 110,6 | 0,86 |
| | Nein, n=11 | -0,47 | -0,7 / -0,4 | | |
| Kinetische Parameter | Steroid-einnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=7 | 0,12 | 0,0 / 0,2 | 92,3 | 0,47 |
| | Nein, n=23 | 0,13 | 0,1 / 0,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=7 | -0,38 | -0,7 / -0,2 | 80,9 | 0,17 |
| | Nein, n=11 | -0,47 | -0,7 / -0,4 | | |
| Kinetische Parameter | MTX-Einnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=8 | 0,04 | 0,0 / 0,2 | 30,8 | 0,13 |
| | Nein, n=22 | 0,13 | 0,1 / 0,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=8 | -0,36 | -0,6 / -0,2 | 76,6 | 0,15 |
| | Nein, n=11 | -0,47 | -0,7 / -0,4 | | |

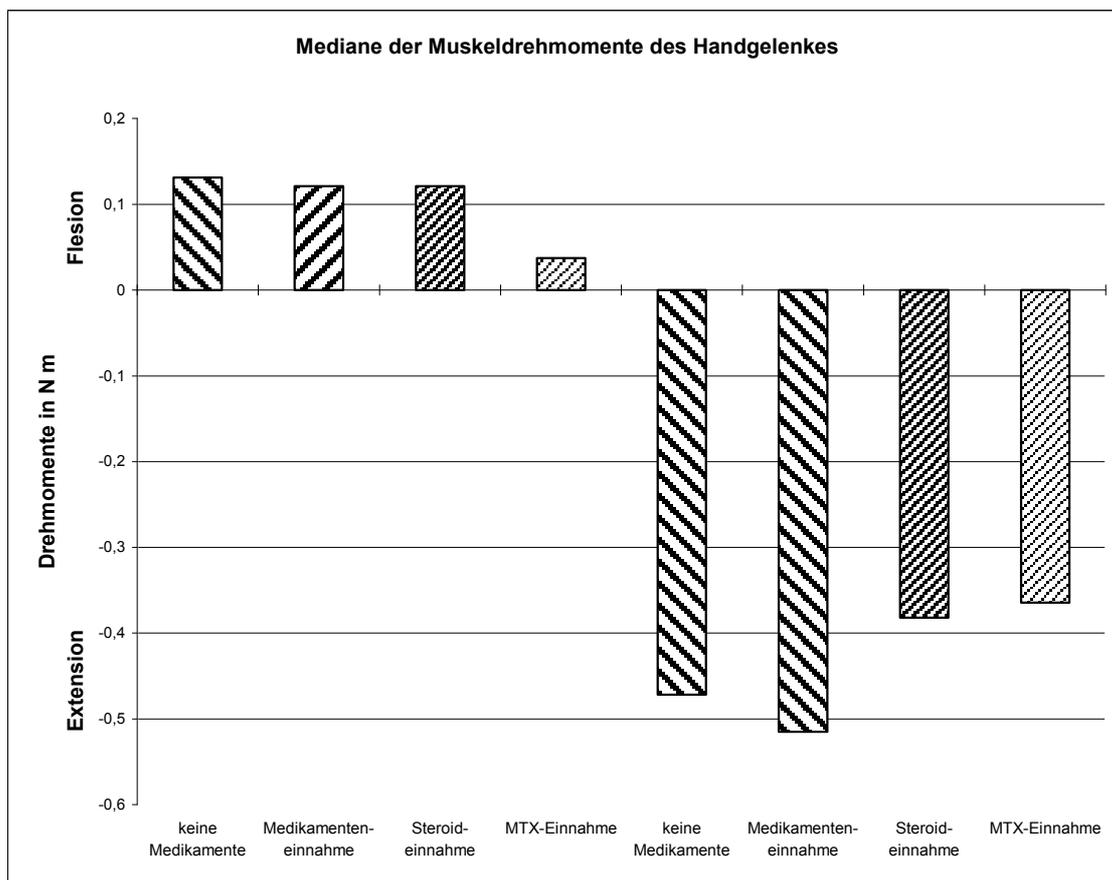


Abb. 88: Mediane der Muskeldrehmomente des Handgelenkes über Medikamenteneinnahme

Außer bei den Beträgen der Extensions-Drehmomente der Medikamentengruppe zeigen sich gleiche oder niedrigere Werte gegenüber den Kindern ohne Medikamenteneinnahme (Tab. 43 und Abb. 88).

10.4.3.3. Sprunggelenk

Die Gruppe der Kinder mit Medikamenteneinnahme besteht aus 16 Kindern mit einem mittleren Alter von 12,5 Jahren, das jüngste ist 7,3 und das älteste 19,3 (10 Mädchen / 6 Jungen). Die Gruppe der Kinder mit Glukokortikoideinnahme enthält zwei Mädchen, 8,0 und 11,1 Jahre alt. In der Gruppe der Kinder mit MTX-Einnahme sind drei Kinder zusammengefaßt, ihr mittleres Alter beträgt 12,4 Jahre, jüngstes 9,3 und ältestes 16,8 (1 Mädchen / 2 Jungen). Demgegenüber stehen 14 Kinder ohne jegliche Medikamenteneinnahme zum Zeitpunkt der ersten Sitzung mit einem Durchschnittsalter von 12,0 Jahren, das jüngste 8,7, das älteste 16,7 (7 Mädchen / 7 Jungen).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den verschiedenen Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). In der Gruppe ohne Medikamenteneinnahme befinden sich elf Kinder mit gesunden, zwei mit in Remission befindlichen Gelenken und eines mit dem Verdacht auf eine Arthritis. In der Medikamentengruppe sind zwölf Kinder mit gesunden Gelenken und vier mit Gelenken in Remission. In der Glukokortikoidtherapiegruppe befinden sich ein gesundes und ein in Remission befindliches Gelenk. In der MTX-Gruppe sind ein gesundes Gelenk und zwei in Remission. Die Kinder nahmen im Durchschnitt seit 33,0 Monaten Glukokortikoide ein, die Dosis lag bei beiden Kindern unter der Cushing-Schwellendosis.

Tab. 44: Vergleich der Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich der Medikamenteneinnahme

| Kinetische Parameter | Medikamenteneinnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
|-------------------------------|----------------------|--------|-----------------|-------------------------------------|--------|
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=16 | 0,08 | -0,1 / 0,3 | 266,7 | 0,92 |
| | Nein, n=14 | 0,03 | -0,1 / 0,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=16 | -1,05 | -1,5 / -0,9 | 73,4 | 0,76 |
| | Nein, n=14 | -1,43 | -1,6 / -0,7 | | |
| Kinetische Parameter | Steroid-einnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=2 | 0,03 | -0,1 / 0,1 | 100 | 0,84 |
| | Nein, n=14 | 0,03 | -0,1 / 0,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=2 | -0,78 | -0,9 / -0,7 | 54,5 | 0,33 |
| | Nein, n=14 | -1,43 | -1,6 / -0,7 | | |
| Kinetische Parameter | MTX-Einnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=3 | 0,11 | -0,1 / 0,8 | 366,7 | 0,57 |
| | Nein, n=14 | 0,03 | -0,1 / 0,3 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=3 | -0,92 | -2,2 / -0,8 | 64,3 | 0,85 |
| | Nein, n=14 | -1,43 | -1,6 / -0,7 | | |

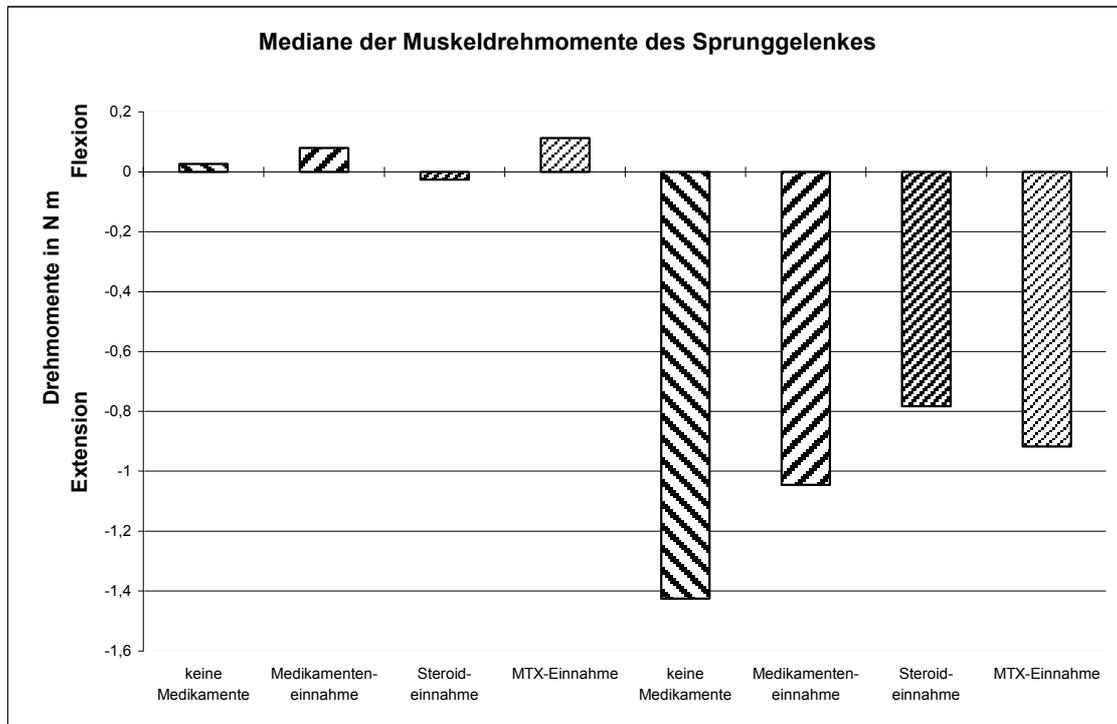


Abb. 89: Mediane der Muskeldrehmomente des Sprunggelenkes über Medikamenteneinnahme

Die Mediane der Beträge der Muskeldrehmomente der Kinder ohne Medikamenteneinnahme liegen meist über denen der Kinder mit Medikamenteneinnahme. Alle Unterschiede waren nicht signifikant (Tab. 44 und Abb. 89).

10.4.3.4. Kniegelenk

Die Gruppe der Kinder mit Medikamenteneinnahme besteht aus 16 Kindern mit einem mittleren Alter von 12,5 Jahren, das jüngste ist 7,3 und das älteste 19,3 (10 Mädchen / 6 Jungen). Die Gruppe der Kinder mit Glukokortikoideinnahme enthält zwei Mädchen, 8,0 und 11,1 Jahre alt. In der Gruppe der Kinder mit MTX-Einnahme sind drei Kinder zusammengefaßt, ihr mittleres Alter beträgt 12,4 Jahre, jüngstes 9,3 und ältestes 16,8 (1 Mädchen / 2 Jungen). Demgegenüber stehen 14 Kinder ohne jegliche Medikamenteneinnahme zum Zeitpunkt der ersten Sitzung mit einem Durchschnittsalter von 12,4 Jahren, das jüngste 8,7, das älteste 16,7 (7 Mädchen / 7 Jungen).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den verschiedenen Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Bei der Gruppe der Kinder ohne Medikamente befinden sich sechs gesunde Gelenke, zwei mit Arthralgien, vier

in Remission und zwei arthritische. In der Medikamentengruppe sind sieben Kinder mit gesunden Gelenken, fünf mit in Remission befindlichen, drei mit dem Verdacht auf und eines mit Arthritis. Bei den Kindern mit Glukokortikoidtherapie sind ein gesundes Gelenk und eines mit dem Verdacht auf Arthritis. Die MTX-Gruppe setzt sich aus einem Kind mit gesundem, einem Kind mit in Remission befindlichem Gelenk und einem mit Verdacht auf Arthritis zusammen. Die Dauer der Steroidtherapie betrug im Mittel 33,0 Monate, die Dosis lag unterhalb der Cushing-Schwelle.

Tab. 45: Vergleich der Kinetik des Kniegelenkes bezüglich der Medikamenteneinnahme, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Medikamenteneinnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
|-------------------------------|----------------------|--------|-----------------|-------------------------------------|-------------|
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=16 | 20,90 | 13,2 / 28,7 | 107,7 | 0,97 |
| | Nein, n=14 | 19,40 | 13,1 / 37,0 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=16 | -18,10 | -30,4 / -11,9 | 83,4 | 0,57 |
| | Nein, n=14 | -21,70 | -33,0 / -14,0 | | |
| Kinetische Parameter | Steroid-einnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=2 | 10,00 | 9,4 / 10,6 | 51,5 | 0,07 |
| | Nein, n=14 | 19,40 | 13,1 / 37,0 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=2 | -11,00 | -15,4 / -6,6 | 50,7 | 0,13 |
| | Nein, n=14 | -21,70 | -33,0 / -14,0 | | |
| Kinetische Parameter | MTX-Einnahme | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient Medikamente ja / nein in % | p-Wert |
| Flexions- Drehmoment in N m | Ja, n=3 | 12,40 | 9,4 / 48,7 | 63,9 | 0,71 |
| | Nein, n=14 | 19,40 | 13,1 / 37,0 | | |
| Extensions- Drehmoment in N m | Ja, n=3 | -11,70 | -39,9 / -6,6 | 53,9 | 0,38 |
| | Nein, n=14 | -21,70 | -33,0 / -14,0 | | |

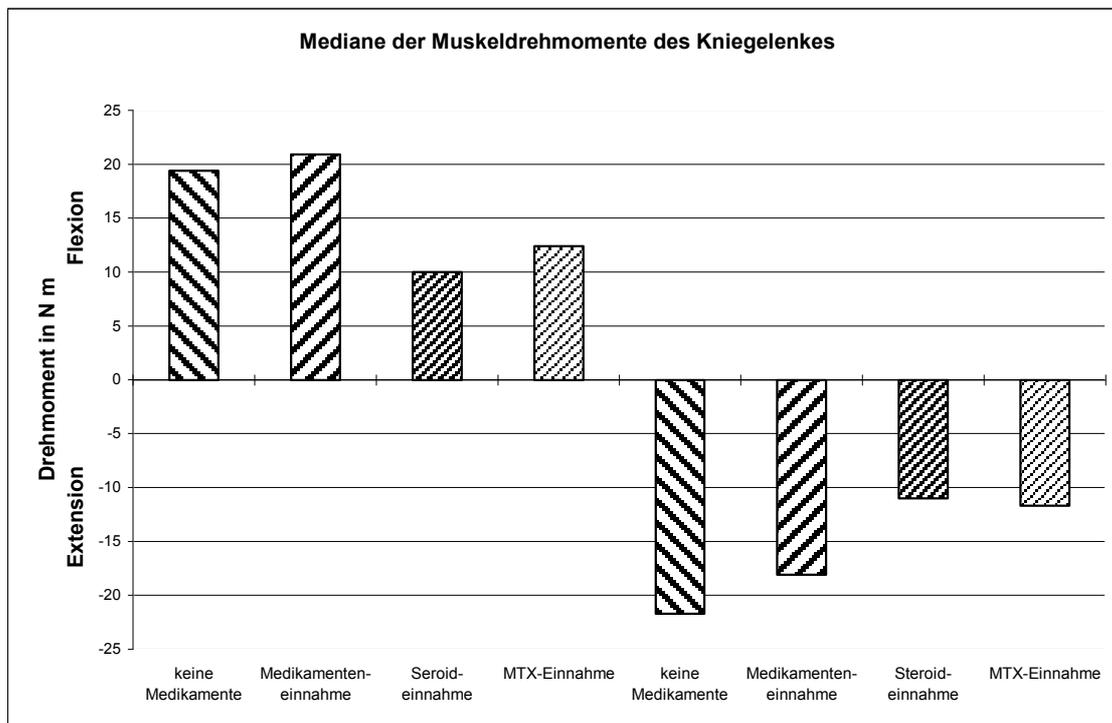


Abb. 90: Mediane der Muskeldrehmomente des Kniegelenkes über Medikamenteneinnahme

Außer bei den Flexions-Drehmomenten der Unterscheidung Medikamenteneinnahme ja oder nein liegen die Beträge der Mediane der Kinder ohne Medikamenteneinnahme immer über denen der anderen Kinder. Dieser Unterschied ist jedoch nur für die Flexions-Drehmomente der Gruppe Glukokortikoideinnahme ja oder nein signifikant (Tab. 45 und Abb. 90).

10.4.4. Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Muskeldrehmomente der dominanten Handgelenke zeigen eine Korrelation zur Erkrankungsdauer. Bei den Muskeldrehmomenten der anderen betrachteten Gelenke findet sich keine Korrelation zur Erkrankungsdauer. Tendenziell nehmen immer die Beträge der Flexions-Drehmomente und Extensions-Drehmomente mit längerer Erkrankungsdauer zu.

Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen JIA und keine JIA läßt sich nur für die Flexions-Drehmomente im Hand- und Sprunggelenk und für die Extensions-Drehmomente im Ellenbogengelenk nachweisen. Außer bei den Extensions-Drehmomenten im Sprunggelenk sind die Beträge der Drehmomente der Gelenke von Kindern ohne JIA jedoch immer höher.

Die Beträge der Muskeldrehmomente der beiden Gruppen Medikamenteneinnahme / keine Medikamenteneinnahme unterscheiden sich bei keiner Gelenkbewegung signifikant voneinander. Meist liegen die Mediane der Muskeldrehmomente der Medikamentengruppe unter denen der Gruppe ohne Medikamenteneinnahme.

Bei der Unterscheidung mit oder ohne Glukokortikoideinnahme zeigen sich allein im Kniegelenk bei der Flexionsbewegung signifikante Unterschiede. Die übrigen Messungen ergeben meist höhere Mediane für die Gruppe ohne Glukokortikoideinnahme.

Auch hier waren die Mediane für die Gruppe ohne MTX-Einnahme meist höher. Es ergibt sich jedoch kein signifikanter Unterschied.

10.5. Vergleich zwischen arthritischen und gesunden Gelenken

Die wichtigste Fragestellung dieser Studie ist, ob Kinder mit akuter Arthritis von Kindern mit gesunden Gelenken anhand ihrer Muskeldrehmomente unterschieden werden können. Hier wird also der Einfluß einer klinisch diagnostizierten akuten Arthritis auf die Gelenkfunktion untersucht. Zunächst werden alle Kinder herausgesucht, die zu einer Sitzung auf der einen Seite ein gesundes und auf der anderen Seite ein arthritisches Gelenk hatten. Die beiden Gelenke werden dann direkt miteinander verglichen. Da nur wenige Kinder zum Meßzeitpunkt ein arthritisches und ein gesundes Gelenk hatten, werden anschließend alle gesunden, arthritischen und in Remission befindlichen Gelenke interindividuell verglichen.

10.5.1. Akute Arthritis im intraindividuellen Seitenvergleich

Der intraindividuelle Seitenvergleich zwischen einem gesunden und einem arthritischen Gelenk eignet sich am besten, um Unterschiede zwischen arthritischen und gesunden Gelenken aufzuzeigen. Die einzigen Störvariablen bei dieser Auswertung ist die Asymmetrie zwischen den Gelenken der rechten und linken Seite eines Menschen. Gegenüber dem Vergleich von arthritischen und gesunden Gelenken bei verschiedenen Kindern erscheinen diese Unterschiede jedoch minimal.

Kinetik — Ergebnisse

In der folgenden Untersuchung sind alle Kinder zusammengefaßt, die zu mindestens einer Sitzung auf einer Seite ein gesundes, noch nie erkranktes Gelenk, und auf der anderen ein akut erkranktes Gelenk hatten. Wenn dies bei einem Kind an mehr als einer Sitzung zutraf, wird lediglich der erste Termin berücksichtigt.

Verglichen wird damit die erkrankte Seite mit der kontralateralen, gesunden Seite des gleichen Kindes.

Zur statistischen Analyse wird der einseitige Wilcoxon Signed-Rank Test für verbundene Stichproben verwendet. Statistische Signifikanz wird angenommen mit $p < 0,05$.

10.5.1.1. Ellenbogengelenk

Nur ein Kind (männlich, 11,8 Jahre) wies eine einseitige Arthritis des Ellenbogengelenkes auf (dominante Seite). Eine statistische Auswertung konnte nicht erfolgen.

Tab. 46: Intraindividueller Seitenvergleich der Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich des klinischen Zustandes, 1 Kind

| Kinetische Parameter | Klinischer Zustand | Wert | Quotient erkrankt/gesund in % |
|-------------------------------|--------------------|-------|-------------------------------|
| Flexions-Drehmoment in N m | Gesund | 3,70 | 98,6 |
| | Arthritis | 3,65 | |
| Extensions-Drehmoment in N m | Gesund | -3,51 | 109,4 |
| | Arthritis | -3,84 | |

Bei der Extensionsbewegung im Ellenbogengelenk bei diesem Kind ist der Betrag des Muskeldrehmomentes größer im erkrankten Gelenk, bei der Flexionsbewegung ist sie niedriger (Tab. 50).

10.5.1.2. Handgelenk

Nur ein Kind (männlich, 11,8 Jahre) weist eine einseitige Arthritis des Handgelenkes auf (dominante Seite). Eine statistische Auswertung erfolgte nicht.

Tab. 47: Intraindividueller Seitenvergleich der Kinetik des Handgelenkes bezüglich des klinischen Zustandes, 1 Kind

| Kinetische Parameter | Klinischer Zustand | Wert | Quotient erkrankt/gesund in % |
|-------------------------------|--------------------|-------|-------------------------------|
| Flexions-Drehmoment in N m | Gesund | 0,35 | 77,1 |
| | Arthritis | 0,27 | |
| Extensions-Drehmoment in N m | Gesund | -0,70 | 105,7 |
| | Arthritis | -0,74 | |

Der Betrag des maximalen Muskeldrehmomentes in dem arthritischen Gelenk ist bei der Flexionsbewegung niedriger und bei der Extensionsbewegung höher als im gesunden (Tab. 51).

10.5.1.3. Sprunggelenk

Zwei Kinder, ein 13,0 jähriges Mädchen und ein 10,2 Jahre alter Junge, zeigen eine einseitige Arthritis des Sprunggelenkes auf der nicht-dominanten Seite. Eine statistische Auswertung erfolgt nicht.

Tab. 48: Intraindividueller Seitenvergleich der Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich des klinischen Zustandes, 2 Kinder

| Kinetische Parameter | Klinischer Zustand | Mittelwert | Quotient erkrankt/gesund in % |
|-------------------------------|--------------------|------------|-------------------------------|
| Flexions-Drehmoment in N m | Gesund | 0,25 | 60,0 |
| | Arthritis | 0,15 | |
| Extensions-Drehmoment in N m | Gesund | -1,12 | 96,4 |
| | Arthritis | -1,08 | |

Das arthritische Gelenk der beiden Kinder zeigt vom Betrag im Mittel ein niedrigeres Muskeldrehmoment (Tab. 52).

10.5.1.4. Kniegelenk

Insgesamt haben acht der vermessenen Kinder, sechs Mädchen, im Mittel 11,2 Jahre alt, min. 6,6, max. 14,8, und zwei Jungen, einer 8,4, der andere 9,5 Jahre alt, eine einseitige Arthritis des Kniegelenkes jeweils auf der nicht-dominanten Seite.

Kinetik — Ergebnisse

Tab. 49: Intraindividuellem Seitenvergleich der Kinetik des Kniegelenkes bezüglich des klinischen Zustandes, 8 Kinder, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Klinischer Zustand | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient erkrankt/gesund in % | p-Wert |
|------------------------------|--------------------|--------|-----------------|-------------------------------|-----------------|
| Flexions-Drehmoment in N m | Gesund | 17,15 | 12,5 / 24,4 | 99,4 | <0,01 |
| | Arthritis | 17,05 | 9,5 / 19,9 | | |
| Extensions-Drehmoment in N m | Gesund | -20,85 | -26,2 / -13,2 | 56,4 | <0,01 |
| | Arthritis | -11,75 | -14,3 / -8,3 | | |

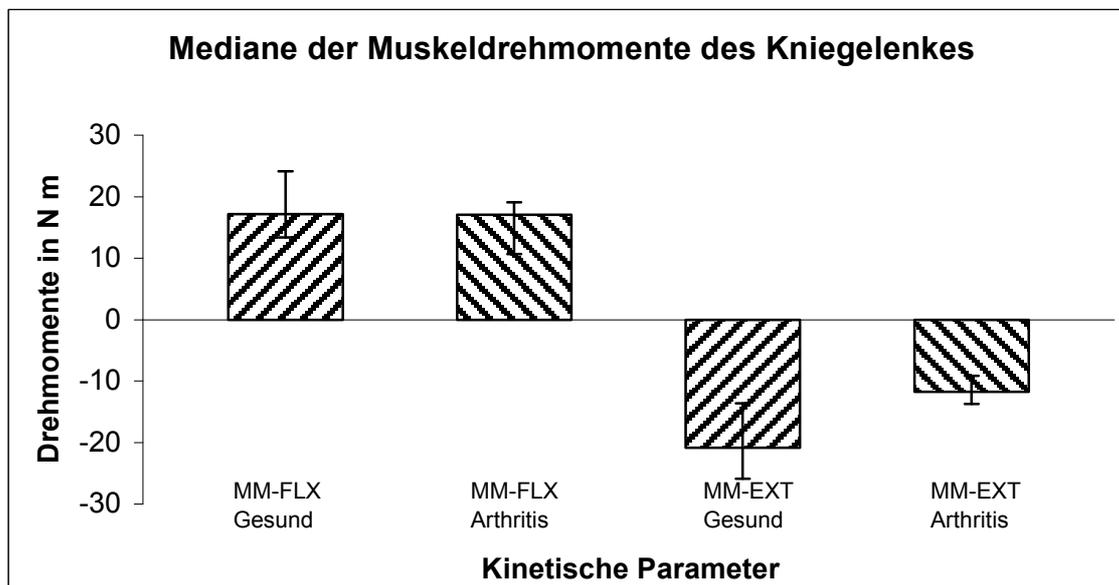


Abb. 91: Mediane der Muskeldrehmomente des Kniegelenkes in Abhängigkeit vom klinischen Zustand, angegeben sind die Medianwerte und die 25%- und 75%-Quantile

Die Beträge der Mediane der Muskeldrehmomente der erkrankten Gelenke sind signifikant niedriger als die der gesunden Gelenke (Tab. 53 und Abb. 95). Der Unterschied zwischen arthritischen und gesunden Kniegelenken ist signifikant.

10.5.2. Akute Arthritis im interindividuellen Seitenvergleich

Hier werden die Muskeldrehmomente unterschiedlicher Kinder mit und ohne Arthritis verglichen.

In der Arthritisgruppe sind alle Gelenke von Kindern zusammengefaßt, die in der ersten Sitzung akut entzündet waren. In der Remissionsgruppe sind alle Gelenke zusammengefaßt, die sich zu dieser Sitzung in Remission befanden. Die Kontrollgruppe besteht aus den gesunden Gelenken während der ersten Sitzung.

Verglichen werden damit gesunde Gelenke mit akut oder in Remission befindlichen erkrankten Gelenken von verschiedenen Kindern. Die Seitendominanz der Gelenke bleibt unberücksichtigt.

Da bei den erkrankten Gelenken nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden kann, findet hier der einseitige U-Test von Wilcoxon, Whitney und Mann Verwendung. Aus dem gleichen Grund werden median und Quantile als Lagemaße angegeben. Mit $p < 0,05$ wird statistische Signifikanz angenommen.

10.5.2.1. Ellenbogengelenk

Es werden 34 Kinder mit gesunden Ellenbogengelenken mit einem mittleren Alter von 12,0 Jahren (weiblich 23: 11,2/ 7,3/ 17; männlich 11: 13,7/ 11,7/ 16,1), ein Kind mit akuter Arthritis (11,8 Jahre alt) und zehn Kinder mit einem Ellenbogengelenk in Remission mit einem Durchschnittsalter von 13,7 Jahren (weiblich 4: 12,8/ 9,3/ 17,0; männlich 6: 14,3/ 11/ 16,8) vermessen.

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Von den 34 gesunden Gelenken sind 16 dominante und 18 nicht-dominante Gelenke. Das vermessene arthritische Gelenk ist dominant. In der Remissionsgruppe sind sechs dominante und vier nicht-dominante Gelenke.

Tab. 50: Ellenbogengelenk unterschieden nach klinischem Zustand

| Kinetische Parameter | Klinischer Zustand | Anzahl | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient erkrankt/gesund in % | p-Wert |
|------------------------------|--------------------|--------|--------|-----------------|-------------------------------|--------|
| Flexions-Drehmoment in N m | Gesund | 34 | 3,91 | 2,29/5,60 | / | / |
| | Arthritis | 1 | 3,65 | / | / | / |
| | Remission | 10 | 3,54 | 2,26/4,84 | 90,5 | 0,48 |
| Extensions-Drehmoment in N m | Gesund | 34 | -3,43 | -6,11/-2,13 | / | / |
| | Arthritis | 1 | -3,84 | / | / | / |
| | Remission | 10 | -3,09 | -5,06/-2,14 | 90,1 | 0,48 |

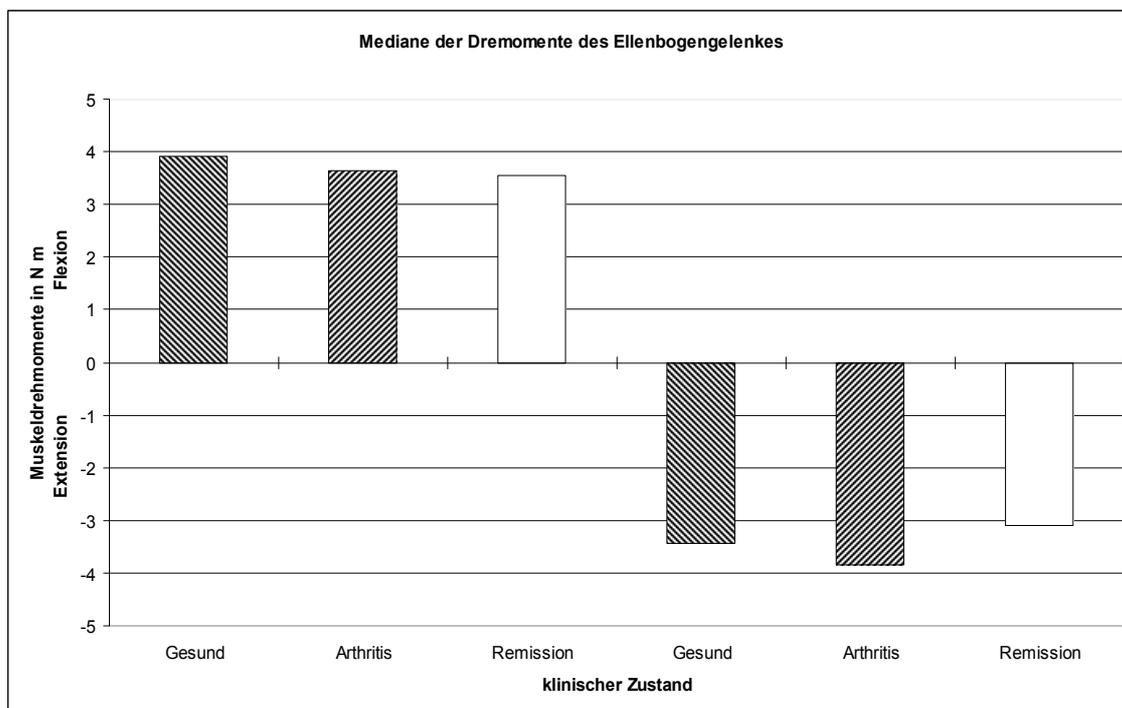


Abb. 92: Mediane der Muskeldrehmomente des Ellenbogengelenkes nach klinischem Zustand

Es wird nur ein Kind mit einem akut arthritischen Ellenbogengelenk vermessen, so daß keine statistische Auswertung erfolgen kann. Das arthritische Gelenk zeigt während der Extension vom Betrag ein höheres Muskeldrehmoment als der Median der gesunden Gelenke, während der Flexion ein geringeres. Die Mediane der Muskeldrehmomente der in Remission befindlichen Gelenke liegen niedriger als die der gesunden, dieser Unterschied ist jedoch nicht signifikant (Tab. 46 und Abb. 91).

10.5.2.2. Handgelenk

Insgesamt werden 49 Kinder vermessen, 33 davon mit gesunden Handgelenken und einem mittleren Alter von 11,8 Jahren (weiblich 20: 10,9/ 7,3/ 17; männlich 13: 13,3/ 11,0/ 16,1), sechs Kinder mit akuter Arthritis, im Mittel 11,2 Jahre alt (weiblich 5: 11,1/ 9,5/ 13,9; männlich 1: 11,8 Jahre alt) und zehn Kinder mit einem Handgelenk in Remission, im Mittel 13,1 Jahre (weiblich 6: 11,2/ 9,3/ 13,9; männlich 4: 15,9/ 15/ 16,8).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). In der Gruppe der gesunden Kinder sind 16 dominante Gelenke und 17 nicht-dominante vertreten. Die Arthritisgruppe bein-

hältet vier dominante und zwei nicht-dominante Gelenke. In der Remissionsgruppe sind vier Gelenke dominant und sechs nicht.

