

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
Direktor: Prof. Dr. med. habil. Wolfram Mittelmeier
der Universitätsmedizin Rostock

**Klinische Beobachtung zum Vergleich der Kraftvektoren zweier
verschiedener Hüft-Beuge-Spreiz-Orthesen in der Behandlung der
kongenitalen Hüftdysplasie bei Neugeborenen**

INAUGURALDISSERTATION

zur
Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock

Vorgelegt von
Schwanitz von Keitz, Paul
geboren am 09.03.1982 in Dresden
aus München

Rostock, 2018

Prof. Dr. med. univ. Emil Christian Reisinger, MBA
Dekan der medizinischen Fakultät der Universität Rostock



Dieses Werk ist lizenziert unter einer
Creative Commons Namensnennung - Nicht kommerziell - Keine Bearbeitungen
4.0 International Lizenz.

Dekan

Prof. Dr. med. univ. Emil Christian Reisinger, MBA

1. Gutachter: Peter Cornelius Kreuz,
Asklepios Stadtklinik, Bad Tölz
2. Gutachter: Wolfram Mittelmeier,
Universitätsmedizin, Rostock
3. Gutachter: Ferdinand Wagner,
Musculoskelettales Universitätszentrum, München
4. Gutachter: Manfred Ballmann,
Universitätsmedizin, Rostock

Jahr der Einreichung: 2018
Jahr der Verteidigung: 2022

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	VI
Tabellenverzeichnis	VII
Abkürzungsverzeichnis	VII
1 Einleitung	1
2 Fragestellung.....	2
2.1 Arbeitshypothesen	2
2.2 Natürliche Hüftreifung und Pathologie – von zwei Seiten	3
2.3 Definition der Hüftdysplasie	4
2.4 Geschichtliches und Entwicklung der Diagnostik.....	5
3 Die Therapie der Hüftdysplasie	11
4 Die Orthesen dieser Studie	12
4.1 Die Tübinger Schiene	12
4.2 Die Hüft-Beuge-Spreiz-Orthese nach Mittelmeier Graf.....	14
5 Patienten und Methoden	16
5.1 Patientenkollektiv.....	16
5.2 Experimenteller Aufbau.....	16
5.3 Ein- und Ausschlusskriterien.....	18
5.4 Datenerfassung	18
5.5 Nachbereitung der Messdaten.....	21
5.6 Statistische Auswertung.....	23
5.7 Nebenauswertung.....	23
6 Ergebnisse	24
6.1 Messergebnisse am Beispielkind.....	25
6.2 Messergebnisse am Mittelwertkind und individuell	30
7 Diskussion.....	39
7.1 Hypothese I.....	39
7.2 Hypothese II.....	41
7.3 Hypothese III.....	42

7.4	Nebenresultate	43
8	Zusammenfassung	46
9	Danksagung	55
10	Selbstständigkeitserklärung	56
11	Lebenslauf	57
11.1	Berufserfahrung	57
11.2	Bildungsweg	57
11.3	vor dem Studium	57
11.4	Universitäres Engagement während des Studiums	58
11.5	Wissenschaftliches Engagement	58

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Ortolani (B) & Barlow (A) Manöver	5
Abbildung 2:	Hüftgelenk Typ I n. Graf	8
Abbildung 3:	Hüftgelenk Typ II n. Graf	8
Abbildung 4:	Hüftgelenk Typ III n. Graf	9
Abbildung 5:	Hüftgelenk Typ IV n. Graf	9
Abbildung 6:	Schema knöcherne Formgebung der Hüfte n. Graf	10
Abbildung 7:	Schema knöcherne Erkerformen der Hüfte n. Graf	10
Abbildung 8:	Tübinger Schiene mit Sensoren in situ	13
Abbildung 9:	Tübinger Schiene Aufbau	13
Abbildung 10:	Mittelmeier-Graf Orthese mit Sensoren in situ	14
Abbildung 11:	Schema der Mittelmeier-Graf-Orthese	15
Abbildung 12:	Mittelmeier-Graf Orthese in situ, ohne Sensoren	15
Abbildung 13:	Produktfoto KD24s Sensor & Schemazeichnung Aufbau	17
Abbildung 14:	Versuchsaufbau in situ, Mittelmeier-Graf Orthese	19
Abbildung 15:	Versuchsaufbau Puppe, Tübinger Orthese	19
Abbildung 16:	Schema Versuchsablauf & Auswertung	20
Abbildung 17:	Superior Orthese asymmetrisch, Unruhe	25
Abbildung 18:	Superior Orthese asymmetrisch, Ruhe	26
Abbildung 19:	Superior Orthese symmetrisch, Ruhe	27
Abbildung 20:	Superior Orthese symmetrisch, Unruhe	28

Abbildung 21: Tübinger Orthese, Unruhe	28
Abbildung 22: Tübinger Orthese, Ruhe.....	29
Abbildung 23: Kinder mit Hüftdysplasie – Gesamtkraft	31
Abbildung 24: gesunde Kinder – Gesamtkraft	32
Abbildung 25: Relation Körpergewicht/ Kraft Neugeborene mit Hüftdysplasie....	34
Abbildung 26: Relation Körpergewicht/ Kraft gesunde Kinder	35
Abbildung 27: Intraindividuelle Betr. der symmetrischen Superior Orthese	36
Abbildung 28: Intraindividuelle Betrachtung der Tübinger Orthese	36
Abbildung 29: Superior sym., Gesunde vs. Neugeborene mit dyspl. Hüfte.....	38
Abbildung 30: Intraindividuell, gesunde Seite vs. dysplastische Seite	43
Abbildung 31: Box-Plot Gesamtkräfte Neugeborene mit dyspl. Hüfte in N	44

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Graf-Klassifikation	7
Tabelle 2: Durchschnittsblöcke am Beispiel: Sensor Superior asym. hinten.....	22

Abkürzungsverzeichnis

DDH – developmental dysplasia of the hip

OUK – Orthopädische Klinik und Poliklinik der Universitätsmedizin Rostock

UMR – Universitätsmedizin Rostock

1 Einleitung

Die kongenitale Hüftdysplasie oder auch DDH (developmental dysplasia of the hip) ist als eine angeborene Reifungsstörung der Hüftpfanne zu bezeichnen [5]. Eine nach der Geburt auftretende Hüftdysplasie ist entsprechend nicht mehr als kongenital zu bezeichnen und steht mit anderen Erkrankungen in Zusammenhang [6]. Pathoanatomisch handelt es sich um einen Zustand, bei welchem das coxale Femur eine nicht der Norm entsprechende Beziehung oder Form zum Acetabulum eingeht [17]. Die DDH ist die häufigste angeborene Skeletterkrankung [50] in Deutschland, mit einer Inzidenz von 2-4% [42]. Wird sie übersehen und/oder bleibt unbehandelt, so können Langzeitdeformitäten der Hüfte mit Gangstörungen und frühzeitiger Arthrose resultieren [55]. Aus diesem Grund senkt die frühzeitige Diagnostik mittels Ultraschall und die dazugehörige Therapie die Kosten im Gesundheitssystem und in den betroffenen Familien [60]. In der Forschungsliteratur wird vielfach die Meinung vertreten, dass die frühzeitige Identifikation einer Hüftdysplasie und die damit eher einsetzende Behandlung zu besseren Ergebnissen mit abnehmenden Komplikationsraten führt und das Risiko möglicher operativer Interventionen senkt [7]; [55]; [48]; [53]. Bereits 1980 veröffentlichte Professor Graf eine Klassifikation für Ultraschalluntersuchungen der Säuglingshüfte, mit einer Unterteilung in vier Haupttypen [53];[21]. Diesen ordnete er die entsprechenden therapeutischen Konsequenzen zu. Die Grundlage für die vier Typen dieser Klassifikation bilden sowohl die Form des knöchernen Acetabulumdaches als α -Winkel und des knorpeligen Daches als β -Winkel als auch die Form der knöchernen Randlippe [53]. Die Graf'sche Untersuchungstechnik inklusive der Klassifikation ist mittlerweile europaweiter Standard und seit 1996 im Rahmen der U3 gesetzlich verankert [1]. Ist eine Hüftdysplasie diagnostiziert, so kommt in der konservativen Therapie eine Hüft-Beuge-Spreiz-Orthese zum Einsatz. Trotz des unterschiedlichen Designs haben alle Orthesen eines gemein: sie „beugen und spreizen“ im Hüftgelenk. Diese Bewegung und Stellung des Hüftkopfes bewirkt eine Zentralisation im Acetabulum und damit physiologische (Nach-)Reifung im Hüftgelenk. Dadurch ergibt sich ein höheres Potential zur knöchernen und knorpeligen Umorganisation [45], [60].

2 Fragestellung

In Deutschland findet die Screeninguntersuchung der Hüfte mittels Sonographie zur U3 statt – an der UMR (Universitätsmedizin Rostock) bereits im Rahmen der U2. Die Kinder werden auf der Entbindungsstation untersucht, sodass therapeutische Konsequenzen sehr früh gezogen werden können. [25]; [16]

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der durch die Orthesen ausgelösten resultierenden mechanischen Belastungen für die Körperachse. Eingeschlossen wurden zwei in unserer Einrichtung regelmäßig verwendete Orthesentypen (Tübinger Schiene, Fa. Otto Bock, Hüft-Beuge-Spreizorthese nach Mittelmeier-Graf, Fa. AIDAMED e.K.). Es wurden 19 gesunde Säuglinge in den ersten fünf Lebenstagen mit 17 Säuglingen, bei denen eine kongenitale Hüftdysplasie (Typ IIc, D, IIIa nach Graf) nachgewiesen wurde, verglichen. Dies geschah über einen Zeitraum von etwa zwei Jahren (2013-2015). Über eine definierte Dauer sind die Zugkräfte gemessen worden, welche über die Längsachse durch das Tragen der Orthesen entstehen. Wir gehen davon aus, dass diese Kräfte die Belastung von Schultergürtel und Wirbelsäule widerspiegeln. Die Orthesen wurden dafür mit speziellen Kraftsensoren bestückt.

Aktuell beschäftigt sich nur eine Studie mit der Kraftverteilung in Hüftorthesen und gegebenenfalls daraus entstehenden biomechanischen Folgen [32]. Basierend auf dieser Arbeit und ihren Ergebnissen wurden die Hüft-Spreiz-Orthesen mit weiteren Sensoren ausgestattet und die Messreihen deutlich erweitert.

2.1 Arbeitshypothesen

Die axiale Gesamtzugkraft ist gleich bei (a) Kindern mit einseitiger Hüftdysplasie und bei (b) gesunden Kindern.

Die Kraftentwicklung der dysplastischen Hüfte der einen Seite eines Kindes mit einseitiger Hüftdysplasie ist gleich der Kraftentwicklung der gesunden Hüfte.

Die axiale Belastung der beiden Hüften eines Kindes mit einseitiger Hüftdysplasie unterscheidet sich nicht bei asymmetrisch eingestellter Superior Hüftschiene (das heißt nur die Seite mit Hüftdysplasie wird abduziert).

2.2 Natürliche Hüftreifung und Pathologie – von zwei Seiten

Die embryologische Entwicklung des Hüftgelenkes beruht auf den beiden artikulierenden Gelenkpartnern – dem Femurkopf und der Hüftpflanne. Diese beiden Anteile unterliegen bei korrekter Entwicklung im Mutterbauch einer sphärischen Ausreifung und somit kongruenten Formgebung. Ist diese gestört, entsteht eine erworbene Hüftdysplasie [13]. Sie wird deshalb als erworben bezeichnet, weil im Falle fehlender Störeinflüsse ein normal entwickeltes Hüftgelenk entstehen würde [63]; [64]. Unter anderem wird postuliert, dass es eine genetisch festgelegte Tiefe des Acetabulums gebe [16]. Barlow (1975, S. 475) hat aufgezeigt, dass sich das Acetabulum normal entwickelt, wenn der Femurkopf darin liegt – beide Anteile sind direkt voneinander abhängig. Liegt das coxale Femur außerhalb des Acetabulums oder nicht korrekt zentriert, so entsteht eine Fehlformung. Das liegt darin begründet, dass das Acetabulum ohne Femurkopf einer einfachen Größenzunahme seines dreistrahlgigen Knorpels unterliegt und seinen Durchmesser mit dem Wachstum vergrößert – jedoch nicht die Tiefe. Der Druck des Femurkopfes spielt hier eine entscheidende Rolle [57]; [9]; [56]; [62]. Neben dem Acetabulum besteht beim Säugling das gesamte proximale Femur inklusive des Trochanter major aus Knorpel und aus drei Hauptwachstumszonen (die eigentliche Wachstumsfuge, die apophysäre Wachstumsfuge des Trochanter major und die Wachstumsplatte entlang des Schenkelhalsisthmus). Damit eine physiologische Formgebung stattfindet, die sich wiederum direkt auf das Acetabulum auswirkt, ist eine Balance zwischen diesen Wachstumszonen erforderlich, welche genetischen Einflüssen unterliegt. Die konkrete Form des proximalen Femurendes, als zweite Hälfte des Hüftgelenkes, wird zudem durch Muskelgruppen bestimmt – unter Mitwirkung der Schwerkraft. Die Schwerkraft aktiviert die Muskeln, wirkt allerdings auch im passiven Zustand erheblich auf das Hüftgelenk ein. So entsteht ein für das Funktionsprinzip der Hüft-Spreizorthese sehr wichtiger Basistonus, welcher ständig über den Femurkopf direkt therapeutisch auf das Acetabulum wirkt [56]; [67]; [23]; [29].

Zusammenfassend lässt sich für die daraus resultierende Pathologie des Hüftgelenkes bei „erworberner Hüftdysplasie“ feststellen, dass bei apositionellem Anbau unter dem Perichondrium des Pfannenknorpels und einem interstitiellen Wachstum eine dreidimensionale Ausrichtung für die konkave Pfannenform nur bei

Vorhandensein eines zentriert stehenden und sphärischen Hüftkopfes stattfindet. Wenn der femorale Gelenkpartner nicht vollständig ausgebildet ist, fehlt oder nicht adäquat positioniert ist, so folgt daraus in der Entwicklung in utero eine unzureichende Pfannentiefe bei normalem radiärem Durchmesser [67]; [38].

Die beiden Gelenkpartner der Hüfte können initial beispielsweise durch eine (genetisch bedingte) abnormale Laxität des Hüftgelenkes voneinander disloziert sein. Dieser Zustand führt, wie oben beschrieben, in erster Linie zur Fehlentwicklung des Acetabulums bei fehlendem Einfluss für die dreidimensionale Formgebung. Eine fortgesetzte (Sub-)Luxation führt zu einem vorhersehbaren Muster der Entwicklungsstörung, der „erworbenen Hüftdysplasie“. Andere Formen der Hüftdysplasie basieren jedoch letztendlich auf dem gleichen zugrundeliegenden Pathomechanismus [28].

2.3 Definition der Hüftdysplasie

Die DDH ist mit einer Inzidenz von 2-4% die häufigste angeborene Skeletterkrankung. Die Hüftluxation tritt dagegen nur bei 0,4-0,7% auf. Das Geschlechterverhältnis weiblich zu männlich beträgt 6:1 (AWMF Leitlinie Hüftdysplasie 2002, S.1; [11]).

Unterteilt wird die DDH in drei Typen: „idiopathisch“, „teratologisch“ und „neuromuskulär“.

Teratologische Dislokationen treten meist vor der Geburt auf und sind oft mit Syndromen, wie zum Beispiel der Arthrogryposis oder dem Larsen-Syndrom vergesellschaftet. Bei neuromuskulären Erkrankungen wie einer zerebralen Lähmung oder einer Meningomyelozele, welche sich erst nach der Geburt voll auswirken, offenbaren sich Hüftdysplasien meist erst später in der Kindheit. Die bereits beschriebenen Beziehungen von Muskeltonus und anatomischer Dysplasie sind im Lauf des Wachstums dann das zugrundeliegende Problem [53].

Folgebeschwerden einer unerkannten oder zu spät behandelten Hüftdysplasie können bei Langzeithüftdeformität auch Gangstörungen und Arthritis sein [55]; [19] [31].

2.4 Geschichtliches und Entwicklung der Diagnostik

Initial wurde die Hüftdysplasie mit klinischen Methoden diagnostiziert und anschließend mittels verschiedener Methoden behandelt. Zu den klinischen Untersuchungsmethoden gehören unter anderem das Barlow Manöver, der von Rosen Test, der Salford Test und das Ortolani Manöver, die alle eine fühl- oder hörbare (Sub-)Luxation oder Reposition des Femurkopfes provozieren und alleine zur Diagnostik nicht hinreichend sind [58]; [22].

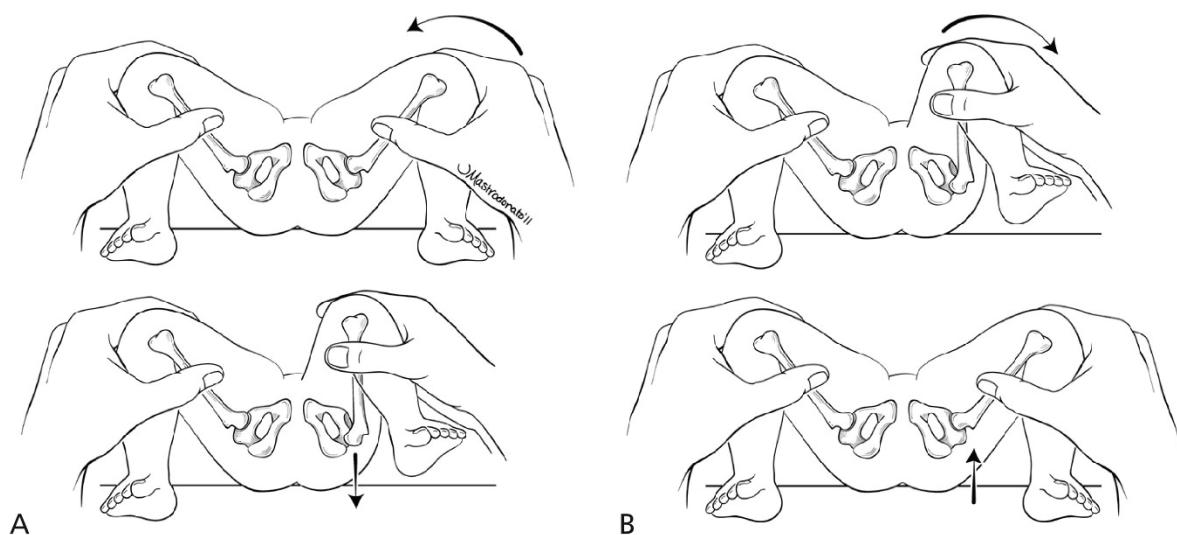


Abbildung 1: Ortolani (B) & Barlow (A) Manöver

Zu Abbildung 1: Das Barlow Manöver wird in A (links) dargestellt. Hierbei wird die Hüfte adduziert und das Bein gleichzeitig nach hinten gedrückt, um zu fühlen ob es luxierbar ist. Das Ortolani Manöver wird in B (rechts) dargestellt. Die Hüfte wird abduziert und der Oberschenkel nach vorn gezogen, um eine hörbare Reposition zu provozieren, nachdem mit dem Barlow Manöver luxiert wurde. Copyright des Bildes © Jordan Mastrodonato [34]; [8]; [65]

Im letzten Jahrhundert kam zusätzlich die Arthrographie des Hüftgelenkes als diagnostische Methode zum Einsatz, die ebenfalls zum Verständnis des Luxationsvorganges (von mechanischer Seite) beigetragen hat. Aufgrund der Invasivität (Kontrastmittel) und Strahlenbelastung wird die Indikation zur Hüftarthrographie nur noch selten gestellt. Weitere diagnostische Möglichkeiten bieten das MRT und CT an. Diese ermöglichen dynamische Aufnahmen. Allerdings ist für eine gute Bildqualität eine Sedierung der Kinder notwendig. Zur Planung

operativer Interventionen sei diese Form der Bildgebung durchaus empfehlenswert (Erik Severin 1939, S. 304-313; [61]; [20] [34].

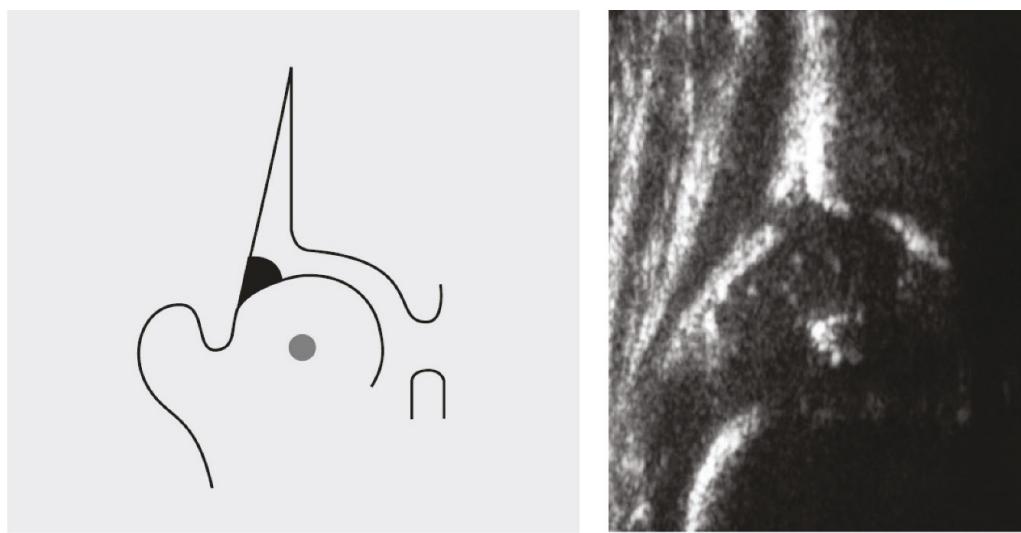
1980 entwickelte Professor Graf mittels Sonographie eine nicht invasive Untersuchungsmethode ohne Strahlenbelastung oder Notwendigkeit der Sedation, welche eine exakte anatomische Beschreibung des Hüftgelenkes ermöglichte. Er teilt den nachgewiesenen Zustand der Hüfte in vier verschiedene sonographische Haupttypen I-IV ein [20]; [18].

Graf unterteilt die genannten vier Haupttypen in zentrierte Hüften (Typ I und II) und in dezentrierte Hüften (Typ III und IV). Er beschreibt die Form der Säuglingshüfte auf der Basis des knöchernen Acetabulumdaches (als α -Winkel) und des knorpeligen Daches (β -Winkel) sowie der Beschreibung der knöchernen Randlippe („Erker“) und trifft damit auch eine Feintypendifferenzierung. Graf postuliert hinsichtlich der Typen III und IV pathoanatomisch unterschiedliche Ausbildungsformen [46] [53]; [21].

Tabelle 1: Graf-Klassifikation

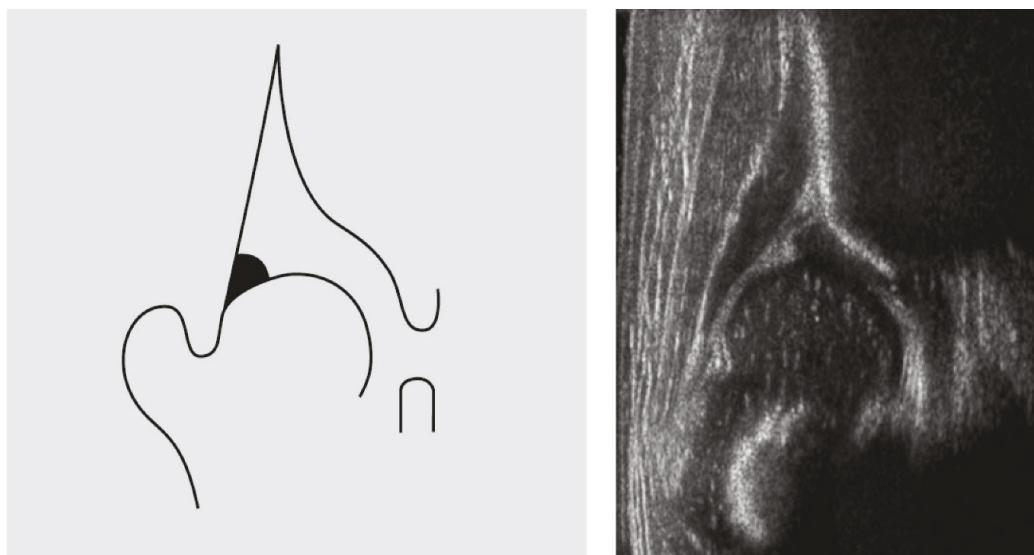
Hüfttyp	Knöcherne Formgebung	Knöcherne Erkerform	Knorpeliger Erker	Knochenwinkel α	Knorpelwinkel β
Ia reife Hüfte (jedes Alter)	gut	eckig/stumpf	übergreifend	60° oder größer	kleiner 55°
Ib reife Hüfte (jedes Alter)	gut	eckig/stumpf	übergreifend	60° oder größer	größer 55°
IIa (+) physiologisch unreife Hüfte altersentsprechend unter 12. LW	ausreichend	rund	übergreifend	50-59° lt. Sonometer altersentsprechend	Anmerkung: plus/minus Einteilung in der Praxis erst ab der 6. LW
IIa (-) unreife Hüfte mit Reifungsdefizit unter 12. LW	mangelhaft	rund	übergreifend	50-59° lt. Sonometer nicht altersentsprechend	Anmerkung: plus/minus Einteilung in der Praxis erst ab der 6. LW
IIb Verknöcherungsverzögerung über 12. LW	mangelhaft	rund	übergreifend	50-59°	
IIc gefährdete oder kritische Hüfte (jedes Alter)	Hochgradig mangelhaft	rund bis flach	Noch übergreifend	43-49°	kleiner 77°
D Hüfte am Dezentrieren (jedes Alter)	Hochgradig mangelhaft	rund bis flach	Verdrängt	43-49°	größer 77°
IIIa Dezentrierte Hüfte (jedes Alter)	schlecht	flach	Nach kranial verdrängt – ohne Strukturstörung	kleiner 43°	
IIIb Dezentrierte Hüfte (jedes Alter)	schlecht	flach	Nach cranial verdrängt – mit Strukturstörung	kleiner 43°	
IV Dezentrierte Hüfte (jedes Alter)	schlecht	flach	Nach mediokaudal verdrängt	kleiner 43°	
Ausnahme: Typ II mit Nachverknöcherung (jedes Alter)	mangelhaft bzw. ausreichend	eckig als Zeichen der Nachreifung	übergreifend	50-59°	

Tabelle unmodifiziert übernommen aus: [21]



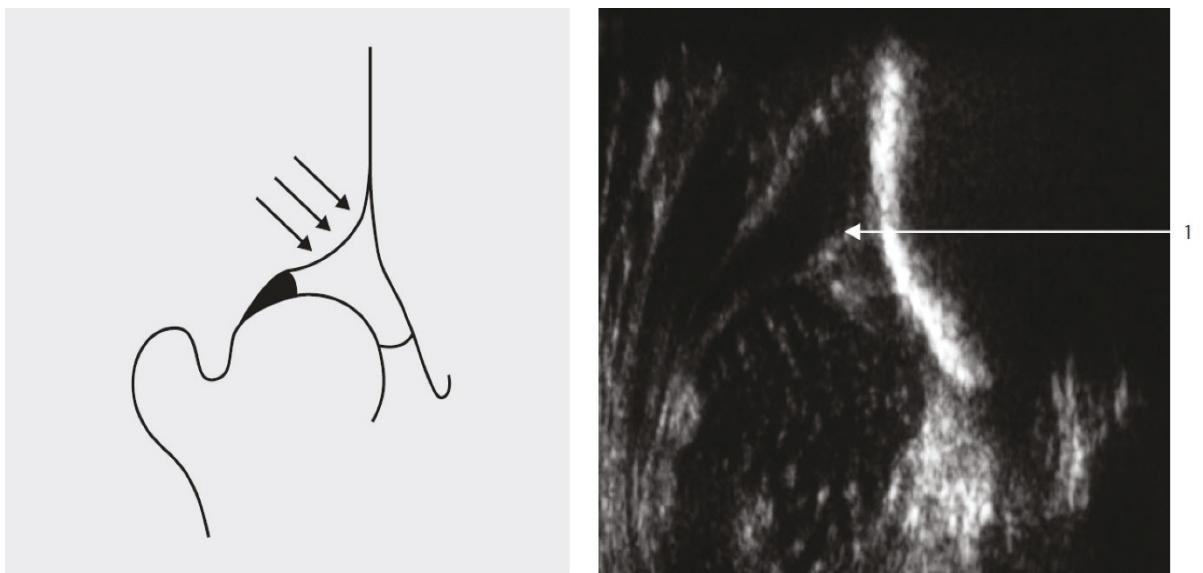
Schemazeichnung eines Hüftgelenkes Typ I n. Graf (gute knöcherne Formgebung, stumpfer Erker, übergreifendes knorpeliges Pfannendach) und Sonogramm eines 12 Wochen alten linken Hüftgelenkes analog zur Zeichnung.

Abbildung 2: Hüftgelenk Typ I n. Graf [21]



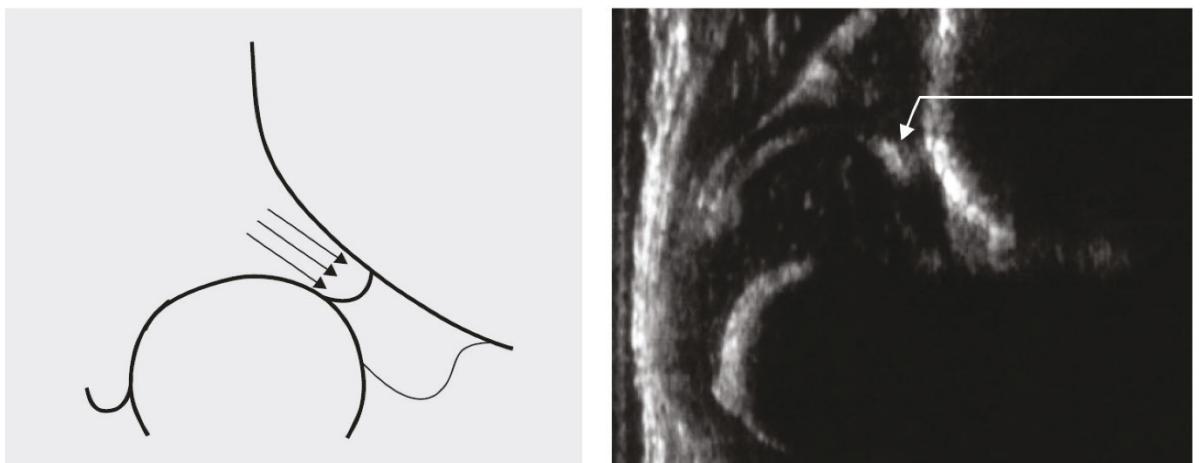
Schemazeichnung eines Hüftgelenkes Typ II n. Graf (mangelhafte knöcherne Formgebung, runder Erker und übergreifende knorpelige Pfannendach) und Sonogramm eines 3 Wochen alten rechten Hüftgelenkes analog zur Zeichnung.

Abbildung 3: Hüftgelenk Typ II n. Graf [21]



Schemazeichnung eines Hüftgelenkes Typ III n. Graf (schlechte knöcherne Formgebung, flacher Erker, nach oben verdrängtes knorpeliges Pfannendach (erkennbar am aufsteigenden Perichondrium, Nr. 1 i.d. Abbildung)) und Sonogramm eines 3 Wochen alten rechten Hüftgelenkes analog zur Zeichnung.

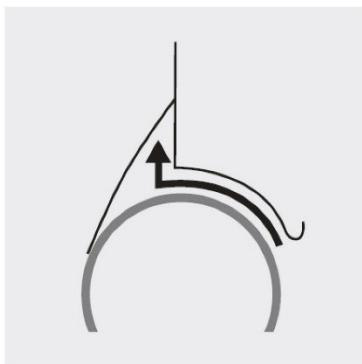
Abbildung 4: Hüftgelenk Typ III n. Graf [21]



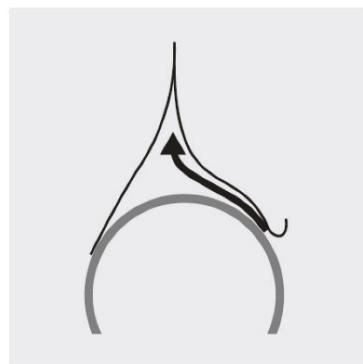
Schemazeichnung eines Hüftgelenkes Typ IV n. Graf (der Hüftkopf komprimiert das Pfannendach gegen die knöcherne Pfanne – im Vergleich zu Typ III unterschiedlicher Verlauf des Perichondriums (Nummer 1)) und Sonogramm eines 4 Wochen alten rechten Hüftgelenkes analog zur Zeichnung.