Tab. 51: Handgelenk unterschieden nach klinischem Zustand, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Klinischer Zustand | Anzahl | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient erkrankt/gesund in % | p-Wert |
|------------------------------|--------------------|--------|--------|-----------------|-------------------------------|-----------------|
| Flexions-Drehmoment in N m | Gesund | 33 | 0,16 | 0,07/0,34 | / | / |
| | Arthritis | 6 | 0,02 | -0,01/0,27 | 12,5 | 0,13 |
| | Remission | 10 | 0,06 | 0,00/0,09 | 37,5 | <0,01 |
| Extensions-Drehmoment in N m | Gesund | 33 | -0,47 | -0,70/-0,39 | / | / |
| | Arthritis | 6 | -0,40 | -0,59/-0,27 | 85,1 | 0,22 |
| | Remission | 10 | -0,30 | -0,62/-0,25 | 63,8 | <0,05 |

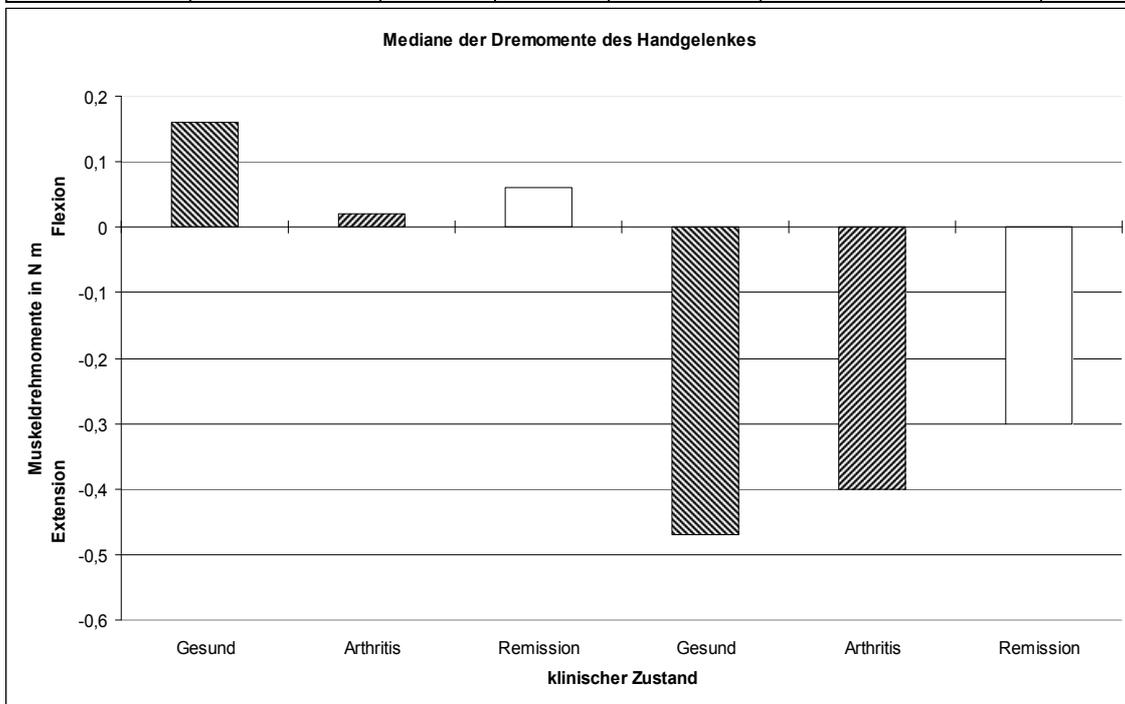


Abb. 93: Mediane der Muskeldrehmomente des Handgelenkes nach klinischem Zustand

Die Mediane der Muskeldrehmomente der gesunden Gelenke liegen deutlich über denen der erkrankten Gelenke, dieser Unterschied ist für die in Remission befindlichen Gelenke signifikant (Tab. 47 und Abb. 92).

10.5.2.3. Sprunggelenk

Insgesamt werden 77 Kinder im Sprunggelenk vermessen, 51 davon mit gesunden Sprunggelenken mit einem mittleren Alter von 11,4 Jahren (weiblich 26: 11,6/ 6,8/ 17; männlich 25: 11,2/ 5,7/ 19,3), vier Kinder mit akuter Arthritis, im

Kinetik — Ergebnisse

Mittel 12,6 Jahre alt (weiblich 3: 12,6/ 12,4/ 13,0; männlich 1: 12,5 Jahre alt) und 22 Kinder mit einem Gelenk in Remission, im Mittel 10,7 Jahre (weiblich 17: 11,0/ 7,3/ 15,8; männlich 5: 9,7/ 6,8/ 16,8).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). Bei den gesunden Kindern sind 23 dominante und 28 nicht-dominante Gelenke, elf können keine Seitendominanz angeben. In der Arthritisgruppe sind alle vier Gelenke nicht-dominant, zwei davon beidseits. Bei den Kindern mit Gelenken in Remission sind sechs dominante und 16 nicht-dominante Gelenke, acht können keine Seitendominanz angeben.

Tab. 52: Sprunggelenk unterschieden nach klinischem Zustand

| Kinetische Parameter | Klinischer Zustand | Anzahl | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient erkrankt/gesund in % | p-Wert |
|------------------------------|--------------------|--------|--------|-----------------|-------------------------------|--------|
| Flexions-Drehmoment in N m | Gesund | 51 | 0,07 | -0,07/0,25 | / | / |
| | Arthritis | 4 | -0,03 | -0,20/0,22 | -42,9 | 0,36 |
| | Remission | 22 | 0,01 | -0,08/0,16 | 14,3 | 0,24 |
| Extensions-Drehmoment in N m | Gesund | 51 | -0,95 | -1,58/-0,71 | / | / |
| | Arthritis | 4 | -0,93 | -1,50/-0,57 | 97,9 | 0,71 |
| | Remission | 22 | -0,84 | -1,07/-0,69 | 88,4 | 0,28 |

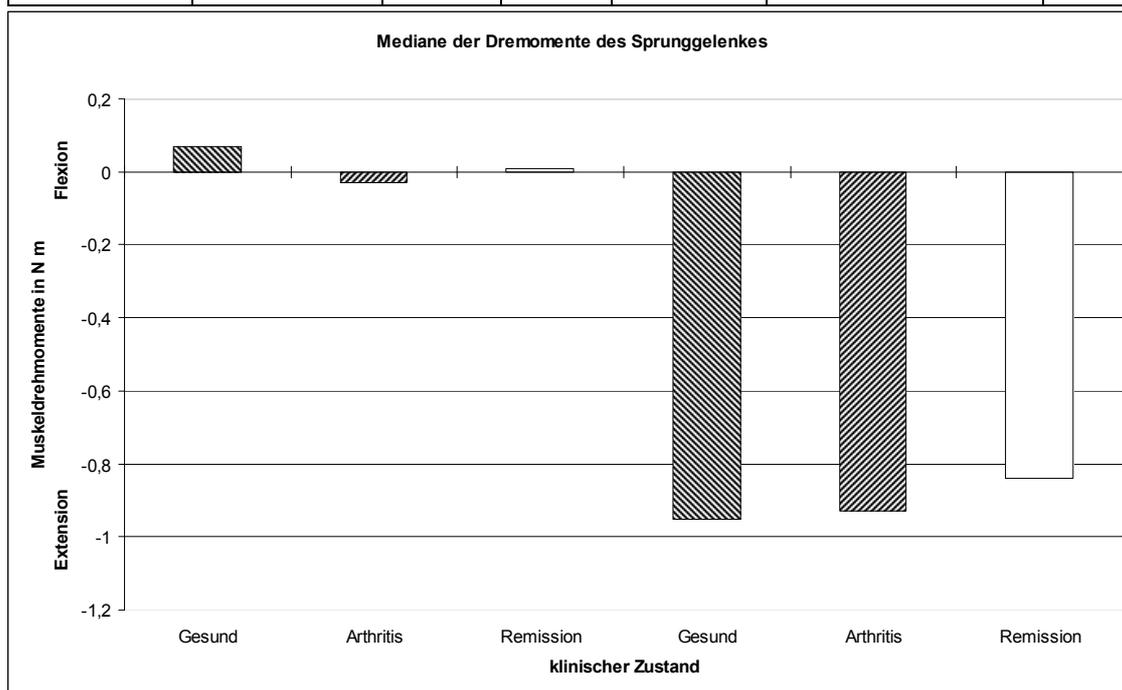


Abb. 94: Mediane der Muskeldrehmomente des Sprunggelenkes nach klinischem Zustand

Bei dem Vergleich der gesunden mit den erkrankten Sprunggelenken kann jeweils im Median ein höherer Betrag der Muskeldrehmomente bei den gesunden Gelenken gefunden werden. Die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant (Tab. 48 und Abb. 93).

10.5.2.4. Kniegelenk

In die Auswertung der Kniegelenke gehen 69 Kinder ein, 32 davon mit gesunden Kniegelenken mit einem mittleren Alter von 11,8 Jahren (weiblich 17: 11,3/ 7,3/ 17; männlich 15: 12,3/ 8,4/ 19,3), 13 Kinder mit akuter Arthritis, im Mittel 10,6 Jahre alt (weiblich 9: 10,8/ 6,8/ 14,8; männlich 1: 11,8 Jahre alt) und 24 Kinder mit einem Gelenk in Remission mit einem Durchschnittsalter von 12,3 Jahren (weiblich 15: 12,7/ 7,3/ 17; männlich 9: 11,7/ 5,7/ 16,8).

Es besteht kein signifikanter Altersunterschied zwischen den Gruppen (U-Test nach Wilcoxon: $p > 0,05$). In der Gruppe der gesunden Gelenke sind 13 dominant und 19 nicht-dominant, fünf können keine Seitendominanz angeben. In der Arthritisgruppe sind drei Gelenke dominant und zehn nicht-dominant, sieben davon beidseits. Bei den Gelenken in Remission sind neun dominant und 15 nicht-dominant, drei ohne Seitendominanz.

Tab. 53: Kniegelenk unterschieden nach klinischem Zustand, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt

| Kinetische Parameter | Klinischer Zustand | Anzahl | Median | 25%/75%-Quantil | Quotient erkrankt/gesund in % | p-Wert |
|------------------------------|--------------------|--------|--------|-----------------|-------------------------------|-----------------|
| Flexions-Drehmoment in N m | Gesund | 32 | 20,00 | 12,45/24,4 | / | / |
| | Arthritis | 13 | 11,30 | 9,34/17,85 | 56,5 | 0,01 |
| | Remission | 24 | 18,10 | 11,23/27,8 | 90,5 | 0,75 |
| Extensions-Drehmoment in N m | Gesund | 32 | -20,15 | -28,50/-14,05 | / | / |
| | Arthritis | 13 | -12,30 | -14,30/-7,20 | 61,0 | <0,01 |
| | Remission | 24 | -16,80 | -29,90/-10,13 | 83,4 | 0,42 |

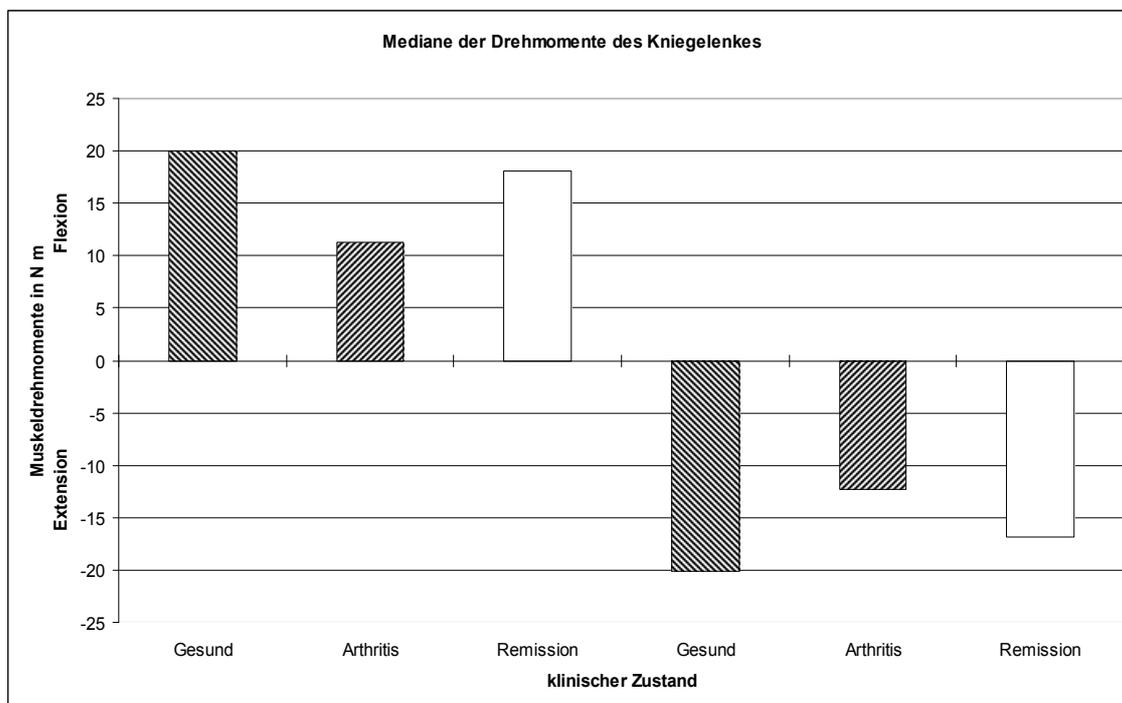


Abb. 95: Mediane der Muskeldrehmomente des Kniegelenkes nach klinischem Zustand

Auch hier finden sich vom Betrag höhere Muskeldrehmomente bei den gesunden Kniegelenken als bei den erkrankten. Dieser Unterschied ist für den Vergleich zwischen arthritischen und gesunden Gelenken signifikant (Tab. 49 und Abb. 94).

10.5.3. Zusammenfassung der Ergebnisse

Im interindividuellen Seitenvergleich sind die Beträge der Mediane der Muskeldrehmomente der erkrankten Gelenke niedriger als bei den gesunden Gelenken. Eine Ausnahme bildet das gemessene arthritische Ellenbogengelenk während der Extensionsbewegung. Dieser Unterschied ist signifikant zwischen den gesunden und den arthritischen Kniegelenken und den in Remission befindlichen Handgelenken.

Eine statistische Auswertung kann für den intraindividuellen Seitenvergleich aufgrund zu geringer Datenmenge nur für das Kniegelenk erfolgen. Hier zeigen sich signifikant höhere Muskeldrehmomente für die gesunden Gelenke als für die arthritischen. Diese Tendenz läßt sich ebenfalls für die anderen Gelenke nachweisen. Hier können jedoch nur maximal zwei Gelenkpaare ausgewertet werden.

10.6. Fallbeispiele und besondere Befunde

Die Kinder, deren Muskeldrehmomente über drei Sitzungen gemessen werden können, präsentieren ein gemischtes Bild mit unterschiedlicher Diagnose, Erkrankungsdauer, Erkrankungsschwere. Die Gruppe zeigt sich vom Geschlecht und Alter gemischt.

Aus diesem Grund werden im folgenden Fallbeispiele dargestellt, diese gliedern sich nach:

1. Verlaufsbeobachtung bei drei Kindern mit neu entwickelter JIA
2. Zwei Kinder mit Methotrexatbehandlung
3. Verlaufskontrolle von mit Glukokortikoiden behandelten Kindern
4. Kinder in stabiler Remission.

10.6.1. Verlaufsbeobachtung bei drei Kindern mit neu entwickelter JIA

Während der Zeit der Vermessungen können insgesamt 3 Kinder, die mit einer neu aufgetretenen oligoartikulären JIA in die rheumatische Sprechstunde der Kinderklinik kommen, für die Studie gewonnen werden. Die Muskeldrehmomente über einen Zeitraum von drei Sitzungen sind nach einer kurzen Krankengeschichte für die einzelnen Kinder dargestellt.

Patientin 1: weiblich, 9,3 Jahre alt (Sitzung 1)
Erstmanifestation: Januar 2000
Erste Vorstellung in der Rheumasprechstunde: 19.05.2000
Beschwerdebild bei Erstvorstellung: Akute Arthritis des linken Kniegelenkes mit Schwellung und Bewegungseinschränkung
Diagnose: JIA, oligoartikulär, persistierend
Therapie: In der akuten Phase Ibuprofen
Punktion des linken Kniegelenkes: 30.05.2000, anschließend Beschwerdefreiheit bis einschließlich Sitzung 3.
Wachstum während der beobachteten 4 Monate: <1 cm, <1 kg

Kinetik — Ergebnisse

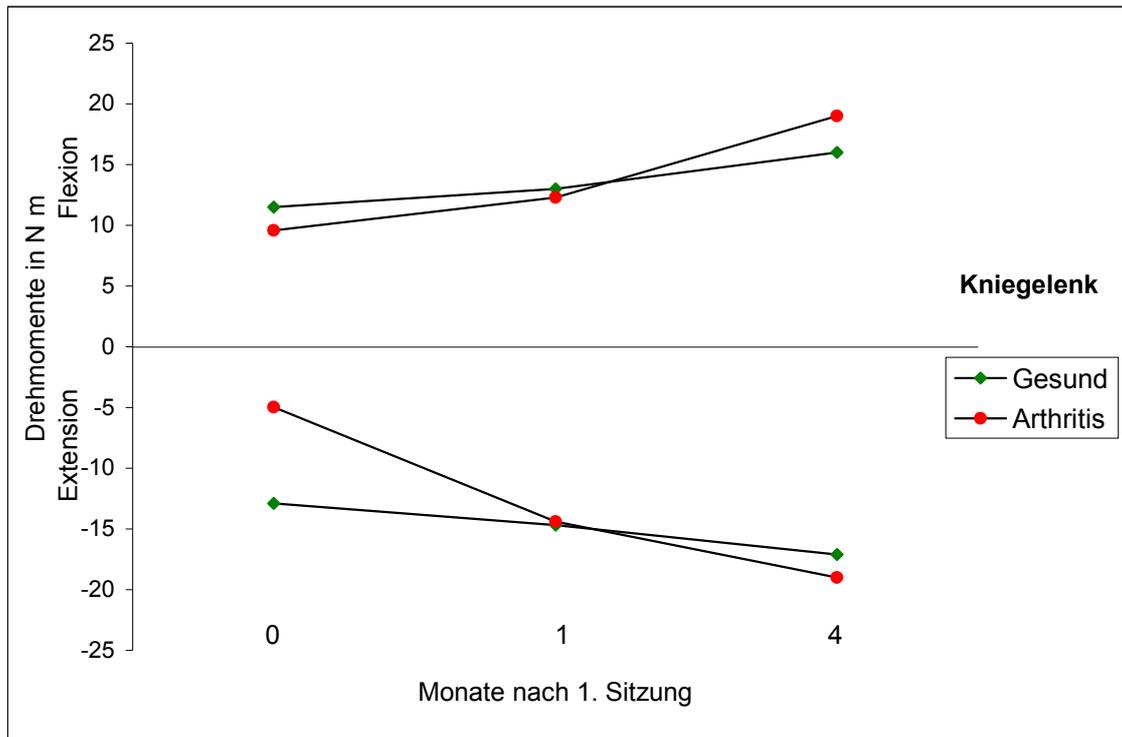


Abb. 96: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 1

Patientin 1 hat bei der ersten Sitzung eine akute Arthritis des linken Kniegelenkes, die Beschwerden bestehen seit 4 Monaten. Die Beweglichkeit des linken Kniegelenkes ist deutlich eingeschränkt (ROM: re 169°, li 154°) und das Gelenk ist stark angeschwollen. Die Muskeldrehmomente während der Kniegelenksflexion und –extension sind links ebenfalls geringer als rechts (re: Flexion 11,5 / Extension –12,9, li: Flexion 9,6 / Extension –5,0). Das Kniegelenk befindet sich bei der zweiten Sitzung, einen Monat nach einer therapeutischen Kniegelenkspunktion in Remission. Die Gelenkparameter sind dann bei der dritten Sitzung an beiden Kniegelenken ähnlich (ROM: re 166°, li 172°). Die Muskeldrehmomente sind im Vergleich zur ersten Sitzung an beiden Gelenken höher und jetzt an beiden Gelenken annähernd gleich groß (re: Flexion 16,0 / Extension –17,1, li: Flexion 19,0 / Extension –19,0) (Abb. 96).

Patientin 2: weiblich, 12,0 Jahre alt (Sitzung 1)
Erstmanifestation: März 2000
Erste Vorstellung in der Rheumasprechstunde: 19.05.2000

Beschwerdebild bei Erstvorstellung: Akute Arthritis des rechten Kniegelenkes mit Schwellung, Überwärmung und Bewegungseinschränkung

Diagnose: JIA, oligoartikulär, persistierend

Therapie: Proxen seit Mai 2000

Punktion des rechten Kniegelenkes: 19.05.2000 und 27.07.2000 anschließend Beschwerdefreiheit bis einschließlich Sitzung 3.

Wachstum während der beobachteten 6 Monate: <1 cm, <1 kg

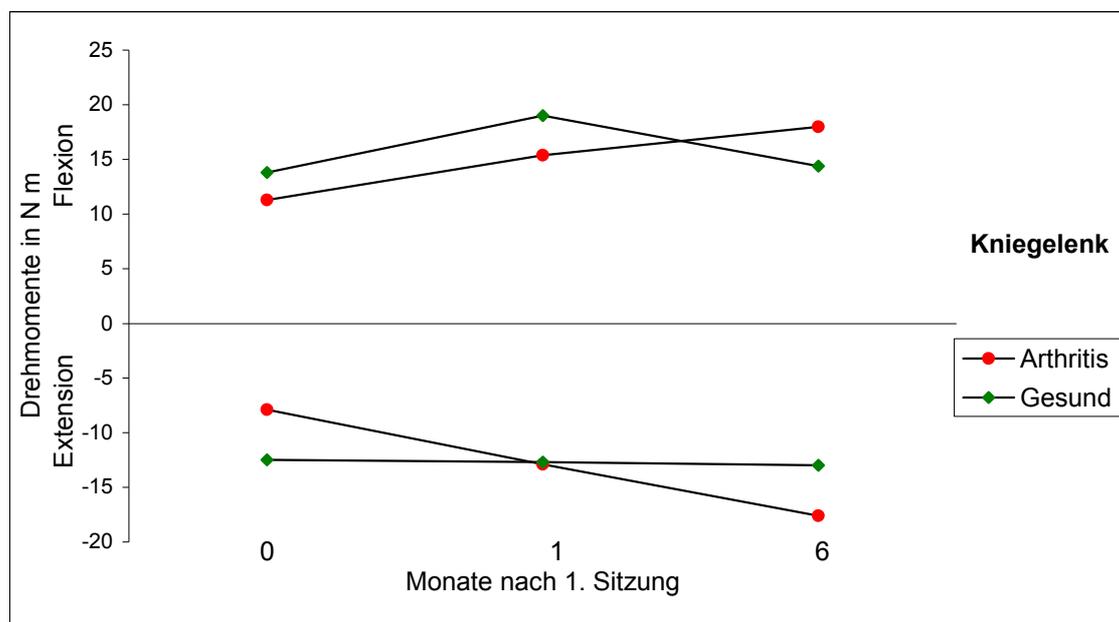


Abb. 97: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 2

Bei Patientin 2 bestehen bei der ersten Vorstellung seit 2 Monaten Beschwerden im rechten Kniegelenk. Zum Zeitpunkt der ersten Sitzung liegt eine akute Arthritis in diesem Gelenk vor, die Beweglichkeit ist im Vergleich zum linken Kniegelenk eingeschränkt (ROM: re 130°, li 144°). Auch die Muskeldrehmomente des rechten Kniegelenkes sind im Vergleich zum linken erniedrigt (re: Flexion 11,3 / Extension -7,9, li: Flexion 13,8 / Extension -12,8). Der Zustand des Kniegelenkes bei der zweiten Sitzung ist gebessert, aber es zeigt sich noch ein Erguß. Während der dritten Sitzung befindet sich das rechte Kniegelenk in Remission (ROM: re 157°, li 148°). Die maximalen Muskeldrehmomente des rechten Kniegelenkes sind im Vergleich zur ersten Sitzung stark

Kinetik — Ergebnisse

angestiegen (re: Flexion 18,0 / Extension -17,6, li: Flexion 14,4 / Extension -13,0) (Abb. 97).

Patientin 3: weiblich, 13,0 Jahre alt (Sitzung 1)

Erstmanifestation: März 1999

Erste Vorstellung in der Rheumasprechstunde: 10.03.2000

Beschwerdebild bei Erstvorstellung: Akute Arthritis des rechten Kniegelenkes mit Schmerz, Schwellung, Überwärmung und Bewegungseinschränkung und des linken Sprunggelenkes mit Schwellung, Überwärmung und Bewegungseinschränkung

Diagnose: JIA, oligoartikulär, persistierend

Therapie: Proxen

Punktion des rechten Kniegelenkes und linken Sprunggelenkes: 19.04.2000 und 28.05.2000, wechselnde Entzündungsaktivität bis Sitzung 3.

Wachstum während der beobachteten 12 Monate: 6 cm, 9 kg

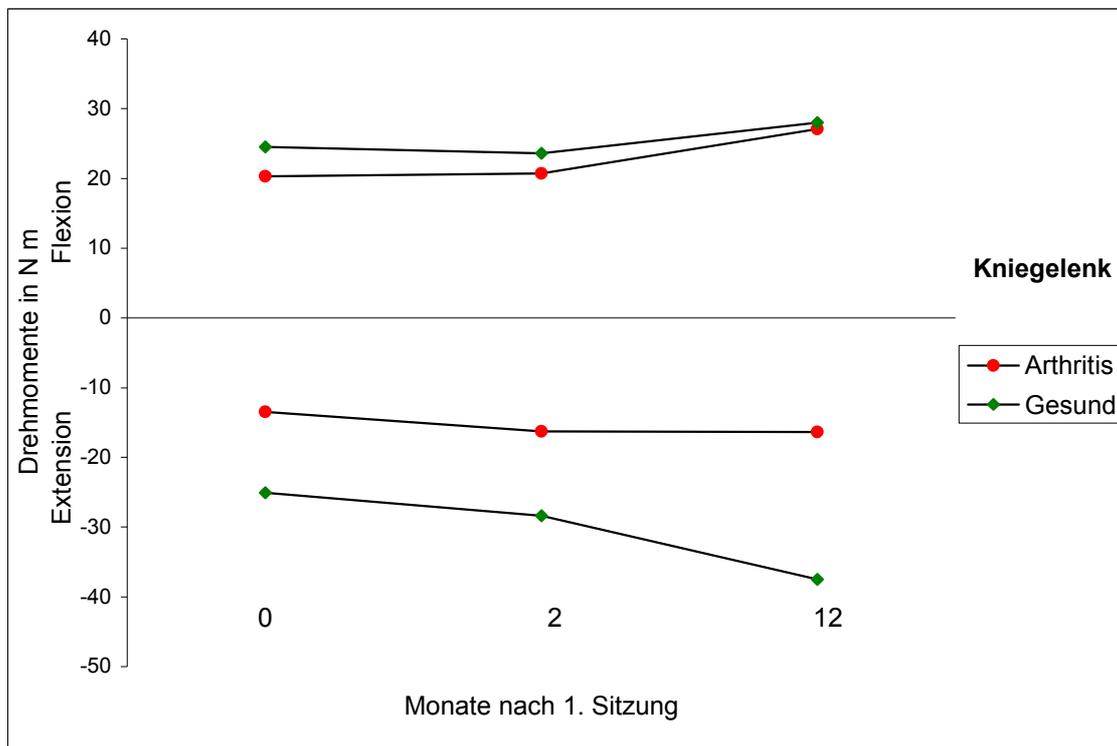


Abb. 98: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 3

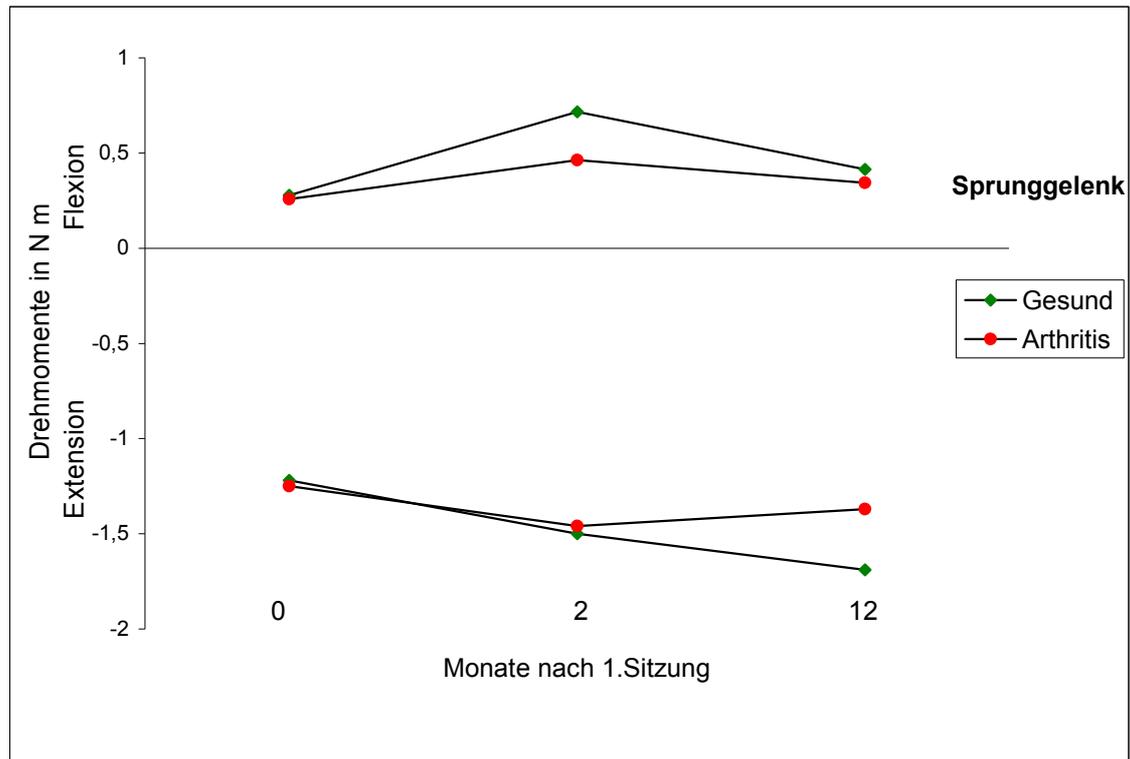


Abb. 99: Maximale Muskeldrehmomente der Sprunggelenke über 3 Sitzungen von Patientin 3

Die dritte Patientin stellt sich im März 2000 erstmalig in der Rheumasprechstunde der Kinderklinik mit dem Bild einer akuten Arthritis des rechten Kniegelenkes und des linken Sprunggelenkes vor. Ihre wechselnden Beschwerden hielten seit einem Jahr an. Zum Zeitpunkt der ersten Sitzung waren beide Gelenke noch immer geschwollen und bewegungseingeschränkt. Der Bewegungsumfang der Kniegelenke: ROM: re 114°, li 158°. Vor allem die Muskeldrehmomente während der Extension waren am rechten Knie eingeschränkt (re: Flexion 20,3 / Extension -13,5, li: Flexion 24,5 / Extension -25,1) (Abb. 98). Am Sprunggelenk läßt sich bezüglich der Muskeldrehmomente kein großer Unterschied zwischen dem akut entzündetem und dem gesunden Gelenk nachweisen (Abb. 99). Die beiden Gelenke befinden sich auch bei der dritten Sitzung nicht in Remission. Sowohl die Beweglichkeit (ROM: re 131°, li 160°), als auch die Muskeldrehmomente des rechten Kniegelenkes sind noch sehr seitendifferent zuungunsten des erkrankten Gelenkes (re: Flexion 27,1 / Extension -16,4, li: Flexion 28,0 / Extension -37,5).

10.6.2. Verlaufskontrolle bei zwei Kindern mit Methotrexatbehandlung

Die folgenden zwei Kinder mit Methotrexatbehandlung lassen eine gute klinische Verbesserung im Laufe des Untersuchungszeitraumes erkennen. Zeigt sich dies auch in einer Verbesserung der Muskeldrehmomente?

Patientin 4: weiblich, 11,1 Jahre (Sitzung 1)

Erstmanifestation: Oktober 1989

Diagnose: JIA, polyartikulär (RF-)

Therapie: Indopaed, MTX, Hydroxychloroquin (nur Sitzung 1)

Gelenkzustand: Beide Ellenbogengelenke ergeben bei der ersten Sitzung einen Verdacht auf eine Arthritis und sind bei den anderen Sitzungen in Remission; das rechte Kniegelenk zeigt bei der ersten Sitzung einen Verdacht auf eine Arthritis, das linke eine Arthritis, beide Gelenke sind bei der zweiten und dritten Sitzung in Remission.