Abbildung 5: Hüftgelenk Typ IV n. Graf [21]

Knöcherne Formgebung:
gut



Knöcherne Formgebung:
mangelhaft



Knöcherne Formgebung:
schlecht

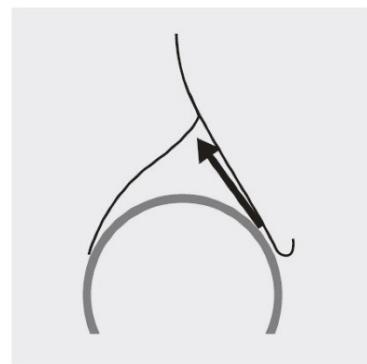
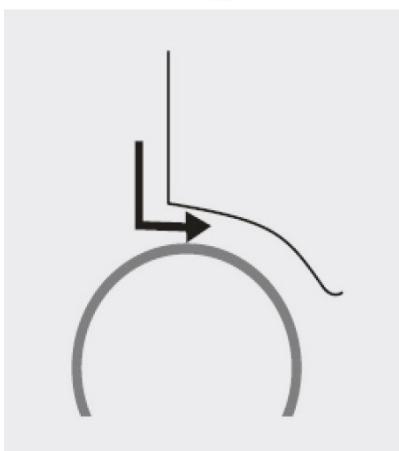
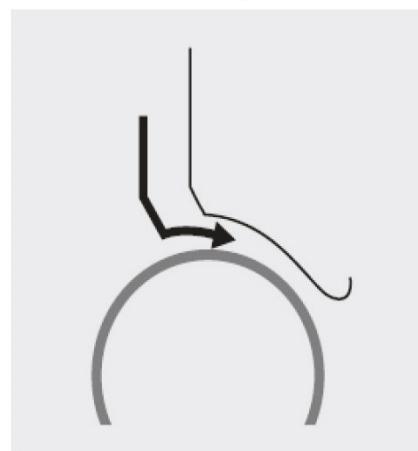


Abbildung 6: Schema knöcherne Formgebung der Hüfte n. Graf [21]

Knöcherne Erkerform:
eckig



Knöcherne Erkerform:
stumpf



Knöcherne Erkerform:
rund



Knöcherne Erkerform:
flach



Abbildung 7: Schema knöcherne Erkerformen der Hüfte n. Graf [21]

3 Die Therapie der Hüftdysplasie

Die Therapie der Hüftdysplasie lässt sich folgendermaßen untergliedern:

konservativ – Gips | konservativ – Orthesen | operativ

Behandelt wird die DDH größtenteils konservativ, frühestmöglich [27]. Ziel ist die Wiederherstellung der korrekten Position beider Gelenkpartner. Je nach Befund soll eine Zentralisation des Femurkopfes im Acetabulum stattfinden und so eine physiologische (Nach-) Reifung gestattet werden. Das Ziel hierbei ist die Reposition eines dezentrierten Gelenkes, gefolgt von der Retention und dadurch eine adäquate Nachreifung der Hüftkopfüberdachung. Komplikationen, wie zum Beispiel die avaskuläre Hüftkopfnekrose, fanden mehrfach in der Forschungsliteratur Erwähnung [35, 43, 66]. In Fällen mit Luxation kann, möglicherweise nach einer notwenigen Overheadextensionsbehandlung, der Fettweis-Gips zur Retention angewandt werden. Es wird zwischen Repositionsorthesen und Nachreifungsorthesen unterschieden. Bei sonographisch dezentrierter Hüfte (D nach Graf oder schlechter) besteht die Indikation zur Repositionsorthese. Für alle stabilen dysplastischen Hüften gibt es Nachreifungsorthesen/Beuge-Spreiz-Orthesen. Eine Zentralisation des Femurkopfes im Acetabulum wird durch eine Sitz-Hockposition erreicht, wobei in der Literatur eine Hüftflexion um die 110° und eine Hüftabduktion um die 40° empfohlen wird [24]. Pavlik beschreibt, dass eine andere Körperhaltung für die Hüftgelenke unnatürlich wäre, allerdings wird in der Pavlik-Bandage eine Abduktion von circa 80° erreicht [2]. Aufgrund dieser konkreten Vorgabe für Beugung und Abduktion gibt es Autoren, die Spreizwindeln (sogenanntes breites Wickeln) nicht mehr für sinnvoll erachten. Am weitesten verbreitet ist die Pavlik Bandage, vor allem in Nordamerika, zur Reposition und zur Nachreifung [59]; [26] [39]. Europa ist offen für weitere Bandagen wie die Tübinger Hüftbeugeschiene [52], die Hoffmann-Daimler-Schiene (obsolet), die Düsseldorfer Schiene, die von Rosen und die Mittelmeier-Graf Spreizorthese [51] und deren Weiterentwicklung in Form der Superior-Orthese [2] [37]; [24]; [15] [53] [42] [45] [40]. Die operative Therapie findet immer seltener statt, oftmals dann aufgrund später Erstdiagnose [47].

4 Die Orthesen dieser Studie

In dieser Studie werden zwei verschiedene Hüftorthesen zur Behandlung der Hüftdysplasie miteinander verglichen. Das Prinzip der Behandlung ist bei beiden Orthesen gleich, im Design unterscheiden diese sich aber deutlich. Es soll eine Retention des Hüftkopfes in der Pfanne erreicht werden. Beide Orthesen führen zu einer Flexion von $>90^\circ$ sowie einer mäßigen Abspreizung der Hüftgelenke [10].

4.1 Die Tübinger Schiene

Die Tübinger Hüftbeugeschiene besteht aus zwei Oberschenkelhalterungen, die über einen vorderen Abdunktionssteg verbunden sind. Die Beinschalen sind über eine Aufhängung an Schultergurten befestigt, welche wiederum vorn und hinten miteinander verbunden sind. Über die Aufhängung kann die Beugung in den Hüftgelenken justiert werden. Der Abdunktionssteg ist ebenfalls verstellbar.



*Abbildung 8: Tübinger Schiene mit Sensoren
in situ*

Foto OUK, Eltern haben Einverständnis zur
Veröffentlichung gegeben.



Abbildung 9: Tübinger Schiene Aufbau

4.2 Die Hüft-Beuge-Spreiz-Orthese nach Mittelmeier Graf

Die Superior Orthese, eine Weiterentwicklung der Ideal Spreizhose, weist eine andere Konstruktion und somit Kraftverteilung auf. Die schwenkbaren Beinhalterungen sind an einem Beckengurt befestigt, der dorsal in eine Becken-/Bodenplatte übergeht. Auf dieser sind zwei Vorhaltekeile verankert, um eine kontraindizierte „Überabduktion“ zu verhindern. Über Beckengurt und -platte wird die zum Boden gerichtete Kraft in die Unterlage geleitet. Ein Großteil der entstehenden Kräfte wird so gar nicht erst auf die Schultergurte übertragen. Die Schultergurte sollen lediglich ein Abrutschen der Orthese verhindern. Die Beckenplatte enthält kleine Perforationen. Über zwei Schrauben sind die Beinhalterungen befestigt, so dass die Länge der Beinteile als auch die Beugepositionierung im Hüftgelenk selbst variiert werden können. Die Superior Orthese lässt sich zudem asymmetrisch einstellen. Das bedeutet, dass bei einseitiger Hüftdysplasie nur auf der erkrankten Seite eine Adduktion und Abduktion stattfindet. Die asymmetrische Einstellung wurde auch mit der im nordamerikanischen Raum verbreiteten Pavlik-Bandage bereits erfolgreich getestet [4]. Die „gesunde“ Hüfte muss somit nicht in der Sitz-Hock-Position gehalten werden. Ein Prinzip, das bereits Lorenz im Rahmen seiner Gipsbehandlung anwandte, in dem er nur die pathologische Hüfte im Gips fixierte, das gesunde Gelenk aber nicht in den Gipsverband integrierte.



Abbildung 10: Mittelmeier-Graf Orthese mit Sensoren in situ

Foto OUK, Eltern haben Einverständnis zur Veröffentlichung gegeben.

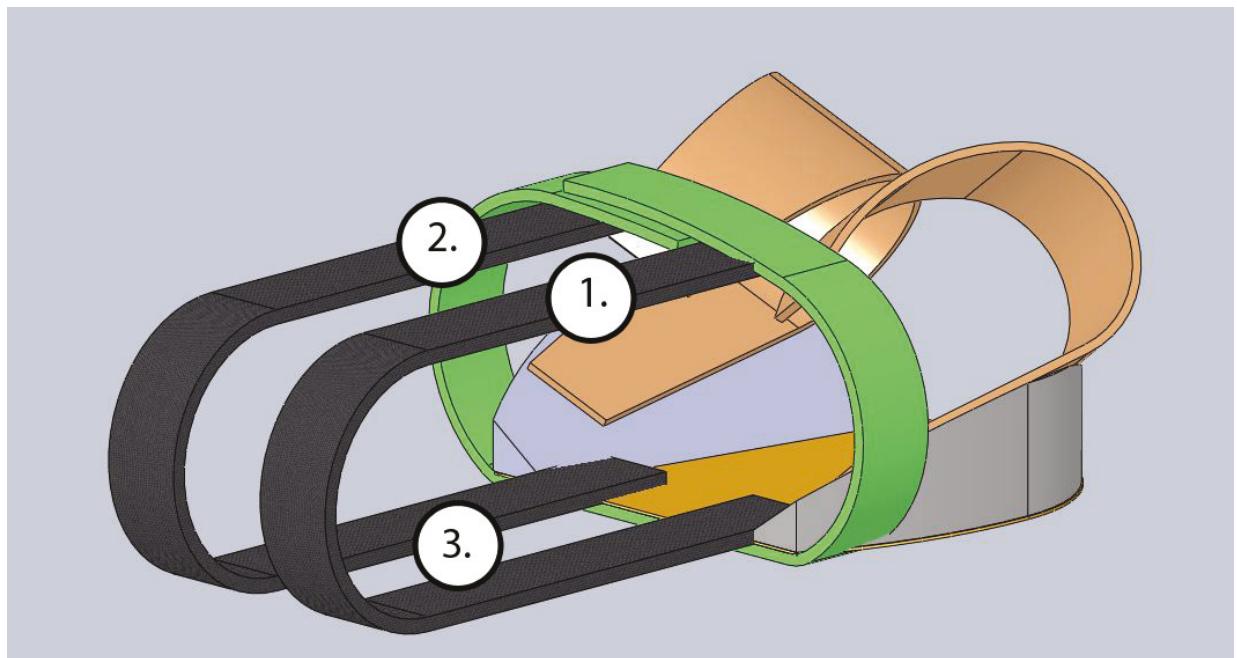


Abbildung 11: Schema der Mittelmeier-Graf-Orthese, Zeichnung in CAD durch Prof. Dr.-Ing. V. Schwanitz mit Genehmigung zur Veröffentlichung

Die Nummern 1-3 entsprechen der Lokalisation der einzelnen Sensoren im Versuchsaufbau.



Abbildung 12: Mittelmeier-Graf Orthese in situ, ohne Sensoren

Foto OUK, Eltern haben Einverständnis zur Veröffentlichung gegeben.

5 Patienten und Methoden

5.1 Patientenkollektiv

Insgesamt schlossen wir 36 Kinder in ihren ersten fünf Lebenstagen in diese Untersuchung ein. Dies beinhaltete einen Zeitraum von ca. drei Jahren. Der jüngste Säugling war einen Tag alt, der älteste Säugling sieben Tage. Wir unterteilten die beiden Gruppen in „unauffällig“ (n=19) und „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ (n=17). In der „unauffällig“ Gruppe zeigte sich ein durchschnittliches Alter von 2,63 Tagen, in der „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ Gruppe von 2,55 Tagen. Die Kinder der „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ Gruppe wogen im Durchschnitt 3592 g, die gesunden Kinder wogen etwa 3495 g. In der „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ Gruppe war das Verhältnis Jungen : Mädchen 1:3, in der gesunden Gruppe 1,125:1 – in etwa dem primären Geschlechterverhältnis der Geburtenverteilung in Deutschland folgend.

Protokolliert wurden:

Initialen

Geburtsdatum

Gewicht

Genaue Diagnose (GRAF)

Tag post partem

Geschlecht

5.2 Experimenteller Aufbau

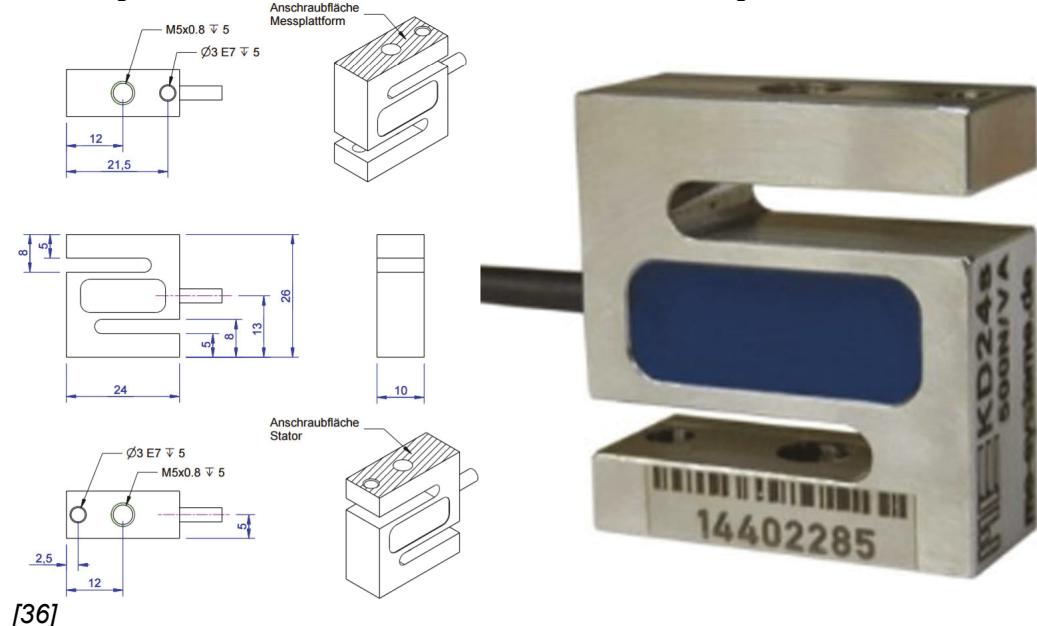
Der experimentelle Aufbau der in dieser Arbeit durchgeführten Studie orientiert sich an einer Vorstudie [32].

Es wurden drei hochempfindliche Sensoren verwendet (siehe Schema) ohne dabei die Länge der Schultergurte zu verändern. Insgesamt war die Konstruktion so konzipiert, dass auch bei sehr kleinen Kindern eine adäquate Anpassung stattfinden konnte. Der Versuchsaufbau spiegelt den Kraftfluss am Oberkörper wider, indem jeder Gurt (rechts vorn, links vorn und gemeinsamer Gurt hinten) mit

einem Sensor versehen wurde. Alle Sensoren waren baugleich und eindeutig markiert, bei allen Messungen kam jeder Sensor an seine festgelegte Lokalisation, womit die Reproduzierbarkeit der Messungen gewährleistet wurde. Die s-förmigen Sensoren sind für eine längsaxiale Zug- und Druckbelastung bis 100 N ausgelegt, ein vertikaler Druck (etwa durch Kleidung oder den Wickeltisch) hatte keine Auswirkung auf die Messergebnisse in dieser Studie und der Vorstudie [32].

Bei den benutzten Sensoren handelt es sich um die Typen „KD24s“ der Firma ME-Meßsysteme, Henningsdorf, Deutschland. Diese Sensoren können bis zu 100 N mit einer Genauigkeit von 0,1% belastet werden. Jeder Sensor wiegt 12g.

Abbildung 13: Produktfoto KD24s Sensor & Schemazeichnung Aufbau



[36]

Nach einer ausführlichen Aufklärung der Eltern über den Testablauf wurden den zu untersuchenden Säuglingen in Anwesenheit der Eltern in beliebiger Reihenfolge die Tübinger Schiene und die Mittelmeier-Graf Orthese angelegt. Die Eingewöhnungszeit betrug zehn Minuten bevor die Messung in der Software gestartet und für zwei Minuten laufen gelassen wurde. Insgesamt erfolgten drei Messungen: Tübinger, Superior symmetrisch und Superior asymmetrisch.

Alle Säuglinge, bei denen eine DDH nachgewiesen wurde, sind zuvor mit einer Orthese (Tübinger Schiene oder Superior) versorgt gewesen. Die Messungen fanden nicht direkt im Anschluss an das Hüftscreening statt, so dass zwischen der orthetischen Versorgung und der Messung eine Latenz von fünf bis 24 Stunden bestand. Eine Mutter brach kurz nach Messbeginn den Versuch ab, weil sie das

Gefühl hatte, ihr Kind würde sich nicht wohl fühlen. Dieses Kind wurde dementsprechend aus der Messreihe herausgenommen.

5.3 Ein- und Ausschlusskriterien

In die Studie miteingeschlossen wurden Säuglinge im Alter von zwölf Stunden bis sieben Tagen nach Geburt mit einem minimalen Gewicht von 2800 g bis zu einem maximalen Gewicht bis 4300 g. Die Zustimmungen der Mütter wurden nach ausführlicher Aufklärung direkt nach dem Hüftscreening eingeholt. Die Auswahl der gesunden Vergleichsgruppe war zufällig, das heißt es wurden gesunde Kinder ausgewählt, die an den Messtagen gerade anwesend waren. In der DDH-Gruppe fanden sich Kinder mit den Hüfttypen IIc, D und IIIa (ohne Abspreizhemmung). Die gegenseitige Hüfte zeigte keinen pathologischen Befund, wenn doch wurden diese Kinder für die statistische Auswertung ausgeschlossen. Die Ausschlusskriterien beinhalteten Fehlbildungen im Beckengürtel, neuromuskuläre Erkrankungen, eine Claviculafraktur, Plexusparese oder fehlende Einwilligung der Erziehungsberechtigten. Studiennummer Ethikvotum: A 48-2008.

5.4 Datenerfassung

Der Ablauf fand nach einem standardisierten Protokoll statt, welches das Gespräch mit den Eltern, den immer gleichen Versuchsaufbau mit den gleichen Materialien und Messinstrumenten und den Versuch beinhaltete. Die Messungen wurden vollständig digital über drei Sensoren und zwei USB-Steckplätze an einem von zwei Laptops mit der installierten Software immer mit den gleichen Einstellungen durchgeführt. Am Beginn jeder neuen Untersuchung wurden die Sensoren in der Software auf null kalibriert, das heißt sie wurden verbunden und im Leerlauf ohne Zug wurde eine eventuelle Abweichung von Null (meist nach der dritten Nachkommastelle) auf Null gesetzt.



Abbildung 14: Versuchsaufbau *in situ*, Mittelmeier-Graf Orthese

Foto OUK, Eltern haben Einverständnis zur Veröffentlichung gegeben.

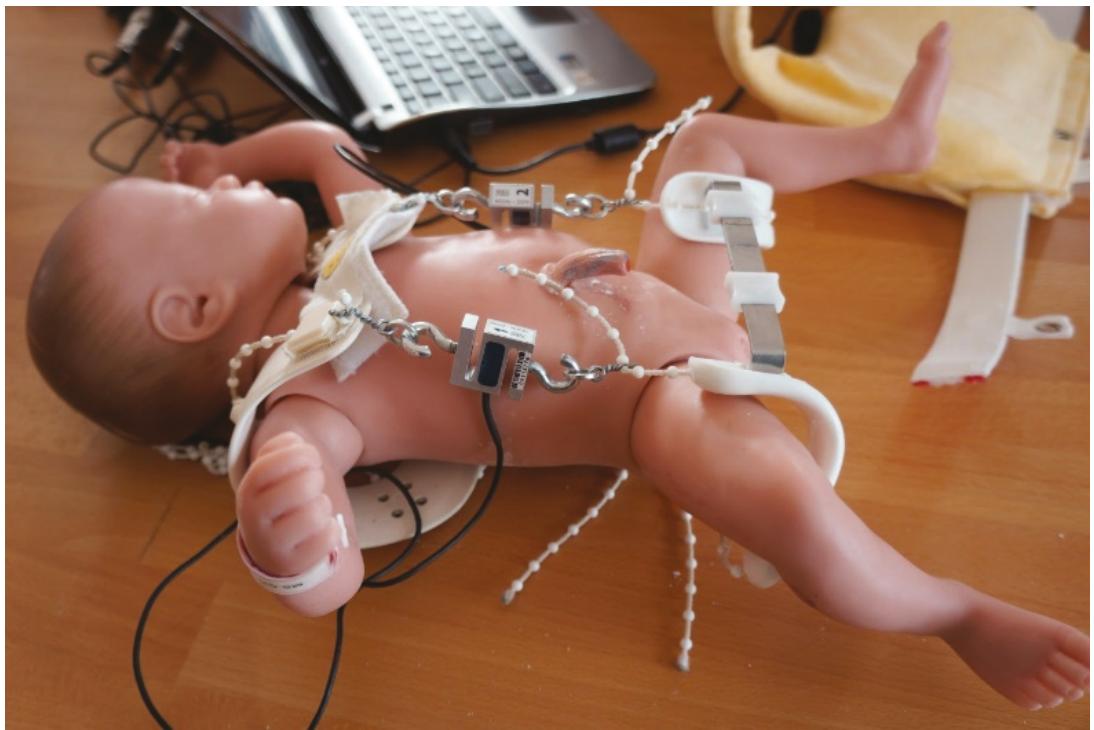


Abbildung 15: Versuchsaufbau Puppe, Tübinger Orthese

Foto OUK.

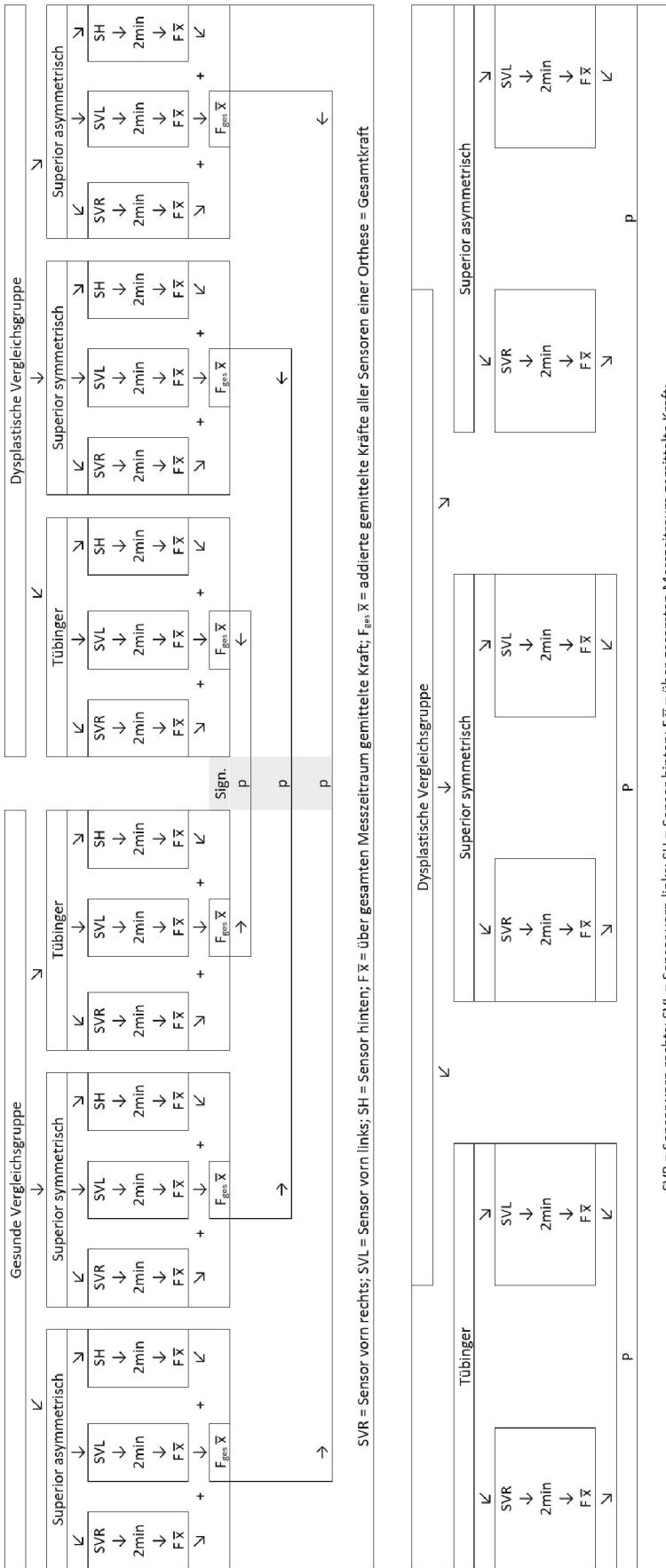


Abbildung 16: Schema Versuchsablauf & Auswertung

5.5 Nachbereitung der Messdaten

Sensor 1 entsprach immer „vorn links“, Sensor 2 „vorn rechts“ und Sensor 3 entsprach „hinten“ im System.

Die Messdaten wurden im Nativformat der zu den Sensoren gehörigen Microsoft Windows Software „GSV Multichannel“ (© 2001-2007 National Instruments Corporation) als „.tdms“ und „.tdms_index“ gespeichert und nach einem festgelegten Schema eindeutig benannt.

Die Daten sind mittels „GSV Multichannel“ in Excel exportiert und mit einem Visual Basic Script aufbereitet worden. Die mit 50 Hz gemessenen und daher recht umfangreichen Daten mussten auf eine für die statistische Auswertung sinnvolle Menge reduziert werden, indem durch Mittelwertberechnungen Zehn-Sekunden-Blöcke geschaffen wurden. So konnte der zeitliche Ablauf der zweiminütigen Messzeit dargestellt werden. Der jeweilige Mittelwert dieser Zehn-Sekunden-Blöcke wurde automatisch in eine neue Tabelle eingetragen und manuell um Gewicht, Größe, BMI, Geschlecht und Alter der Patienten ergänzt. Das Ergebnis ist ein Excel-Dokument mit den zusammengefassten Daten für jeden der drei Sensoren in jedem der drei Settings, also insgesamt neun Tabellen, in welchen zu jedem Patienten neben seinen Patientendaten die Mittelwerte in Zehn-Sekunden-Blöcken festgehalten sind.

Tabelle 2: Durchschnittsblöcke je Kind für das Beispiel: Sensor Superior asymmetrisch hinten

Superior asymmetrisch hinten														Durchschn	Max	10s
Kind / Seku	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120				
21	1,196375	1,305066	1,437085	1,327061	1,492507	1,015957	0,993193	0,696907	0,72208	0,641843	0,800112	0,690135	1,026527	1,492507		
22	0,192671	0,08926	0,444353	0,411233	0,410105	0,586165	0,456145	0,558479	0,426921	0,432151	0,259116	0,25772	0,376983	0,586165		
23	-0,020098	-0,003281	-0,040042	-0,094541	-0,017124	-0,011946	-0,03553	-0,0222	-0,047476	-0,056089	-0,068394	-0,167791	-0,048709	-0,003281		
24	1,12429	1,226418	1,302656	1,067944	0,999807	0,498442	0,918391	1,007856	0,96074	0,897371	0,932183	0,900193	0,986358	1,302656		
25	2,108665	0,653174	1,100808	1,216216	0,84041	1,043848	1,301169	1,439802	1,455183	1,421858	1,469949	1,236334	1,273951	2,108665		
26	-0,370884	-0,224663	-0,229636	-0,097258	-0,190979	0,095054	-0,078237	0,745972	0,532588	-0,187544	0,008254	0,083111	0,007148	0,745972		
27	0,832874	0,839282	0,531357	0,325613	0,823389	0,108486	0,730386	-0,186108	-0,2524	-0,293621	-0,385291	0,414712	0,221605	0,839282		
28	1,265076	1,585254	1,242979	1,836013	1,232468	1,321011	1,392019	2,254475	1,730398	1,536035	1,416064	1,122233	1,494502	2,254475		
29	1,03749	1,199092	0,908906	0,817749	0,719722	0,712441	0,524539	0,527307	0,530383	0,521873	0,521001	0,495871	0,709698	1,199092		
30	1,160332	0,968635	0,865173	0,841589	1,103218	1,133467	0,873018	0,751047	0,711211	0,694958	0,763198	1,302994	0,930737	1,302994		
31	1,427651	1,757109	1,448774	1,593457	1,156128	0,669016	0,522437	0,618875	0,736436	1,302297	1,486868	0,714443	1,119456	1,757109		
32	1,237031	1,176636	1,198425	1,221702	1,218779	1,244568	1,222727	1,130903	1,135261	1,115984	1,132646	1,148171	1,181903	1,244568		
33	0,819492	0,876965	0,753765	1,077686	1,607351	1,398787	1,423601	1,348286	1,513579	1,703123	1,108088	1,271206	1,241827	1,703123		
34	1,468257	1,082864	0,952998	1,652673	1,421909	1,342544	1,435496	1,87908	1,555415	0,665325	0,656301	0,81576	1,244052	1,87908		
35	-0,919775	-0,928491	-0,684602	-1,084658	-1,075481	-1,703584	-1,117983	-1,321113	-1,547981	-1,290916	-0,826667	-1,102359	-1,133634	-0,684602		
36	1,611504	2,036016	1,850574	2,124968	0,797498	0,656301	0,492136	0,631282	0,686038	0,927363	0,301772	0,121307	1,01973	2,124968		
37	2,680986	2,384802	2,429509	2,347683	2,511387	2,51436	2,02043	2,130864	1,968699	1,781924	1,763416	1,641143	2,181267	2,680986		
38	2,047295	1,610273	1,901792	2,270164	2,166445	1,571514	1,453645	2,262166	1,793049	1,713274	2,648687	3,359411	2,066476	3,359411		
39	1,393301	1,898049	1,565413	1,39366	1,721528	1,350234	1,484304	1,339211	2,000896	2,343582	1,750752	1,639984	1,656743	2,343582	3,359411	

Gewicht in Groesse	BMI	Geschlecht	Alter												
3530	51	13,571	w	3											
3030	49	12,619	w	1											
3040	49	12,661	w	2											
4045	55	13,371	m	3											
3440	51	13,225	w	4											
3090	48	13,411	m	2											
3180	50	12,72	m	2											
3275	51	12,59	w	2											
2820	48	12,239	m	2											
3450	52	12,758	m	2											
3900	52	14,423	m	2											
3800	51	14,609	m	2											
4030	51	15,494	w	7											
4040	54	13,854	m	4											
3425	50	13,7	m	4											
3690	50	14,76	w	2											
3170	48	13,758	m	3											
3550	46	16,776	m	2											
3900	53	13,883	w	1											
					Alter: 3d	Größe: 51cm									
					Alter: 1d	Größe: 49cm									
					Alter: 2d	Größe: 49cm									
					Alter: 3d	Größe: 55cm									
					Alter: 4d	Größe: 51cm									
					Alter: 2d	Größe: 48cm									
					Alter: 2d	Größe: 50cm									
					Alter: 2d	Größe: 51cm									
					Alter: 2d	Größe: 48cm									
					Alter: 2d	Größe: 52cm									
					Alter: 2d	Größe: 52cm									
					Alter: 2d	Größe: 51cm									
					Alter: 7d	Größe: 51cm									
					Alter: 4d	Größe: 54cm									
					Alter: 4d	Größe: 50cm									
					Alter: 2d	Größe: 50cm									
					Alter: 3d	Größe: 48cm									
					Alter: 2d	Größe: 46cm									
					Alter: 1d	Größe: 53cm									

Tabelle 2 wurde aus darstellerischen Gründen halbiert, oben die linke und unten die rechte Hälfte

5.6 Statistische Auswertung

Die deskriptive Auswertung der Ergebnisse fand zum großen Teil mit der aktuellsten Version von Microsoft Excel (2017) statt. Die Daten wurden mit einem Texteditor zuvor formatiert und dann in Excel übertragen. Schließlich wurden die Auswertungen durch Berechnungen mit der Software SPSS (Version 24) ergänzt.

Es wurden alle Gruppen im jeweiligen Setting auf „Normalverteilung“ getestet, nach Shapiro-Wilk. Hierbei zeigte die Superior Orthese Symmetrisch der Gruppe „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ keine Normalverteilung. Daher wurde im weiteren Verlauf der Signifikanz-Test für nicht-normalverteilte Gruppen (Mann-Whitney-U) durchgeführt. Zusätzlich wurde für alle Gruppen auch die Signifikanz für normalverteilte Ergebnisse durchgeführt, welche die gleichen Tendenzen ergab (Signifikant vs. Nicht-Signifikant). Da wir die Gruppe „gesund“ gegen die Gruppe „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ getestet haben, welche nicht miteinander verbunden sind, haben wir die Tests für Hypothese 1 für „nicht verbundene Stichproben“ durchgeführt. Im Einzelnen haben wir die Software beauftragt jeweils die Gruppe „gesund“ vs. „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ in den jeweiligen Orthesen zu testen.

Für die intraindividuelle Betrachtung handelt es sich um eine verbundene Stichprobe. Der Test auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk) wurde nicht bestätigt und so wurde für die weitere Auswertung der „Wilcoxon Vorzeichenrangtest bei verbundenen Stichproben“ angewandt.

5.7 Nebenauswertung

Weiterhin sollte herausgefunden werden, wie signifikant der Unterschied der durchschnittlichen Gesamtkraft über 120 s aller Orthesen gegeneinander ist, d.h. „Superior Asymmetrisch vs. Superior Symmetrisch“, „Superior Asymmetrisch vs. Tübinger“ und „Superior Symmetrisch vs. Tübinger“. Hierzu wurden nur innerhalb der gesunden Gruppe die Orthesen miteinander verglichen. Der Test auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk) wurde bestätigt. Es handelt sich um eine gepaarte Stichprobe. Es wurde der T-Test angewandt.