Wachstum während der beobachteten 5 Monate: < 1 cm, < 1 kg

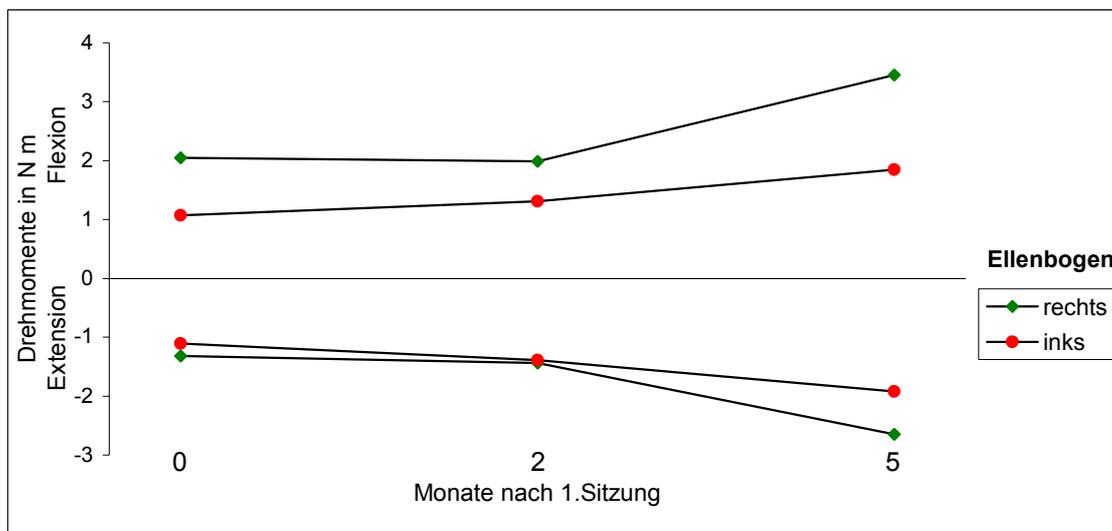


Abb. 100: Maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patientin 4

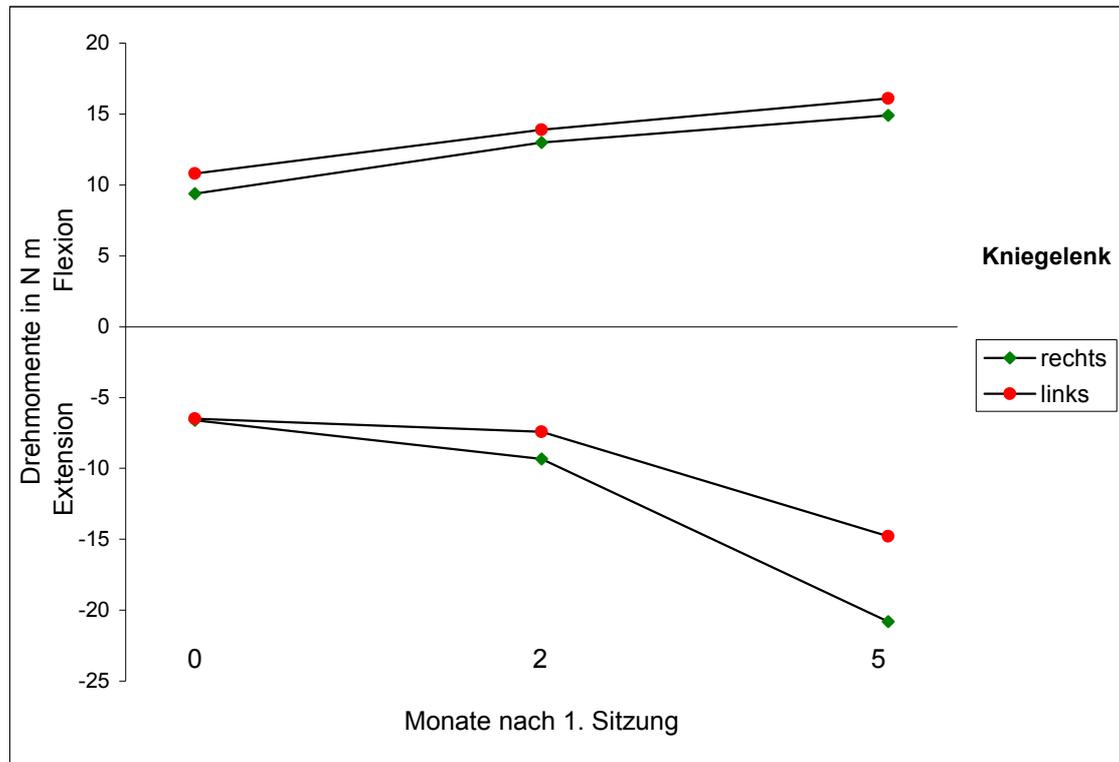


Abb. 101: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 4

Bei beiden großen Gelenken steigen die maximalen Muskeldrehmomente zwischen der ersten und der dritten Sitzung deutlich an (Abb. 100 und 101). Zum Zeitpunkt der ersten Sitzung zeigt die Patientin 4 eine akute Arthritis im linken Kniegelenk. Das andere Kniegelenk und beide Ellenbogengelenke sind bewegungseingeschränkt ohne einen eindeutigen Hinweis auf eine Arthritis. Bei den weiteren Sitzungen sind die Gelenke in Remission.

Patientin 5: weiblich, 15,8 Jahre (Sitzung 1)
 Erstmanifestation: Februar 1991
 Diagnose: JIA, oligoartikulär (erweitert)
 Therapie: Proxen, MTX (nach Sitzung 1), Glukokortikoide (nach Sitzung 2: Decortin H 5 mg/d)
 Gelenkzustand: Das rechte Ellenbogengelenk hat bei der ersten Sitzung einen Arthritisverdacht und ist bei den weiteren Sitzungen unauffällig, das linke befindet sich bei allen drei Sitzungen in Remission; das rechte Kniegelenk ist zu allen drei

Kinetik — Ergebnisse

Sitzungen in Remission, das linke zeigt bei jeder Sitzung den Verdacht einer Arthritis.

Wachstum während der beobachteten 5 Monate: <1 cm, <1 kg

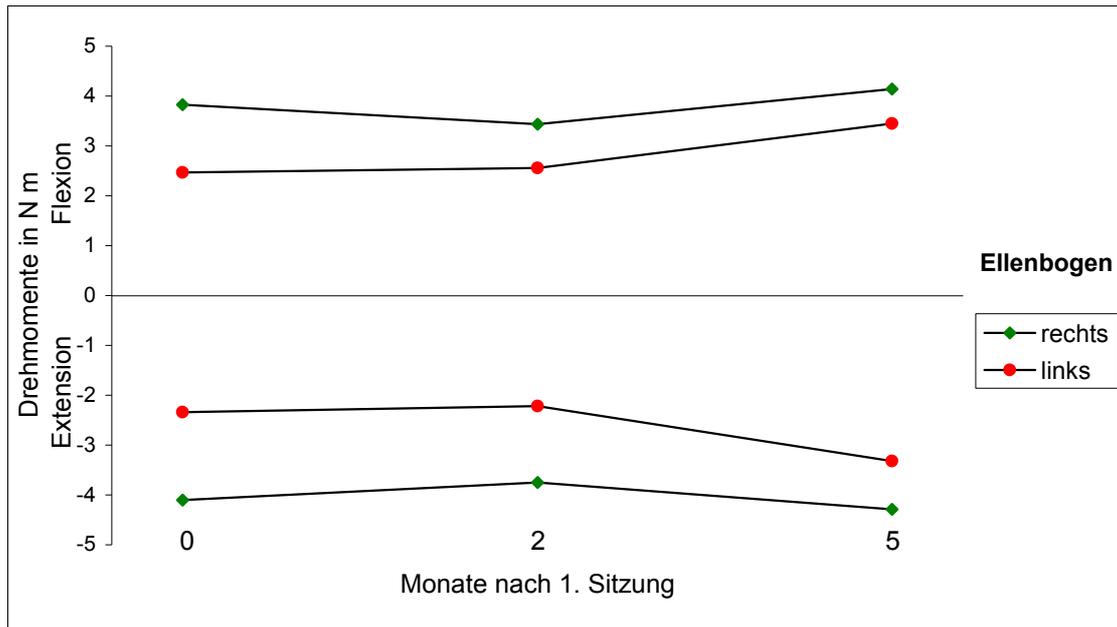


Abb. 102: Maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patientin 5

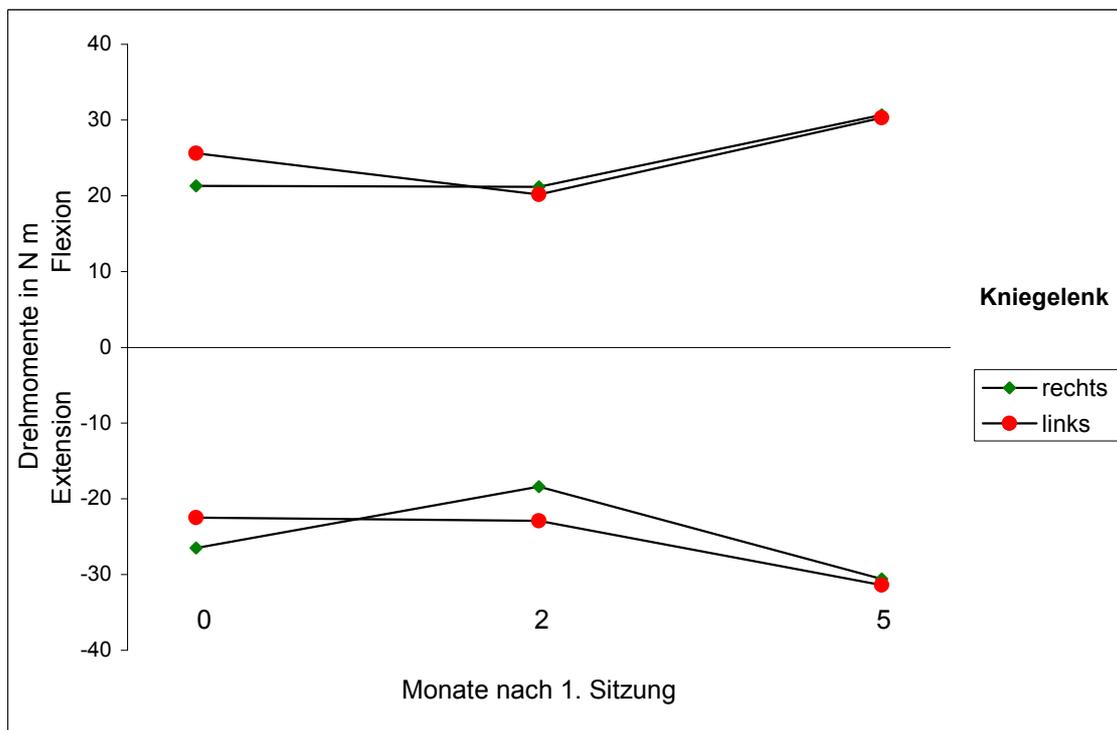


Abb. 103: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 5

Beide großen Gelenke zeigen einen Anstieg der maximalen Muskeldrehmomente zwischen der ersten und der dritten Sitzung. Der Zustand der Ellenbogengelenke verbessert sich ebenfalls leicht bis zur letzten Sitzung (Abb. 102), der Zustand der Kniegelenke bleibt nahezu unverändert (Abb. 103).

10.6.3. Verlaufskontrolle bei drei mit Steroiden behandelten Kindern

Gerade Kinder mit JIA und einer Einnahme von Glukokortikoiden sind eine wichtige Gruppe, der besondere Aufmerksamkeit in bezug auf ihren Aktivitätsgrad und ihrer Muskeldrehmomente zukommen sollte. Denn erstens sind diese Kinder meist besonders schwer erkrankt und zweitens beeinflussen Steroide den Aufbau der Knochendichte negativ.

Patientin 6: weiblich, 9,9 Jahre (Sitzung 1)
Erstmanifestation: Juli 1998
Diagnose: JIA, polyartikulär (RF-)
Therapie: Proxen, Azulfidine, Glukokortikoide (nach Sitzung 1: Decortin H 10 mg/d)
Gelenkzustand: Beide Ellenbogengelenke sind zu allen drei Sitzungen gesund und sind vorher noch nicht von einer Arthritis betroffen gewesen. Das rechte Handgelenk zeigt bei der ersten Sitzung einen Verdacht auf eine Arthritis und ist bei den weiteren Sitzungen arthritisch. Das linke ist bei der ersten Sitzung arthritisch, bei der zweiten in Remission und bei der dritten arthritisverdächtig.
Wachstum während der beobachteten 10 Monate: 3 cm, 9 kg

Kinetik — Ergebnisse

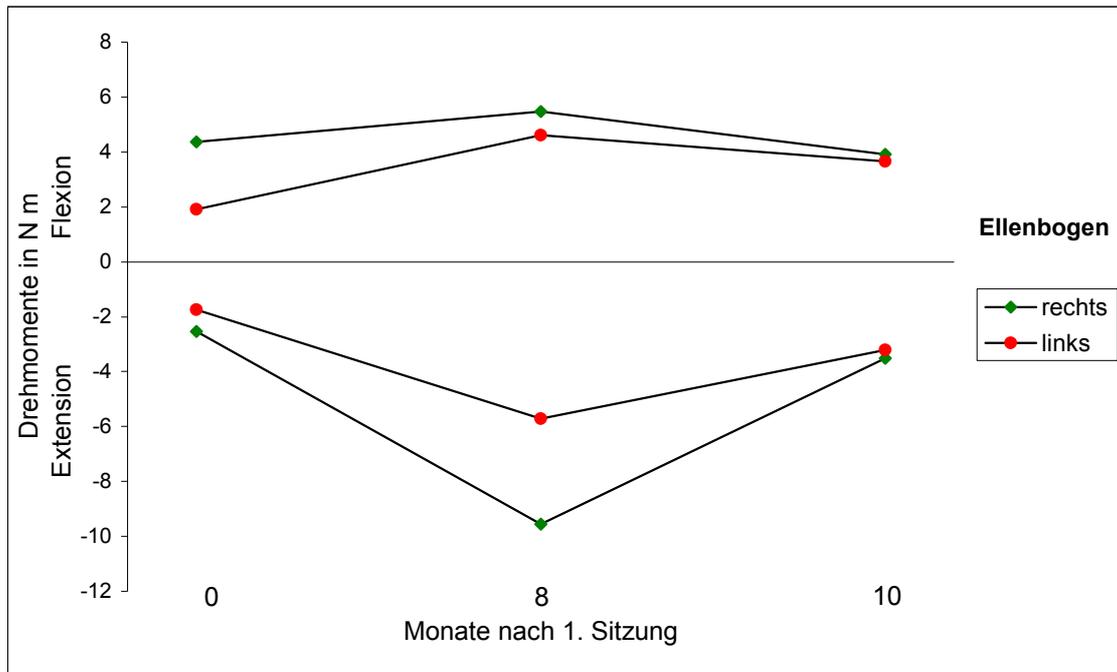


Abb. 104: Maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patientin 6

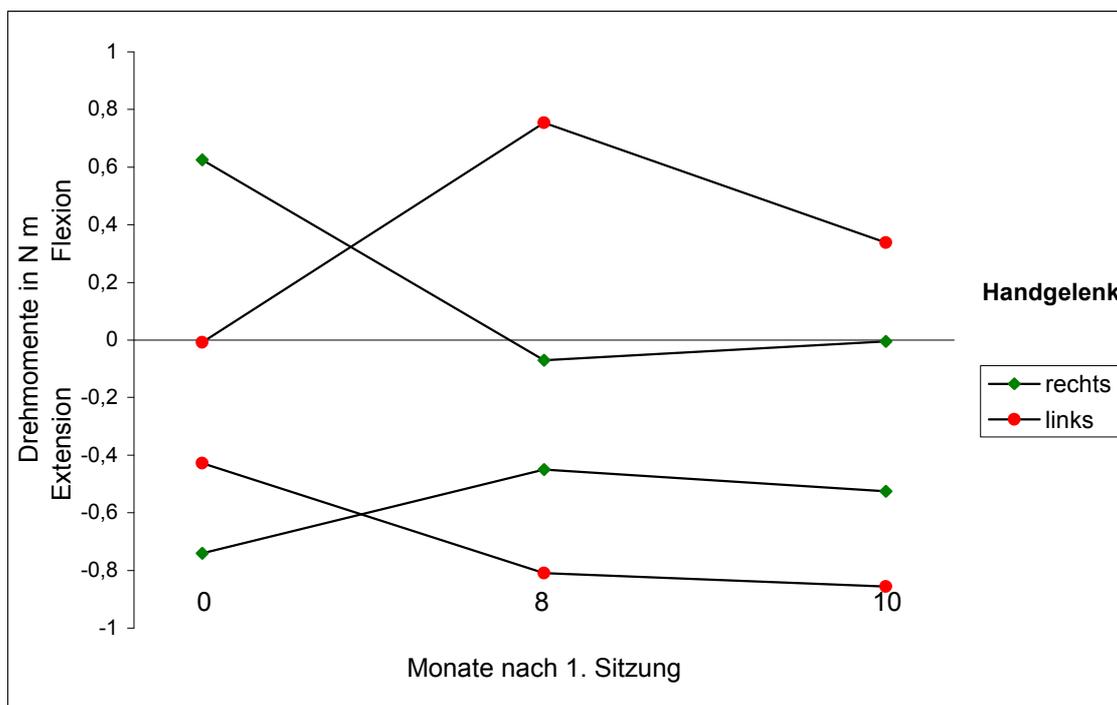


Abb. 105: Maximale Muskeldrehmomente der Handgelenke über 3 Sitzungen von Patientin 6

Beide Ellenbogengelenke sind zu allen drei Sitzungen unauffällig. Die Muskeldrehmomente nehmen zunächst zu, bei der dritten Sitzung jedoch wieder ab (Abb. 104). Das rechte Handgelenk ist bei der ersten Sitzung geschwollen und

bei den folgenden Sitzungen zusätzlich in seiner Bewegung eingeschränkt und überwärmt, bei der zweiten auch schmerzhaft. Das linke Handgelenk zeigt bei der ersten Sitzung eine Schwellung, bei der zweiten ist es unauffällig und bei der dritten ist die Beweglichkeit eingeschränkt. Die Muskeldrehmomente der Handgelenke lassen einen guten Zusammenhang zur Erkrankungsintensität mit einer Verbesserung des linken Handgelenkes und einer Verschlechterung des rechten erkennen (Abb. 105).

Patientin 7: weiblich, 13,9 Jahre zum Zeitpunkt der ersten Messung
 Erstmanifestation: Juli 1996
 Diagnose: JIA, oligoartikulär, erweitert
 Therapie: MTX, Glukokortikoide (seit 13 Monaten, Decortin H 7,5 mg/d, vor der letzten Sitzung Reduktion auf 5 mg/d)
 Gelenkzustand: Das rechte Kniegelenk zeigt bei der ersten und zweiten Sitzung eine akute Arthritis, die zur dritten in Remission ist, das linke Kniegelenk ist zu allen drei Sitzungen in Remission.
 Wachstum während der beobachteten 9 Monate: 1 cm, 6 kg

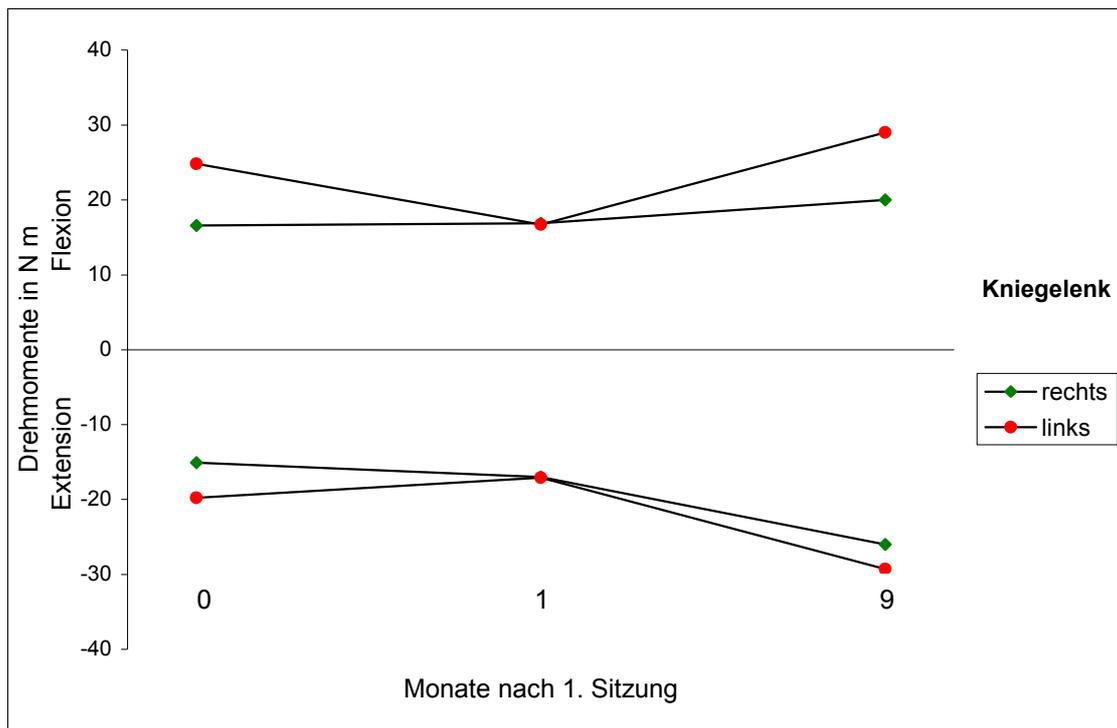


Abb. 106: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 7

Kinetik — Ergebnisse

Die Muskeldrehmomente der Kniegelenke steigen zwischen der ersten und dritten Sitzung an (Abb. 106). Der Zustand des rechten Kniegelenkes verbessert sich auch von der ersten zur letzten Sitzung, der des linken Kniegelenkes bleibt jedoch unverändert.

Patient 8: männlich, 6,8 Jahre (Sitzung 1)

Erstmanifestation: Oktober 1994

Diagnose: JIA, systemisch

Therapie: Indopaed, MTX, Glukokortikoide (seit 1/98, Decortin H 20 mg/d vor 1. Sitzung, 10 mg/d vor 2. Sitzung, 6,25 mg/d vor 3. Sitzung)

Gelenkzustand: Beide Kniegelenke sind während der ersten zwei Sitzungen verdächtig auf eine Arthritis und zum Zeitpunkt der letzten Sitzung in Remission.

Wachstum während der beobachteten 7 Monate: 2 cm, 0 kg

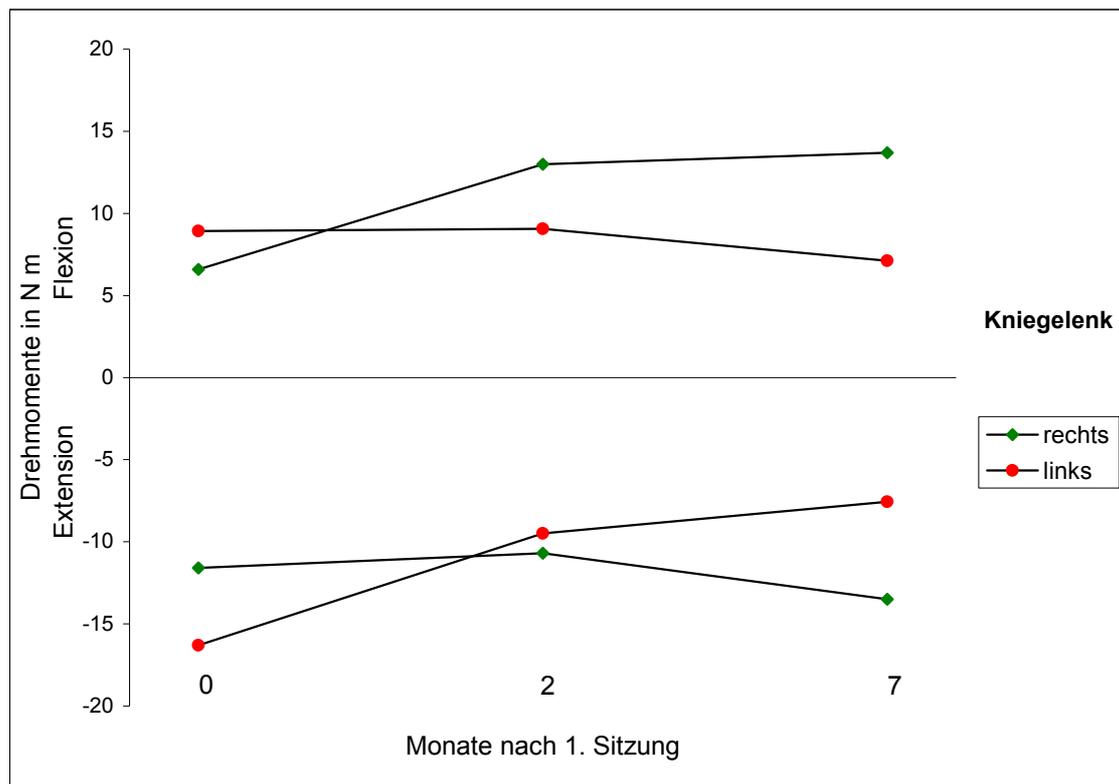


Abb. 107: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patient 8

Die Muskeldrehmomente des rechten Kniegelenkes steigen von der ersten zur dritten Sitzung an. Die Muskeldrehmomente des linken Kniegelenkes fallen jedoch ab (Abb. 107). Beide Kniegelenke zeigen einen Erguß während der ersten beiden Sitzungen, sind zum Zeitpunkt der letzten Sitzung aber frei. Der Allgemeinzustand des Patienten und die anderen Gelenke geben den Hinweis auf einen akuten Erkrankungsschub.

10.6.4. Verlaufsbeobachtung bei zwei Kindern in stabiler Remission

Die folgenden beiden Kinder leiden an einer JIA, die sich in einer stabilen Remission befindet. Bei diesen Kindern zeigt sich im Untersuchungszeitraum keine Änderung der Klinik, so daß Veränderungen der Muskeldrehmomente unabhängig davon zu sehen sind.

Patientin 9: weiblich, 9,3 Jahre zum Zeitpunkt der ersten Messung
Erstmanifestation: 1994
Diagnose: JIA, polyartikulär (RF-)
Therapie: Proxen, MTX
Gelenkzustand: Beide Ellenbogengelenke sind zu allen drei Sitzungen in Remission.
Wachstum während der beobachteten 5 Monate: 1 cm, 1,5 kg

Kinetik — Ergebnisse

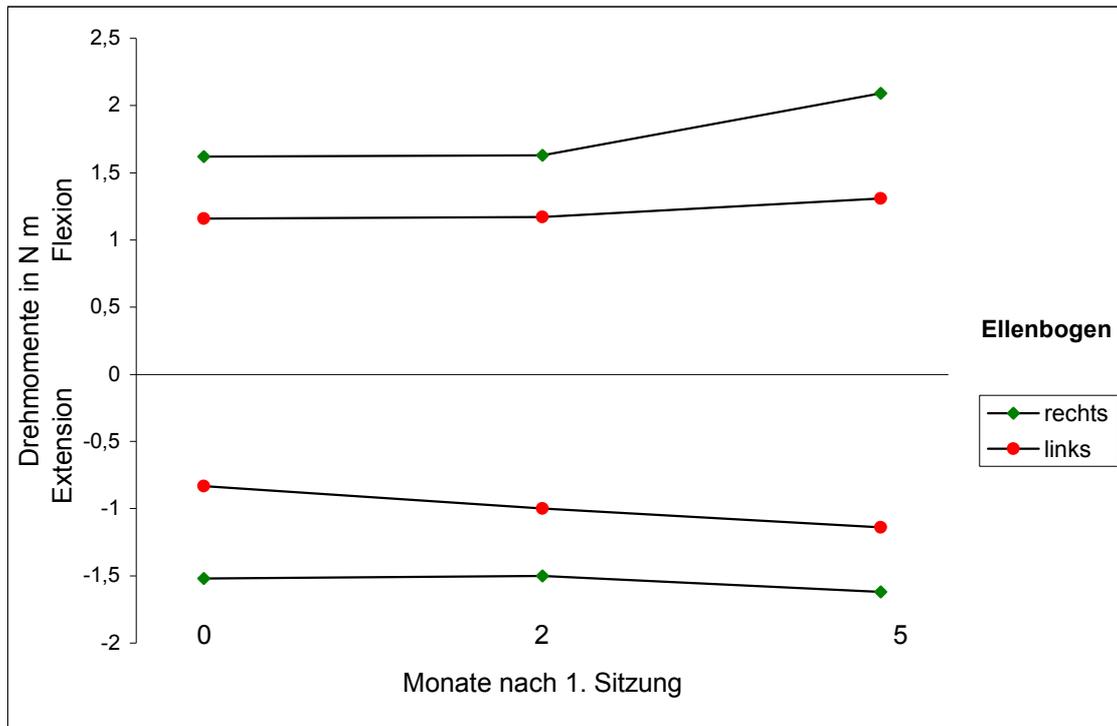


Abb. 108: Maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patientin 9

Die Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke verbessern sich leicht von der ersten zur letzten Sitzung (Abb. 108). Die Erkrankung der Patientin befindet sich zum gesamten Untersuchungszeitraum in Remission und der Gelenkzustand ist stabil.

Patient 10: männlich, 11,0 Jahre zum Zeitpunkt der ersten Messung
Erstmanifestation: März 1993
Diagnose: JIA, systemisch
Therapie: Keine
Gelenkzustand: Beide Ellenbogengelenke sind während des gesamten Untersuchungszeitraumes in stabiler Remission.
Wachstum während der beobachteten 13 Monate: 10 cm, 12 kg

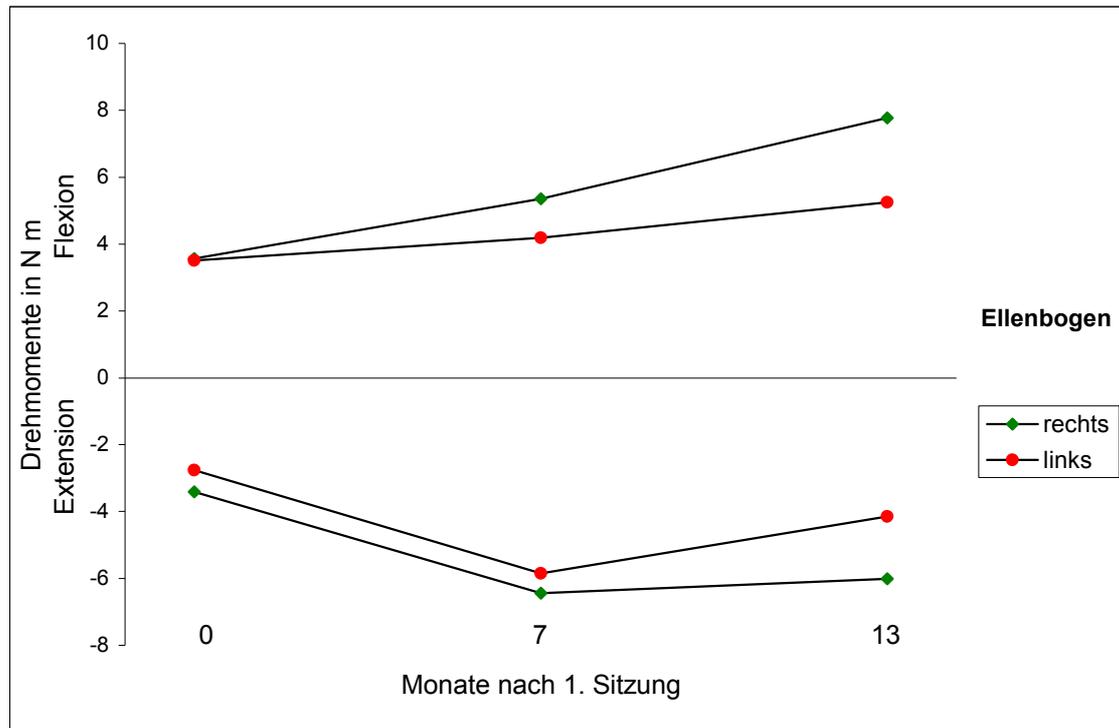


Abb. 109: Maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patient 10

Die Muskeldrehmomente des Ellenbogengelenkes zeigen eine Verbesserung von der ersten zur letzten Sitzung (Abb. 110). Der Gelenkzustand bleibt über die drei Sitzungen konstant in stabiler Remission.

10.6.5. Zusammenfassung

Insgesamt lassen die Fallbeispiele und besonderen Befunde exemplarisch erkennen, daß sich bei unterschiedlichen Erkrankungsverläufen die gemessenen Muskeldrehmomente konvergent zur Klinik verhalten.

11. Diskussion

Die juvenile idiopathische Arthritis ist eine Erkrankung des Bewegungsapparates, die langfristig zu Störungen der Bewegungsabläufe und zu Funktionsverlusten der betroffenen Gelenke führen kann [13]. Vorrangiges Therapieziel ist daher die Erhaltung beziehungsweise Wiederherstellung der Gelenkfunktion und der Mobilität der Patienten. Dadurch wird eine normale geistige und motorische Entwicklung der Kinder und Jugendlichen ermöglicht. Diese sind Voraussetzungen für durchschnittliches Körperwachstum, körperliche Entwicklung und Aufbau eines stabilen Knochengerstes.

Die komplette Beurteilung der Gelenkfunktion beinhaltet die Messung des Bewegungsumfanges, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und der Kinetik einer Bewegung sowie der Flüssigkeit oder Glätte der Bewegungsausführung. Die Möglichkeiten zur objektiven Erhebung der kompletten Gelenkfunktionalität sind begrenzt. Im klinischen Alltag werden der Bewegungsumfang gemessen, das Gangbild und das Spielverhalten der Kinder optisch beurteilt sowie Fragebögen zur subjektiven Beurteilung des Zustandes der Patienten eingesetzt, beispielsweise der CHAQ [18, 36, 110, 148]. Eine weitere Möglichkeit zur Beurteilung der Patienten bietet ein core set, welcher die Krankheitsaktivität anhand verschiedener objektiver und subjektiver Parameter beurteilt [43, 134]. Es fehlt jedoch eine einfache objektive Untersuchung zur Beurteilung der kompletten Gelenkfunktion.

Die Komplexität der Funktion eines Gelenkes erschwert die objektive Unterscheidung einer intakten Gelenkfunktion von einer pathologischen. Hinsichtlich der Gelenkfunktion existiert eine große Variation in einem gesunden Gelenk. Diese Variationsbreite ist vor allem für den Bewegungsumfang untersucht worden [9]. Jedoch unterliegen auch die Kinematik und die Kinetik eines Gelenkes großer Variabilität [12, 26, 100].

Ein arthritisches Gelenk zeigt neben der normalen Variation noch die der Erkrankung. Die Arthritis in einem Gelenk kann unterschiedlich ausgeprägt sein. Eine Arthritis in einem Gelenk ist definiert als eine Schwellung oder ein Erguß in einem Gelenk ohne traumatologische Ursache. Bei Vorliegen mindestens zweier Kriterien Bewegungsschmerz, Bewegungseinschränkung, Druckschmerz-

haftigkeit und Überwärmung spricht man ebenfalls von einer Arthritis [73]. Jedoch nicht nur ein akut entzündetes Gelenk verliert Bewegungsumfang und ist schmerzhaft, auch nach der Entzündung können die Schmerzen und die Bewegungseinschränkung fortbestehen.

Neben den oben genannten Parametern nimmt die Muskelkraft während der Erkrankung an einer juvenilen idiopathischen Arthritis (JIA) ab. Lindehammar und Sandstedt fanden bei Kindern mit Arthritis in Abhängigkeit von der Krankheitsaktivität eine deutlich dünnere und schwächere Muskulatur als bei gesunden Kindern [97]. Die aktuelle Muskelkraft sowie der Verlauf über die Erkrankungsdauer bedürfen einer objektiven Beurteilung, um den Therapieerfolg bewerten zu können [61].

Die Beurteilung der Gelenkfunktionalität und -kinetik erlaubt direkte Aussagen über den Gelenkzustand. Ein gesundes Gelenk bewegt sich schnell, kräftig und ohne Ausgleichsbewegungen. Die Kinematik und die Geometrie einer Gelenkbewegung sind direkt abhängig von der für die Bewegung aufgewendeten Kraft [162]. Ein Gelenk, welches wenig Kraft aufbauen kann, wird wenig genutzt und verliert dadurch weiter an Muskelkraft. Durch diese verminderte Nutzung ergibt sich neben den Schwierigkeiten des Kindes mit der Bewältigung seines Alltags zusätzlich ein verminderter Aufbau von Knochen [20].

Der Beurteilung der Kraft bei Alltagsbewegungen kommt eine tragende Rolle zu. Es existiert eine Vielzahl unterschiedlicher Ansätze zur objektiven Beurteilung der Gelenkfunktionalität [110]. Dabei können nicht nur der Bewegungsumfang, sondern auch kinematische und kinetische Parameter beurteilt werden. Bis jetzt sind sie jedoch nur bedingt zur Beurteilung von Kindern mit JIA eingesetzt worden [35].

11.1. Verfahren zur Beurteilung von Muskulatur und Skelett

Unterschiedliche Handlungen erfordern verschiedene Bewegungen, Kräfte und Drehmomente. Der Bewegungsumfang, die Geschwindigkeit und die Beschleunigung variieren ebenfalls je nach Aufgabe und Ausführung einer Handlung. Demzufolge sollten die Methoden zur Beurteilung der Kräfte und Drehmomente

unterschiedliche Ansätze verfolgen. Aus diesem Grund existiert eine Vielzahl möglicher Methoden zur Beurteilung von Gelenkfunktionen.

Sinnvoll im Hinblick auf rheumatologische Erkrankungen erscheint die Beurteilung folgender Parameter der Gelenkfunktion:

1. Die Auswirkungen der Gelenkfunktionen auf die gegen einen Widerstand aufgebrauchte Kraft.
2. Die während einer Bewegung auftretende Kinematik und Kinetik.
3. Die Geometrie der für die Gelenkfunktion wichtigen Strukturen Muskulatur und Knochen.

11.1.1. Verfahren zur Muskelkraftbestimmung

Die bisher möglichen Muskelkraftmessungen sind entweder sehr ungenau, da sie manuell durchgeführt werden, oder apparativ sehr aufwendig und teuer in der Anschaffung. Der apparative Aufwand und die dabei anfallende Datenmenge sind hoch und dadurch erfordert die Auswertung der Daten spezielle Kenntnisse und Equipment.

Die folgenden drei Verfahren messen die maximal einem Widerstand entgegengebrachte Kraft.

1. Manuelle Abschätzung

Das einfachste Verfahren zur Beurteilung der Muskelkraft eines Gelenkes ist die manuelle Abschätzung. Dabei wird die Muskelkraft anhand einer Skala von „Null“ (keine spürbare Muskelkontraktion) bis „Fünf“ (normale Muskelkraft) angegeben [112]. Dieses Verfahren findet breite Anwendung in vielen klinischen Bereichen der Medizin. Jedoch erscheint die Genauigkeit dieser Methode fraglich angesichts der hohen Variabilität in der Erfassung der Muskelkraft durch verschiedene Untersucher [34].

2. Handdynamometer

Die maximale isometrische Muskelkraft verschiedener Gelenke kann mit Hilfe eines Handdynamometers bestimmt werden. Meistens werden diese Geräte zur Beurteilung der Handgriffstärke eingesetzt. Es liegen unter anderem Normwerte gesunder Kinder für das in dieser Studie verwendete JAMAR-Gerät vor [100].

Auch die Kräfte anderer Muskelgruppen können mit einem Handdynamometer ermittelt werden. Für einige weitere Muskelgruppen existieren ebenfalls Referenzwerte gesunder Kinder [12, 61].

3. Isokinetisches Dynamometer

Die Kraft kann außerdem mit Hilfe eines isokinetischen Dynamometers bestimmt werden [70, 112, 161]. Unter der Isokinetik versteht man die Konstanthaltung der Bewegungsgeschwindigkeit über die gesamte Dauer einer Bewegung. Dabei variiert die bewegte Last während der Bewegungsausführung. Gemessen werden kann das maximale und das durchschnittlich maximale Drehmoment während der isokinetischen Bewegung. Die Kritik an der Isokinetik wird in erster Linie mit der konstanten Winkelgeschwindigkeit und den relativ unphysiologischen Bewegungsmustern begründet.

Die bisher genannten Verfahren liefern nur Aussagen über die maximal möglichen Kräfte eines Gelenkes. Bei Alltagshandlungen werden dagegen meist submaximale Kräfte benötigt. Diese Kräfte werden meist bei einer physiologischen Bewegung eingesetzt, beispielsweise beim Gehen, Treppensteigen, Schreiben, Essen und anderen Alltagsverrichtungen. Dabei kommen sowohl der Bewegungsrichtung und -länge als auch der richtigen Dosierung der Geschwindigkeit, Beschleunigung und Kraft eine entscheidende Rolle zu. Die folgenden drei Verfahren beurteilen während einer Bewegung auftretende Kinematik und Kinetik.

4. Elektromyographie

Eine Möglichkeit zur Bestimmung der Kraft bei verschiedenen Bewegungen bietet die Elektromyographie (EMG). Mit dem EMG werden die elektrischen Impulse, die die Muskelbewegung anstoßen, aufgezeichnet. Daraus kann indirekt auf die Kraft geschlossen werden, die der Muskel bei der Ausführung der Bewegung benötigt [3, 118]. Es ist unbestritten, daß der Muskel als Krafterzeuger dient. Allerdings bleibt ungewiß, in welchem Umfang die Höhe der Impulse,

Kinetik — Diskussion

also die Anzahl der rekrutierten Muskelfasern, die Höhe der muskulären Kraft abbildet [30].

5. Kraftmeßplatte

Mit einer Kraftmeßplatte können die Kräfte der unteren Extremität bei verschiedenen Aktivitäten gemessen werden. Eingesetzt werden kann sie unter anderem zur Beurteilung eines vertikalen Sprunges. Dabei werden die Kräfte des gesamten Körpers beim Absprung ermittelt, eine Zuordnung zu einzelnen Gelenken ist bei dieser Messung nicht möglich.

6. Ganganalysen

Die Kraftmeßplatten finden auch in der Ganganalyse Anwendung, wenn nach den Kräften während der Standphase des Gehens gesucht wird [26]. Gerade bei Kindern gestaltet es sich schwierig, die Meßplatten an die unterschiedlichen Schrittlängen der Kinder anzupassen [116]. Das Gangbild wird durch das unbe-
wußte Zielen der Platten beeinträchtigt, jedoch kann das Ausmaß des Einflusses auf das Gangbild nicht abschließend geklärt werden [117]. Eine andere Möglichkeit zur Kraftmessung beim Gehen bieten Kraftmesser, die im Schuh getragen werden und die Kräfte der Fußsohle beim Auftreten messen. Diese bieten den Vorteil, daß die Kraftdaten nicht nur von wenigen Schritten aufgezeichnet werden können, sondern während eines längeren Zeitraumes [35]. Außerdem entfällt die Schwierigkeit, die Kraftmeßplatten während des Gehens genau zu treffen.

Mit den Kraftmeßplatten und den im Schuh befestigten Kraftmessern werden die Bodenreaktionskräfte gemessen. Diese bieten noch keine Aussage über die an den Gelenken auftretenden Kräfte. Zur Berechnung der an den Gelenken auftretenden Kräfte benötigt man anthropometrische Daten und bewegungssynchron aufgenommene kinematische Parameter. Diese werden meistens mit Hilfe optoelektronischer Verfahren aufgezeichnet. Die Systeme benötigen mehrere Marker, die an genau definierten Körperstellen vor der Messung angebracht werden müssen [101]. Anschließend können die an den Ge-

lenken auftretenden Kräfte bei bekannten Segmentmassen mit der inversen Dynamik berechnet werden.

Die Drehmomente während der Schwungphase des Gehens können anhand der Winkelpositionen der Marker zueinander ermittelt werden. Dazu wird die zweite Ableitung der interessierenden Winkel über die Zeit berechnet. Anhand der anthropometrischen Daten der unteren Extremität können jetzt die Drehmomente kalkuliert werden [166]. Mit dieser Methode können auch Kräfte bei Bewegungen der oberen Extremität beurteilt werden [85].

Für die Durchführung der Berechnungen der Kinetik existieren, je nach dem welches optoelektronische System eingesetzt wird, verschiedene Programme. Diese basieren meistens auf anthropometrischen Messungen an älteren Erwachsenen [162]. Dieselben Programme werden jedoch auch zur Berechnung der Kräfte bei Kindern eingesetzt, was aufgrund der Proportionsänderungen während des Wachstums zu ungenauen Ergebnissen führt [26]. Beispielsweise sind die Segmente der unteren Extremität von Kindern im Vergleich zum Rumpf kürzer als bei Erwachsenen. Eine Übertragung der an älteren Verstorbenen ermittelten Segmentmassen und Dichten auf Kinder erscheint fraglich [80].

Die Beurteilung der Kinematik und Kinetik im Ganglabor wird auch an Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis durchgeführt. Dabei kommen optoelektronische Verfahren zusammen mit 3D-Kraftmessplatten oder im Schuh getragene Kraftsensoren zum Einsatz [18, 35].

Ganganalysen werden häufig bei Kindern mit Zerebralpareesen zur Planung der weiteren Behandlung eingesetzt [118]. Vor allem in dieser Patientenpopulation wird die Reproduzierbarkeit und Interpretation der kinematischen Daten einer Ganganalyse untersucht. Mehrere Studien zeigen Divergenzen zwischen verschiedenen Laboratorien auf. Sowohl die erhobenen Gelenkwinkel während des Gehens als auch die Geschwindigkeiten, Schrittlängen und andere kinematische Parameter variieren zwischen den unterschiedlichen Einrichtungen [28, 111]. Dadurch werden bei der Beurteilung derselben Patienten in verschiedenen Laboratorien verschiedene Behandlungsvorschläge unterbreitet [47].

Eine Studie von Maynard et al. zeigt auch bei gesunden Erwachsenen eine schlechte Übereinstimmung der Daten von Ganganalysen. Die Reproduzierbar-

keit zwischen verschiedenen Untersuchern erweist sich als schlechter als die zwischen denselben Untersuchern zu verschiedenen Zeitpunkten. Die kinematischen Daten unterscheiden sich zwischen den Untersuchern stärker als die kinetischen Daten [101]. Steinwender et al. untersuchen die Reproduzierbarkeit kinematischer und kinetischer Daten von Ganganalysen an 20 gesunden und 20 spastischen Kindern. Die Studie zeigt eine bessere Wiederholbarkeit der Kinetik und der Kinematik von mehreren Messungen bei den gesunden Kindern als bei den erkrankten. Auch diese Studie zeigt eine bessere Reproduzierbarkeit kinetischer Daten als kinematischer Daten [146].

Die bessere Reproduzierbarkeit der kinetischen Daten in den beiden vorliegenden Studien beruht auf der alleinigen Auswertung der Momente während der Standphase des Gehens. Bei der Berechnung dieser Parameter haben die Bodenreaktionskräfte einen deutlich höheren Einfluß als die kinematischen Parameter. Während der Schwungphase sollten sich die kinetischen Daten wie die kinematischen verhalten, da hier für die Berechnung nur die kinematischen Daten entscheidend sind.

Die Probleme bei der Datenerhebung von Ganganalysen liegen zum einen an der Schwierigkeit des Auffindens der richtigen Markerpositionen [101]. Des weiteren beeinflusst die Variabilität des Gehens eines gemessenen Individuums die Ganganalyse. Die Kinematik und Kinetik des Gehens unterliegt einer Vielzahl von Einflüssen, z.B. Motivation und Erschöpfung. Um den Einfluß dieser Variabilität zu minimieren, wird die zehnmahlige Wiederholung der Messung mit anschließender Berechnung der durchschnittlichen kinetischen und kinematischen Werte von C. E. Deiss vorgeschlagen [29].

Die Bewegungsanalysen mit optoelektronischen Systemen ermöglichen als einziges Verfahren eine komplette Analyse sowohl des Bewegungsumfanges, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung als auch der interessierenden Kräfte und Drehmomente. Die Nachteile dieses Systems bestehen erstens in der Abhängigkeit von einem speziell eingerichteten Laborraum. Dadurch können die Ganganalysen nicht mobil eingesetzt werden, und die Möglichkeiten der eingesetzten Bewegungen sind eingeschränkt. Zweitens gestaltet sich die Messung durch das korrekte Anbringen der Marker als zeitaufwendig und erscheint

daher für die Vermessung von Kindern weniger geeignet. Drittens benötigt man bei einem Einsatz von Kraftmeßplatten meist mehrere Versuche, um eine gute Messung zu erhalten, bei der die Platten genau getroffen werden [101]. Doch gerade für Kinder mit Problemen im Bewegungsapparat stellt die Forderung nach mehreren Durchläufen ein Hindernis dar. Kinder mit akuter Arthritis haben Schmerzen und können aus diesem Grund oft eine Bewegung nicht mehrfach hintereinander ausführen.

Aus den Einschränkungen der oben genannten Verfahren zur Ermittlung der Muskelkraft ergibt sich die Forderung nach einer objektiven, einfachen Beurteilung der dynamischen Muskelkräfte und Muskeldrehmomente aller Gelenke. Hierzu könnten kinetische Messungen mit der Elektrogoniometrie in der Lage sein. Diese erlauben eine mobile Messung unterschiedlicher physiologischer Bewegungen sowohl der oberen als auch der unteren Extremität.

11.1.2. Elektrogoniometrie

Mit der Elektrogoniometrie kann ebenfalls die einer Bewegung zugrundeliegende Kinematik und Kinetik ermittelt werden.

Die Reliabilität der Elektrogoniometrie für die Messung des Bewegungsumfanges eines Gelenkes konnte in mehreren Studien demonstriert werden [158, 164]. Die Genauigkeit für die Messung der ROM wird dabei mit $\pm 2^\circ$ angegeben [60]. Damit liefert die Elektrogoniometrie genauere Werte für den Bewegungsumfang eines Gelenkes als die manuelle Goniometrie [46, 129].

Die Elektrogoniometrie wird bei verschiedenen Untersuchungen von Bewegungsumfängen eingesetzt und hat sich unter anderem in der Sportmedizin und der Orthopädie bewährt [131, 157]. Auch für Untersuchungen der Knie- und Sprunggelenksbeweglichkeit bei Kindern mit Zerebralparese wird sie eingesetzt [60]. Daneben liegen Normwerte der mit Elektrogoniometern untersuchten Hüft- und Kniewinkel beim Gehen für zehn bis 79-jährige gesunde Probanden vor [114].

Zur Beurteilung der Geschwindigkeiten und Beschleunigungen an den großen Gelenken wird die Elektrogoniometrie ebenfalls eingesetzt [101]. Dabei benutzen die meisten Autoren sie für Untersuchungen des Gangbildes. Jedoch

Kinetik — Diskussion

kann die Elektrogoniometrie auch bei der Beurteilung anderer Gelenke eingesetzt werden. Ein Beispiel dafür ist eine Studie zur Beurteilung des Bewegungsbildes des Ellenbogengelenkes bei einer Bewegung mit und gegen die Gravitation [154].

Die Elektrogoniometrie ermöglicht neben der Beurteilung der Kinematik auch die eine Bewegung auslösenden Drehmomente zu messen. Hierzu werden anhand der aufgenommenen Winkel die kinematischen Parameter berechnet und daraus mit den anthropometrischen Messungen die Muskel-drehmomente. Dabei ist wie bei jeder kinetischen Datenerhebung die Kenntnis über die Orientierung der Gelenke im Raum wichtig [118]. Dies wird durch eine definierte Lagerung des Patienten und der Messung der interessierenden Winkel der bewegten Extremität ermöglicht. Bei komplexen, mehrgelenkigen Bewegungen müssen immer gleichzeitig alle Winkel der an der Bewegung beteiligten Gelenke gemessen werden und dazu muß ihre Lage im Raum zumindest zu Beginn der Bewegung eindeutig definiert sein.

11.1.2.1. Methodenkritik

Die Messung der Gelenkkinetik mit Elektrogoniometern in dieser Studie unterliegt den folgenden Einschränkungen:

1. Annahmen

Für die Berechnung der Drehmomente sind einige Annahmen zu treffen, die im folgenden dargestellt und diskutiert werden:

- a. Die einzelnen Körpersegmente werden durch geometrische Gebilde dargestellt (als Zylinder und Quader).

Das Zylinder-Quader-Modell stellt ein sehr vereinfachtes Modell dar. Es basiert jedoch auf direkten Messungen an den zu untersuchenden Kindern und bietet eine relativ hohe Genauigkeit (Kap. III Anthropometrie). Die meisten anderen Verfahren stützen sich auf anthropometrische Messungen an Erwachsenen oder basieren auf einer geringen Fallzahl von Kindern [80]. Die zur Berechnung der Kinetik eingesetzten Segmentmassen beeinflussen die Ergebnisse der Berechnung der kinetischen Daten.

- b. Die Dichte- und Massenverteilungen der Segmente sind homogen.

Die Dichte ist in der Realität nicht homogen über das gesamte Segment verteilt. In mehreren Studien konnte die Variation der Dichte über die Länge des Segmentes nachgewiesen werden [1, 159]. Die Annahme einer homogenen Dichte über die gesamte Extremitätenlänge stellt demnach eine für die Berechnung nötige Vereinfachung dar. Dieses Verfahren ist allgemein üblich und wird zum Beispiel in der Ganganalyse verwendet [162].

- c. Die Segmente entsprechen starren Körpern (der Abstand zweier Punkte eines Körpers bleibt während der Bewegung konstant).

Diese Einschränkung auf ein starres Modell unterschlägt die Einbeziehung der Weichteile des menschlichen Körpers bei der Bewegung [49]. Die Einbeziehung der unterschiedlichen Weichteilmassen und –bewegungen der einzelnen Kinder in die Berechnungen würde die Berechnung deutlich erschweren. Auch dieses Verfahren ist in der Ganganalyse etabliert.

- d. Die bewegten Gelenke besitzen genau einen Freiheitsgrad.

Die Drehbewegung konnte durch den Einsatz der Schienen auf eine einachsige Bewegung reduziert werden. Dadurch wird die Gelenkbewegung auf genau einen Freiheitsgrad eingeschränkt. Diese Maßnahme erhöht die Genauigkeit der Messung und vereinfacht die Berechnung.

2. Bewegungseinschränkung durch Schienen und Kabel

Die verwendeten Elektrogoniometer werden auf den speziellen Schienen befestigt. Zusammen wiegen sie etwa 10% des Extremitätengewichtes. Die verwendeten Schienen wurden von allen gemessenen Kindern gut toleriert, da sie an einen Sportschutz oder Funktionsschienen erinnern. Durch die Schienen wird außerdem eine einfache Fixierung der Elektrogoniometer möglich, da die Goniometer mit einem Klettband auf den Schienen befestigt werden können. Die vom Hersteller angegebene Befestigung auf der Haut mit doppelseitigem Klebeband erweist sich in der Praxis als wenig kinderfreundlich, denn das Klebeband muß nach der Messung auch wieder entfernt werden.

Die Elektrogoniometer können den Gelenkwinkel in zwei Achsen messen. Die Genauigkeit der Elektrogoniometer ist jedoch höher für eine alleinige Messung in nur einer Achse und Ebene [119]. Bei der Messung ohne Schienen

kommt es durch die Weichteilverschiebung dazu, daß die beiden Endblöcke des Elektrogoniometers nicht immer in einer Ebene liegen. Damit nimmt die Genauigkeit der Messung ab [56]. Durch die Verwendung der Schienen werden mögliche Fehler durch die Weichteilverschiebungen eliminiert [88].

Die Gelenkachse stimmt nicht während der gesamten Bewegung mit der Achse der Schienen überein. Die verwendeten Elektrogoniometer brauchen jedoch nicht genau über der Gelenkachse angebracht werden, denn sie haben ein virtuelles Gelenkzentrum [101, 119]. Die Kabel der Elektrogoniometer werden durch die Schienen zum Rumpf geführt, wo sie in die Base Unit am Gürtel münden. Von dort geht in diesem Versuchsaufbau ein Kabel zum Verstärker. Es werden jedoch auch Base Units angeboten, die die Daten speichern und somit während der Messung auf die Verbindung zum Verstärker verzichten können. Dadurch wird der Bewegungsradius des Kindes unter der Messung deutlich erweitert. Es ermöglicht die unabhängige Messung von verschiedenen Bewegungsabläufen (Gehen, Treppensteigen, etc.). Die Bewegungsanalysen können mit diesem System unabhängig von einem festen Raum durchgeführt werden.

3. Motivation

Die Motivation spielt bei Bewegungsmessungen eine große Rolle. Denn die Bewegungen sollen freiwillig in der schnellstmöglichen Geschwindigkeit ausgeführt werden. Die Kinder müssen also zu der Bewegung motiviert werden. Dies findet durch die optische Selbstkontrolle ihres Bewegungsumfanges durch das Computerprogramm „Hau' den Lukas“ statt. Auch die Möglichkeit, ihre Gelenkmobilität an verschiedenen Sitzungen zu testen und zu vergleichen, wirkt motivierend.

Vor allem bei Kindern mit Erkrankungen des Bewegungsapparates können bei der Ausführung der Bewegung Schmerzen auftreten. Diese können dazu führen, daß das Kind sich langsamer und mit geringerem Bewegungsumfang bewegt. Mit dem Computerprogramm kann der Bewegungsumfang direkt kontrolliert werden und ermöglicht den Kindern eine optische Kontrolle. Die Kinder tasten sich während des Probedurchlaufs an ihren maximalen schmerzfreien

Bewegungsumfang heran, den sie dann auch bei den schnellen Bewegungen erreichen.

4. Filterung

Die Winkelkurve wird mit einem Tiefpaß-Filter vom Typ „Butterworth“ bearbeitet. Dies ist ein übliches meßtechnisches Verfahren. Es birgt allerdings das Risiko, wie jede Art der Glättung von Meßdaten, neben den Störgrößen auch interessierende Daten herauszufiltern. Für den verwendeten Filter wurde eine Grenzfrequenz von 6 Hz ausgewählt. Dies bedeutet, daß alle Artefakte und Störgrößen, die mehr als sechs Änderungen der Bewegungsrichtung in der Sekunde beinhalten, herausgefiltert werden. Ein menschliches Gelenk kann bei einer aktiven, zielgerichteten Bewegung keine sechs Bewegungsänderungen innerhalb einer Sekunde durchführen. Alle langsameren Bewegungsänderungen verbleiben in der Winkelkurve. In der Literatur werden diese Filter für Bewegungsanalysen während des Gehens ebenfalls verwendet [105].

5. Pausen

Die Pausen entstehen bei der Änderung der Bewegung von der Flexion zur Extension. Während dieser Zeit stoppt der Patient die Bewegung für unterschiedliche Zeit. In den Haltephasen ist zum einen das Signalrauschen hoch und zum anderen beruht das Modell zur Berechnung der Drehmomente auf der Annahme freischwinger Körper ohne Endpunkte. Eine Berechnung der Muskeldrehmomente während der Pausen ist nicht möglich und auch nicht erwünscht. Deshalb werden die Pausen aus der Bewegungskurve eliminiert. Durch die Entfernung der Pausen aus der Winkelkurve gehen keine für die Berechnung der Drehmomente wichtigen Informationen verloren.

6. Bestimmung der Maxima der Flexions- und Extensions-Drehmomente

Für die Auswertung werden zunächst die Segmentmassen berechnet (s. Kap. II. Anthropometrie). Anschließend werden aus den mit der Elektrogoniometrie gemessenen Gelenkwinkeln mit den zugehörigen Zeiten die Beschleunigungen berechnet. Dazu wird die geglättete Winkelkurve zweimal abgeleitet. Anschlie-

ßend erfolgt die Berechnung der Muskeldrehmomente der einzelnen Gelenke (Kap. 7. Berechnung des Drehmomentes).

Jede physiologische Bewegung beginnt mit einer Beschleunigung und endet mit einer Verzögerung. In der Auswertung werden nur die maximalen Drehmomente am Bewegungsanfang jeweils während einer Flexion und einer Extension betrachtet. Damit wird gewährleistet, daß die Muskeldrehmomente während der Beschleunigungsphase der Bewegung beobachtet werden. Die Muskeldrehmomente zum Zeitpunkt des Bewegungsendes können zwar höher sein, sie sind jedoch für die Beurteilung der möglichen Drehmomente eines Gelenkes uninteressant. Denn während der Verzögerung stoppt das Gelenk entweder durch Muskelkraft oder durch den Anschlag des Gelenkes an den Weichteilen oder dem Knochen. Bei einer sehr schnell ausgeführten Extensionsbewegung im Ellenbogengelenk stoppen viele Kinder erst durch den Anschlag der Gelenkflächen von Ulna und Humerus. Dadurch entstehen sehr hohe Drehmomente, die für die Beurteilung der Muskulatur als Bewegungsinitiator jedoch uninteressant sind.

Die Drehmomente während der Verzögerung sind sehr variabel. Diese Drehmomente sind teilweise unabhängig von der Muskelkraft, da sie durch den Anschlag im Gelenk hervorgerufen werden. Hierdurch ergeben sich größere Drehmomente als bei der Beschleunigung und dadurch wirken höhere Verformungen auf den Knochen. Die meisten Alltagsbewegungen enden weniger abrupt, weil hierfür normalerweise nicht der volle Bewegungsumfang benötigt wird. Fast alle Alltagsbewegungen beginnen jedoch mit einer Beschleunigung, die durch aktive Muskelkraft initiiert wird. Aus diesem Grund werden hier die beschriebenen Maximalkräfte während der Beschleunigung zur weiteren Auswertung herangezogen. Dadurch werden die Muskeldrehmomente bestimmt, die bei physiologischen Bewegungen eingesetzt werden.

7. Gemessene Drehmomente

Die Berechnungen liefern nicht die interessierenden Kräfte, die direkt am Muskelansatz des Knochens angreifen. Diese Kraft wäre der ideale Indikator für den Knochenaufbau, sie kann jedoch nicht so ohne weiteres in vivo bestimmt wer-

den. Dazu müßten die Kraftmesser direkt am Übergang zwischen Muskel und Knochen implantiert werden [162]. Daneben sind immer mehrere Muskeln, Bänder und andere Gewebe mit in die Bewegung involviert, so daß sich die einzelne Muskelkraft nicht isolieren läßt. Aber wahrscheinlich ist dies auch gar nicht nötig, denn die Muskeln greifen bei jeder anatomischen Bewegung in Gruppen an und damit wirkt die Kraft eines Muskels auch zu keiner Zeit allein auf einen Knochen.

11.1.3. Verfahren zur Beurteilung der Muskel- und Knochengeometrie

Neben der Beurteilung der Gelenkfunktion kann man auch durch die Beurteilung der Muskulatur und der Knochengeometrie Rückschlüsse auf die mögliche Kraft in den Gelenken gewinnen. Der Aufbau der Muskulatur ist dabei eng mit dem Aufbau des Skeletts verbunden. Der größte Zuwachs an Muskel- und Knochenmasse findet während der Kindheit und Jugend statt.

Die entscheidenden Stimuli für ein normales Knochenwachstum sind das steigende Körpergewicht mit einem Zuwachs an Muskelmasse und Muskelkraft [40, 138]. Die zunehmende Kraft der Muskulatur und eine damit verbundene höhere mechanische Belastung des Bewegungsapparates führen zu Verformungen des Knochens. Die Verformungen bewirken eine Zunahme der Kortikalisdicke und resultieren in einer Zunahme der Knochenmasse und -stabilität [38]. Die als „Peak bone mass“ bezeichnete höchste Knochenmasse wird annähernd gegen Ende des zwanzigsten Lebensjahres erreicht. Mit zunehmendem Lebensalter nimmt die Knochenmasse wieder ab. Je höher die erreichte „Peak bone mass“ ist, desto mehr Reserven sind für die weiteren Lebensjahre angelegt.

Die Verformung eines Knochens durch Biegung, Zug, Torsion oder Kompression wird in der Biomechanik in Microstrain [μE] angegeben, dabei entsprechen 10000 μE einer Verformung um 1% der ursprünglichen Länge. Die Frakturgrenze des Knochens liegt bei etwa 17000 μE . Eine Erhöhung der Knochenfestigkeit durch Zunahme der Kortikalisdicke nennt man Modelling, dieses beginnt bei etwa 1/25 der Knochenbruchgrenze. Dabei wird solange die Knochenfestigkeit erhöht, bis der Knochen an die mechanischen Beanspruchungen adaptiert ist. Unterhalb von etwa 1/250 der Frakturgrenze nimmt die Knochen-

Kinetik — Diskussion

festigkeit ab, dazwischen bleibt sie erhalten [38]. Neben dem Knochenanbau durch Modelling nimmt bei Kindern auch die Länge der Knochen zu. Das Längenwachstum wird durch subnormale Beanspruchung verlangsamt, das zeigt sich beispielsweise durch eine Verkürzung der gelähmten Extremität bei Kindern [45, 102]. Dagegen kann eine zu hohe Belastung im Kindesalter, beispielsweise durch gymnastisches Training über 18 h / Woche, ebenfalls ein vermindertes Wachstum mit reduzierter Körpergröße im Erwachsenenalter bewirken [149].

Es gibt verschiedene Belastungen, die auf den Knochen wirken, zum einen die Gravitation, zum anderen die Muskelkraft. Die einwirkende Muskelkraft kann unterschieden werden in Kraft während einer Bewegung (Nagel einschlagen) und eine statische Kraft ohne Bewegung (Daumen drücken). Bei Erwachsenen wird ein stärkerer Knochen bei Gewichthebern, als bei Marathonläufern gefunden [39]. Dies deutet darauf hin, daß stärkere Kräfte auch einen größeren Zuwachs an Knochenmasse und damit an Festigkeit bewirken. Bailey et al. zeigen diesen Zusammenhang durch Messungen der Knochendichte an beiden Beinen bei Kindern mit einseitigem Morbus Perthes, dabei ist die Knochenmasse des nicht betroffenen Beines erhöht und die des betroffenen erniedrigt [10]. Zum Aufbau eines normalen Knochens reichen normale Alltagskräfte aus, mit höheren Kräften scheint jedoch eine höhere „Peak bone mass“ erreichbar zu sein. Eindeutig geklärt ist, daß die Gravitation alleine, z.B. bei Bettlägerigkeit, zu gering ist, um eine normale Knochenfestigkeit aufzubauen [40].