6 Ergebnisse

Die Messergebnisse beziehen sich auf die Superior-Orthese in der symmetrischen und asymmetrischen Einstellung sowie auf die Tübinger-Schiene. Die größte Kraftentwicklung (Gesamtkraft) zeigt sich im geschlossenen System bei der Tübinger Schiene. Wenn die Kraftaufnahmen aller drei Sensoren addiert werden, kommen die Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte im Schnitt in einer Tübinger Schiene auf eine Kraftentwicklung von ca. 11,2 N (Standardabweichung 4,77 N; 95% Konfidenzintervall 8,74-13,64) und die gesunden Kinder auf ca. 14,1 N (Standardabweichung 7,45 N; 95% Konfidenzintervall 10,48-18,15). Der Unterschied ist nicht signifikant bei $p= 0,257$. Bei der symmetrisch eingestellten Superior Schiene entstehen bei der „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ Vergleichsgruppe dagegen 2,5 N (Standardabweichung 1,99 N; 95% Konfidenzintervall 1,49-3,53) und bei den gesunden Kindern 3,89 N (Standardabweichung 1,87 N; 95% Konfidenzintervall 2,92-4,85). Der Unterschied ist signifikant bei $p= 0,019$. Die „Neugeborene mit dysplastischer Hüfte“ Vergleichsgruppe in der asymmetrisch eingestellten Superior Schiene baut 1,83 N (Standardabweichung 1,45 N; 95% Konfidenzintervall 1,08-2,58) und die gesunde Gruppe 3,67 N (Standardabweichung 1,67N; 95% Konfidenzintervall 2,81-4,53) auf, der Unterschied ist hochsignifikant bei $p= 0,001$.

Die folgenden Gewichtsangaben beziehen sich auf die nicht wissenschaftlich einwandfreie Umrechnung von Newton unter der Annahme einer Gravitationskonstanten des Planeten Erde (ca. $9,81 \text{ m/s}^2$). Diese sind als „entspr.“ gekennzeichnet. Zugrunde liegt folgende Annahme: $1 \text{ N} \approx 1/9,81 \text{ kg} \approx 0,102 \text{ kg} = 102 \text{ g}$. Da für diese und ähnliche Studien die Vergleichbarkeit von Kraft mit Gewicht sinnvoll erscheint, werden die entsprechenden Zahlen dargestellt.

6.1 Messergebnisse am Beispielkind

Es wurden beispielhaft bei einem einzigen gesunden Kind „34“ intraindividuell die Kraftverläufe der drei Sensoren bei jeder Schiene in Ruhe und Unruhe dargestellt. Es fällt auf, dass die Superior Orthese in asymmetrisch eingestellter Variante deutliche Unterschiede zwischen dem symmetrischen und asymmetrischen vorderen Sensor zeigt (Abbildung 17). Weiterhin ist zu erkennen, dass auf dem Rückensensor („hinten“) immer eine konstante Zugkraft von ca. 2 Newton (entspr. 203,94 g) besteht.

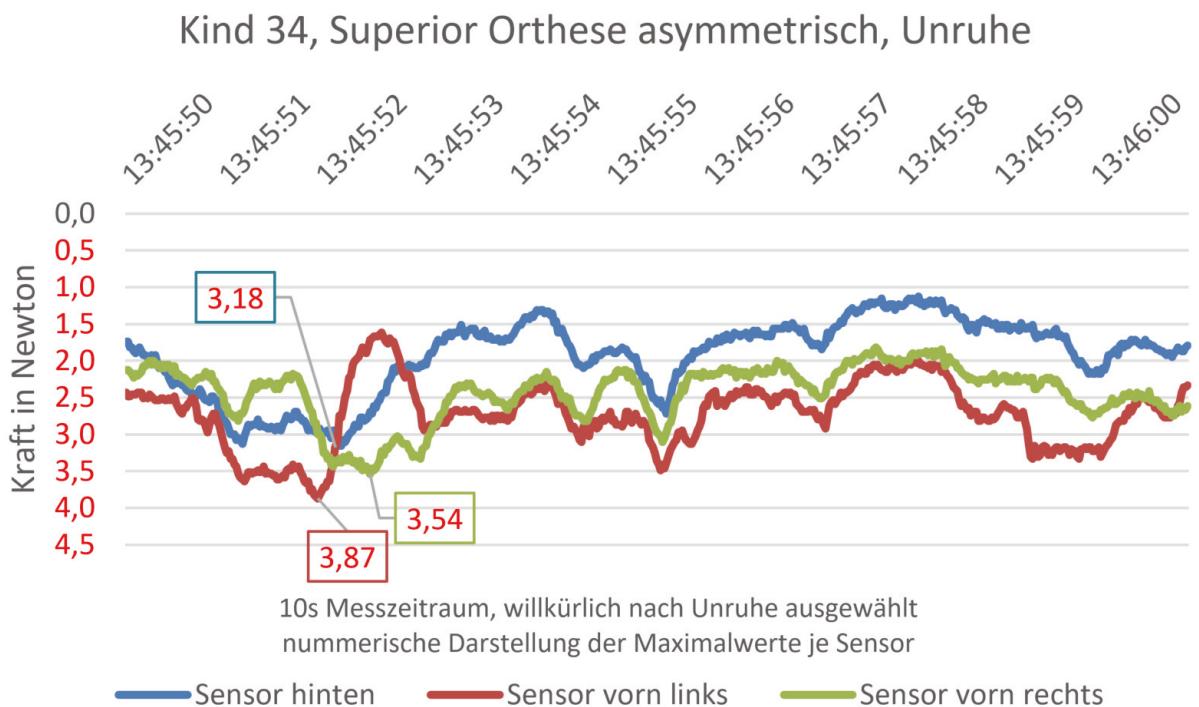


Abbildung 17: Grafik Superior Orthese asymmetrisch, Unruhe, gesund

In Unruhe zeigt sich je nach körperlicher Aktivität eine große Schwankungsbreite der auftretenden Kräfte auf den einzelnen Sensoren. Der hintere Sensor bewegt sich bei unserem Beispielkind 34 zwischen 1-3 N, die vorderen Sensoren schwanken zwischen 1,5-4 N, meist herrscht für alle Sensoren der gleiche Vektor zum jeweils gleichen Zeitpunkt.

Kind 34, Superior Orthese asymmetrisch, Ruhe

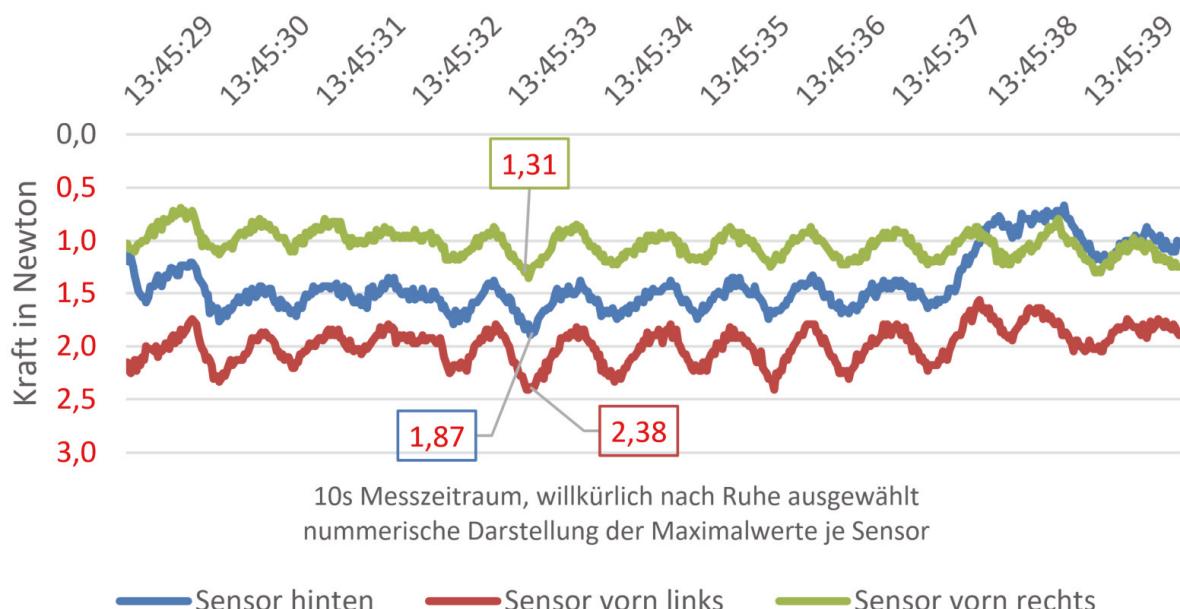


Abbildung 18: Grafik Superior Orthese asymmetrisch, Ruhe, gesund

In Ruhe zeigt sich (Abbildung 18) eine konstante Verteilung der Kräfte, nur beeinflusst durch die Atemausschläge des Kindes. Der hintere Sensor ist nicht unbedingt immer derjenige, welcher die geringste Kraftaufnahme zeigt. Die Fixierung des Sensors durch das Kind, weil es darauf liegt, kann ein möglicher Grund dafür sein. Das aufgeführte Beispielkind für die intraindividuelle Betrachtung, 34, ist ein Kind ohne Hüftdysplasie. Die Asymmetrie wurde zufällig für die linke Seite festgelegt und auf 30° an der Schiene eingestellt. Weiterhin ist zu beobachten, dass die asymmetrisch eingestellte Seite die größte Zugkraft am vorderen (in diesem Fall linken) Sensor zeigt. Die Ursache für den größeren Sensorausschlag bleibt zu diskutieren. Wenn man wie im Beispiel-Foto (Abbildung 10 & Abbildung 12) einen Blick von oben auf das in der Orthese befindliche Kind wirft, wird klar, dass in Sitz-Hock-Stellung der Beine keine Möglichkeit besteht, das Bein abzulegen. Ein Zug auf den Sensor entsteht am ehesten nur durch die Spannung gegen den Muskeltonus der Hüftstrecker. Auf der asymmetrisch eingestellten Seite der Superior Orthese dagegen hat das Bein die Möglichkeit, sich zumindest an der Beinschale anzulehnen, wenn nicht sogar abzulegen. Hier spielt also neben dem dann geringeren Muskeltonus der Hüftstrecker auch die Schwerkraft und das Eigengewicht des Beines mit den entsprechenden Hebelgesetzen eine Rolle. Die konkrete Verteilung der Kraftursprünge bleibt

jedoch vorerst unklar. Hier könnten weitere biomechanische Untersuchungen und Berechnungen erfolgen.

Kind 34, Superior Orthese symmetrisch, Ruhe

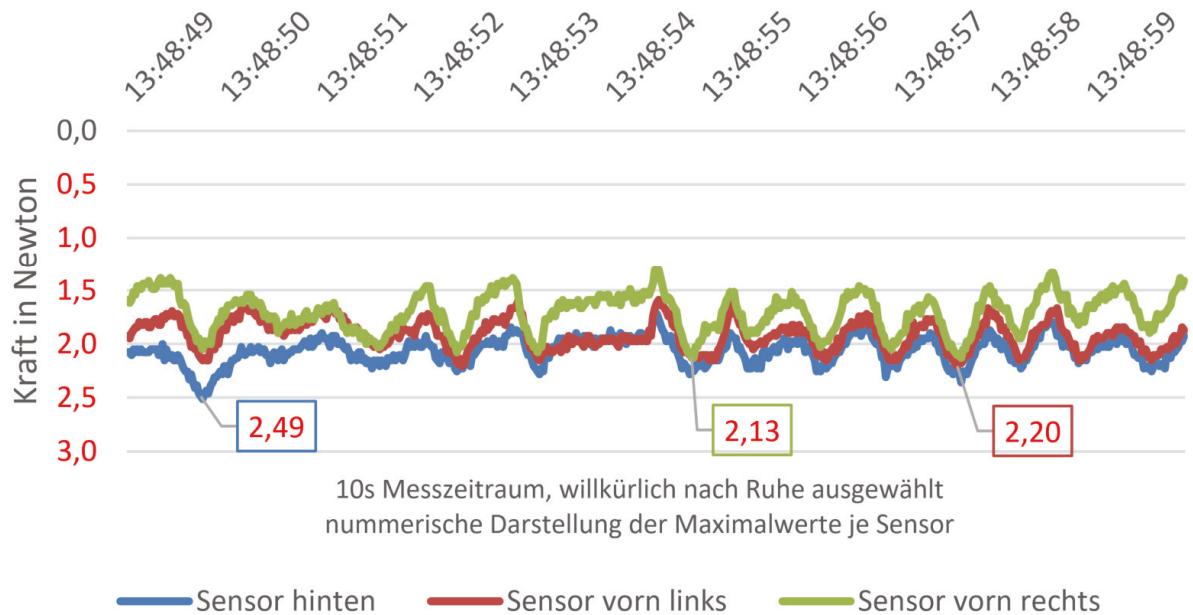


Abbildung 19: Grafik Superior Orthese symmetrisch, Ruhe, gesund

Bei der symmetrischen Einstellung der Superior Orthese zeigen sich in Ruhe (Abbildung 19) kaum Unterschiede der einzelnen Sensoren, die Werte liegen zwischen 1,4 N und 2,5 N. Durch die nahezu identische Beinstellung entsteht ein konstanter schwacher Zug, welcher wiederum nur um die Atemexkursionen des Kindes fluktuiert.

Kind 34, Superior Orthese symmetrisch, Unruhe

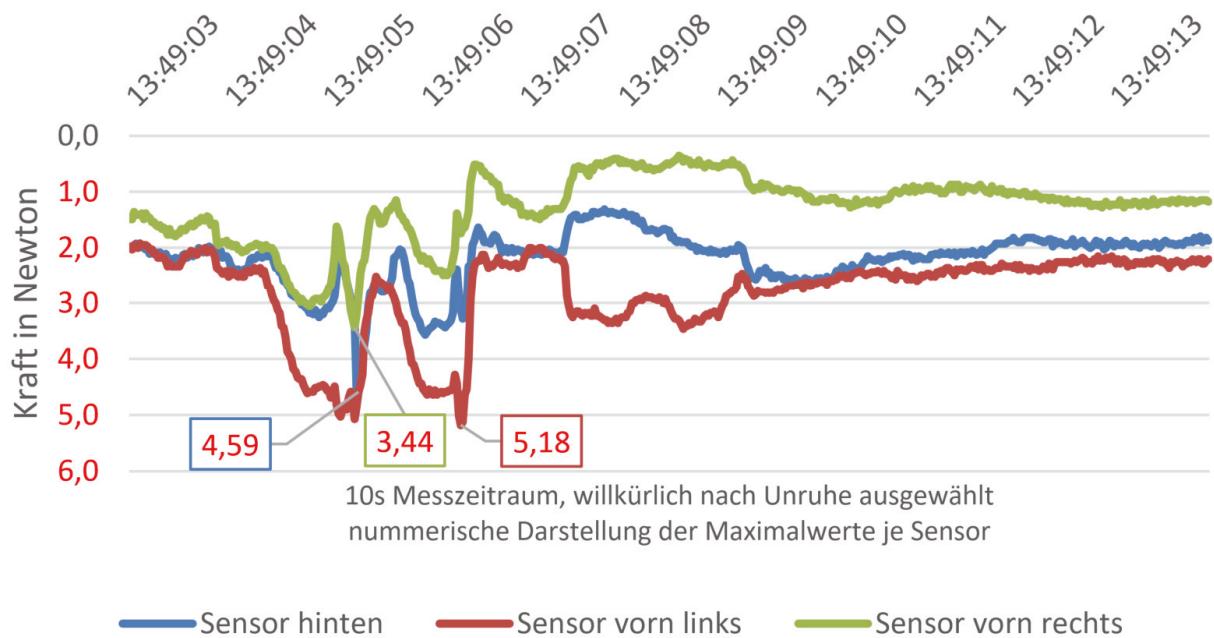


Abbildung 20: Grafik Superior Orthese symmetrisch, Unruhe, gesund

Betrachtet man die symmetrische Einstellung der Superior Orthese, gibt es beim Strampeln Ausschläge (Abbildung 20) bis zu 5,3 N, welche allerdings nur von sehr kurzer Dauer (< 3 s) sind.