Es werden unterschiedliche Verfahren zur Beurteilung der Muskel- und Knochengeometrie eingesetzt. Die wichtigsten sind:

1. Ultraschall

Mit dem Ultraschall kann die Knochendichte zweidimensional gemessen werden. Das Verfahren ist günstig, einfach anzuwenden und ohne Strahlenbelastung. Allerdings liegen nur wenige Erfahrungen vor [139].

2. Dual-Röntgen-Absorptiometrie (DXA)

Die Dual-Röntgen-Absorptiometrie stellt das am weitesten verbreitete Verfahren zur Untersuchung der Knochengometrie dar. Mit diesem Verfahren kann sehr genau die Knochenmasse ermittelt werden. Die DXA untersucht das gesamte Skelett in einem Meßvorgang, negativ anzumerken ist die Strahlenbelastung [139].

3. Computertomographie (CT)

Mit der Computertomographie können an verschiedenen Stellen des Skeletts Untersuchungen zur Muskel- und Knochengometrie durchgeführt werden. Die Strahlenbelastung ist dabei relativ hoch. Aus diesem Grund wird heute verstärkt die periphere quantitative Computertomographie (pQCT) eingesetzt, die durch eine verkürzte Meßzeit und eine Messung am peripheren Skelett eine deutlich geringere Strahlenbelastung aufweist. Mit Hilfe der pQCT läßt sich neben der Knochengometrie auch die Muskelgometrie sehr gut darstellen und ausmessen [139].

11.2. Muskeldrehmomente

Die Kurvenverläufe der Muskeldrehmomente verschiedener Kinder variieren stark, obwohl es sich bei der gemessenen Bewegung um eine einfache Bewegung handelt. Zur Vereinfachung der Interpretation der Kurven wird das maximale Muskeldrehmoment während der Beschleunigungsphase der Bewegung ermittelt und für die weiteren Vergleiche herangezogen.

Die Muskeldrehmomente aller gemessenen Kinder zeigen eine starke Streuung. Allerdings sind bei dieser Betrachtung sowohl Kinder unterschiedlichen Alters, als auch Kinder mit unterschiedlichem Gelenkzustand eingegangen.

Ein Problem der Muskeldrehmomentberechnung deutet sich hier an, welches die weitere Beurteilung der Ergebnisse beeinflußt. Bei den Flexions-Drehmomenten des Hand- und Sprunggelenkes erzielen einige Kinder negative Muskeldrehmomente. Diese negativen Drehmomente kommen dadurch zustande, daß die Kinder zu Beginn der Flexionsbewegung keine aktive Muskelkraft einsetzen. Bei einem aktiven Einsatz der Muskulatur wären positive

Kinetik — Diskussion

Flexions-Drehmomente zu erwarten. Negative Muskeldrehmomente erhält man durch passives Fallenlassen der Gelenke mit der Schwerkraft.

Das Problem mit der Gravitation liegt an der Lagerung der Patienten bei der Messung der Hand- und Sprunggelenke. Die Extension findet dabei immer entgegen der Schwerkraft statt, wogegen das Gelenk bei der Flexion mit der Schwerkraft bewegt wird.

Zu Beginn der Flexionsbewegung liegen die Hand und der Fuß oberhalb einer Waagerechten zur Erdoberfläche. Aus dieser Position erfolgt durch Aufhebung der Muskelkraft der Extensoren eine Flexionsbewegung mit der Schwerkraft. Diese kann durch aktiven Einsatz der Flexoren initiiert sein oder ohne aktive Muskelkraft allein durch die Schwerkraft erfolgen. Dadurch erschwert sich die Interpretation dieser Flexions-Drehmomente erheblich. In allen später gebildeten Gruppen finden sich immer „faule“ Kinder, die negative Flexions-Drehmomente im Hand- oder Sprunggelenk haben. Die aktiven Muskeldrehmomente sind die hier interessierenden Parameter.

Die Ellenbogen- und Kniegelenke werden über 90° bewegt, so daß sowohl die Flexions- als auch die Extensionsbewegung zunächst gegen die Schwerkraft gestartet werden. Im weiteren Verlauf der Bewegung, wenn 90° überschritten sind, lassen einige Kinder ihr Gelenk einfach mit der Schwerkraft fallen. Dieser Teil der Bewegung ist jedoch für die Auswertung uninteressant. Für die maximalen Flexions- und Extensions-Drehmomente werden die maximalen Muskeldrehmomente zu Beginn der Bewegung, also in der Beschleunigungsphase, genommen. Dadurch wird gewährleistet, daß der initiale Bewegungsanstoß gemessen wird. Dieser ist in den großen Gelenken bei der Flexionsbewegung immer positiv.

Eine andere Lagerung der kleinen Gelenke würde bei dem Problem mit der Schwerkraft helfen. Dazu sind zwei Lagerungsmöglichkeiten denkbar. Erstens eine Änderung des Winkels zur Erdoberfläche mit einer Bewegungsmessung im Handgelenk bei nach oben gestrecktem Unterarm (senkrecht zur Erdoberfläche) und der Bewegungsmessung im Sprunggelenk in Rückenlage liegend. Diese Positionen ermöglichen einen Bewegungsbeginn entgegen der Schwerkraft sowohl bei der Flexions- als auch bei der Extensionsbewegung. Eine an-

dere Möglichkeit besteht in einer Messung „ohne“ Schwerkraft, dies kann durch eine seitliche Lagerung des zu messenden Gelenkes erreicht werden. Die Gelenkachse befindet sich in diesem Fall senkrecht zur Erdoberfläche. Auch in diesem Fall entsteht eine Bewegung nur durch den Einsatz aktiver Muskelkraft.

11.3. Muskelkraftvergleich

In dieser Studie zum Muskelkraftvergleich werden drei Verfahren für die obere und drei Verfahren für die untere Extremität verglichen.

Bei der oberen Extremität findet die direkte Messung der Greifkraft mittels eines Handdynamometers Anwendung. Dieses Verfahren beurteilt die maximal mögliche Kraft beim Faustschluß. Dabei handelt es sich um eine statische Messung der Maximalkraft. Dieses Verfahren wird standardmäßig eingesetzt, wenn die Kraft objektiv gemessen werden soll [12]. Es erlaubt eine einfache Handhabung, und die Messung dauert nur kurz. Die Messung ist sehr präzise, solange die richtige Haltung des Handdynamometers beachtet wird [100]. Um standardisierte Ergebnisse zu erhalten, wird der Ellenbogen 90 Grad vom Körper abgewinkelt. Die Hand befindet sich zum Unterarm in Neutral-Null-Stellung, der Unterarm ist also weder supiniert noch proniert. In dieser Position soll das Handdynamometer mit der größtmöglichen Kraft gedrückt werden. Mit diesem Verfahren können keine dynamischen Kräfte gemessen werden, wie sie viel häufiger im Alltag benötigt werden. Die meisten Alltagshandlungen erfordern Kraft während einer Bewegung.

Bei der unteren Extremität wird eine 3D-Kraftmeßplatte zur Beurteilung der Absprungkraft benutzt. Dieses Verfahren ist noch nicht häufig bei Kindern eingesetzt worden, so daß keine Erfahrungen und Normwerte vorliegen. Prinzipiell werden hiermit dynamische Kräfte der unteren Extremität gemessen. Diese können jedoch nicht einfach auf die einzelnen beteiligten Gelenke umgerechnet werden. Dazu werden kinematische Analysen während des Absprungs benötigt. Dies könnte durch die gleichzeitige Aufzeichnung eines Videos oder mit anderen optoelektronischen Verfahren erfolgen. Die Messung ist einfach auszuführen, allerdings zeigt sich vor allem bei jüngeren Kindern eine Variabilität der gemessenen Kraft.

Die periphere quantitative Computertomographie (pQCT) ist ein nicht invasives Verfahren zur Beurteilung der Knochendichte und Knochengeometrie bei Erwachsenen und Kindern. Im Vergleich zu anderen Methoden kann mit diesem Verfahren neben der Knochendichte auch die Knochengeometrie, die Knochenmasse, die Muskelmasse und ein Knochenfestigkeitsindex gemessen werden [44, 92, 136]. Verglichen werden in dieser Studie die Kortikalis- und Muskelflächen des proximalen Unterarms und Unterschenkels mit den elektrogoniometrischen Messungen der oberen und der unteren Extremität.

Die kinetischen Messungen mit der Elektrogoniometrie erlauben die Beurteilung einer dynamischen Bewegung unterschiedlicher Gelenke. In dieser Studie werden die Muskeldrehmomente während der Flexions- und Extensionsbewegungen im Ellenbogen-, Hand-, Sprung- und Kniegelenk gemessen. Durch die passive Gelenkbewegung einiger Kinder können auch hier die Flexionsbewegungen im Hand- und Sprunggelenk nicht definitiv ausgewertet werden, weil einige Kinder negative Flexions-Drehmomente bei diesen Bewegungen zeigen (Kap. 11.2. Muskeldrehmomente).

Der aktuelle Gelenkzustand, ebenso wie die zugrunde liegende Erkrankung, haben einen Einfluß auf die Kraft [61]. In der vorliegenden Studie war bei einem Kind das Hand- und Ellenbogengelenk in Remission, ein weiteres Kind hatte zum Meßzeitpunkt eine Remission im Handgelenk und eines eine Remission im Ellenbogengelenk. Bei einem Kind waren beide Gelenke schmerzhaft (Arthralgie). Zum Zeitpunkt der Messung der unteren Extremität befanden sich bei sechs Kindern die Kniegelenke und Sprunggelenke in Remission. Ein Kind hatte im Kniegelenk eine schmerzhaft Arthralgie.

Kein Kind hatte zum Zeitpunkt der Messung eine akute Arthritis in der gemessenen Extremität. Durch eine akute Arthritis in dem Gelenk oder einem benachbarten Gelenk vermindert sich die regionale Knochendichte [93, 120].

Roth et al. weisen eine signifikante Verminderung der Muskelfläche und eine Verminderung der Kortikalisfläche gemessen mit dem pQCT bei Kindern mit einer Arthritis an dem gemessenen Arm verglichen mit Kindern ohne Arthritis an dem gemessenen Arm nach [130]. Lindehammar und Sandstedt finden ferner eine verminderte Muskelkraft bei Kindern in arthritischen Gelenken [97].

11.3.1. Vergleich der Muskeldrehmomente mit der Muskelfläche

Bei dem Vergleich zwischen den Muskeldrehmomenten mit der Muskelfläche der CT-Schnitte kann für das Ellenbogengelenk eine signifikante Korrelation beider Parameter gezeigt werden. Die Drehmomente während der Extension des Hand- und Sprunggelenkes korrelieren signifikant mit der Muskelfläche, die Drehmomente während der Flexion lassen tendenziell eine Zunahme bei steigender Muskelfläche erkennen. Bei der Bewegung im Kniegelenk korrelieren beide Muskeldrehmomente signifikant mit der Muskelfläche.

In der Literatur lassen mehrere Studien eine sehr gute Korrelation zwischen der Kortikalisfläche gemessen mit der pQCT und der Handgriffstärke gemessen mit einem Handdynamometer sowohl bei gesunden als auch bei nierenkranken Kindern erkennen [138, 147]. Außerdem zeigen Schönau et al. eine signifikante Korrelation zwischen Kortikalis- und Muskelfläche gemessen mit der pQCT am proximalen Radius bei gesunden Kindern und Erwachsenen [140].

Eine andere Studie von Schönau und Mitarbeitern präsentiert eine Korrelation zwischen der mit der pQCT gemessenen Muskelfläche und Messungen der Handgriffkraft bei gesunden Kindern [143]. Roth und Mitarbeiter finden eine deutliche Verminderung der Muskelfläche gemessen mit dem pQCT bei Kindern mit JIA im Vergleich zu gesunden Kindern. Dieser Unterschied bleibt sowohl bei einem Vergleich nach Alter als auch nach Körpergröße bestehen. Die Korrelation der Muskelfläche mit der Handgriffstärke des gemessenen Armes ergibt eine signifikante Korrelation [130].

Ein größerer Muskelquerschnitt ermöglicht einen höheren Krafteinsatz dieses Muskels. Die Kraft eines Muskels kann durch die unterschiedliche Anzahl rekrutierter Muskelfasern gesteuert werden [132].

Der Vergleich zwischen den Muskeldrehmomenten und der im pQCT gemessenen Muskelfläche ist nicht unkompliziert. In die Muskelfläche der pQCT-Messung am proximalen Unterarm gehen alle Extensions- und Flexionsmuskeln in dem untersuchten Querschnitt ein. Für die Ausführung der Flexionsbewegung im Ellenbogengelenk werden jedoch beispielsweise nur etwa 30% der Muskeln des gemessenen Querschnitts verwendet. Zusätzlich werden bei dieser Bewegung noch Muskeln des Oberarms aktiv. Die im pQCT darstellbare

Muskelfläche entspricht nicht den Muskeln, die bei der gemessenen Bewegung eingesetzt werden. Der Anteil ist bei der Extension im Ellenbogengelenk mit 3% am geringsten, für die Bewegungen im Handgelenk liegt der Anteil bei jeweils etwa 30% für die Flexions- und Extensionsbewegungen. Die prozentualen Anteile verhalten sich bei den gemessenen Gelenkbewegungen der unteren Extremität ähnlich. Bei jeder gemessenen Gelenkbewegung sind jeweils Muskeln in dem zum Vergleich herangezogenen pQCT-Querschnitt repräsentiert. Durch die hier gezeigte Korrelation zwischen der im pQCT gemessenen Muskelfläche und den Muskeldrehmomenten kann angenommen werden, daß die mit der Elektrogoniometrie gemessenen Drehmomente die Muskelkraft widerspiegeln.

11.3.2. Vergleich der Muskeldrehmomente mit der Kortikalisfläche

Bei diesem Vergleich konnten für das Ellenbogengelenk eine signifikante Korrelation zwischen den Muskeldrehmomenten und der Kortikalisfläche gezeigt werden. Die Drehmomente während der Extension des Hand- und Sprunggelenkes korrelieren signifikant mit der Kortikalisfläche. Die Drehmomente während der Flexion des Handgelenkes zeigen tendenziell eine Zunahme bei steigender Kortikalisfläche, die des Sprunggelenkes reagieren bei steigender Kortikalisfläche gegenteilig mit einer Abnahme der Drehmomente. Bei der Bewegung im Kniegelenk korrelieren beide Muskeldrehmomente signifikant mit der Kortikalisfläche.

Ein Zusammenhang zwischen der Kortikalisfläche und der Handgriffkraft konnte in mehreren Studien gezeigt werden [130, 138, 142]. Bei kranken Kindern lassen sich niedrigere Werte im Vergleich zu gleichaltrigen gesunden Kindern nachweisen [147]. Ungewiß bleibt, in wie weit die retardierte Skelettreife und die kleinere Körpergröße vieler chronisch kranker Kinder die Ergebnisse beeinflussen [120]. Bei Kindern mit JIA findet sich eine verminderte Knochendichte, solange die Krankheit aktiv bleibt. Bei einer längeren Remission erholt sich der Knochen und die Parameter normalisieren sich [93].

Der Knochenbau wird durch die Kraft der an den Knochen ansetzenden Muskeln stimuliert [140]. Dabei wird Knochen solange aufgebaut, solange der Stimulus des Muskels groß genug ist. Wenn der Stimulus zu klein wird, ergibt sich zunächst ein Gleichgewicht zwischen Aufbau und Abbau und schließlich

bei zu kleinem Stimulus wird Knochen abgebaut [37]. Somit beeinflusst die Kraft an einem Gelenk direkt die Knochenfläche und zwar vor allem die Kortikalis. Denn an der Kortikalis findet der Großteil der Knochenumbauvorgänge statt. Die Kortikalisfläche spiegelt dabei jedoch die auf den Knochen einwirkende Kraft der vergangenen Tage und Wochen wieder, während die gemessenen Drehmomente die jetzige Tagesform mit dem aktuellen Gelenkzustand wiedergeben.

Die vorliegende Studie kann eine Korrelation zwischen der Kortikalisfläche und den Muskeldrehmomenten zeigen. Eine Ausnahme bilden auch hier die Flexions-Drehmomente der Hand- und Sprunggelenke (Kap. 11.2. Muskeldrehmomente). Abschließend kann gesagt werden, daß die Muskeldrehmomente der beurteilten Gelenke gemessen durch die Elektrogoniometrie mit der Kortikalisfläche der jeweiligen Extremität korrelieren. Diese Korrelation ist vergleichbar mit der in der Literatur beschriebenen Korrelation zwischen Kortikalisfläche und Handgriffstärke.

11.3.3. Vergleich der Muskeldrehmomente mit der Handgriffstärke

Die Muskeldrehmomente während der Flexionsbewegung im Ellenbogengelenk korrelieren signifikant mit der Handgriffstärke gemessen mit einem Handdynamometer. Bei der Extensionsbewegung herrscht tendenziell eine Zunahme der Drehmomente mit zunehmender Handstärke vor. Die Muskeldrehmomente im Handgelenk korrelieren nicht mit der Handgriffstärke, dabei zeigen nur die Extensions-Drehmomente eine Zunahme mit höherer Handgriffstärke.

Die Handgriffkraft zeigt eine gute Reliabilität der Messung von Kraft bei Kindern mit Muskeldystrophie und auch bei Kindern mit Arthritis [34, 160]. Mit der Handgriffstärke wird eine statische Kraft gemessen, die maximale Druckkraft der Fingermuskulatur bei einem Faustschluß. Dagegen sind die Muskeldrehmomente des Hand- und Ellenbogengelenkes dynamische Kräfte. Der Vergleich dieser beiden Parameter wird für die Flexionsbewegung des Ellenbogengelenkes signifikant. Dabei ergeben sich nicht nur durch die verschiedenen Kraffformen (dynamisch versus statisch) Probleme, sondern ebenfalls durch den Einsatz unterschiedlicher Muskeln bei den Messungen. Bei der Messung der maximalen Handgriffstärke wird vor allem die Fingermuskulatur

Kinetik — Diskussion

eingesetzt. Bei der Handgelenks- und Ellenbogengelenksbewegung findet dagegen die Muskulatur des jeweiligen Gelenkes Einsatz. Der Vergleich wird hier durchgeführt, weil die Greifkraftmessung die im Klinikalltag häufigste Methode zur Bestimmung von Kraft ist.

Die Muskeldrehmomente während der Flexion im Ellenbogengelenk korrelieren als einzige signifikant mit der Handgriffstärke.

11.3.4. Vergleich der Muskeldrehmomente mit der Sprungkraft

Bei der unteren Extremität konnte keine Korrelation der Muskeldrehmomente mit der Sprungkraft gezeigt werden. Die Drehmomente des Kniegelenkes und die Momente während der Extensionsbewegung im Sprunggelenk lassen eine Zunahme bei größerer Absprungkraft erkennen.

Bei der unteren Extremität ist zum direkten Vergleich von Drehmoment und Kraft die Absprungkraft bei einem vertikalen Sprung auf einer Kraftmeßplatte eingesetzt worden. Das angewendete Verfahren stellt eine einfache Möglichkeit zur Ermittlung der Sprungkraft der unteren Extremität dar. Beim vertikalen Sprung handelt es sich ebenso wie bei der Flexions- und Extensionsbewegung um eine dynamische Bewegung. Jedoch gilt auch hier die Einschränkung, daß für beide Bewegungen unterschiedliche Muskelgruppen eingesetzt werden. Bei der Absprungkraft werden alle Muskeln der unteren Extremität und eventuell auch noch die Rumpfmuskulatur und die Muskulatur der oberen Extremität eingesetzt. Der Einfluß der Armmuskulatur auf die Messung wird minimiert durch die Vorgabe, den Sprung ohne Armbewegung durchzuführen. Dagegen werden bei der Flexions- und Extensionsbewegung im Knie- und Sprunggelenk nur wenige Muskelgruppen des jeweiligen Gelenkes eingesetzt.

Die vorliegende Untersuchung kann keine signifikante Korrelation zwischen der Absprungkraft und den Muskeldrehmomenten der unteren Extremität aufzeigen.

11.3.5. Zusammenfassung - Muskelkraftvergleich

Die mit der Elektrogoniometrie ermittelten Muskeldrehmomente spiegeln im großen und ganzen die Kraft der Gelenke wider. Dies kann durch den Vergleich der Drehmomente mit den anderen Verfahren gezeigt werden. Dabei liefert vor

allem der Vergleich mit der Muskelfläche, als indirekter Parameter für die Muskelkraft, für alle Gelenke gute Ergebnisse. Die großen Gelenke zeigen dabei eine höhere Genauigkeit als die kleinen Gelenke. Die problematischen Ergebnisse für die Hand- und Sprunggelenke ergeben sich aufgrund der Gravitationsproblematik durch die Lagerung dieser Gelenke zur Erdoberfläche (Kap. 11.2. Muskeldrehmomente).

Um die Genauigkeit der Elektrogoniometrie besser beurteilen zu können, wäre ein Vergleich mit kinetischen Messungen mittels optoelektronischer Verfahren sinnvoll. Damit wäre ein direkter Vergleich von zwei unterschiedlichen Verfahren während des gleichen Bewegungsablaufes möglich.

Insgesamt kann die Vergleichsstudie zeigen, daß die Muskeldrehmomentberechnung mit Hilfe der Elektrogoniometrie zur Beurteilung der Muskelkraft bei Kindern geeignet ist. Sie stellt eine einfache und günstige Methode zur Ermittlung der Muskeldrehmomente bei Kindern dar, mit der nebenbei noch der Bewegungsumfang, die Geschwindigkeit und die Beschleunigung der Bewegung gemessen werden können.

11.4. Einflußfaktoren auf gesunde Gelenke

Die Beweglichkeit und die Ausführung einer Bewegung werden auch bei einem gesunden Gelenk von vielen Faktoren beeinflusst. Mögliche Einflußfaktoren sind: das Alter der Kinder, das Gewicht, das Geschlecht, die Händigkeit des Kindes, seine Motivation und Tagesform. Die Kinder werden während der Bewegung durch Selbstkontrolle mit dem eingesetzten Computerprogramm zu den Bewegungen motiviert. Der aktuelle Zustand der einzelnen gemessenen Gelenke wird von unabhängigen Untersuchern als unauffällig eingestuft. Die hier berücksichtigten Gelenke sind weder zum Meßzeitpunkt erkrankt noch waren sie davor jemals akut entzündet.

11.4.1. Alter

Die Bewegungsausführung und Kraft ändert sich vor allem bei kleinen Kindern noch stark [86]. Die Kinder lernen in den ersten Lebensjahren die Richtung und die notwendige Kraft ihrer Bewegungen zu steuern und zielgerichtete Bewegungen sicher auszuführen [85]. Diese Entwicklung vollzieht sich nur langsam.

Kinetik — Diskussion

Die meisten kinematischen Analysen an Kindern weisen erst im Jugendalter ähnliche Werte wie bei Erwachsenen nach [114]. Diese Entwicklung findet sich auch bei der Kinetik des Gehens. Tim Cupp et al. beschreiben die kinetischen Veränderungen des Gangbildes bei gesunden Kindern zwischen vier und zehn Jahren im Vergleich zu Erwachsenen [26]. Dabei ergibt sich eine Annäherung an die Kraftkurven der Erwachsenen mit zunehmendem Alter. Konczak et al. beschreiben Greifbewegungen von Säuglingen im Vergleich zu Erwachsenen, auch hier lässt sich eine Annäherung der Kinematik und der Kinetik erkennen. Die ältesten Kinder in dieser Untersuchung sind 64 Wochen alt, zu diesem Zeitpunkt lassen sich noch deutliche Unterschiede der Kinetik im Vergleich zu Erwachsenen feststellen [85].

Neben den Änderungen der Bewegungsausführung und Steuerung verändert sich ebenso die grobe Kraft. Die Muskelmasse nimmt bis zum Erwachsenenalter zu und damit auch die maximal mögliche Kraft. Dabei erfolgt der schnellste Muskelzuwachs während der Pubertät. Die Veränderungen der isometrischen Kraft von Kindern mit steigendem Alter werden von mehreren Autoren beschrieben [12, 100].

In dieser Studie vergrößern sich die dynamischen Muskeldrehmomente mit dem Alter der Kinder bei der Untersuchung aller vier Gelenke. Die Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke korrelieren signifikant mit dem Alter der Kinder. Auch die Extensions-Drehmomente des Handgelenkes korrelieren signifikant mit dem Lebensalter, nicht jedoch die Flexions-Drehmomente. Bei den Sprunggelenken zeigen ebenfalls nur die Extensions-Drehmomente eine signifikante Korrelation zum Alter. Beide Muskeldrehmomente des Kniegelenkes korrelieren signifikant mit dem Lebensalter.

Insgesamt erweisen sich die Muskeldrehmomente als stark altersabhängig. Eine Ausnahme bilden wiederum die Flexions-Drehmomente der kleinen Gelenke, welche jedoch aufgrund der beschriebenen Problematik nicht repräsentativ sind (Kap. 11.2. Muskeldrehmomente). Die Abhängigkeit der Muskeldrehmomente der Flexions- und Extensionsbewegungen mit dem Alter der Kinder erschwert die Auswertung der Daten von arthritischen Gelenken im weiteren Verlauf der Untersuchung. Die in diese Auswertung eingegangenen

Drehmomente entstammen gesunden Gelenken rheumakranker Kinder. Die vorliegenden Daten zu gesunden Gelenken reichen nicht aus, um Normwerte für die einzelnen Altersgruppen zu erstellen. Dazu werden Normwerte an einer größeren Anzahl gesunder Kinder benötigt.

Anhand der kleinen Gruppe von Kindern kann jedoch die in der Literatur häufig mit anderen Verfahren dargelegte Abhängigkeit der Kinetik der untersuchten Bewegung mit dem Lebensalter gezeigt werden.

11.4.2. Gewicht

Im vorherigen Kapitel kann der Einfluß des Lebensalters auf die hier betrachteten Muskeldrehmomente gezeigt werden. Mit zunehmendem Alter der Kinder steigt natürlich auch ihr Körper- und Extremitätengewicht. Die Muskelkraft nimmt ebenfalls mit dem Alter zu, wobei der schnellste Zuwachs in der Pubertät zu verzeichnen ist [40].

In vielen Studien über die Kinetik von Kindern, aber auch von Erwachsenen, wird die Änderung der Drehmomente über die Zeit in Relation zum Körpergewicht aufgezeigt. Ein wichtiger Grund für diese Normierung stellt die Änderung der Kinetik in Abhängigkeit vom Körpergewicht dar. Die Normierung vereinfacht einen Vergleich der Kinetik verschiedener Personen unterschiedlichen Alters. Die Kurven von Kindern und Erwachsenen können dadurch in einer Graphik dargestellt werden. Bei der Betrachtung komplexer Bewegungsabläufe, zum Beispiel Ganganalysen, erscheint diese Betrachtungsweise der Kinetik sinnvoll. Die Ausschläge der Kurven interessieren bei der Betrachtung von komplexen Bewegungen weniger als ihre zeitliche Abfolge in bezug auf den Gangzyklus [118].

Bei den in dieser Studie verwendeten Muskeldrehmomenten handelt es sich jedoch um die maximalen Drehmomente während der Flexions- bzw. Extensivbewegung. Die durchgeführte Bewegung stellt eine einfache, sich wiederholende Abfolge von maximaler Flexion und Extension allein in dem betrachteten Gelenk dar. Der Ablauf dieser Bewegung selbst ist für die Auswertung uninteressant, denn es werden nur die maximalen Muskeldrehmomente während der Beschleunigungsphase ermittelt. Somit können diese berechneten Muskel-

Kinetik — Diskussion

drehmomente eher mit der Ermittlung der Handgriffkraft verglichen werden, welche im allgemeinen als Absolutwerte dargestellt werden [12, 100].

Der Vorteil dieser Darstellung liegt darin, daß die Werte direkt interpretiert werden können. Es ist keine komplizierte Analyse und Betrachtung aller kinematischen und kinetischen Parameter in ihrer zeitlichen Abfolge notwendig. Die Auswertung der Messung wird dadurch im Vergleich zur Ganganalyse vereinfacht. Es reicht der direkte Vergleich der berechneten maximalen Muskeldrehmomente in bezug zu früher von diesem Kind erreichten Werten. Mit der Erstellung von Normwerttabellen für unterschiedliche Alters- und Gewichtsgruppen wäre auch ein direkter Vergleich mit gesunden Kindern gleichen Alters möglich.

Bei der Untersuchung aller vier Gelenke zeigt sich, daß die Muskeldrehmomente sowohl mit steigendem Extremitäten- als auch mit steigendem Körpergewicht zunehmen. Bei der Bewegung der Ellenbogengelenke präsentieren die Muskeldrehmomente einen signifikanten Bezug sowohl zum Extremitätengewicht, als auch zum Gesamtkörpergewicht. Die Extensions-Drehmomente der Hand- und Sprunggelenke korrelieren ebenfalls signifikant mit beiden Gewichten. Die Flexions-Drehmomente der Handgelenke korrelieren zwar mit dem Extremitätengewicht, nicht jedoch mit dem Körpergewicht, umgekehrt verhält es sich bei den Sprunggelenken. Die Muskeldrehmomente der Kniegelenke lassen eine signifikante Korrelation zu beiden Gewichten erkennen.

Die Muskeldrehmomente sind sowohl stark vom Extremitätengewicht als auch vom Körpergewicht abhängig. Ausgenommen davon sind nur die Flexions-Drehmomente der Hand- und Sprunggelenke (Kap. 11.2. Muskeldrehmomente).

11.4.3. Geschlecht

Bei Erwachsenen finden sich Geschlechtsunterschiede bei verschiedenen erhobenen Parametern während des Gehens. Oberg et al. beobachten einen signifikanten Unterschied der Winkel beim Gehen zwischen den Geschlechtern bei 10-79jährigen gesunden Probanden [114]. Eine andere Studie weist einen Unterschied in der Ganggeschwindigkeit nach, die weiblichen Studienteilnehmer liefen mit einer langsameren Geschwindigkeit als die männlichen [22].

Kerrigan et al. können mäßige Geschlechtsunterschiede in der Kinetik beim Gehen erkennen. Dabei erreichen Frauen gering höhere Drehmomente als Männer [83].

Für die maximalen isometrischen Kräfte von Kindern gemessen mit dem Dynamometer zeigen sich signifikante Geschlechtsunterschiede der Kraft bei insgesamt elf untersuchten Muskelgruppen erst mit dem Alter von etwa 14 Jahren. Tendenziell lassen sich schon in einem früheren Lebensalter höhere Kräfte bei Jungen gegenüber Mädchen darstellen [12]. Auch andere Studien, die nur die Handgriffstärke im Kindesalter untersucht haben, weisen höhere Kräfte bei Jungen ab einem Alter von zehn Jahren nach [55, 100].

In dieser Studie liegen die Mittelwerte der Muskeldrehmomente der oberen Extremität für die Jungen immer höher als für die Mädchen. Für die Ellenbogen- und Handgelenke lassen sich signifikante Geschlechtsunterschiede sowohl bei den Flexions- als auch bei den Extensionsbewegungen nachweisen. Bei den Knie- und Sprunggelenken erreichen die Jungen tendenziell ebenfalls höhere Drehmomente als die Mädchen.

Die Extremitätengewichte unterscheiden sich nicht signifikant zwischen den Geschlechtern. Im Durchschnitt liegen die Extremitätengewichte der Jungen jedoch über denen der Mädchen. Somit kann ein Einfluß des Gewichtes auf den hier gefundenen Unterschied der Drehmomente bezüglich des Geschlechtes nicht ausgeschlossen werden. Denn wie die Untersuchung zum Einfluß des Gewichtes der Kinder gezeigt hat, sind die Muskeldrehmomente stark gewichtsabhängig.

Auch wenn sich kein statistisch signifikanter Altersunterschied zwischen den Geschlechtern aufzeigt, gehen tendenziell mehr jüngere Mädchen in diese Auswertung ein. Dieser Trend ist stärker für die obere Extremität, hier werden signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern gefunden. Bei der unteren Extremität ist das Alter bezüglich des Geschlechtes besser verteilt und es konnten keine signifikanten Geschlechtsunterschiede gefunden werden. Aus diesem Grund kann ein Einfluß des Alters auf die gefundenen Geschlechtsunterschiede nicht ausgeschlossen werden.

Eine Abhängigkeit der Muskeldrehmomente vom Geschlecht kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse weder ausgeschlossen noch bestätigt werden. Um diese Frage zu klären, bedarf es einer umfangreicheren Untersuchung der Gelenkkinetik an gesunden Kindern unterschiedlichen Alters, Gewichtes und Geschlechtes.

11.4.4. Dominante Seite

In der Literatur gibt es nur wenige Daten zum Thema Seitendominanz bei kinetischen Analysen. Die Art der Bewegung spielt hierbei eine große Rolle. Wird die Bewegung häufig und bevorzugt mit der dominanten Seite ausgeführt, ergeben sich größere Unterschiede als bei insgesamt selten ausgeführten Bewegungen. Dabei lassen sich von Sainburg und Kalakanis an sechs Rechtshändern niedrigere Drehmomente der linken Schulter, des linken Ellenbogengelenkes und des linken Handgelenkes bei Greifbewegungen nachweisen. Die mehrgelenkigen Greifbewegungen der linken Körperseite sind dabei weniger zielsicher als die der rechten [135]. Beim Gehen zeigen Maupas et al. eine Asymmetrie der Kniewinkel um mehr als 5° bei über 50% der Studienteilnehmer [101].

In dieser Untersuchung wird jeweils das dominante Gelenk mit dem nicht-dominanten Gelenk des gleichen Kindes verglichen. Wenn das Kind keine Seitendominanz angeben kann, werden beide Gelenke von der Auswertung ausgeschlossen.

Es zeigt sich, daß bei den großen Gelenken die Seitendominanz eine Rolle spielt, alle Vergleiche sind hinsichtlich der Dominanz signifikant. Dabei liegen die Muskeldrehmomente bei den Ellenbogen- und Kniegelenken der dominanten Seite jeweils auch höher, als bei der nicht-dominanten Seite. Die dominante Seite der kleinen Gelenke unterscheidet sich bezüglich der Höhe der Drehmomente kaum von der nicht dominanten Seite.

Ein Grund hierfür könnte an dem geringeren Gewicht der kleinen Gelenke im Vergleich zu dem Gewicht der großen Gelenke liegen. Durch das geringere Gewicht der Hand- und Fußgelenke vermindert sich der Einfluß der Beschleunigung bei der Berechnung der Muskeldrehmomente. Bei gleicher Beschleunigung ergeben sich geringere Muskeldrehmomente als bei den Ellenbogen- und

Kniegelenken. Ein eventuell vorhandener Unterschied zwischen der dominanten und der nicht-dominanten Seite wirkt sich demnach geringer aus.

Es kann kein signifikanter Unterschied bezüglich der Extremitätenmasse zwischen den dominanten und den nicht dominanten Gelenken gezeigt werden. Somit beruht der aufgezeigte Unterschied der Drehmomente nicht auf unterschiedlich schweren Extremitäten, sondern er beruht auf der Charakteristik dominant/nicht-dominant.

11.4.5. Zusammenfassung Einflußfaktoren auf gesunde Gelenke

Insgesamt zeigt die vorliegende Studie erwartungsgemäß einen starken Einfluß des Alters und des Extremitätengewichtes auf die Muskeldrehmomente gesunder Gelenke bei Kindern. Auch das Geschlecht und die Seitendominanz beeinflussen die Höhe der gemessenen Drehmomente, wenn auch in einem deutlich geringeren Ausmaß. Bei der Untersuchung von Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis müssen diese Einflußfaktoren bei der Beurteilung der Gelenkfunktion berücksichtigt werden.

11.5. Einflußfaktoren auf erkrankte Gelenke

Auf das arthritische Gelenk wirken neben den Faktoren, die auch die gesunden Gelenke beeinflussen, noch weitere Faktoren ein. Dazu zählen neben dem individuellen Gelenkzustand, die Erkrankungsdauer, die Erkrankungsart und die Medikamenteneinnahme.

11.5.1. Erkrankungsdauer

Zur Beurteilung der Gelenkkinetik von Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis (JIA) liegen nur wenige Erfahrungen vor. Zak und Pederson beschreiben eine Zunahme der krankheitsbedingten Beeinträchtigungen mit der Dauer der Erkrankung. Die Beeinträchtigungen sind, wie in der vorliegenden Studie, bei Patienten in Remission ohne vorliegende aktive Arthritis vorhanden [165].

Broström et al. beobachten Veränderungen des Gangbildes bei Kindern mit JIA im Vergleich zu gesunden Kindern. Die kranken Kinder laufen langsamer und ihre Bodenreaktionskräfte sind geringer. Dabei zeigen tendenziell Kinder mit größerer Krankheitsaktivität und stärkeren Schmerzen eine geringere Ge-

Kinetik — Diskussion

schwindigkeit während des Gehens [18]. Auch Untersuchungen mit Handdynamometern an der unteren Extremität bei Kindern mit JIA finden eine geringere Muskelkraft bei den erkrankten Kindern. Auch hier liegt die Muskelkraft um so niedriger, je schwerer die Kinder erkrankt sind [61, 97].

Die Krankheitsdauer ist extrem schwierig zu definieren. Denn die allgemein als Erkrankungsdauer bezeichnete Zeit entspricht der Zeit nach der ersten Diagnosestellung einer rheumatischen Erkrankung des Kindes. Bei der juvenilen idiopathischen Arthritis betrifft die Erkrankung jedoch häufig mehrere Gelenke zu unterschiedlichen Zeiten. Einige Gelenke des Kindes können während der gesamten Erkrankungsdauer Zeichen einer akuten Arthritis zeigen, wohingegen andere anhaltend gesund bleiben. Die meisten Gelenke durchlaufen einen Wechsel zwischen akuter Entzündung und Remission. Um die Erkrankungsdauer eines einzelnen Gelenkes zu ermitteln, müßten streng genommen alle Tage, an denen dieses Gelenk arthritisch war, addiert werden. Dies ist jedoch nicht möglich, da viele kurz dauernde Entzündungen nicht dokumentiert werden. Auch kann bei einem Ambulanztermin nur der aktuelle Zustand eines Gelenkes beurteilt werden und nicht die Dauer dieses Zustandes bevor und nach dem Ambulanztermin.

Als Erkrankungsdauer wird in dieser Studie das erste dokumentierte Auftreten einer Arthritis in dem betrachteten Gelenk genommen. Unberücksichtigt bleiben die Erkrankungshäufigkeit und –schwere, die Dauer der akuten Phase, das Vorliegen von Kontrakturen in dem untersuchten Gelenk, die Untergruppe der JIA, die Therapie und die eventuelle Betroffenheit benachbarter Gelenke. Alle Gelenke der dominanten Seite von Kindern mit JIA, die sich zum Zeitpunkt der ersten Sitzung in Remission befinden, werden mit der Erkrankungsdauer des betroffenen Gelenkes korreliert. Es finden nur in Remission befindliche Gelenke Berücksichtigung, um kurzfristige Beeinträchtigungen durch eine akute Arthritis auszuschließen.

Die durchschnittliche Erkrankungsdauer der Ellenbogengelenke in Remission beträgt 43,3 Monate. Mit zunehmender Erkrankungsdauer verringern sich sowohl die Muskeldrehmomente während der Flexion als auch während der Extension.

Im Durchschnitt sind die Handgelenke seit 50,4 Monaten erkrankt. Die Abnahme der Muskeldrehmomente des Handgelenkes mit der Erkrankungsdauer ist signifikant.

Die Erkrankungsdauer der Sprunggelenke liegt bei durchschnittlich 65,9 Monaten. Die Muskeldrehmomente der Sprunggelenke nehmen mit längerer Erkrankungsdauer ab.

Die durchschnittliche Dauer der Erkrankung der Kniegelenke beträgt 46,0 Monate. Mit zunehmender Erkrankungsdauer nehmen die Muskeldrehmomente der Kniegelenke ab.

Es zeigt sich außer beim Handgelenk keine signifikante Korrelation zwischen der Zeit nach der ersten Diagnosestellung bei jetziger Remission und den kinetischen Parametern. Jedoch lässt sich für alle betrachteten Gelenke eine Abnahme der Muskeldrehmomente mit der Dauer der Erkrankung nachweisen.

11.5.2. Erkrankungsart

Die Erkrankungsart spielt eine große Rolle bei der Betrachtung der Gelenkfunktion. Denn bei verschiedenen rheumatischen Erkrankungen kann eine Arthritis in einem oder mehreren Gelenken auftreten. Nicht nur bei der Juvenilen Idiopathischen Arthritis, sondern auch beim Lupus erythematoses, bei einer Vasculitis und bei der reaktiven Arthritis zeichnen betroffene Gelenke das Bild einer akuten Arthritis nach. Normalerweise ist die Gelenkentzündung bei diesen Formen der Arthritis weniger destruierend als die Arthritis bei einer JIA [125]. Auch der Grad der Gelenkschädigung bei den Unterformen der JIA stellt sich unterschiedlich dar. Die Schädigung aufgrund längerer und häufigerer Arthritis bei der polyartikulären oder systemischen Form erscheint höher als bei der oligoartikulären [165].

Lindehammar beobachtet eine deutliche Reduktion der Handgriffstärke bei Kindern mit akuter Arthritis im Handgelenk und bei Kindern mit einer polyartikulären Arthritis. Kinder mit oligoartikulärer Arthritis in anderen Gelenken zeigen dagegen eine normale Handgriffstärke [96].

Mit Ausnahme der Extensionsbewegung im Sprunggelenk lassen alle Bewegungen in den anderen Gelenken kleinere Muskeldrehmomente für die

Gruppe der Kinder mit JIA erkennen. Diese Ergebnisse sind signifikant für die Extensionsbewegung im Ellenbogengelenk und für die Flexionsbewegung im Sprunggelenk.

Bei dieser Untersuchung bleibt der Zustand der einzelnen Gelenke unberücksichtigt. Die Zahl der Kinder mit Arthritis ist in der untersuchten Gruppe mit JIA höher als in der Gruppe der Kinder ohne JIA und in der Gruppe der Kinder ohne JIA finden sich deutlich mehr gesunde Gelenke. Trotz der häufig schlechteren Gelenkzustände der untersuchten Kinder mit JIA im Vergleich zu denen ohne JIA lassen sich keine eindeutig niedrigeren Muskeldrehmomente bei Kindern mit JIA feststellen. Somit scheint die Erkrankungsart keine große Rolle bei der Betrachtung der Gelenkkinetik zu spielen.

11.5.3. Medikamenteneinnahme

Die Medikamente beeinflussen nicht nur die Erkrankungsaktivität, sondern einige beeinflussen auch den Metabolismus und dadurch den Stoffwechsel von Muskeln und Knochen. Dies konnte vor allem für die Glukokortikoide gezeigt werden, welche bei längerer Anwendung die Muskelmasse und die Knochendichte der Kinder herabsetzen und so zu verminderter Muskelkraft und auch zu Kleinwuchs führen können. Methotrexat steht ebenfalls im Verdacht, den Knochenstoffwechsel zu beeinflussen und die Knochenmasse herabzusetzen, vor allem bei Einnahme in hohen Dosen. Bei der Anwendung dieser Medikamente bei Kindern mit JIA ist dieser Effekt aufgrund des positiven Einflusses der Medikamente auf die Entzündungsaktivität jedoch geringer ausgeprägt. Im Vergleich zu gesunden Kindern und Kindern mit JIA, die keine Glukokortikoide einnehmen, lässt sich nur eine leichte Abnahme der Knochendichte nachweisen [121, 123].

Es gibt nur wenige Untersuchungen der Veränderung der Kraft bei Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis [18, 61, 97]. Die untersuchte Patientenzahl ist dementsprechend klein und die Gruppe hinsichtlich der Therapie inhomogen. Zum jetzigen Zeitpunkt sind keine Studien veröffentlicht, die die Kraftveränderungen bezüglich der Medikamenteneinnahme untersuchen.

In dieser Untersuchung wird eine Gruppe von Kindern ohne Medikamenteneinnahme, Gruppen von Kindern mit unterschiedlicher Medikamenteneinnahme

gegenübergestellt. In einer Gruppe befinden sich Kinder, die allgemein Medikamente einnehmen, unabhängig von der Medikamentengruppe (NSAID, DMARD, Glukokortikoide und andere). Aufgrund der geringen Fallzahlen werden alle Kinder unabhängig der Medikamentendosis und der Länge der Medikamenteneinnahme zusammengefaßt. In der nächsten Gruppe befinden sich Kinder, die unterschiedlich lange Glukokortikoide einnehmen. In der letzten Gruppe sind Kinder mit Methotrexateinnahme zusammengefaßt.

Dabei bleiben aufgrund zu geringer Fallzahlen der Gelenkzustand und die Erkrankungsart der Kinder unberücksichtigt. Der Einfluß der Erkrankungsart auf die Muskeldrehmomente kann anhand obiger Ergebnisse (Kap. 11.5.2. Erkrankungsart) als gering eingestuft werden. Im Allgemeinen sind die Krankheitsaktivität und die Schwere der Erkrankung der Kinder ohne Medikamenteneinnahme geringer als die der Kinder mit Medikamenteneinnahme. Kinder mit Methotrexat- und Glukokortikoideinnahme leiden durchschnittlich an einem schwereren Krankheitsverlauf als Kinder mit Einnahme nichtsteroidaler Antirheumatika. Unter den hier untersuchten Kindern der Gruppe mit unterschiedlicher Medikamenteneinnahme gibt es weniger vollständig gesunde Gelenke als in der Gruppe der Kinder ohne Medikamenteneinnahme. Die Anzahl der Gelenke in Remission, mit Verdacht auf Arthritis und arthritische Gelenke sind einheitlicher über die Gruppen verteilt.

Es lassen sich nur vereinzelt signifikante Unterschiede zwischen der Gruppe der Kinder mit Medikamenteneinnahme (Medikamente / Glukokortikoide / MTX) und der Gruppe der Kinder ohne Medikamenteneinnahme erkennen. Meistens liegen bei den Kindern mit Medikamenteneinnahme (Medikamente / Glukokortikoide / MTX) geringere Muskeldrehmomente vor als bei den Kindern ohne Medikamenteneinnahme.

11.5.4. Zusammenfassung der Einflußfaktoren auf erkrankte Gelenke

Die Untersuchungen über die Einflußfaktoren bei der Untersuchung der Muskeldrehmomente an Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis ergeben nur einen geringen Einfluß der Erkrankungsdauer auf die Höhe der Drehmomente.

Die Erkrankungsart, juvenile idiopathische Arthritis oder eine andere rheumatische Erkrankung, scheint keinen Einfluß auf die Muskeldrehmomente der Flexions- und Extensionsbewegung zu haben.

In der vorliegenden Studie kann aufgrund der unterschiedlichen Gelenkzustände der Kinder in den einzelnen Gruppen keine Aussage zum Einfluß verschiedener Medikamentengruppen auf die Flexions- und Extensions-Drehmomente gemacht werden.

11.6. Vergleich zwischen arthritischen und gesunden Gelenken

11.6.1. Gelenkzustand im intraindividuellen Seitenvergleich

In diesem Teil werden Kinder mit einer einseitigen akuten Arthritis bei gleichzeitig vollkommen gesundem Gelenk auf der anderen Seite untersucht.

Durch diesen direkten Vergleich zwischen Gelenken mit akuter Arthritis und gesunden Gelenken im selben Individuum können die meisten Einflußfaktoren ausgeschlossen werden. Beide Gelenke haben dasselbe Alter und Geschlecht, bekommen dieselben Medikamente, unterliegen derselben Erkrankung und sind gleich motiviert. Die Faktoren, die nicht ausgeschlossen werden können, beinhalten die normale Asymmetrie der Bewegungen in einem Individuum [101], die Bevorzugung einer Seite und das unterschiedliche Training der Gelenke. Gerade das Training der Gelenke kann bei Kindern mit einer länger bestehenden arthritischen Erkrankung in einem Gelenk zu unterschiedlichen Muskelkräften führen. Die Kinder zeigen bei Alltagsbewegungen eine Minderbelastung der erkrankten Seite, unabhängig von der Seitendominanz [50]. Demgegenüber steht die krankengymnastische Übungsbehandlung, die sich verstärkt dem erkrankten Gelenk annimmt und dieses speziell trainiert.

Lindehammar kann Unterschiede der isometrischen Kraft gemessen mit einem Handdynamometer zwischen arthritischen und nicht-arthritischen Handgelenken bei Kindern mit juveniler Arthritis nachweisen [96]. Auch eine frühere Studie zeigt für die Kraft des Quadrizeps eine Reduktion bei lokaler Arthritis [97].

In der vorliegenden Studie zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den gesunden Kniegelenken und den arthritischen Kniegelenken, wobei die arthritischen immer niedrigere Werte aufweisen.

Für die anderen Gelenke sind die Fallzahlen viel zu niedrig, um eine statistische Auswertung zu erheben. Es werden nur jeweils ein arthritisches und ein gesundes Ellenbogengelenk und Handgelenk und zwei arthritische und zwei gesunde Sprunggelenke gemessen. Dabei sind die Muskeldrehmomente der arthritischen Gelenke geringer während der Flexion des Ellenbogengelenkes und des Handgelenkes. Während der Extension sind die Muskeldrehmomente des arthritischen Ellenbogen- und Handgelenkes größer als die der gesunden. Bei den beiden gemessenen arthritischen Sprunggelenken liegen die Muskeldrehmomente im Mittel unter denen der gesunden.

Die arthritische Seite der hier betrachteten Ellenbogen- und Handgelenke stellt jeweils die dominante Seite dar. Ein Einfluß der Seitendominanz auf die Muskeldrehmomente während der betrachteten Bewegungen, vor allem in den großen Gelenken, kann nicht ausgeschlossen werden (Kap. 11.4.4. Dominante Seite). Wenn die gesunden dominanten Ellenbogengelenke signifikant höhere Drehmomente erzielen als die nicht-dominanten, können auch bei diesem Kind die Muskeldrehmomente auf der arthritischen Seite höher sein, die gleichzeitig die dominante Seite ist. Dieser Grund kann auch für die Handgelenke nicht ausgeschlossen werden, auch hier ist das arthritische Gelenk das dominante Handgelenk. Bei der unteren Extremität sind alle vermessenen arthritischen Gelenke gleichzeitig die nicht-dominanten Gelenke. Zwei der vermessenen Kinder können keine Seitenpräferenz für die untere Extremität angeben. Der gefundene Unterschied zwischen den arthritischen und gesunden Gelenken wird hier durch die ungleiche Verteilung der Seitendominanz verstärkt. Dies gilt vor allem für das Kniegelenk, wo die Dominanz eine stärkere Rolle zu spielen scheint.

11.6.2. Gelenkzustand im interindividuellen Seitenvergleich

In der vorliegenden Untersuchung soll die Möglichkeit der Beurteilung der Muskeldrehmomente bei einfachen Flexions- und Extensionsbewegungen mit der Elektrogoniometrie bewertet werden. Dafür werden in diesem Teil der Studie

Kinetik — Diskussion

gesunde Gelenke mit arthritischen Gelenken und in Remission befindlichen Gelenken verglichen.

Fairburn und Mitarbeiter beschreiben deutliche Unterschiede im Gangbild bei Kindern mit JIA im Vergleich zu gesunden Kindern. Dabei werden die Kinder vor der Ganganalyse klinisch anhand der Evaluierung der ROM und der Anzahl an Deformitäten an den Hüft-, Knie-, Sprung- und Zehengelenken in Gruppen unterteilt. Die Ergebnisse der Ganganalyse decken sich nicht komplett mit der klinischen Beurteilung. Die Unterschiede zwischen dem Gangbild der Patienten weichen stärker von der Norm ab, als durch die klinische Beurteilung anzunehmen wäre [35].

In der vorliegenden Studie befindet sich nur ein Kind mit einer akuten Arthritis im Ellenbogengelenk. Dieses Gelenk zeigt während der Flexionsbewegung ein geringeres Muskeldrehmoment und während der Extensionsbewegung ein höheres als das gesunde Gelenk. Zehn Ellenbogengelenke befinden sich in Remission, die Muskeldrehmomente dieser Gelenke liegen im Mittel niedriger als die der gesunden Ellenbogengelenke.

Die Mediane der sechs arthritischen und der zehn in Remission befindlichen Handgelenke liegen deutlich unter denen der gesunden Gelenke. Dieser Unterschied ist für die in Remission befindlichen Gelenke signifikant.

Insgesamt werden vier Sprunggelenke mit einer akuten Arthritis und 22 in Remission befindliche Sprunggelenke vermessen. Im Median wird jeweils ein höheres Muskeldrehmoment bei den gesunden Gelenken gefunden.

Für die 13 arthritischen Kniegelenke und die 24 in Remission befindlichen finden sich niedrigere Muskeldrehmomente als für die gesunden. Dieser Unterschied ist für den Vergleich zwischen arthritischen und gesunden Gelenken signifikant.

Insgesamt liegen die Muskeldrehmomente der akut arthritischen und der in Remission befindlichen Gelenke niedriger als die der gesunden Gelenke. Für die meisten Gelenkbewegungen ist dieser Unterschied jedoch nicht signifikant.

Allerdings ist dieser Vergleich durch die Betrachtung unterschiedlicher Kinder und einer unterschiedlichen Anzahl gesunder und kranker Gelenke problematisch.

Zur besseren Beurteilung der Unterschiede in der Gelenkkinetik zwischen gesunden und arthritischen Gelenken wird eine größere Gruppe von Kindern mit gleichzeitig einem arthritischen und einem gesunden Gelenk benötigt. Die Messung der Muskeldrehmomente an arthritischen und gesunden Gelenken in einem Individuum stellt ein hervorragendes Instrument zur Beurteilung des Einflusses der Erkrankungsaktivität dar.

11.6.3. Zusammenfassung des Vergleichs zwischen arthritischen und gesunden Gelenken

Die vorliegenden Ergebnisse bei der eingeschränkten Anzahl von Kindern mit arthritischen Gelenken legen nahe, daß die Muskeldrehmomente bei einer akuten Arthritis im gemessenen Gelenk abnehmen. Auch Gelenke in Remission lassen niedrigere Muskeldrehmomente als gesunde Gelenke erkrankter Kinder erkennen.

11.7. Fallbeispiele und besondere Befunde

Die in dieser Studie gemessenen Kinder unterscheiden sich hinsichtlich des Alters, der Erkrankungsart und –schwere zu stark um eine Verlaufsbeobachtung an einer Gruppe von Kindern durchführen zu können. Aus diesem Grunde werden im folgenden Kapitel die Verläufe während einer dreimaligen Sitzung exemplarisch an einzelnen Kindern dargestellt.

11.7.1. Verlaufsbeobachtung bei drei Kindern mit neuer JIA

Die Beurteilung der Muskeldrehmomente bei Kindern mit einer neu diagnostizierten oligoartikulären juvenilen idiopathischen Arthritis bietet die Möglichkeit, erstmalig arthritische Gelenke im Vergleich zu gesunden im selben Individuum zu untersuchen. Die hier untersuchten Gelenke waren bis zum Auftreten der jetzigen Arthritis gesund.

Alle drei untersuchten Patienten mit einer neu aufgetretenen Arthritis im Kniegelenk zeigen zum Zeitpunkt der ersten Sitzung verminderte Flexions- und Extensions-Drehmomente in ihren arthritischen Gelenken. Das ebenfalls arthritische linke Sprunggelenk von Patientin 3 erzielt etwa gleich hohe Muskeldrehmomente wie das gesunde Gelenk. Alle acht hier dargestellten Gelenke lassen

Kinetik — Diskussion

tendenziell im Verlauf der drei Sitzungen eine Zunahme der Muskeldrehmomente erkennen.

Bei Patientin 1 und 2 kann durch die Punktion des Kniegelenkes mit intraartikulärer Steroidgabe eine Remission des erkrankten Gelenkes induziert werden. Im Verlauf des Untersuchungszeitraumes nähern sich dann auch die Werte der Muskeldrehmomente wieder der gesunden Seite an, beziehungsweise übertreffen diese. Die Zunahme der Drehmomente über die drei Sitzungen ist bei diesen beiden Patientinnen besonders deutlich zu sehen, mit Ausnahme des Flexions-Drehmomentes des gesunden Kniegelenkes bei Patientin 2.

Bei der Patientin 3 zeigt das Kniegelenk zu allen drei Sitzungen trotz Behandlung mit Medikamenten und Gelenkpunktion Zeichen einer akuten Arthritis. Bei allen drei Messungen erreicht das gesunde Kniegelenk höhere Drehmomente als das erkrankte. Die Sprunggelenke erzielen bei der ersten Sitzung nahezu gleiche Drehmomente, erst bei den weiteren Sitzungen erreichen die gesunden Sprunggelenke tendenziell höhere Drehmomente. Bei dieser Patientin zeigt sich ein Zuwachs der Muskeldrehmomente der Knie- und Sprunggelenke im Verlauf der beobachteten 12 Monate. In diesem Zeitraum wächst die Patientin 6 cm und nimmt 9 kg an Gewicht zu. Der Zuwachs erklärt sich unter anderem auch mit dieser Gewichtszunahme.

Im erstmals akut entzündeten Gelenk scheinen sich die Muskeldrehmomente zumindest im Kniegelenk zu verringern. Die Zunahme der Muskeldrehmomente über die Sitzungen bei den gesunden Gelenken kann mehrere Gründe haben: erstens eine Schonung des gesunden Gelenkes bei Arthritis des gegenüberliegenden, zweitens das steigende Lebensalter im Meßzeitraum und drittens eine größere Erfahrung mit der ungewohnten Situation. Gerade bei der unteren Extremität wird bei der Erkrankung eines Beines auch das gegenüberliegende geschont, dieser Faktor spielt bei der Verbesserung der beiden ersten Patientinnen über die drei Sitzungen sicherlich eine Rolle. Außer bei Patientin 3 ist der Zuwachs an Lebensalter und einer damit verbundenen Gewichtszunahme zwischen den Sitzungen gering und dürfte sich bei den Patientinnen 1 und 2 nicht auf die Drehmomente auswirken. Inwieweit sich die Drehmomente durch

die bei den weiteren Sitzungen schon gewohnte Situation und Umgebung verbessern, müßte an gesunden Kindern getestet werden.

11.7.2. Zwei Kinder mit Methotrexatbehandlung

Patientin 4 hat eine länger bestehende polyartikuläre juvenile idiopathische Arthritis. Die Therapie ist über den Meßzeitraum relativ konstant, bis auf das Absetzen von Hydroxychloroquin nach der ersten Sitzung. Bei der ersten Sitzung zeigt sich an beiden Ellenbogengelenken der Verdacht auf eine Arthritis mit Bewegungseinschränkung, anschließend sind beide Gelenke in Remission. Die Muskeldrehmomente beider Ellenbogengelenke steigen bis zur dritten Sitzung an. Das linke Kniegelenk der Patientin hat zum Zeitpunkt der ersten Messung eine Arthritis, bei dem rechten besteht ein Arthritisverdacht bei der ersten Sitzung. Auch die Muskeldrehmomente der Kniegelenke erhöhen sich von der ersten bis zur dritten Sitzung, wobei erst bei der letzten Sitzung ein Unterschied zugunsten des rechten Knies sichtbar wird.

Patientin 5 hat die Diagnose einer erweiterten oligoartikulären JIA, die ebenfalls seit Jahren besteht. Die medikamentöse Therapie bei dieser Patientin wird im Verlauf des Untersuchungszeitraumes intensiviert. Außer bei der ersten Sitzung, das rechte Gelenk zeigt einen Arthritisverdacht, befinden sich beide Ellenbogengelenke in Remission. Die Drehmomente beider Ellenbogengelenke erhöhen sich im Untersuchungszeitraum, wobei das rechte zu jeder Zeit höhere Muskeldrehmomente entwickelt als das linke. Das linke Kniegelenk wird klinisch zu allen drei Sitzungen als arthritsverdächtig eingestuft, das rechte befindet sich in Remission. Die Kniegelenke weisen eine Verbesserung der Drehmomente im Untersuchungszeitraum auf. Der Unterschied zwischen den Gelenken ist gering.

Der Allgemeinzustand beider Patientinnen verbesserte sich im Meßzeitraum, wobei die klinischen Verbesserungen in den hier betrachteten Gelenken teilweise geringfügig sind. Diese Verbesserung zeigt sich zum Teil deutlich in einer Erhöhung der Muskeldrehmomente der großen Gelenke zwischen der ersten und der dritten Sitzung. Inwieweit die gefundene Verbesserung der Muskeldrehmomente auf andere Faktoren zurückzuführen ist, kann hier nicht geklärt werden. Das höhere Alter der Patientinnen zwischen den Sitzungen kann

zu höheren Drehmomenten führen. Dies erscheint für die hier gefundenen Unterschiede jedoch unwahrscheinlich, da bei beiden Patientinnen zwischen der ersten und dritten Sitzung nur fünf Monate liegen, und sich das Gewicht der Patientinnen über den Zeitraum konstant verhält. Ein Einfluß einer Gewöhnung an den inzwischen vertrauten Meßablauf kann nicht ausgeschlossen werden.

11.7.3. Verlaufskontrolle von mit Steroiden behandelten Kindern

Patientin 6 hat eine seit zwei Jahren bestehende polyartikuläre JIA. Die Therapie der Patientin wird nach der ersten Messung um ein Glukokortikoid erweitert. Die bei dieser Patientin untersuchten Ellenbogengelenke sind zu allen drei Sitzungen gesund. Die Muskeldrehmomente steigen bei der zweiten Sitzung, nehmen bei der dritten Sitzung wieder ab. Der klinische Zustand der Handgelenke schwankt stark im Verlauf, das rechte ist zur ersten Sitzung arthritischverdächtig, nachfolgend eindeutig arthritisch, das linke Handgelenk ist zunächst arthritisch, danach in Remission und zur letzten Sitzung arthritischverdächtig. Die Muskeldrehmomente des rechten Handgelenkes verschlechtern sich übereinstimmend zur Klinik nach der ersten Sitzung. Das linke verbessert sich zur zweiten Sitzung und ist bei der dritten wieder etwas schlechter, auch diese Veränderungen stehen im Einklang zur Klinik des Gelenkes.

Patientin 7 ist mit einer erweiterten oligoartikulären JIA diagnostiziert, die Therapie bleibt über den Untersuchungszeitraum konstant mit MTX und Glukokortikoiden. Bei Patientin 7 stellt sich das rechte Kniegelenk während der ersten beiden Sitzungen klinisch arthritisch dar und befindet sich zur dritten Sitzung in Remission, das linke ist zu allen drei Sitzungen in Remission. Die Muskeldrehmomente steigen zwischen der ersten und dritten Sitzung an beiden Gelenken an.

Patient 8 leidet seit 5,5 Jahren an einer systemischen juvenilen idiopathischen Arthritis mit schwerem Gelenkbefall. Die Medikation besteht aus Indo-paed, MTX und Glukokortikoiden und bleibt während des Untersuchungszeitraumes unverändert. Beide Kniegelenke sind während der ersten beiden Sitzungen arthritischverdächtig und bei der letzten Sitzung in Remission. Die Muskeldrehmomente des rechten Kniegelenkes steigen deutlich im Verlauf der drei Sitzungen an, die des linken fallen jedoch divergierend zur Klinik ab.

Bei den meisten der in dieser Gruppe untersuchten Kinder ergibt sich ein konvergentes Verhalten der Muskeldrehmomente in bezug auf die Klinik der untersuchten Gelenke. Bei der Interpretation der Drehmomente dieser Kinder können nicht alle Einflußfaktoren in Betracht gezogen werden. Ein Teil der Verbesserungen kann wie oben bereits erwähnt auf das steigende Alter und die bessere Adaptation an die Untersuchung erklärt werden und hängt nicht unbedingt nur mit einer Verbesserung der Klinik zusammen. Der Gewichtszuwachs der Patientin 6 beträgt 9 kg über den Untersuchungszeitraum bei einer Größenzunahme von 3 cm. Auch Patientin 7 zeigt einen hohen Gewichtszuwachs von 6 kg bei einer geringen Größenzunahme. Demgegenüber verhält sich das Körpergewicht von Patient 8 konstant bei einem Längenwachstum von 2 cm.

In dieser Gruppe befindet sich ein Kind, Patientin 6, mit einer Verschlechterung des klinischen Zustandes im Meßzeitraum. Die Muskeldrehmomente spiegeln diese Verschlechterung eindeutig wider. Die Verschlechterung der Drehmomente geschieht gegenläufig zu einer eventuellen Verbesserung der Muskeldrehmomente aufgrund des Zuwachses an Lebensalter, Gewicht, Größe und Vertrautheit mit der Meßumgebung.

11.7.4. Kinder in stabiler Remission

Der Gelenkzustand der Patientin 9 befindet sich in stabiler Remission unter der Therapie. Die Muskeldrehmomente der Kniegelenke lassen eine leichte Verbesserung über den Zeitraum der Untersuchung erkennen.

Der letzte hier vorgestellte Patient (10) hat eine systemische JIA in stabiler Remission. Beide Ellenbogengelenke befinden sich über den gesamten Meßzeitraum in Remission. Die Muskeldrehmomente erhöhen sich innerhalb des Meßzeitraumes von 13 Monaten.

Insgesamt zeigen diese beiden Patienten eine Zunahme ihrer Muskeldrehmomente über den Meßzeitraum bei konstanter Remission der Erkrankung. Die gefundenen Unterschiede zwischen den Messungen legen demnach andere Gründe nahe. Vor allem die Muskeldrehmomente von Patient 10 verbessern sich, dieser Patient weist im Untersuchungszeitraum ein Längenwachstum von 10 cm und eine Gewichtszunahme von 12 kg auf. Das Gewicht von Patientin 9 bleibt nahezu konstant mit einem Zuwachs von 1,5 kg.

11.7.5. Zusammenfassung der Fallbeispiele und besonderen Befunde

An diesen Beispielen kann exemplarisch verdeutlicht werden, daß sich der klinische Zustand über einen längeren Meßzeitraum konvergent zu den Muskeldrehmomenten verhält.

11.8. Schlußfolgerungen und Ausblick

Die Drehmomente aus den kinematischen Parametern der elektrogoniometrischen Messungen lassen sich aufgrund der Benutzung der anthropometrischen Daten leicht berechnen. Hierbei müssen die oben aufgeführten Einschränkungen beachtet werden.