Kind 34, Tübinger Orthese, Unruhe

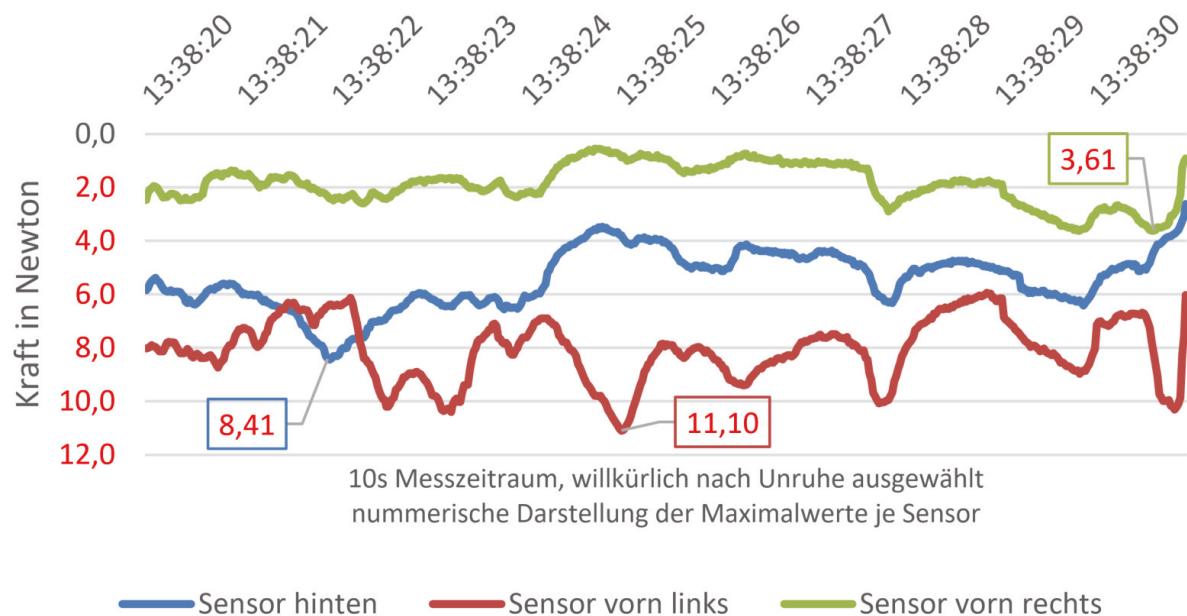


Abbildung 21: Grafik Tübinger Orthese, Unruhe, gesund

Die Tübinger Orthese zeigt einen höheren Grundtonus mit teils Kraftspitzen bis zu 11 N in unserem Beispiel (Abbildung 21). Der Grundtonus bis ca. 2 N ist hier auch besonders gut im Ablesebeispiel „in Ruhe“ (Abbildung 22) zu sehen.

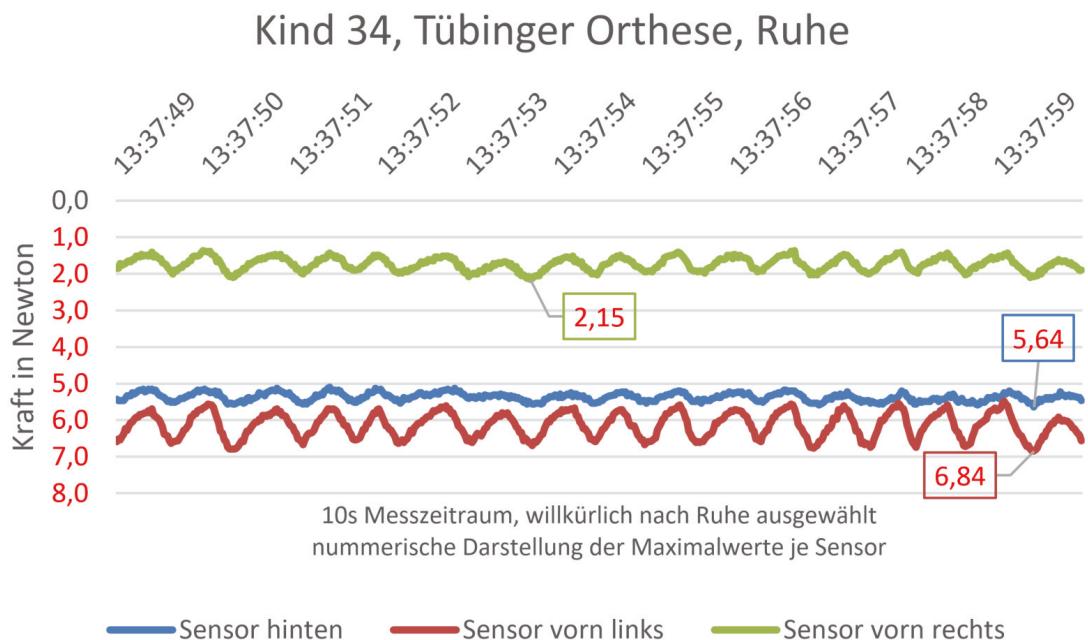


Abbildung 22: Grafik Tübinger Orthese, Ruhe, gesund

Die Atemexkursionen des Kindes zeigen sich in allen Orthesen in gleichem Maße, der höhere Grundtonus in der Tübinger Orthese zeigt sich im Vergleich zu beiden Versionen der Superior Orthese in Unruhe wie in Ruhe. Interessanterweise kann ebenfalls bei der Tübinger Orthese am linken Sensor die größere auftretende Zugkraft gefunden werden. In den gemittelten Werten über zwei Testminuten ist dies ein konstantes und auffälliges Phänomen, auf der linken Seite erreicht das Kind 34 im Mittel 6,75 N, auf der rechten Seite dagegen nur 2,24 N. Ergänzend sei erwähnt, dass am hinteren Sensor über die zwei Minuten Messzeit eine Kraft von im Schnitt 6,18 N gemessen wird. Bei der Betrachtung der restlichen Kinder der gesunden Vergleichsgruppe ist dies jedoch kein konstantes Phänomen, die Zugkraft ist an dieser Orthese sowohl in seitenverkehrter Form als auch in seitengleicher Form nachweisbar.

Bei unserem ausgewählten Neugeborenen (Alter 4 Tage, 54 cm Größe, 4040 g Gewicht und männlich) tritt beim Sensor vorn links bei der asymmetrischen Superior Orthese eine maximale Kraft von 3,87 N (entspr. 394,63 g) in Unruhe auf – in Ruhe liegt der höchste Wert in der gewählten 10 s Periode bei 2,41 N (entspr. 245,75 g). Bei der symmetrisch eingestellten Superior Orthese liegt der höchste

Wert in Ruhe im hinteren Sensor mit 2,5 N (entspr. 254,92 g). In Unruhe geht der Höchstwert bis auf 5,18 N (entspr. 528,21 g) am Sensor vorn links hinauf.

Das ruhige Kind 34 in der Tübinger Schiene erreicht in der Kraftspitze als höchsten Wert in unserem ausgewählten 10 s Block 6,84 N (entspr. 697,48 g). Wenn es unruhig wird und anfängt zu strampeln, dann entstand eine Kraftspitze von 11,10 N (entspr. 1131,88 g \approx 28% des Körpergewichtes).

6.2 Messergebnisse am Mittelwertkind und individuell

Das „Dysplasie-Kind“ wiegt im Schnitt 3592 g, hat eine Größe von 50,30 cm und ist zum Messzeitpunkt im Südstadt Klinikum Rostock ca. 2,55 d alt. Das „gesunde Kind“ wiegt im Schnitt 3495 g, hat eine Größe von 50,47 cm und ist zum Messzeitpunkt im Südstadt Klinikum Rostock ca. 2,63 d alt.

In Abbildung 23 und Abbildung 24 sind alle Kinder mit beziehungsweise ohne Hüftdysplasie aus der vorliegenden Studie aufgelistet, die Mittelwerte der Sensoren einer Schiene wurden über zwei Minuten gemittelt und addiert um eine „mittlere Gesamtkraft“ zu erhalten, die Abbildungen stellen ebenfalls die Variabilität der Individuen dar. Um die jeweiligen Kraftaufwendungen leicht mit dem zugrundeliegenden Körpergewicht in Verbindung setzen zu können, wird dieses oberhalb der Nummern der Kinder mit eigener Achse dargestellt. Wir haben weiterhin ganz rechts ein „Mittelwertkind“ hinzugefügt, welches den Durchschnitt aller vermessenen Kinder darstellt, dies im Verhältnis zum ebenfalls gemittelten Körpergewicht. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Orthesen lassen sich so individuell bei jedem Patienten und am „Mittelwertkind“ nachvollziehen.

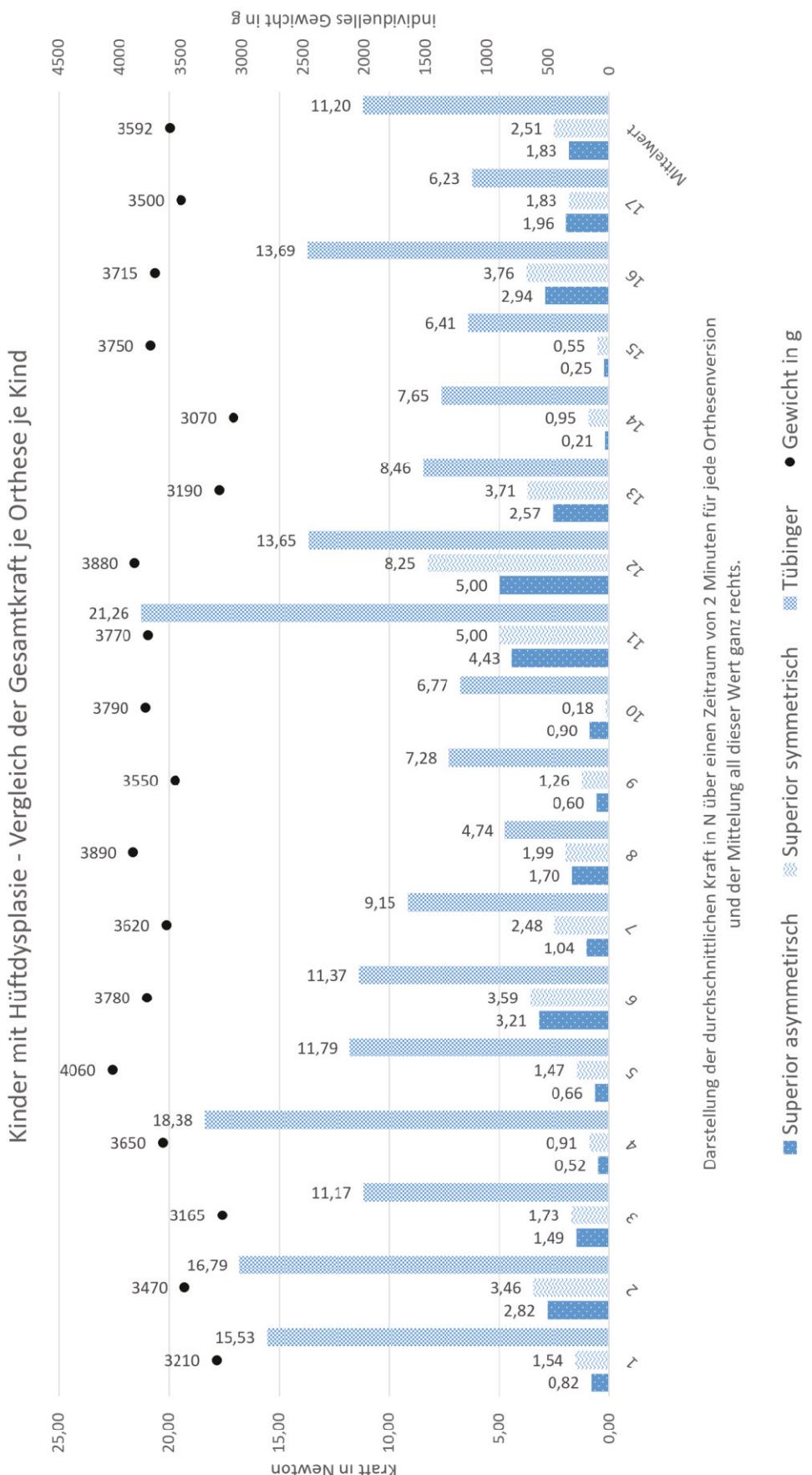


Abbildung 23: Grafik Kinder mit Hüftdysplasie – Gesamtkraft

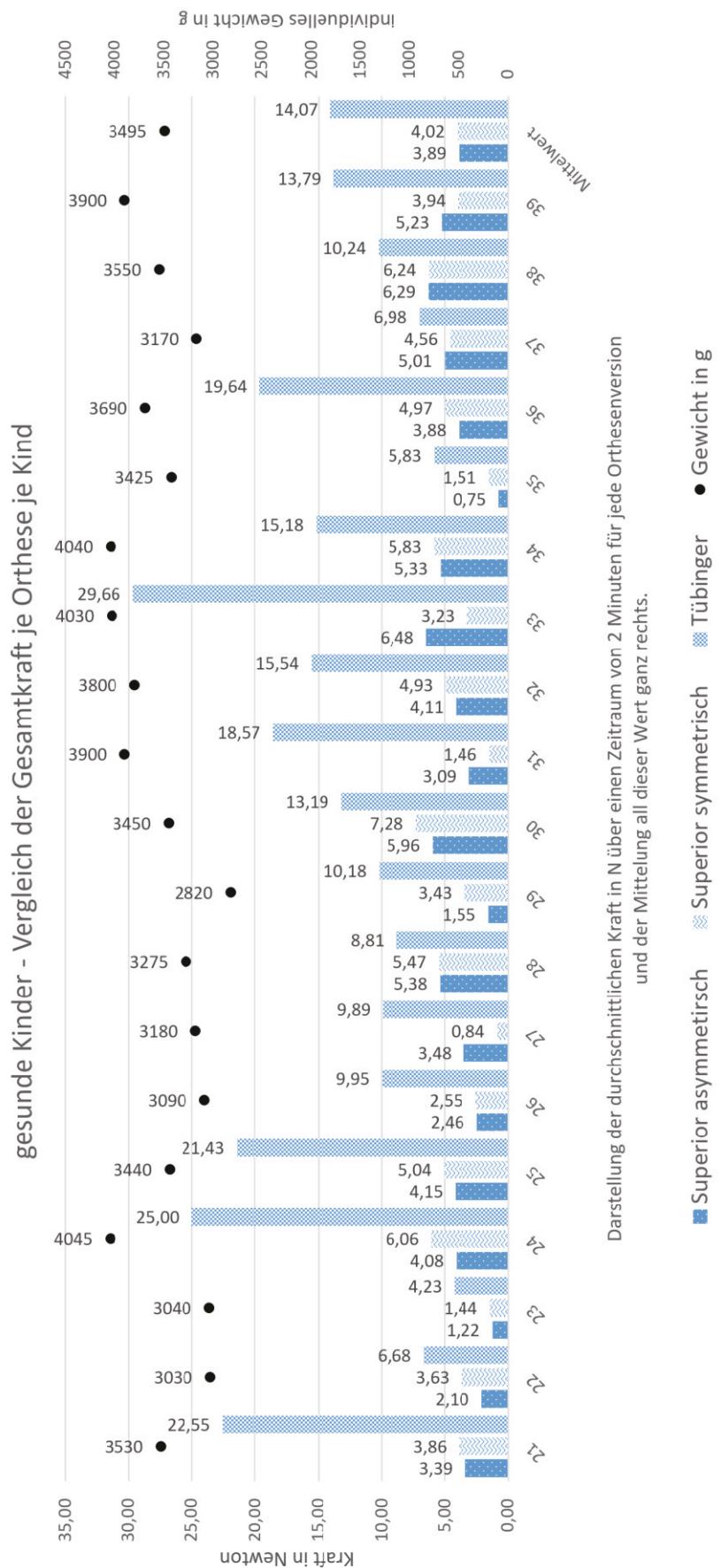


Abbildung 24: Grafik gesunde Kinder – Gesamtkraft

Die beiden Gruppen in der Abbildung 23 und Abbildung 24 stellen jeweils ganz rechts zusätzlich addierte Durchschnittswerte der gemessenen Probanden über zwei Minuten dar. Hier schließen sich Zeiträume von Ruhe und Strampeln ein. Wir haben somit für jedes Kind erst die Werte jedes Sensors über zwei Minuten gemittelt und dann die Mittelwerte der Sensoren aufeinander addiert, davon ausgehend, dass in einem geschlossenen System keine Kraft anderweitig abgeleitet wird. Sollte dies doch der Fall sein, würde dieser systematische Fehler bei allen Probanden gleich auftauchen.

Es zeigt sich bei allen Probanden ein deutlich höherer Ausschlag der Newtonmeter in der Tübinger Orthese. Der Unterschied zwischen der asymmetrisch und der symmetrisch eingestellten Superior Orthese ist nicht so offensichtlich, weshalb hier einerseits das Kind 34 intraindividuell betrachtet wurde (s. o.) und andererseits ein oben bereits erläutertes „Mittelwertkind“.

Bei der Betrachtung dieser Mittelwerte bringt das Neugeborene mit dysplastischer Hüfte in den Vergleichen 2,51 N (Abbildung 23 ganz rechts) in die symmetrisch eingestellte Superior Orthese ein und das gesunde Kind insgesamt 4,02 N (Abbildung 24 ganz rechts). Dieser Unterschied ist signifikant ($p= 0,019$). Bei der asymmetrisch eingestellten Superior Orthese ist dieser Unterschied sogar hochsignifikant ($p= 0,001$), hier erreicht das gesunde Kind ca. 3,89 N (Standardabweichung 1,67 N; 95% Konfidenzintervall 2,81-4,53; siehe Abbildung 24), das Neugeborene mit dysplastischer Hüfte dagegen nur 1,83 N (Standardabweichung 1,45N; 95% Konfidenzintervall 1,08-2,58; siehe Abbildung 23). Zu guter Letzt ist der Unterschied der beiden Gruppen in der Tübinger Schiene nicht signifikant ($p= 0,257$). In diesen Vergleichen besteht ein zu beachtender Gewichtsunterschied von 97g der beiden Mittelwertkinder.

In den folgenden Abbildungen ist dies in Relation zum Körpergewicht des jeweiligen „Mittelwertkindes“ gesetzt, wobei N unter Einbeziehung der Erdanziehungskraft in g umgerechnet wurde. Dem Autor ist bewusst, dass Kraft nicht gleich Masse ist.

Vergleich von Kraft in N gemittelt über 2 Messminuten
 mit dem unter Erdanziehung errechneten prozentualen
 Anteil vom Körpergewicht bei Kindern mit
 Hüftdysplasie

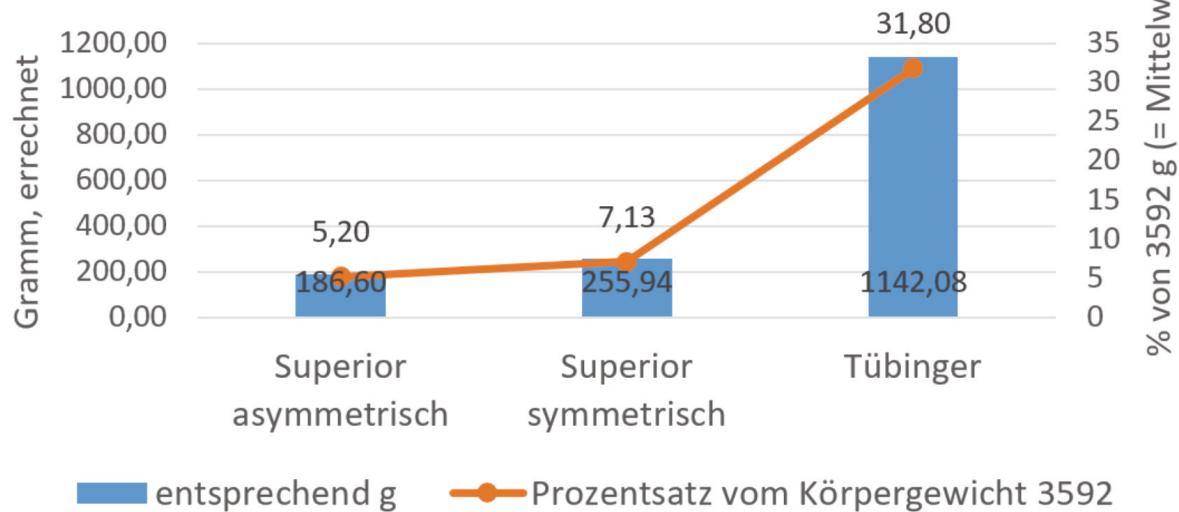


Abbildung 25: Grafik Relation Körpergewicht/ Kraft Neugeborene mit Hüftdysplasie

Ergänzung zur Lesbarkeit der o.g. Abbildung Gramm v.li. n.re. 186,6 – 255,94 – 1142,08

Es zeigt sich bei den Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte eine messbare Belastung von 31,8% des Körpergewichtes (Abbildung 25) in der Tübinger Schiene, in den Einstellungen der Superior Orthese werden die 8% des Körpergewichtes im Mittelwert nicht überschritten.

Axiale Zugkraft in N im Mittelwert über 2 Messminuten unter zusätzlicher Darstellung des prozentualen Anteils dieser Kraft am mittleren Körpergewicht des gesunden Mittelwertkindes

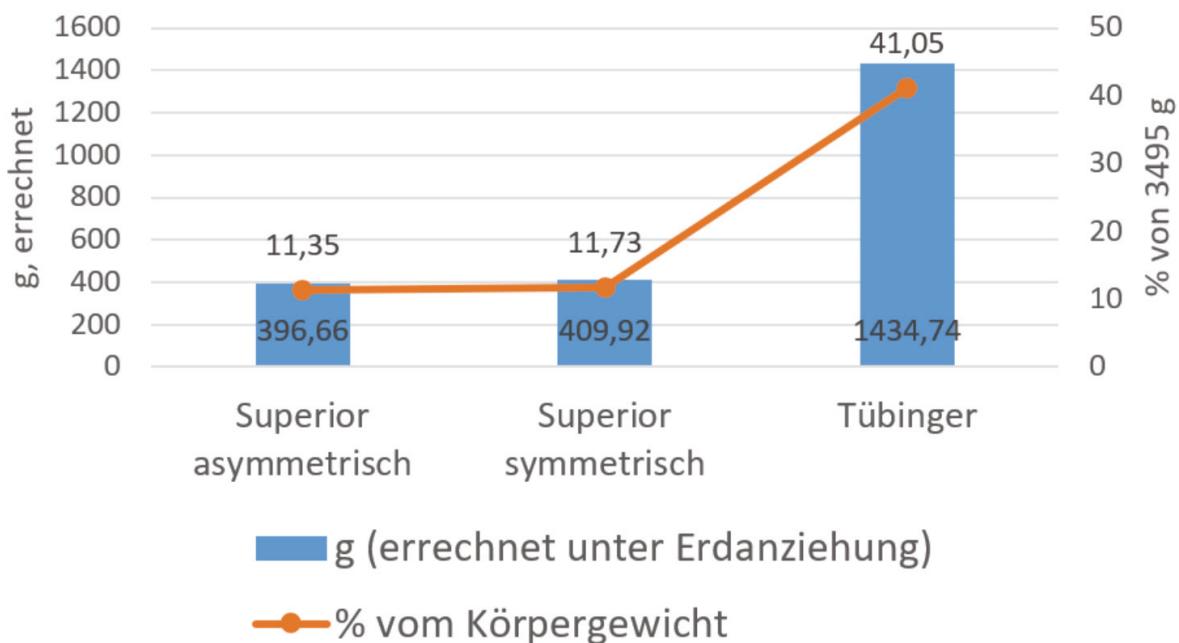


Abbildung 26: Grafik Relation Körpergewicht/ Kraft gesunde Kinder

Ergänzung zur Lesbarkeit der o.g. Abbildung Gramm v.li. n.re. 396,66 – 409,92 – 1434,74

In der gesunden Vergleichsgruppe (im Alltag also nicht vorkommend), werden in der Tübinger Schiene im Mittel gar 41,05% des Körpergewichtes erreicht, in der Superior Orthese hält es sich bei weniger als 12% in etwa die Waage (Abbildung 26).

Bereits an Abbildung 25 und Abbildung 26 zeigt sich, dass zwischen den Neugeborenen mit dysplastischer und denen mit gesunder Hüfte bei etwa gleichem durchschnittlichem Körpergewicht ein Unterschied in der insgesamt auftretenden axialen Kraft aller addierten Sensoren besteht. Für den Vergleich in der Tübinger Orthese ist dies jedoch statistisch nicht signifikant ($p= 0,257$).

Zum Vergleich der Kraftentwicklung intraindividuell bei Kindern mit Hüftdysplasie haben wir die dysplastischen Körperseiten den Gesunden gegenübergestellt. Die Fragestellung der Hypothese 2 soll hierdurch beantwortet werden. Wir haben uns für die Darstellung der gemittelten Gesamtkraft über den zweiminütigen

Testzeitraum entschieden und auch hier ein „Mittelwertkind“ eingefügt (Abbildung 27 und Abbildung 28).

Entspricht intraindividuell die gesunde Seite der dysplastischen Seite in der Kraftentwicklung, bei einseitiger Hüftdysplasie?
Darstellung an der symmetrischen Superior Orthese.

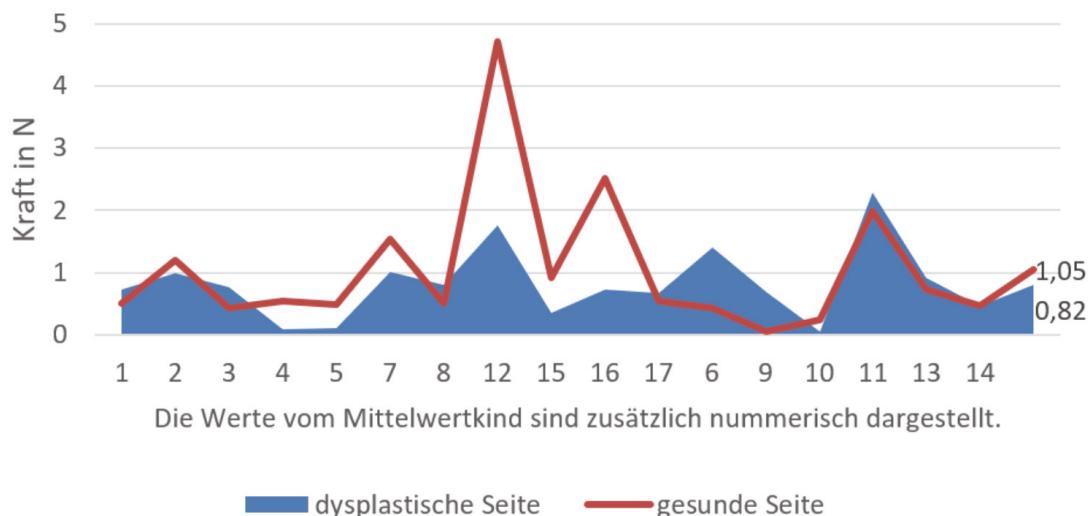


Abbildung 27: Grafik Intraindividuelle Betrachtung der symmetrischen Superior Orthese

Entspricht intraindividuell die gesunde Seite der dysplastischen Seite in der Kraftentwicklung, bei einseitiger Hüftdysplasie?
Darstellung an der Tübinger Orthese.

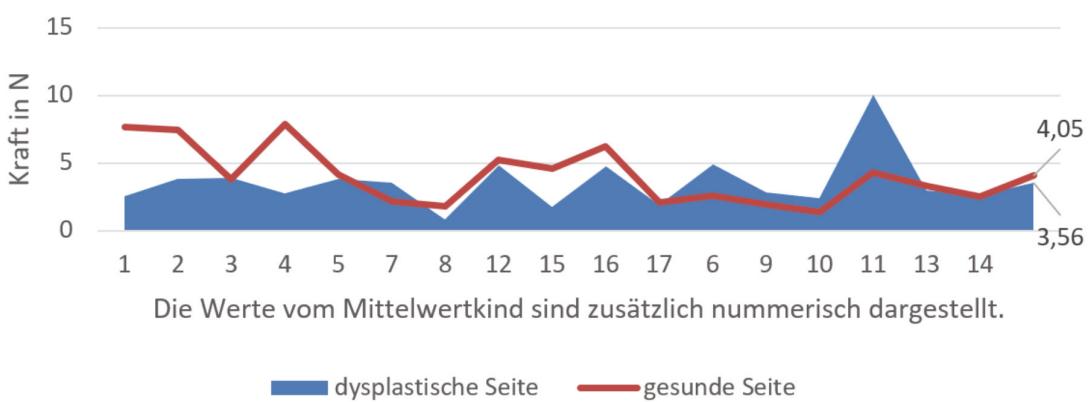


Abbildung 28: Grafik intraindividuelle Betrachtung der Tübinger Orthese

Anhand der Abbildung 27 und Abbildung 28 ist nachzuvollziehen, dass eine Seitendifferenz zwischen der dysplastischen und gesunden Seite in beiden Orthesen zu existieren scheint. In der Betrachtung des Kurvenverlaufes im Sinne individueller Werte der Patienten offenbaren sich hier auch Ausnahmen. Die axiale

einseitige Belastung der dysplastischen Hüfte ist in den Messungen im Durchschnitt geringer als auf der gesunden Seite, jedoch ist dieser Unterschied nicht signifikant. Innerhalb der symmetrischen Superior Orthese findet sich also keine Signifikanz ($p= 0,554$), ebenso wenig innerhalb der Tübinger Orthese ($p= 0,407$). Der Rückensensor findet in diesen Vergleichen keine Beachtung.

Die Hypothese 3 betrachtet explizit die asymmetrische Version der Superior Orthese. Hier soll gezeigt werden, ob es zwischen der gesunden und dysplastischen Seite einen signifikanten Unterschied gibt. In der statistischen Auswertung wird diese Hypothese bestätigt, das heißt der Unterschied zwischen beiden Seiten ist nicht signifikant ($p= 0,356$). Auch wenn man die gesamte axiale Kraft über zwei Messminuten zwischen der asymmetrischen und der symmetrischen Orthese vergleicht (innerhalb der gesunden Gruppe) findet sich kein signifikanter Unterschied der Kraftentwicklung ($p= 0,711$).

Dennoch ist die folgende Darstellung (Abbildung 29) interessant. Es zeigt sich beim gesunden Mittelwertkind eine aufgebrachte Kraft, die etwa 11% des Körpergewichtes entspricht. Beim Mittelwert-Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte zeigt sich jedoch nur eine Gesamtkraft, die etwa 5% des Körpergewichtes

entspricht. Die Neugeborene mit dysplastischer Hüfte bringen weniger Kraft auf die Sensoren in der symmetrischen Superior Orthese.

Axiale Zugkraft in N im Mittelwert über 2 Messminuten unter zusätzlicher Darstellung des prozentualen Anteils dieser Kraft am mittleren Körpergewicht beider Gruppen
(unter Berücksichtigung der Erdanziehung).

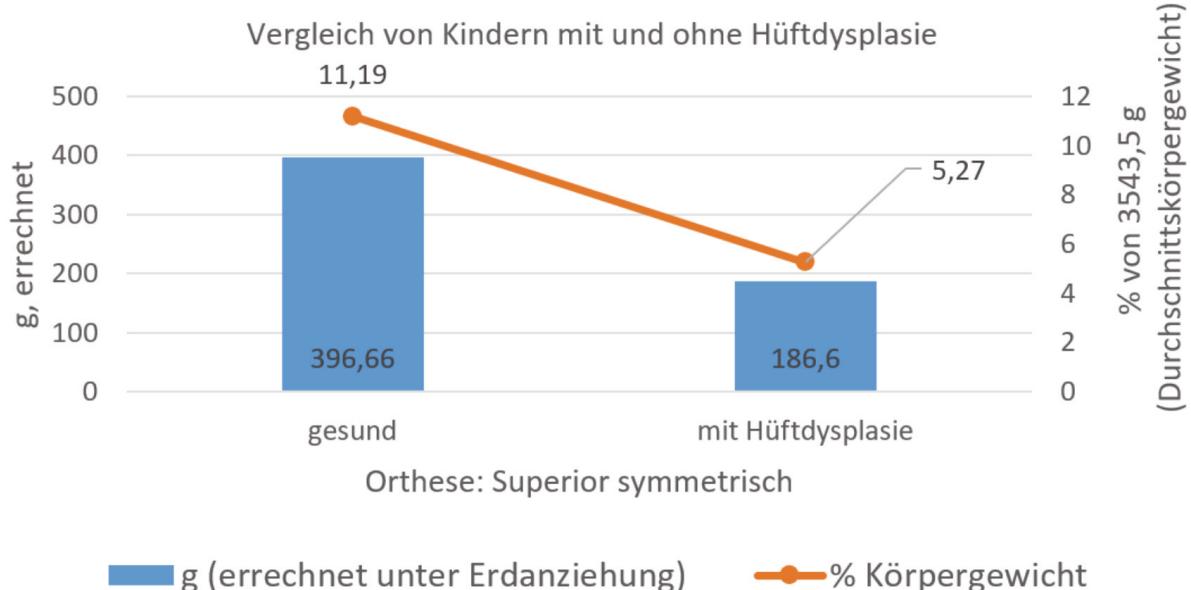


Abbildung 29: Grafik Superior symmetrisch, Gesunde vs. Neugeborene mit dysplastischer Hüfte
Ergänzung zur Lesbarkeit der o.g. Abbildung Gramm v.li. n.re. 396,66 – 186,6

7 Diskussion

Die Behandlung der Hüftdysplasie zu einem frühestmöglichen Zeitpunkt ist unbestritten und klinisch ausgiebig untersucht und als erfolgreich eingestuft worden [3]. In der vorliegenden Arbeit haben wir die Superior Orthese der Fa. AIDAMED e.K. in zwei verschiedenen Einstellungen und die Tübinger Orthese der Fa. Ottobock hinsichtlich der im Gesamtsystem entstehenden axialen Kräfte verglichen. Bisher gibt es erst eine Vorstudie [32] zu den biomechanischen Unterschieden der beiden Orthesen. Auf der Grundlage dieser 1-Sensor-Messungen sind die 3-Sensor-Messungen mit unten genannten differenzierten Hypothesen durchgeführt worden.