Im Vergleich mit anderen Parametern zur Beurteilung der Muskulatur erweist sich die Elektrogoniometrie als aussagekräftig. Die Muskeldrehmomente der Gelenke lassen gute Übereinstimmungen mit der Muskelfläche der gemessenen Extremität erkennen. Die Muskeldrehmomente der Gelenke eignen sich zur Beurteilung des möglichen Kräfteinsatzes einer Extremität.

In bezug auf die Parameter, die die Muskeldrehmomente eines gesunden Gelenkes beeinflussen, zeigt sich vor allem ein Einfluß des Alters und des Gewichtes der Kinder. Ein Einfluß des Geschlechtes und der Seitendominanz auf die Muskeldrehmomente kann nicht ausgeschlossen werden. Bei der Interpretation von kinetischen Daten rheumakrankter Kinder sollten diese Parameter mitberücksichtigt werden.

Bei den Parametern, die die erkrankten Gelenke beeinflussen, ergeben sich weniger eindeutige Ergebnisse. Es kann jedoch ein Einfluß der Erkrankungsdauer auf die Gelenke in Remission angenommen werden. Für die Erkrankungsart und die unterschiedlichen betrachteten Medikamentengruppen erscheint in dieser Studie der Einfluß auf die Muskeldrehmomente unwahrscheinlich.

Der Vergleich zwischen arthritischen und gesunden Gelenken ergibt für die Kniegelenke eine eindeutige Abnahme der Muskeldrehmomente mit einer Arthritis. Die anderen Gelenke zeigen tendenziell ebenfalls eine Abnahme der Muskeldrehmomente bei Arthritis, die Fallzahl der arthritischen Gelenke ist jedoch zu gering.

Der an zehn Patienten exemplarisch dargestellte Verlauf der Muskeldrehmomente über 3 Sitzungen läßt bei Kindern in stabiler Remission eine Steigerung der Muskeldrehmomente erkennen. Dies läßt sich durch einen Einfluß des Alters beziehungsweise einer Gewöhnung an den Versuchsablauf erklären. Diese Parameter spielen auch bei den Kindern mit wechselnder Erkrankungs-

aktivität eine Rolle, so daß die Aussagekraft einer Verbesserung über einen Meßzeitraum von mehreren Monaten gemindert wird. Jedoch zeigen sich an den untersuchten Kindern nicht nur klinische Verbesserungen mit höheren Drehmomenten, sondern auch klinische Verschlechterungen mit niedrigeren Drehmomenten.

Insgesamt erweist sich die betrachtete Gruppe von Kindern mit rheumatischen Erkrankungen als zu klein oder genauer genommen die Anzahl an Gelenken mit einer akuten Arthritis. Es muß immer berücksichtigt werden, welche Gelenke sich in welchem klinischen Zustand befinden. Aus diesem Grund kann auch die vorgesehene genauere Darstellung der Krankheitsverläufe einer größeren Gruppe von Kindern nicht untersucht werden. Auch hier bleibt also noch einiges zu tun.

Die vorliegenden Untersuchungen haben aufgezeigt, daß eine weitreichende Interpretation der Muskeldrehmomente von Kindern mit JIA nur durch einen Vergleich mit gesunden Gelenken möglich ist. Um Normwerte für die elektrogoniometrischen Messungen der Drehmomente in verschiedenen Gelenken zu erheben, ist die Messung einer ausreichend großen Anzahl Mädchen und Jungen unterschiedlichen Alters und Gewichtes notwendig. Die Probleme mit den Muskeldrehmomenten der kleinen Gelenke zeigen dabei, wie wichtig bei der Vermessung eine standardisierte Bewegung mit der Einbeziehung einer richtigen Lagerung auch in Bezug auf die Gravitation ist. Die Erstellung der Normwerte sollte demzufolge in einer anderen Position der kleinen Gelenke erfolgen.

Die Vermessung erweist sich als einfach durchführbar und die bisher erhobenen Werte sprechen für eine gute Aussagekraft der ermittelten kinetischen Parameter. Die elektrogoniometrischen Messungen eignen sich sowohl zur Beurteilung der Gelenkkinetik rheumakrankter Kinder als auch zur Beurteilung des Bewegungsumfanges und der Kinematik der durchgeführten Bewegung. Mit diesem Meßinstrument ist eine breite Untersuchung von Kindern möglich. Dies ermöglicht es, die Zusammenhänge rheumatischer Erkrankungen mit der Gelenkfunktion darzulegen. Das Aufzeigen von Unterschieden der Gelenkfunktion bezüglich der einzelnen Erkrankungsarten und ihrer Untergruppen, des Gelenkzustandes, der Erkrankungsdauer und vor allem des Therapieerfolges

mit einem objektiven Meßinstrument stellt ein Novum in der pädiatrischen Rheumatologie dar.

Mit der Elektrogoniometrie lassen sich neben den hier vorgestellten standardisierten Bewegungen auch komplexere Bewegungen untersuchen. Wichtig bei der Beurteilung komplexer Bewegungen ist die Orientierung im Raum durch die gleichzeitige Messung aller an der Bewegung beteiligten Gelenkwinkel. Die leichten Goniometer erlauben eine einfache Messung von Alltagsbewegungen wie beispielsweise Schreiben, Essen, vom Stuhl aufstehen und Treppensteigen in jeder Umgebung.

IV. Zusammenfassung

Bei Kindern mit rheumatischen Erkrankungen entstehen aufgrund der chronischen Arthritis häufig Schädigungen der Gelenke und deren Funktion. Im Rahmen der Gelenkentzündung, sowie der damit verbundenen Schonung der Gelenke kann es zu einer Abnahme der Muskelkraft kommen. Im Verlauf kann die Knochendichte abnehmen und eine sekundäre Osteoporose auftreten.

Eine Kontrolle der Gelenkfunktion ist für die Beurteilung des Krankheitsverlaufes und Therapieerfolges bei Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis (JIA) wünschenswert und wichtig. Die Elektrogoniometrie stellt ein einfach zu handhabendes, kostengünstiges Verfahren zur Beurteilung des Bewegungsumfanges (ROM) von Gelenken dar. Ferner erlaubt sie die Berechnung der Gelenkgeschwindigkeit und der Beschleunigung sowie der Muskeldrehmomente. Die Beurteilung der Muskeldrehmomente eines Gelenkes lassen Rückschlüsse auf die Kraft und damit indirekt auf die Knochenfestigkeit zu.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Möglichkeit der elektrogoniometrischen Messung der Muskeldrehmomente zur Beurteilung der Gelenkfunktion bei Kindern mit JIA.

Im ersten Teil der Arbeit werden Verfahren zur genauen Erhebung der Extremitätenmassen überprüft, welche eine Notwendigkeit zur Berechnung von kinetischen Parametern darstellen. Das normale Wachstum von Kindern beeinflusst die Körperproportionen und die äußere Form der Segmente. Zusätzlich erschweren krankheitsbedingte Wachstumsverzögerungen und Deformitäten bei Kindern mit JIA die Bestimmung der Extremitätenmassen. Die individuelle Ermittlung der Extremitätenmassen ist deshalb zur Berechnung der Muskeldrehmomente erforderlich.

Das neu entwickelte Zylinder-Quader-Modell (ZQM) ist ein geometrisches Verfahren, das die Hände und Füße als Quader und die Unterarme und Unterschenkel als Zylinder darstellt. Anhand weniger direkt erhobener Parameter erfolgt entsprechend dieser Vorgaben die Berechnung der Massen der Extremitätensegmente. In zwei Veröffentlichungen von Jensen [78, 79] zur Berechnung der Segmentmassen werden die Ergebnisse mittels Regressionsgleichungen

dargestellt, welche die Berechnung für andere Kinder erlauben. In dieser Arbeit werden diese drei Berechnungsverfahren mit der Wasserverdrängungsmethode bei 121 gesunden Kindern zwischen 4 und 14 Jahren verglichen.

Als Ergebnis zeigt sich eine deutliche Zunahme der Segmentmassen innerhalb der gemessenen Altersspanne, für die Hände von 0,11 kg auf 0,55 kg, die Füße von 0,98 kg auf 1,32 kg, die Arme von 0,38 kg auf 1,64 kg und die Beine von 0,95 kg auf 4,13 kg.

Die mittlere prozentuale Abweichung zwischen den Berechnungsverfahren und der Wasserverdrängungsmethode ist für das Zylinder-Quader-Modell deutlich niedriger als für die Regressionsgleichungen. Der Unterschied zwischen dem Zylinder-Quader-Modell und den Regressionsgleichungen ist mit Ausnahme des Beines signifikant.

Der zweite Teil der Arbeit befaßt sich mit der Beurteilung der Muskeldrehmomente mit Hilfe der schienenfixierten Elektrogoniometrie. Anhand eines standardisierten Meßablaufes werden bei verschiedenen Fragestellungen insgesamt 73 Kinder, 44 Mädchen und 29 Jungen, mit rheumatologischen Erkrankungen vermessen.

Mit dem im ersten Teil der Arbeit evaluierten ZQM werden die Segmentmassen der Kinder erfaßt. Die Messungen zur Bestimmung der Muskeldrehmomente in den Gelenken werden mit Elektrogoniometern der Firma Biometrics durchgeführt. Anhand der elektrogoniometrischen Meßdaten erfolgt anschließend die Berechnung und Beurteilung der in den Gelenken auftretenden Muskeldrehmomente. Bei einigen Kindern werden der Unterschenkel, bzw. der Unterarm mit der peripheren quantitativen Computertomographie (pQCT) vermessen. Damit können die Querschnittsflächen der Kortikalis des Radius und die der Muskulatur ausgemessen werden.

Beim Vergleich der Muskeldrehmomente der Flexions- und Extensionsbewegung mit den im pQCT gemessenen Parametern Muskel- und Kortikalisfläche zeigen sich Korrelationen zwischen 0,55 und 0,91 bei den Ellenbogen- und Kniegelenken.

Zusammenfassung

Die Untersuchung gesunder Gelenke offenbart einen Einfluß des Lebensalters, des Gewichtes und des Geschlechtes der Kinder und einen Einfluß der Seitendominanz der Gelenke auf die Muskeldrehmomente.

Die Muskeldrehmomente erkrankter Gelenke verringern sich mit zunehmender Erkrankungsdauer. Dagegen lassen Erkrankungsart oder Medikamenteneinnahme keinen Einfluß auf die Muskeldrehmomente erkennen.

Ein Vergleich zwischen gesunden und arthritischen Gelenken ergibt nahezu ausschließlich niedrigere Muskeldrehmomente für die erkrankten Gelenke. Bei den Kniegelenken kann ein direkter Vergleich bei insgesamt acht Kindern erfolgen, die zum Meßzeitpunkt einseitig ein arthritisches und ein gesunden Gelenk haben. Die Beträge der Mediane der Muskeldrehmomente der erkrankten Gelenke sind hierbei niedriger als die der gesunden Gelenke. Die Mediane betragen 17,15 N m während der Flexion in gesunden und 17,05 N m in arthritischen Gelenken, während der Extension betragen sie -20,85 N m in gesunden und -11,75 N m in erkrankten Kniegelenken. Dieser Unterschied zwischen den Muskeldrehmomenten der gesunden und arthritischen Kniegelenke ist signifikant.

Die untersuchten Fallbeispiele und besonderen Befunde lassen exemplarisch erkennen, daß sich bei unterschiedlichen Erkrankungsverläufen die gemessenen Muskeldrehmomente konvergent zur Klinik verhalten.

Eine schnelle Remission der Arthritis und eine Normalisierung der Muskeldrehmomente der betroffenen Gelenke stellen wichtige Faktoren zur Erhaltung der Gelenkbeweglichkeit und damit zur Prävention der Osteoporose bei Kindern mit JIA dar. In der vorliegenden Arbeit erweist sich die Elektrogoniometrie in Verbindung mit der ZQM als objektive, schnelle und kostengünstige Methode zur Beurteilung der Muskeldrehmomente bei Kindern mit JIA. Die Elektrogoniometrie stellt eine wertvolle und zukunftsweisende Methode zur Beurteilung und Überwachung der Gelenkfunktion dar.

Literaturverzeichnis

- [1] Ackland TR, Blanksby BA, Bloomfield J (1988)
Inertial characteristics of adolescent male body segments
J Biomech, 21 (4), 319-327
- [2] Ackland TR, Henson PW, Bailey DA, (1988)
The uniform density assumption: its effect upon the estimation of body segment inertial parameters
Int J Sports Biomechanics, 4, 146-155
- [3] Agostino R, Hallett M, Sanes JN (1992)
Antagonist muscle inhibition before rapid voluntary movements of the human wrist
Electroencephalogr Clinical Neurophysiol, 85 (3), 190-196
- [4] Aigner T, Krenn V, (2001)
Morphologie – Biologische Grundlagen
in: Zeidler, Zacher, Hiepe (Hrsg.), Interdisziplinäre klinische Rheumatologie: Innere Medizin – Orthopädie – Immunologie
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2001
- [5] Andrews JG (1982)
On the relationship between resultant joint torques and muscular activity
Med Sci Sports Exerc, 14 (5), 361-367
- [6] Ansell BM, Chamberlain MA (1998)
Children with chronic arthritis: the management of transition to adulthood
Baillieres Clin Rheumatol, 12 (2), 363-374
- [7] Ashby BM, Heegaard JH (2002)
Role of arm motion in the standing long jump
J Biomech, 35 (12), 1631-1637
- [8] Athreya BH (2001)
A general approach to management of children with rheumatic diseases
in: Cassidy JT, Petty RE (Hrsg.), Textbook of pediatric rheumatology, 4. Aufl.
WB Saunders Company, Philadelphia, 2001
- [9] Azevedo ES, Santos MC (1982)
Joint mobility in children: a population study
Acta Anthropogenet, 6 (1), 33-43
- [10] Bailey DA, Faulkner RA, Kimber K, Dzus A, Yong-Hing K (1997)
Altered loading patterns and femoral bone mineral density in children with unilateral Legg-Calve-Perthes disease
Med Sci Sports Exerc, 29 (11), 1395-1399

Literaturverzeichnis

- [11] Baumann JU, Schär A, Meier G (1992)
Kräfte und Drehmomente an Hüft- und Kniegelenken beim Gehen
Orthopäde, 21 (1), 29-34
- [12] Beenakker EAC, van der Hoeven JH, Fock JM, Maurits NM (2001)
Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children
aged 4-16 years by hand-held dynamometry
Neuromuscul Disord, 11 (5), 441-446
- [13] Bekkering WP, ten Cate R, van Suijlekom-Smit LW, Mul D, van der Velde EA,
van den Ende CH (2001)
The relationship between impairments in joint function and disabilities in inde-
pendent function in children with systemic juvenile idiopathic arthritis
J Rheumatol, 28 (5), 1099-105
- [14] Bianchi ML, Cimaz R, Galbiati E, Corona F, Cherubini R, Bardare M (1999)
Bone mass change during methotrexate treatment in patients with juvenile rheu-
matoid arthritis
Osteoporos Int, 10 (1), 20-25
- [15] Bland JM, Altman DG (1986)
Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical
measurement
Lancet, 1 (8476), 307-310
- [16] Bloomfield SA (1997)
Changes in musculoskeletal structure and function with prolonged bed rest
Med Sci Sports Exerc, 29 (2), 197-206
- [17] Breuer H (1989)
Taschenatlas Physik für Mediziner, 1. Aufl.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 1989
- [18] Broström E, Haglund-Åkerlind Y, Hagelberg S, Cresswell AG (2002)
Gait in children with juvenile chronic arthritis. Timing and force parameters
Scand J Rheumatol, 31 (6), 317-323
- [19] Cassidy JT (2000)
Juvenile rheumatoid arthritis
in: Ruddy S, Harris ED, Sledge CB (Hrsg.), Kelly's Textbook of Rheumatology,
6. Aufl.
W. B. Saunders, Philadelphia, 2000
- [20] Cassidy JT, Langman CB, Allen SH, Hillman LS (1995)
Bone mineral metabolism in children with juvenile rheumatoid arthritis
Pediatr Lin North Am, 42 (5), 1017-1033
- [21] Challis JH, Kerwin DG (1992)
Calculating upper limb inertial parameters
J Sports Sci, 10 (3), 275-284

- [22] Cho SH (2001)
Gender differences in 3D gait analysis data from 98 normal adults
Gait Posture, 13 (3), S243
- [23] Cimaz R (2002)
Osteoporosis in childhood rheumatic diseases: prevention and therapy
Best Pract Res Clin Rheumatol 2002, 16 (3), 397-409
- [24] Clarys JP, Marfell-Jones MJ (1986)
Anatomical segmentation in humans and the prediction of segmental masses from intra-segmental anthropometry
Hum Biol, 58 (5), 771-782
- [25] Cosgrove A, Graham H, Mollan R (1991)
Gait Analysis in Children with Cerebral Palsy Using Electrogoniometers
Präsentiert: British Orthopaedic Research Society Meeting (September 1991)
- [26] Cupp T, Oeffinger D, Tylkowski C, Augsburg S (1999)
Age-related kinetic changes in normal pediatrics
J Pediatr Orthop, 19 (4), 475-478
- [27] Dannecker G, Horneff G (2001)
Pathogenese von Autoimmunerkrankungen
in: Wahn V, Oppermann J, Huppertz H-I, Zepp F (Hrsg.), Rheumatische Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter
Hans Marseille Verlag GmbH, München, 2001
- [28] Davis RB (2001)
(How) can clinical gait Analysis survive in the United States
Gait Posture, 14 (2), 122-123
- [29] Deiss CE (2001)
The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait
Gait Posture, 14 (2) 98-103
- [30] DeLuca C (1997)
The use of surface electromyography in biomechanics
J Appl Biomech, 13 (3), 135-163
- [31] Dempster WT, Gaughran GRL (1967)
Properties of body segments based on size and weight
Am J Anat, 120, 33-54
- [32] Deuretzbacher G, Rehder U (1995)
Ein CAE-basierter Zugang zur dynamischen Ganzkörpermodellierung – Die Kräfte in der lumbalen Wirbelsäule beim asymmetrischen Heben
Biomed Tech (Berl), 4, 93-98
- [33] Düppe H, Gärdsell P, Johnell O, Nilsson BE, Ringsberg K (1997)
Bone mineral density, muscle strength and physical activity – A population-based study of 332 subjects aged 15-42 years
Acta Orthop Scand, 68 (2), 97-103

Literaturverzeichnis

- [34] Escolar DM, Henricson EK, Mayhew J, Florence J, Leshner R, Patel KM, Clemens PR (2001)
Clinical evaluator reliability for quantitative and manual muscle testing measures of strength in children
Muscle Nerve, 24 (6), 787-93
- [35] Fairburn PS, Panagamuwa B, Falkonakis A, Osborne S, Palmer R, Johnson B, Southwood TR (2002)
The use of multidisciplinary assessment and scientific measurement in advanced juvenile idiopathic arthritis can categorise gait deviations to guide treatment
Arch Dis Child, 87 (2), 160-165
- [36] Foeldvari I, Ruperto N, Dressler F, Hafner R, Kuster RM, Michels H, Minden K, Schauer-Petrowskaja C, Bullinger M, Landgraf JM, Huppertz HI (2001)
The German version of the Childhood Health Assessment Questionnaire (CHAQ) and the Child Health Questionnaire (CHQ)
Clin Exp Rheumatol, 19 (4), S71-5
- [37] Frost HM (1990)
Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. redefining Wolff's law: the remodelling problem,
Anat Rec, 226 (4), 414-422
- [38] Frost HM (1996)
Bone development during childhood. A tutorial (some insights of a new paradigm) in: Schönau E (Hrsg.), Paediatric osteology: New developments in diagnostics and therapy
Elsevier Science B.V., Amsterdam, 1996
- [39] Frost HM (1997)
Why do marathon runners have less bone than weight lifters? A vital-biomechanical view an explanation
Bone, 20 (3), 183-189
- [40] Frost HM, Schönau E (2000)
The "Muscle-Bone-Unit" in children and adolescents: a 2000 overview
J Pediatr Endocrinol Metab, 13 (6), 571-590
- [41] Gäre BA (1998)
Epidemiology
Baillieres Clin Rheum, 12 (2), 329-362
- [42] Ganser G, Zepp F, Wagner N, 2001
Juvenile rheumatoide Arthritis
in: Lentze MJ, Schaub J, Schulte FJ, Spranger J (Hrsg.), Pädiatrie – Grundlagen und Praxis
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2001
- [43] Giannini EH, Ruperto N, Ravelli A, Lovell DJ, Felson DT, Martini A (1997)
Preliminary definition of improvement in juvenile arthritis
Arthritis Rheum, 40 (7), 1202-1209

- [44] Gilsanz V (1998)
Bone density in children: a review of the available techniques and indications
Eur J Radiol, 26 (2), 177-182
- [45] Golding JS (1994)
The mechanical factors which influence bone growth
Eur J Clin Nutr, 48 (1 Suppl), S178-185
- [46] Goodwin J, Clark C, Deakes J, Burdon D, Lawrence C (1992)
Clinical methods of goniometry: a comparative study
Disabil Rehabil, 14 (1), 10-15
- [47] Gorton G, Hebert D, Goode B (2001)
Assessment of the kinematic variability between 12 shiners motion analysis laboratories
Gait Posture, 13 (3 Suppl), S247
- [48] Green MJ, Deodhar AA (2001)
Bone changes in early rheumatoid arthritis
Best Pract Res Clin Rheumatol, 15, 105-123
- [49] Gruber K, Ruder H, Denoth J, Schneider K (1998)
A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models
J Biomech, 31, 439-444
- [50] Häfner R (1998)
Die juvenile chronische Arthritis – Krankheitsbild, Verlauf und Besonderheiten
Krankengymnastik, 50, 609-620
- [51] Häfner R, Truckenbrodt H, Spamer M (1998)
Rehabilitation in Children with juvenile chronic arthritis
Baillieres Clin Rheumatol, 12 (2), 329-361
- [52] Häfner R, Thon A, Wahn V (2001)
Oligoarthritis
in: Wahn V, Oppermann J, Huppertz HI, Zepp F (Hrsg.), Rheumatische Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter
Hans Marseille Verlag GmbH, München, 2001
- [53] Häfner R, Truckenbrodt H, Spamer M (2001)
Physiotherapie, Hilfsmittel
in: Wahn V, Oppermann J, Huppertz HI, Zepp F (Hrsg.), Rheumatische Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter
Hans Marseille Verlag GmbH, München, 2001
- [54] Häfner R, Truckenbrodt H, Spamer M (2001)
Klinische Untersuchung von Gelenken und Wirbelsäule
in: Wahn V, Oppermann J, Huppertz HI, Zepp F (Hrsg.), Rheumatische Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter
Hans Marseille Verlag GmbH, München, 2001

Literaturverzeichnis

- [55] Häger-Ross C, Rösblad B (2002)
Norms for grip strength in children aged 4-16 years
Acta Paediatr, 91 (6), 617-625
- [56] Hansson GÅ, Balogh I, Ohlsson K, Rylander L, Skerfving S (1996)
Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work
J Electromyogr Kinesiol, 6 (1), 23-35
- [57] Harris GF, Wertsch JJ (1994)
Procedures for gait analysis
Arch Phys Med Rehabil, 75 (2), 216-225
- [58] Hatze H (1980)
A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments
J Biomech, 13 (10), 833-843
- [59] Haugger W, Schnell W, Gross D (1999)
Technische Mechanik
Band 3: Kinetik, 6. Aufl.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 1999
- [60] Hazlewood ME, Brown JK, Rowe PJ, Salter PM (1994)
The use of therapeutic electrical stimulation in the treatment of hemiplegic cerebral palsy
Dev Med Child Neurol, 36 (8), 661-673
- [61] Hedengren E, Knutson LM, Haglund-Åkerlind Y, Hagelberg S (2001)
Lower extremity isometric joint torque in children with juvenile chronic arthritis
Scand J Rheumatol, 30 (2), 69-76
- [62] Heinemann H, Krämer H, Zimmer H (1994)
Kleine Formelsammlung Physik
Fachbuchverlag Leipzig, Köln, 1994
- [63] Henderson CJ, Cawkwell GD, Specker BL, Sierra RI, Wilmott RW, Campaigne BN, Lovell DJ (1997)
Predictors of total body bone mineral density in non-corticosteroid-treated prepubertal children with juvenile rheumatoid arthritis
Arthritis Rheum, 40 (11), 1967-1975
- [64] Hering E, Martin R, Stohrer M (1989)
Physik für Ingenieure, 3. Aufl.
Verlag des Vereins deutscher Ingenieure, Düsseldorf, 1989
- [65] Hermsdörfer J, Marquardt C, Wack S, Mai N (1996)
Bewegungsanalyse bei Handfunktionsstörungen
praxis ergotherapie, 9 (2), 84-94
- [66] Hofer M, Southwood TR (2002)
Classification of childhood arthritis
Best Pract Res Clin Rheumatol, 16 (3), 379-396

- [67] Hollerbach MJ, Flash T (1982)
Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement
Biol Cybern, 44(1), 67-77
- [68] Horneff G, Huppertz H-I, Häfner R, Möbius D, Ganser G, Michels H (2001)
Kindliches Rheuma (juvenile chronische/rheumatoide/idiopathische Arthritis)
in: Reinhardt D, Creutzig U, Kiess W (Hrsg.), Deutsche Gesellschaft für Kinder-
heilkunde und Jugendmedizin: Leitlinien Kinderheilkunde und Jugendmedizin
Urban & Fischer, München, Jena, 2001
- [69] Horneff G, Oppermann J (2001)
Pharmakotherapie
in: Wahn V, Oppermann J, Huppertz H-I, Zepp F (Hrsg.), Rheumatische Erkran-
kungen im Kindes- und Jugendalter,
Hans Marseille Verlag GmbH, München, 2001
- [70] Horvat M, Pitetti KH, Croce R (1997)
Isokinetic torque, average power, and flexion/extension ratios in nondisabled
adults and adults with mental retardation
JOSPT, 25, 395-399
- [71] Huang HK, Suarez FR (1983)
Evaluation of cross-sectional geometry and mass density distributions of humans
and laboratory animals using computerized tomography
J Biomech, 16(10), 821-832
- [72] Huppertz HI (2001)
Therapie chronisch-entzündlicher Gelenkerkrankungen
in: Rheumatische Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter
Hrsg. Wahn V, Oppermann J, Huppertz H-I, Zepp F
Hans Marseille Verlag GmbH München
- [73] Huppertz HI (2001)
Rheumatologie
in: Reinhardt D, Creutzig U, Kiess W (Hrsg.), Deutsche Gesellschaft für Kinder-
heilkunde und Jugendmedizin: Leitlinien Kinderheilkunde und Jugendmedizin
Urban & Fischer, München, Jena, 2001
- [74] Isacson J, Gransberg L, Knutsson E (1986)
Three-dimensional electrogoniometric gait recording
J Biomech, 19 (8), 627-635
- [75] Ishida A (1993)
Description and measurement of anatomical joint motion
Front Med Biol Eng, 5 (3), 161-73
- [76] Jaric S, Ristanovic D, Corcos DM (1989)
The relationship between muscle kinetic parameters and kinematic variables in a
complex movement
Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 59 (5), 370-376

Literaturverzeichnis

- [77] Jensen RK (1978)
Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method
J Biomech, 11 (8-9), 349-358
- [78] Jensen RK (1986)
Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children
J Biomech, 19 (5), 359-368
- [79] Jensen RK (1987)
Growth of estimated segment masses between four and sixteen years
Hum Biol, 59 (1), 173-189
- [80] Jensen RK (1993)
Human morphology: its role in the mechanics of movement
J Biomech, 26 (Suppl 1), S81-94
- [81] Johansson S, Oberg T (1998)
Accuracy and precision of volumetric determinations using two commercial CAD systems for prosthetics: a technical note
J Rehabil Res Dev, 35 (1), 27-33
- [82] Joss E (1990)
Wachstum und Entwicklung gesunder Kinder
in: Bachmann KD, Ewerbeck H, Kleihauer E, Rossi E, Stalder G (Hrsg.), Pädiatrie in Praxis und Klinik, Band III, 2. Aufl.
Urban & Fischer, München, Jena, 1990
- [83] Kerrigan DC, Todd MK, Croce DU (1998)
Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults
Am J Phys Med Rehabil, 71 (1), 2-7
- [84] Konczak J, 2000
persönliche Mitteilung
- [85] Konczak J, Borutta M, Topka H, Dichgans J (1995)
The development of goal-directed reaching in infants: hand trajectory formation and joint torque control
Exp Brain Res, 106 (1), 156-168
- [86] Konczak J, Thelen E (1994)
The dynamics of goal-directed reaching: a comparison of adult and infant movement patterns
in: Motor Development: aspects of normal and delayed development
Hrsg.: von Rossum JHA, Laszlo JI
VU University Press Amsterdam
- [87] Kuchling H (1996)
Taschenbuch der Physik, 16. Aufl.
Fachbuchverlag Leipzig, Köln 1996

- [88] Kuemmerle-Deschner JB, Konczak J, Lang F, Rapp H, Dannecker GE (1999)
Elektrogoniometry - a tool for the measurement of range of motion in children
Arthritis Rheum, 42 (9 Suppl), S947
- [89] Kuemmerle-Deschner JB, Dammann F, Niethammer D, Dannecker GE (2001)
Stress fractures: diagnostic pitfalls in juvenile idiopathic arthritis
Letters to the Editor
Rheumatology (Oxford), 40 (11), 1313-1314
- [90] Lebedowska MK, Polisiakiewicz A (1997)
Changes in the lower leg moment of inertia due to child's growth
J Biomech, 30 (7), 723-728
- [91] Lengsfeld M, Stammberger U, Mokwa A, Reeh S, Richter B (1994)
Belastungsvorhersagen am Hüftgelenk – Computeranalysen an einem 3-D-Mehrkörpermodell des Menschen
Biomed Tech (Berl), 39 (12), 307-312
- [92] Lettgen B (1996)
Peripheral quantitative computed tomography: reference data and clinical experiences in chronic diseases
in: Schönau E (Hrsg.), *Paediatric osteology: New developments in diagnostics and therapy*
Elsevier Science B. V., Amsterdam, 1996
- [93] Lettgen B, Neudorf U, Hosse R, Peters S, Reiners C (1996)
Knochendichte bei Kindern und Jugendlichen mit rheumatischen Erkrankungen. Vorläufige Ergebnisse einer selektiven Messung von Spongiosa und Kortikalis mittels peripherer Computertomographie
Klin Pädiatr, 208 (3), 114-117
- [94] Li Y, Dangerfield LD (1993)
Inertial characteristics of children and their application to growth study
Ann Hum Biol, 20 (5), 433-454
- [95] Lilja M, Johansson S, Oberg T (1999)
Relaxed versus activated stump muscles during casting for trans-tibial prostheses
Prothet Orthot Int, 23 (1), 13-20
- [96] Lindehammar H (2003)
Hand strength in juvenile chronic arthritis: a two-year follow-up
Acta Paediatr, 92 (11), 1291-1296
- [97] Lindehammar H, Sandstedt P (1998)
Measurement of quadriceps muscle strength and bulk in juvenile chronic arthritis: a prospective, longitudinal, 2 years survey
J Rheumatol, 25 (11), 2240-2248
- [98] Low JL (1976)
The reliability of joint measurement
Physiotherapy, 62 (7), 227-229

Literaturverzeichnis

- [99] Martin PE, Mungiole M, Marzke MW, Longhill JM (1989)
The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties
J Biomech, 22 (4), 367-376
- [100] Mathiowetz V, Wiemer DM, Federman SM (1986)
Grip and pinch strength: norms for 6- to 19-year-olds
Am J Occup Ther, 40 (19), 705-711
- [101] Maupas E, Paysant J, Martinet N, André JM (1999)
Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry
Clin Biomech (Bristol, Avon), 14 (6), 403-411
- [101] Maynard V, Bakheit AM, Oldham J, Freeman (2003)
Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system
Gait Posture, 17(1), 59-67
- [102] McDaid PJ, Kozin SH, Thoder JJ, Porter ST (2002)
Upper extremity limb-length discrepancy in brachial plexus palsy
J Pediatr Orthop, 22 (3), 364-366
- [103] Meschede D (2001)
Gerthsen Physik, 21. Aufl.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2001
- [104] Milojevic DS, Ilowite NT (2002)
Treatment of rheumatic diseases in children: special considerations
Rheum Dis Clin North Am, 28 (3), 461-482
- [105] Mills PM, Barrett RS (2001)
Swing phase mechanics of healthy young and elderly men
Hum Mov Sci, 20 (4-5), 427-446
- [106] Mohr (2000)
Chronische Gelenkentzündungen
in: Gelenkpathologie – Historische Grundlagen, Ursachen und Entwicklungen von Gelenkleiden und ihre Pathomorphologie
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2000
- [107] Mungiole M, Martin PE (1990)
Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods,
J Biomech, 23 (10), 1039-1046
- [108] Murray KJ, Lovell DJ (2002)
Advanced therapy for juvenile arthritis
Best Pract Res Clin Rheumatol, 16 (3), 361-378

- [109] Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D (1996)
A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength
IEEE Trans Rehabil Eng, 4 (4), 386-394
- [110] Nicol AC (1989)
Measurement of joint motion
Clin Rehab, 3, 1-9
- [111] Noonan K, Halliday S, Browne R, O'Brian S, Kayes K, Feinberg J (2003)
Interobserver variability of gait analysis in patients with cerebral palsy
J Pediatr Orthop, 23 (3), 279-287
- [112] Noreau L, Vachon J (1998)
Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury
Spinal Cord, 36 (10), 716-723
- [113] Norkin CC, White DJ (1995)
Measurement of joint motion - A guide to goniometry, 2. Aufl.
F. A. Davis Co. Philadelphia
- [114] Oberg T, Karsznia A, Oberg K (1994)
Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age
J Rehabil Res Dev, 31 (3), 199-213
- [115] Oen K (2002)
Long-term outcomes and predictors of outcome for patients with juvenile idiopathic arthritis
Best Pract Res Clin Rheumatol, 16 (3), 347-360
- [116] Oggero E, Pagnacco G, Morr DR, Simon SR, Berme N (1997)
Probability of valid gait data acquisition using currently available force plates
Biomed Sci Instrum., 34, 392-397
- [117] Oggero E, Pagnacco G, Morr DR, Simon SR, Berme N (1998)
Collecting valid data from force plates: How many subjects must alter their gait?
Präsentiert: NACOB 98: North American Congress on Biomechanics
Canadian Society for Biomechanics - American Society of Biomechanics
- [118] Öunpuu S, Davis RB, DeLuca PA (1996)
Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomenigocele
Gait Posture, 4 (1), 62-78
- [119] Penny and Giles Biometrics Limited (1996)
Goniometer and Torsiometer Operating Manual
Penny and Giles Biometrics Limited, Gwent, United Kingdom

Literaturverzeichnis

- [120] Pepmueller PH, Cassidy JT, Allen SH, Hillman LS (1996)
Bone mineralization and bone mineral metabolism in children with juvenile rheumatoid arthritis
Arthritis Rheum, 39 (5), 746-757
- [121] Perez MD, Abrams SA, Loddeke L, Shypailo R, Ellis KJ (2000)
Effects of rheumatic disease and corticosteroid treatment on calcium metabolism and bone density in children assessed one year after diagnosis, using stable isotopes and dual energy x-ray absorptiometry
J Rheumatol, 27 (58 Suppl), S38-43
- [122] Petty RE, Southwood TR, Baum J, Bhattay E, Glass DN, Manners P, Maldonado-Cocco J, Suarez-Almazor M, Orozko-Alcala J, Prieur A-M (1998)
Revision of the proposed classification criteria for juvenile idiopathic arthritis: Durban, 1997
J Rheumatol, 25 (10), 1991-1994
- [123] Rabinovich CE (2000)
Bone mineral status in juvenile rheumatoid arthritis
J Rheumatol, 27 (58 Suppl), S34-37
- [124] Rabinovich CE (2004)
Osteoporosis: A pediatric perspective
Arthritis Rheum 50 (4), 1023-1025
- [125] Radin EL, Simon SR (2001)
Biomechanics of joints
in: Ruddy S, Harris ED, Sledge CB (Hrsg.), Kelley's Textbook of Rheumatology, 6. Aufl.
WB Saunders Company, Philadelphia, 2001
- [126] Rauch F, Schönau E (2001)
Osteoporose bei sekundären Knochenerkrankungen
in: Wahn V, Oppermann J, Huppertz H-I, Zepp F (Hrsg.), Rheumatische Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter
Hans Marseille Verlag GmbH, München, 2001
- [127] Rapp H (2002)
Software „Hau' den Lukas und Auswertungsprogramm“
Neurologische Universitätsklinik Tübingen
- [128] Rodrigue D, Gagnon M (1983)
The evaluation of forearm density with axial tomography
J Biomech, 16 (11), 907-913
- [129] Rome K, Cowieson F (1996)
A reliability study of the universal goniometer, fluid goniometer, and electrogoniometer for measurement of ankle dorsiflexion
Foot Ankle Int, 17 (1), 28-32

- [130] Roth J, Palm C, Scheunemann I, Ranke MB, Schweizer R, Dannecker GE (2004)
Musculoskeletal abnormalities of the forearm in patients with juvenile idiopathic arthritis relate mainly to bone geometry
Arthritis Rheum, 50 (4), 1277-1285
- [131] Rowe PJ, Myles CM, Walker C, Nutton R (2000)
Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life?
Gait Posture, 12 (2), 143-155
- [132] Rüegg JC (1995)
Muskel
in: Schmidt RF, Thews G (Hrsg.), *Physiologie des Menschen*, 26. Aufl.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 1995
- [133] Ruperto N, Ravelli A, Falcini F, Lepore L, De Sanctis R, Zulian F, Buoncompagni A, Sardella ML, Strano C, Alessio M, Viola S, Martini A (1998)
Performance of the preliminary definition of improvement in juvenile chronic arthritis patients treated with metotrexate
Ann Rheum Dis, 57 (1), 38-41
- [134] Ruperto N, Ravelli A, Falcini F, Lepore L, Buoncompagni A, Gerloni V, Bardare M, Cortis E, Zulian F, Sardella MG, Strano C, Alessio M, Alpigiani MG, Migliavacca D, Pistorio A, Viola S, Martini A (1999)
Responsiveness of outcome measures in juvenile chronic arthritis
Rheumatology (Oxford), 38 (2), 176-180
- [135] Sainburg RL, Kalakanis D (2000)
Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching
J Neurophysiol., 83 (5), 2661-2675
- [136] Schiessl H, Ferretti JL, Tysarczyk-Niemeyer G, Willnecker J (1996)
Noninvasive bone strength index as analyzed by peripheral quantitative computed tomography
in: Schönau E (Hrsg.), *Paediatric osteology: New developments in diagnostics and therapy*
Elsevier Science B.V., Amsterdam, 1996
- [137] Schneider K, Zernicke RF (1990)
A FORTRAN package for the planar analysis of limb intersegmental dynamics from spatial coordinate-time data
Adv Eng Software, 12, 123-128
- [138] Schönau E (1998)
The development of the skeletal system in children and the influence of muscular strength
Horm Res, 49 (1), 27-31

Literaturverzeichnis

- [139] Schönau E (1998)
Problems of bone analysis in childhood and adolescence
Pediatric Nephrology 12 (5), 420-429
- [140] Schoenau E, Neu CM, Mokov E, Wassmer G, Manz F (2000)
Influence of puberty on muscle area and cortical bone area of the forearm in boys and girls
J Clin Endocrinol Metab, 85 (3), 1095-1098
- [141] Schoenau E, Neu CM, Rauch F, Manz F (2001)
The development of bone strength at the proximal radius during childhood and adolescence
J Clin Endocrinol Metab, 86 (2), 613-618
- [142] Schönau E, Wehrhahn E, Schiedermaier U, Mokow E, Scheidhauer K, Rietschel E, Haverkamp F, Schiessl H, Michalk D (1996)
in: Schönau E (Hrsg.), *Paediatric osteology: New developments in diagnostics and therapy*
Elsevier Science B.V., Amsterdam, 1996
- [143] Schönau E, Wehrhahn E, Schiedermaier U, Mokow E, Schiessl H, Scheidhauer K, Michalk D (1996)
Influence of muscle strength on bone strength during childhood and adolescence
Horm Res, 45 (1 Suppl), S63-66
- [144] Simon SR (1981)
Biomechanics of joints
in: Kelley, Harris, Ruddy, Sledge (Hrsg.), *Textbook of Rheumatology*
WB Saunders Company, Philadelphia, 1981
- [145] Spamer M, Häfner R (1998)
Physiotherapie bei Kindern mit chronischer Arthritis
Krankengymnastik, 50, 622-640
- [146] Steinwender G, Saraph V, Scheiber S, Zwick EB, Uitz C, Hackl K (2000)
Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children
Clin Biomech (Bristol, Avon), 15(2), 134-139
- [147] Tenbrock K, Kruppa S, Mokov E, Querfeld U, Michalk D, Schoenau E (2000)
Analysis of muscle strength and bone structure in children with renal disease
Pediatr Nephrol, 14 (7), 669-672
- [148] Tennant A, Kearns S, Turner F, Wyatt S, Haigh R, Chamberlain MA (2001)
Measuring the function of children with juvenile arthritis
Rheumatology (Oxford), 40 (11), 1274-1278
- [149] Theintz GE, Howald H, Weiss U, Sizonenko PC (1993)
Evidence for a reduction of growth potential in adolescent female gymnasts
J Pediatr, 122 (2), 306-313

- [150] Truckenbrodt H (2001)
Inzidenz und Prävalenz rheumatischer Erkrankungen im Kindesalter
in: Wahn V, Oppermann J, Huppertz H-I, Zepp F (Hrsg.), Rheumatische Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter
Hans Marseille Verlag GmbH, München, 2001
- [151] Truckenbrodt H, Häfner R (1991)
Allgemeine und lokale Wachstumsstörungen bei chronischer Arthritis im Kindesalter
Schweiz Med Wochenschr, 121 (17), 608-620
- [152] Truckenbrodt H, Häfner R, Spamer M (1996)
Gelenkfehlstellungen bei juveniler chronischer Arthritis – Entstehungsweise und Behandlung am Beispiel des Handgelenkes
Deutsches Ärzteblatt, 93 (46), B-2356 – B-2361
- [153] Unsworth A, Dowsen D, Wright V (1975)
Some new evidence on human joint lubrication
Ann Rheum Dis, 34 (4), 277-285
- [154] Virji-Babul N, Cooke JD, Brown SH (1994)
Effects of gravitational forces on single joint arm movements in humans
Exp Brain Res, 99 (2), 338-346
- [155] Vostrejs M, Hollister JR (1988)
Muscle atrophy and leg length discrepancies in pauciarticular juvenile rheumatoid arthritis
Am J Dis Child, 142 (3), 343-345
- [156] Wagner N, Dannecker G (2001)
Systemischer Lupus erythematoses und seltene Autoimmunkrankheiten
In: Lentze MJ, Schaub J, Schulte FJ, Spranger J (Hrsg.), Pädiatrie
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2001
- [157] Walker CRC, Myles C, Nutton R, Rowe P (2001)
Movement of the knee in osteoarthritis – The use of electrogoniometry to assess function
J Bone Joint Surg Br, 83 (2), 195-198
- [158] Watkins MA, Riddle DL, Lamb RL, Personius WL (1991)
Reliability of goniometric measurements and visual estimates of knee range of motion obtained in a clinical setting
Phys Ther, 71 (2), 90-96
- [159] Wei C, Jensen RK (1995)
The application of segment axial density profiles to a human body inertial model
J Biomech, 28 (1), 103-108

Literaturverzeichnis

- [160] Wessel J, Kaup C, Fan J, Ehalt R, Ellsworth J, Speer C, Tenove P, Dombrosky A (1999)
Isometric strength measurements in children with arthritis: reliability and relation to function
Arthritis Care Res, 12 (4), 238-246
- [161] Wilson G, Morphy A (1995)
The efficacy of isokinetic, isometric and vertical jump tests in exercise science
Aust J Sci Med Sport, 27(1), 20-24
- [162] Winter DA (1990)
Biomechanics and motor control of human movement, 2. Aufl.
Wiley-Interscience Publication, John Wiley and Sons, New York, 1990
- [163] Yokoi T, Shibukawa K, Ishtjima MAS, Hashihara Y (1985)
Body-segment parameters of japanese children
in: Winter DA, Norman RW, Wells RP, Hayes KC, Patla AE (Hrsg.), Biomechanics IX-B
Human Kinetics Publishers, Champaign, 1985
- [164] Youdas JW, Bogard CL, Suman VJ (1993)
Reliability of goniometric measurements and visual estimates of ankle joint active range of motion obtained in a clinical setting
Arch Phys Med Rehabil, 74 (10), 1113-1118
- [165] Zak M, Pedersen FK (2000)
Juvenile chronic arthritis into adulthood: a long-term follow-up study
Rheumatology (Oxford), 39 (2), 198-204
- [166] Zernicke RF, Schneider K, Buford JA (1991)
Intersegmental dynamics during gait: implications for control,
in: Patla A (Hrsg.), Adaptability of human gait: implications for the control of locomotion
Elsevier Science B. V., Amsterdam, 1991
- [167] Zonneveld IM, Bakker WK, Dijkstra PF, Bos JD, van Soesbergen RM, Dinant HJ (1996)
Methotrexate osteopathy in long-term, low-dose methotrexate treatment for psoriasis and rheumatoid arthritis
Arch Dermatol, 132 (2), 184-187

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abb. 1: ILAR-Klassifikation der juvenilen idiopathischen Arthritis [122]..... | 3 |
| Abb. 2: Teufelskreis einer schmerzhaften Arthritis, modifiziert nach Häfner, 1998 [50]6 | |
| Abb. 3: Entstehungsmechanismus einer Osteoporose bei JIA | 13 |
| Abb. 4: Graphische Darstellung des Drehmomentes | 15 |
| Abb. 5: Zylinder-Quader-Modell..... | 28 |
| Abb. 6: Altersverteilung der 121 Kinder | 28 |
| Abb. 7: Messung des Handvolumens nach der Wasserverdrängungsmethode | 30 |
| Abb. 8: Messung des Unterarmvolumens nach der Wasserverdrängungsmethode ... | 30 |
| Abb. 9: Messung der Unterarmlänge mit einem Maßband | 33 |
| Abb. 10: Messung des Unterarmumfanges mit einem Maßband | 33 |
| Abb. 11: Messung der Handlänge mit einem Maßband | 33 |
| Abb. 12: Messung der Handbreite mit einer Schieblehre | 33 |
| Abb. 13: Zylinder | 35 |
| Abb. 14: Quader..... | 36 |
| Abb. 15: Segmentmassen aller Kinder: Vergleich Zylinder-Quader-Modell (ZQM) zu Wasserverdrängungsmethode (WVM), mit Winkelhalbierender | 39 |
| Abb. 16: Segmentmassen aller Kinder: Vergleich polynomiale Regressionsgleichung (PRG) zu Wasserverdrängungsmethode (WVM), mit Winkelhalbierender..... | 39 |
| Abb. 17: Segmentmassen aller Kinder: lineare Regressionsgleichung (LRG) zu Wasserverdrängungsmethode (WVM), mit Winkelhalbierender | 40 |
| Abb. 18: Differenzen der normierten Massen aller Jungen aus Wasserverdrängungs- methode und Zylinder-Quader-Modell über deren Mittelwerten..... | 43 |
| Abb. 19: Differenzen der normierten Massen aller Jungen aus Wasserverdrängungs- methode und polynominaler Regressionsgleichung über deren Mittelwerten | 43 |
| Abb. 20: Differenzen der normierten Massen aller Jungen aus Wasserverdrängungs- methode und linearer Regressionsgleichung über deren Mittelwerten | 44 |
| Abb. 21: Differenzen der normierten Massen aller Mädchen aus Wasserverdräng- ungsmethode und Zylinder-Quader-Modell über deren Mittelwerten | 44 |
| Abb. 22: Differenzen der normierten Massen aller Mädchen aus Wasserverdrängungs- methode und polynominaler Regressionsgleichung über deren Mittelwerten | 45 |
| Abb. 23: Differenzen der normierten Massen aller Mädchen aus Wasserverdräng- ungsmethode und linearer Regressionsgleichung über deren Mittelwerten... | 45 |
| Abb. 24: Graphische Darstellung Drehmomentes..... | 64 |
| Abb. 25: Graphische Darstellung der Berechnung des Gravitationsmomentes..... | 67 |
| Abb. 26: Zylinder-Quader-Modell..... | 69 |
| Abb. 27: Bewegungsachsen durch einen Zylinder..... | 72 |
| Abb. 28: Bewegungsachsen durch einen Quader..... | 73 |
| Abb. 29: Graphische Darstellung der Bewegung einer Extremität | 76 |
| Abb. 30: Bewegung im Handgelenk | 78 |
| Abb. 31: Bewegung im Ellenbogengelenk | 80 |
| Abb. 32: Bewegung im oberen Sprunggelenk..... | 83 |
| Abb. 33: Bewegung im Kniegelenk..... | 84 |
| Abb. 34: Handschiene, klein..... | 90 |
| Abb. 35: Fußschiene, klein | 91 |
| Abb. 36: Photo eines Elektrogoniometers der Firma Biometrics | 91 |
| Abb. 37: schematische Darstellung eines Elektrogoniometers der Firma Biometrics ... | 92 |
| Abb. 38: Querschnitt durch ein Elektrogoniometer der Firma Biometrics | 92 |
| Abb. 39: Versuchsaufbau mit (1) Elektrogoniometern, (2) Base Unit, (3) Verstärker und (4) Computer mit dem Programm „Hau’ den Lukas“ | 93 |
| Abb. 40: Programm „Hau’ den Lukas“ nach einem gemessenen Bewegungsablauf.... | 95 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|-----|
| Abb. 41: Kind mit Schienen, Elektrogoniometern und Meßeinrichtung..... | 96 |
| Abb. 42: Ellenbogengelenk in Neutral-Null-Stellung mit Schiene und Elektrogonio- meter | 97 |
| Abb. 43: Ellenbogengelenksflexion..... | 98 |
| Abb. 44: maximale Ellenbogengelenksflexion..... | 98 |
| Abb. 45: Handgelenk in Neutral-Null-Stellung mit Schiene und Elektrogoniometer..... | 98 |
| Abb. 46: Handgelenksflexion..... | 99 |
| Abb. 47: Handgelenksexension..... | 99 |
| Abb. 48: Sprunggelenksflexion..... | 99 |
| Abb. 49: Sprunggelenk in Neutral-Null-Stellung..... | 99 |
| Abb. 50: Sprunggelenksexension..... | 99 |
| Abb. 51: Kniegelenk in Neutral-Null-Stellung mit Schiene und Elektrogoniometer..... | 100 |
| Abb. 52: Kniegelenksflexion..... | 100 |
| Abb. 53: maximale Kniegelenksflexion..... | 100 |
| Abb. 54: Handdynamometer JAMAR der Firma Sammons Preston..... | 102 |
| Abb. 55: Dichtebild eines Unterarms..... | 104 |
| Abb. 56: Gefilterter Bewegungszyklus mit eingezeichneten Pausen am Beispiel eines Ellenbogengelenkes..... | 106 |
| Abb. 57: Winkel und Momente der Flexionsbewegung am Beispiel eines Ellenbogengelenkes..... | 107 |
| Abb. 58: Winkel und Momente der Extensionsbewegung am Beispiel eines Ellenbogengelenkes..... | 108 |
| Abb. 59: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes über proximaler Muskelfläche des Armes mit Trendlinien..... | 111 |
| Abb. 60: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes über proximaler Muskelfläche des Armes mit Trendlinien..... | 112 |
| Abb. 61: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes über proximaler Muskelfläche des Beines mit Trendlinien..... | 114 |
| Abb. 62: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes über proximaler Muskelfläche des Beines mit Trendlinien..... | 115 |
| Abb. 63: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes über das Lebensalter mit Trendlinien..... | 117 |
| Abb. 64: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes über das Lebensalter mit Trendlinien..... | 118 |
| Abb. 65: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes über das Lebensalter mit Trendlinien..... | 119 |
| Abb. 66: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes über das Lebensalter mit Trendlinien..... | 120 |
| Abb. 67: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes über das Extremitätengewicht mit Trendlinien..... | 122 |
| Abb. 68: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes über das Extremitätengewicht mit Trendlinien..... | 123 |
| Abb. 69: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes über das Extremitätengewicht mit Trendlinien..... | 124 |
| Abb. 70: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes über das Extremitäten-gewicht mit Trendlinien..... | 125 |
| Abb. 71: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes mit Standard-abweichungen aufgeteilt nach Geschlecht..... | 127 |
| Abb. 72: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes mit Sandardabweichungen aufgeteilt nach Geschlecht..... | 128 |
| Abb. 73: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Geschlecht..... | 129 |

| | |
|--|-----|
| Abb. 74: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Geschlecht..... | 130 |
| Abb. 75: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Seitendominanz | 132 |
| Abb. 76: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Seitendominanz | 133 |
| Abb. 77: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Seitendominanz | 134 |
| Abb. 78: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes mit Standardabweichungen aufgeteilt nach Seitendominanz | 135 |
| Abb. 79: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Ellenbogengelenkes über Erkrankungs-dauer mit Trendlinien | 138 |
| Abb. 80: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Handgelenkes über Erkrankungs-dauer mit Trendlinien | 139 |
| Abb. 81: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Sprunggelenkes über Erkrankungs-dauer mit Trendlinien | 140 |
| Abb. 82: Flexions- und Extensions-Drehmomente des Kniegelenkes über Erkrankungs-dauer mit Trendlinien | 141 |
| Abb. 83: Die Drehmomente des Ellenbogengelenkes mit Medianen in Abhängigkeit von der Erkrankungsart..... | 143 |
| Abb. 84: Die Drehmomente des Handgelenkes mit Medianen in Abhängigkeit von der Erkrankungsart | 144 |
| Abb. 85: Die Drehmomente des Sprunggelenkes mit Medianen in Abhängigkeit von der Erkrankungsart | 145 |
| Abb. 86: Die Drehmomente des Kniegelenkes mit Medianen in Abhängigkeit von der Erkrankungsart | 147 |
| Abb. 87: Mediane der Muskeldrehmomente des Ellenbogengelenkes über Medikamenteneinnahme..... | 149 |
| Abb. 88: Mediane der Muskeldrehmomente des Handgelenkes über Medikamenteneinnahme..... | 152 |
| Abb. 89: Mediane der Muskeldrehmomente des Sprunggelenkes über Medikamenteneinnahme..... | 154 |
| Abb. 90: Mediane der Muskeldrehmomente des Kniegelenkes über Medikamenteneinnahme..... | 156 |
| Abb. 91: Mediane der Muskeldrehmomente des Kniegelenkes in Abhängigkeit vom klinischen Zustand, angegeben sind die Medianwerte und die 25%- und 75%-Quantile | 160 |
| Abb. 92: Mediane der Muskeldrehmomente des Ellenbogengelenkes nach klinischem Zustand | 162 |
| Abb. 93: Mediane der Muskeldrehmomente des Handgelenkes sortiert nach klinischem Zustand | 163 |
| Abb. 94: Mediane der Muskeldrehmomente des Sprunggelenkes sortiert nach klinischem Zustand | 164 |
| Abb. 95: Mediane der Muskeldrehmomente des Kniegelenkes sortiert nach klinischem Zustand | 166 |
| Abb. 96: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 1..... | 168 |
| Abb. 97: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 2..... | 169 |
| Abb. 98: Maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 3..... | 170 |
| Abb. 99: Maximale Muskeldrehmomente der Sprunggelenke über 3 Sitzungen von Patientin 3..... | 171 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|-----|
| Abb. 100: maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patientin 4 | 172 |
| Abb. 101: maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 4..... | 173 |
| Abb. 102: maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patientin 5 | 174 |
| Abb. 103: maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 5..... | 174 |
| Abb. 104: maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patientin 6 | 176 |
| Abb. 105: maximale Muskeldrehmomente der Handgelenke über 3 Sitzungen von Patientin 6..... | 176 |
| Abb. 106: maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patientin 7..... | 177 |
| Abb. 107: maximale Muskeldrehmomente der Kniegelenke über 3 Sitzungen von Patient 8 | 178 |
| Abb. 108: maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patientin 9 | 180 |
| Abb. 109: maximale Muskeldrehmomente der Ellenbogengelenke über 3 Sitzungen von Patient 10..... | 181 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|-----|
| Tab. 1: Anthropometrische Meßverfahren..... | 17 |
| Tab. 2: Regressionskoeffizienten der linearen Regressionsgleichung (LRG) [78]..... | 31 |
| Tab. 3: Regressionskoeffizienten der polynominalen Regressionsgleichung (PRG) [79] | 32 |
| Tab. 4: Segmentdichten der Extremitäten nach Dempster und Gaughran [31]..... | 37 |
| Tab. 5: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die gesamte Extremität, unterschieden nach Geschlecht, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt | 41 |
| Tab. 6: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die einzelnen Extremitätensegmente, unterschieden nach Geschlecht, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt | 42 |
| Tab. 7: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die Arme, unterschieden nach Alter und Geschlecht, Kinder $< 8,49$ Jahre, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt | 47 |
| Tab. 8: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die Beine, unterschieden nach Alter und Geschlecht, Kinder $\geq 8,5$ Jahre, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt | 48 |
| Tab. 9: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die Hände, unterschieden nach Alter und Geschlecht $< 8,49$ Jahre, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt | 49 |
| Tab. 10: Maß an Übereinstimmung zwischen Berechnungsmethoden (ZQM, PRG, LRG) und Wasserverdrängungsmethode (WVM) für die Füße, unterschieden nach Alter und Geschlecht, $\geq 8,5$ Jahre, signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) sind fett gedruckt..... | 50 |
| Tab. 11: Liste aller vermessenen Patienten nach Erkrankungsart..... | 87 |
| Tab. 12: Die Mittelwerte, minimalen Werte und maximalen Werte der Drehmomente während der Flexion..... | 108 |
| Tab. 13: Die Mittelwerte, minimalen Werte und maximalen Werte der Drehmomente während der Extension | 109 |
| Tab. 14: Korrelation der Muskeldrehmomente des Ellenbogengelenkes mit der Muskelfläche, Kortikalisfläche und Handgriffstärke, signifikante Werte ($p < 0,1$) sind fett gedruckt | 111 |
| Tab. 15: Korrelation der Muskeldrehmomente des Handgelenkes mit der Muskelfläche, Kortikalisfläche und Handgriffstärke, signifikante Werte ($p < 0,1$) sind fett gedruckt | 112 |
| Tab. 16: Korrelation der Muskeldrehmomente des Sprunggelenkes mit der Muskelfläche, Kortikalisfläche und Absprungkraft, signifikante Werte ($p < 0,1$) sind fett gedruckt | 113 |
| Tab. 17: Korrelation der Muskeldrehmomente des Kniegelenkes mit der Muskelfläche, Kortikalisfläche und Absprungkraft, signifikante Werte ($p < 0,1$) sind fett gedruckt | 115 |
| Tab. 18: Korrelation von Alter und Kinetik des Ellenbogengelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 117 |
| Tab. 19: Korrelation von Alter und Kinetik des Handgelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 118 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|-----|
| Tab. 20: Korrelation von Alter und Kinetik des Sprunggelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 119 |
| Tab. 21: Korrelation von Alter und Kinetik des Kniegelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 120 |
| Tab. 22: Korrelation von Gewicht und Kinetik des Ellenbogengelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 121 |
| Tab. 23: Korrelation von Gewicht und Kinetik des Handgelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 123 |
| Tab. 24: Korrelation von Gewicht und Kinetik des Sprunggelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 124 |
| Tab. 25: Korrelation von Gewicht und Kinetik des Kniegelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 125 |
| Tab. 26: Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich des Geschlechtes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 126 |
| Tab. 27: Kinetik des Handgelenkes bezüglich des Geschlechtes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 128 |
| Tab. 28: Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich des Geschlechtes..... | 129 |
| Tab. 29: Kinetik des Kniegelenkes bezüglich des Geschlechtes..... | 130 |
| Tab. 30: Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich der Seitendominanz, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 131 |
| Tab. 31: Kinetik des Handgelenkes bezüglich der Seitendominanz | 133 |
| Tab. 32: Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich der Seitendominanz | 134 |
| Tab. 33: Kinetik des Kniegelenkes bezüglich der Seitendominanz, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 135 |
| Tab. 34: Korrelation von Krankheitsdauer und Kinetik des Ellenbogengelenkes..... | 137 |
| Tab. 35: Korrelation von Krankheitsdauer und Kinetik des Handgelenkes, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 139 |
| Tab. 36: Korrelation von Krankheitsdauer und Kinetik des Sprunggelenkes | 140 |
| Tab. 37: Korrelation von Krankheitsdauer und Kinetik des Kniegelenkes..... | 141 |
| Tab. 38: Vergleich der Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich der Erkrankungsart, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 143 |
| Tab. 39: Vergleich der Kinetik des Handgelenkes bezüglich der Erkrankungsart, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 144 |
| Tab. 40: Vergleich der Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich der Erkrankungsart, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 145 |
| Tab. 41: Vergleich der Kinetik des Kniegelenkes bezüglich der Erkrankungsart | 146 |
| Tab. 42: Vergleich der Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich der Medikamenteneinnahme | 149 |
| Tab. 43: Vergleich der Kinetik des Handgelenkes bezüglich der Medikamenteneinnahme..... | 151 |
| Tab. 44: Vergleich der Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich der Medikamenteneinnahme..... | 153 |
| Tab. 45: Vergleich der Kinetik des Kniegelenkes bezüglich der Medikamenteneinnahme, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 155 |
| Tab. 46: Intraindividueller Seitenvergleich der Kinetik des Ellenbogengelenkes bezüglich des klinischen Zustandes, 1 Kind..... | 158 |
| Tab. 47: Intraindividueller Seitenvergleich der Kinetik des Handgelenkes bezüglich des klinischen Zustandes, 1 Kind..... | 159 |
| Tab. 48: Intraindividueller Seitenvergleich der Kinetik des Sprunggelenkes bezüglich des klinischen Zustandes, 2 Kinder..... | 159 |
| Tab. 49: Intraindividueller Seitenvergleich der Kinetik des Kniegelenkes bezüglich des klinischen Zustandes, 8 Kinder, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt..... | 160 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|-----|
| Tab. 50: Ellenbogengelenk unterschieden nach klinischem Zustand | 161 |
| Tab. 51: Handgelenk unterschieden nach klinischem Zustand, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 163 |
| Tab. 52: Sprunggelenk unterschieden nach klinischem Zustand..... | 164 |
| Tab. 53: Kniegelenk unterschieden nach klinischem Zustand, signifikante Werte ($p < 0,05$) sind fett gedruckt | 165 |

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Günther Dannecker für die Überlassung des Dissertationsthemas und die freundliche Unterstützung in allen Phasen der Arbeit. Frau Dr. Jasmin Kümmerle-Deschner danke ich herzlich für ihre engagierte Betreuung, ihre konstruktiven Anregungen und ihre Geduld.

Vielen Dank an Herrn Dipl. Inform. Herbert Rapp für die Erstellung und Pflege der Auswertungssoftware, seine kompetente Unterstützung beim Lösen von Problemen und vor allem sein Einbringen von technischen Fakten in unsere Diskussionen. Weiterhin danke ich Frau Iris Bergmann für ihren Einsatz bei auftretenden Problemen mit der Datenbank. Herrn Prof. Dr. Jürgen Konczak danke ich für die Anregungen zum Versuchsaufbau und zur Aufarbeitung der Rohdaten.

Herzlichen Dank auch an das Team der Rheumaambulanz für die Hilfe und Unterstützung während der letzten Jahre. Ein spezielles Dankeschön geht an Michael Stähler und Christian Palm für die freundschaftliche Zusammenarbeit und die langen Diskussionen während der Durchführung dieser Studie.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei den Kindern der Rheumaambulanz und ihren Eltern für die tolle Mitarbeit, ihre Geduld und ihre Zeit. Auch den Kindern, Eltern und Mitarbeitern des evangelischen Waldheims Tannenbergl in Böblingen möchte ich für ihre Hilfe bei der Anthropometrie-Studie danken. Meinen kleinen Fotomodellen gilt ebenfalls ein herzliches Dankeschön.

Herrn Prof. Dr. Ing. Wilfried Gerth danke ich besonders für die Lehrstunden in Mechanik und das Durchsehen des physikalischen Teils dieser Arbeit. Ferner danke ich all denen, die durch Anregungen, Korrekturlesen sowie sonstige Unterstützung zur Erstellung dieser Dissertation beigetragen haben.

Die Rückendeckung, Unterstützung und die vielen Anregungen meiner Kinder, meines Mannes, meines Bruders und meiner Eltern auch über schwierige Projektphasen hinweg ermöglichten mir den erfolgreichen Abschluß meiner Arbeit. Vielen herzlichen Dank dafür.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Sandra Hansmann, geb. Mommer
Geburtsdatum: 1. April 1975
Geburtsort: Mülheim an der Ruhr
Familienstand: verheiratet, 2 Kinder (geb. 1999 und 2003)

Schulbildung:

08/1981 – 06/1985: Gemeinschaftsgrundschule Amern
08/1985 – 06/1994: Albertus-Magnus-Gymnasium in Dülken
Abschluß: Allgemeine Hochschulreife

Praktika vor der Hochschulbildung:

10/1994 – 12/1994: Praktikum am Städtischen Krankenhaus Sindelfingen
03/1995 – 02/1996: Freiwilliges Soziales Jahr an der Universität Tübingen

Hochschulbildung:

04/1996 – 11/2003: Studium der Humanmedizin, Eberhard-Karls Universität
Tübingen
04/2002 – 07/2002: Praktisches Jahr Chirurgie, Universitätsklinikum Tübingen
07/2002 – 11/2002: Praktisches Jahr Pädiatrie, Universitätsklinikum Tübingen
01/2003 – 04/2003: Praktisches Jahr Innere Medizin, Duke University, North
Carolina
21. November 2003: Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Auslandsaufenthalte:

02/1999 – 03/1999: Aufenthalt und Famulatur in Wien, Österreich
12/2002 – 03/2004: Aufenthalt und Praktisches Jahr in Durham, North
Carolina, USA