Folgende Hypothesen sollten im Sinne einer Bestätigung oder Widerlegung beantwortet werden.

7.1 Hypothese I

„Die axiale Gesamtzugkraft ist gleich bei (a) Kindern mit einseitiger Hüftdysplasie und bei (b) gesunden Kindern.“

Zu dieser Hypothese vergleichen wir die aufgebrachte Kraft der Kinder in Relation zum Körpergewicht und differenzieren individuell zu jeder Orthese. Um nicht jedes Kind einzeln in jeder Orthese im Mittelwert zu diskutieren, wurde ein sogenanntes „Mittelwertkind“ errechnet. Jenes wiegt in der Vergleichsgruppe der Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte 3592 g und schafft deutlich unterschiedliche mittlere Kraftaufwendungen über den Messzeitraum von zwei Minuten. Der Vorteil ist eine Mittelung nicht nur der auftretenden Kraftspitzen, sondern auch der verschiedenen physischen Konstitutionen der Kinder. So zeigt sich bei den 17 Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte der Vergleichsgruppe eine durchschnittliche Gesamtzugkraft von 1,83 N (Standardabweichung 1,45 N; 95% Konfidenzintervall 1,08-2,58) in der asymmetrisch eingestellten Superior Schiene. In der symmetrischen Variante finden wir einen Mittelwert von 2,51 N (Standardabweichung 1,99 N; 95% Konfidenzintervall 1,49-3,53). Die Tübinger Orthese ist mit einem mittleren Wert von 11,19 N (Standardabweichung 4,77N; 95% Konfidenzintervall 8,74-13,65) der Spitzenreiter. Da die Frage gestellt wird, ob nun die gesunden Kinder mehr Kraft aufbringen als die Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte, vergleichen wir die

oben genannten Werte mit denen der gesunden Gruppe. Diesbezüglich offenbart sich die gleiche Verteilung der Relation der Schienen zueinander, doch ein Unterschied in der aufgebrachten durchschnittlichen Kraft. Das gesunde Mittelwertkind wiegt 3495 g in unserer Studie und bringt mit der asymmetrisch eingestellten Superior Schiene über die zwei Testminuten gemittelte 3,67 N (Standardabweichung 1,67 N; 95% Konfidenzintervall 2,81-4,53) an Zugkraft auf. Nur wenig mehr Zugkraft entsteht in der symmetrischen Superior Schiene mit gemittelten 4,02 N (Standardabweichung 1,87 N; 95% Konfidenzintervall 2,93-4,85). In der Tübinger Schiene dagegen zeigt sich ein Spitzenmittelwert über zwei Messminuten von gemittelten 14,31 N (Standardabweichung 7,46 N; 95% Konfidenzintervall 10,48-18,15).

Es zeigt sich in der (a)symmetrischen Superior Orthese ein Unterschied bei einer Gesamzugkraft der gesunden Kinder im Schnitt bei ca. 11% des eigenen Körpergewichtes. Dagegen erreichen Neugeborene mit dysplastischer Hüfte im Schnitt ca. 5-7% des eigenen Körpergewichtes (Abbildung 29).

Vergleicht man auch in der Tübinger Orthese die Gesamzugkraft in Relation zum Körpergewicht, so bringen Neugeborene mit dysplastischer Hüfte in der Gesamzugkraft etwa 30,9% des Körpergewichtes auf, die gesunden Kinder ca. 10,15% mehr – das heißt beim Mittelwertkind 41,05% des eigenen Körpergewichtes (Abbildung 25 und Abbildung 26).

Bei Patienten mit Hüftdysplasie besteht zumindest bei den hier untersuchten Ausprägungsgraden eine biomechanisch andere Situation nicht nur des Hüftkopfes im Verhältnis zur Pfanne, sondern auch der daraus resultierenden Muskelvorspannung der beteiligten Hüftextensoren (u.a. der Glutealmuskulatur). Aufgrund einer deutlich verkürzten Länge und dementsprechend geringerer Vorspannung kann die Extension im Hüftgelenk nicht mit der gleichen Kraft wie jene der Gegenseite ausgeführt werden. Der Muskel

Wir gehen davon aus, dass das in den Schienen immer ähnlich adduzierte und abduzierte Bein aufgrund der Fehlstellung im Hüftgelenk bei weniger guter Zentrierung weniger Kraft aufbringen kann und möglicherweise sogar aufgrund von Schmerzen weniger bewegt wird. Das heißt, der Muskeltonus könnte zur Schmerzminderung erhöht sein und ein „Ablegen“ des Beines verhindern oder

minimieren. Neugeborene mit dysplastischer Hüfte bringen in der Superior Orthese immer signifikant weniger Kraft auf als die korrespondierenden gesunden Kinder (Superior asymmetrisch $p= 0,001$; Superior symmetrisch $p= 0,019$). In der Tübinger Orthese ist hier keine Signifikanz ($p= 0,257$) feststellbar. Es fällt nebenbei auf, dass in der Superior Orthese deutlich weniger Gesamtzugkraft über unsere Sensoren gemessen wird, als bei der Tübinger Orthese ($p= 0,000$ für beide Konstellationen). Ursächlich ist am ehesten die differierende Konstruktion in Bezug auf die Haltefunktion der Beine. Bei wohl gleich guter Positionierung in der gewünschten Adduktion und Abduktion werden in der Superior Orthese die Beine eher auf der Rückenplatte „abgelegt“ und bei der Tübinger Orthese eher von den Schultergurten „hochgezogen“.

Das Resultat der Hypothese zur auftretenden Gesamtkraft ist $a \neq b$. Die Hypothese ist widerlegt.

7.2 Hypothese II

„Die Kraftentwicklung der dysplastischen Hüfte der einen Seite eines Kindes mit einseitiger Hüftdysplasie ist gleich der Kraftentwicklung der gesunden Hüfte.“

Für die Betrachtung dieser These kann keine asymmetrische Orthese genutzt werden, da hier eine absichtliche Entlastung beziehungsweise Freigabe der gesunden Seite erfolgt. Dadurch ändert sich die gesamte Konstruktion der Orthese und damit die Kraftübertragung auf die Sensoren. Die Kraftverläufe wurden über zwei Minuten gemittelt und einander gegenübergestellt. Bei beiden Orthesen zeigt sich in der Grafik teils ein Seitenunterschied jeweils zu Ungunsten der dysplastischen Seite (Abbildung 27 und Abbildung 28). Dieser Seitenunterschied ist statistisch weder in der Tübinger Orthese ($p= 0,407$) noch in der symmetrischen Superior Orthese ($p= 0,554$) signifikant. Mit unserem Versuchsaufbau wurden ebenso die Daten für die asymmetrische Superior Orthese verglichen, auch hier zeigt sich kein signifikanter Seitenunterschied ($p= 0,356$). Für letzteren Vergleich ist jedoch die Eignung der Sensorlokalisation in Frage zu stellen, wie bereits oben erwähnt.

Somit ist für den Versuchsaufbau bewiesen, dass kein signifikanter Unterschied intraindividuell besteht. Dies könnte als Widerspruch zum Ergebnis von These 1 gewertet werden. Da wir jedoch nur die Kinder mit Hüftdysplasie intraindividuell

betrachten, ist davon auszugehen, dass es bei so jungen Säuglingen einen seitengleichen Beuge- bzw. Strecktonus gibt. Wird eine Seite angezogen, passiert dies auch mit der Gegenseite – jedenfalls im Durchschnitt. Man könnte an einer deutlich größeren Gruppe diese Messungen wiederholen und ggf. auch mit einer gesunden Gruppe vergleichen sowie dies mit Notizen zur visuellen Kontrolle (subjektives gleichzeitiges Strecken oder Beugen der Hüftgelenke) ergänzen.

7.3 Hypothese III

„Die axiale Belastung der beiden Hüften eines Kindes mit einseitiger Hüftdysplasie unterscheidet sich nicht bei asymmetrisch eingestellter Superior Hüftschiene (das heißt nur die Seite mit Hüftdysplasie wird abduziert).“

In dieser These wird erwartet oder postuliert, dass die axiale Gesamtkraft der Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte im Vergleich mit der Kontrollgruppe bei asymmetrisch eingestellter Superior Orthese gleich ist. In unserer Abbildung zum Vergleich beider Gruppen in asymmetrisch eingestellten Superior Orthesen zeigt sich bei einem Mittelwertkind mit einem Körpergewicht von 3592 g ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p= 0,001$). In der gesunden Vergleichsgruppe wird eine durchschnittliche Kraft von $3,89 \text{ N} \approx 396,78 \text{ g}$ (Standardabweichung $1,67 \text{ N}$; 95% Konfidenzintervall $2,81-4,53$) erreicht, was mit einem prozentualen Vergleich von 11,35% des durchschnittlichen Körpergewichtes gleichgesetzt werden kann. Die Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte hingegen erreichen hier nur $1,83 \text{ N} \approx 186,6 \text{ g}$ (Standardabweichung $1,45 \text{ N}$; 95% Konfidenzintervall $1,08-2,58$) – etwa 5,20% ihres Körpergewichtes entsprechend. Erfolgt die Auslegung der These als intraindividuelle Betrachtung, so zeigt sich (wie bereits in These II dargestellt) kein statistisch signifikanter Unterschied ($p= 0,356$). Dies ist in Abbildung 30 gut nachzuvollziehen.

Entspricht intraindividuell die gesunde Seite der dysplastischen Seite in der Kraftentwicklung, bei einseitiger Hüftdysplasie?
Darstellung an der asymmetrischen Superior Orthese.

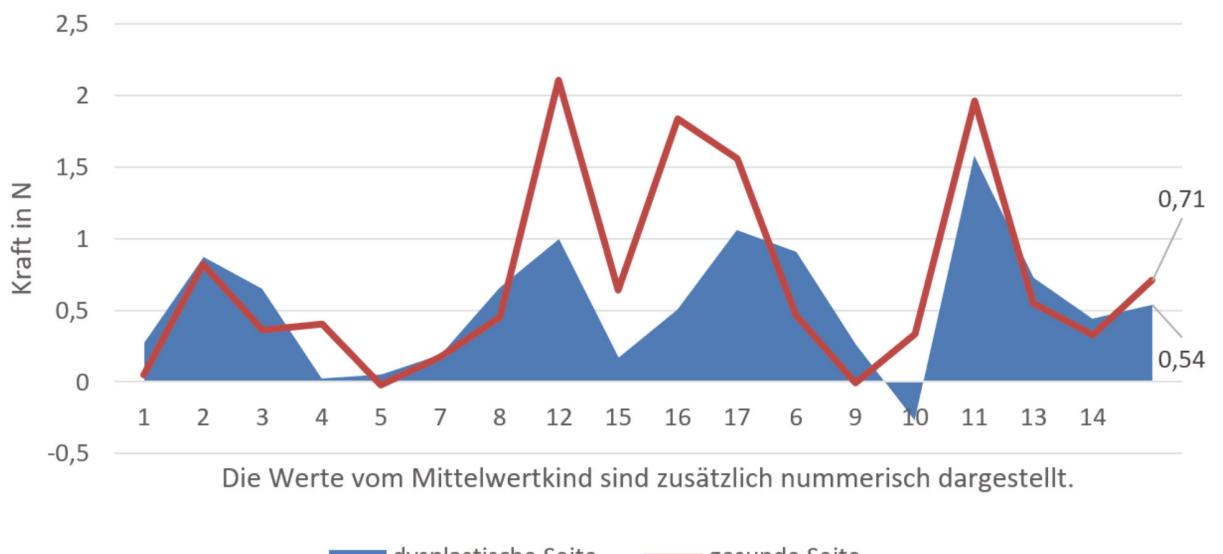


Abbildung 30: Grafik intraindividuell, gesunde Seite vs. dysplastische Seite

Die reine Betrachtung der auftretenden Kräfte ist mit Blick auf den ganzen Patienten nicht zielführend. Die asymmetrisch eingestellte Hüfte zeigt für das entsprechende Bein eine deutlich größere Bewegungsfreiheit und der Gurt unter dem Bein befindet sich näher an der Unterlage, womit sich die Hebelkräfte durch die Schwerpunktverlagerung des Beines verändern. Im Sinne der Nachreifungsphase kann angenommen werden, dass eine nicht dysplastische Hüfte von größerer Bewegungsfreiheit profitiert und gegebenenfalls sogar weniger Nebenwirkungen auf dieser Seite auftreten. Dies müsste jedoch in einer retro- oder prospektiven Studie erst belegt werden.

7.4 Nebenresultate

Wie bereits oben bewiesen, ist die axiale Gesamtkraft bei Kindern mit einseitiger Hüftdysplasie geringer als bei gesunden Kindern. Die axiale Kraftentwicklung der dysplastischen Hüfte ist intraindividuell im Vergleich zur Gegenseite nicht geringer. Bei asymmetrisch eingestellter Superior Orthese wird nicht weniger Kraft in das Gesamtsystem eingebracht ($p= 0,711$). Zusätzlich sehen wir einen hochsignifikanten Unterschied ($p= 0,000$) in der axialen Belastung der Kinder zwischen der Tübinger Orthese und der Superior Orthese, bei der letzteren konnte an den Sensoren eine signifikant geringere Gesamtkraft gemessen werden

und zwar in beiden Einstellungen (Abbildung 31).

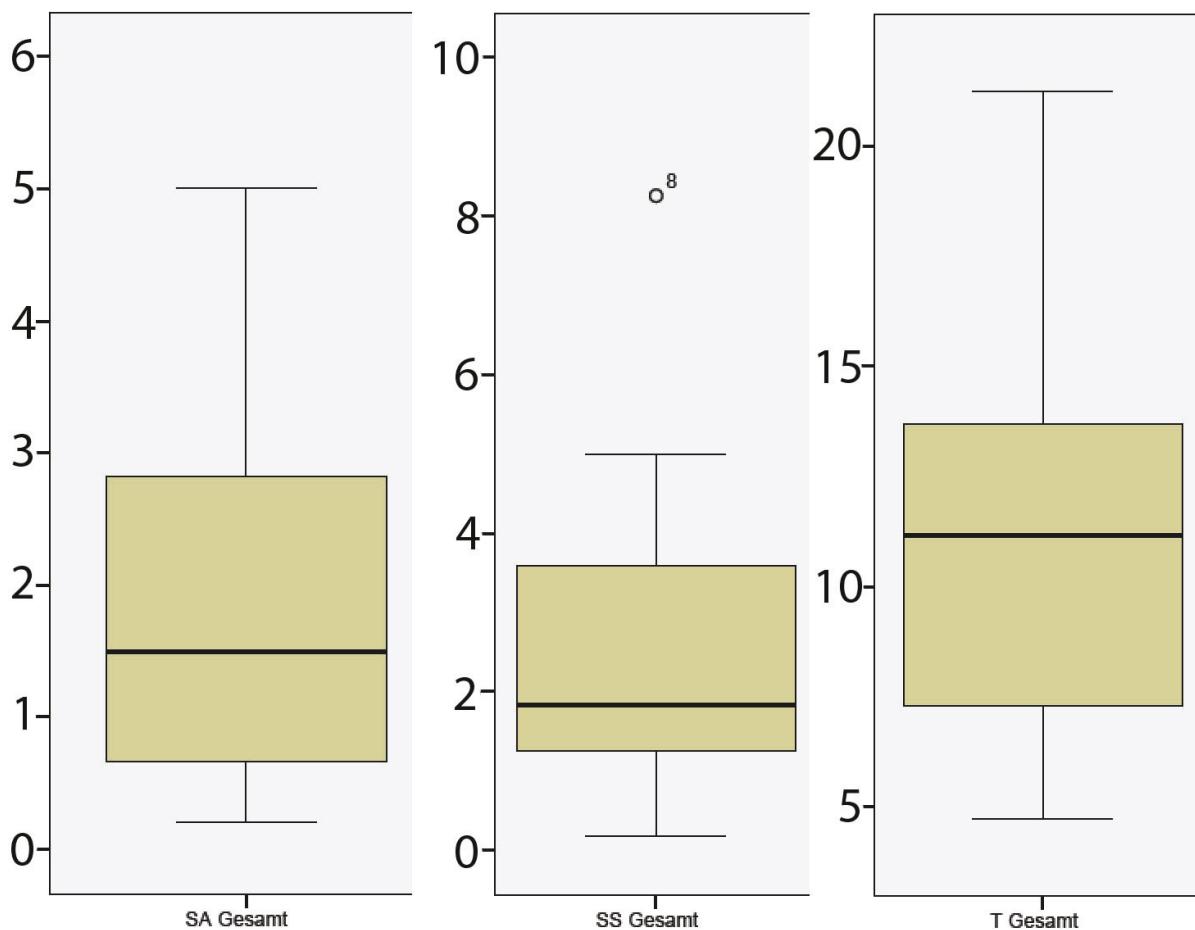


Abbildung 31: Box-Plot Gesamtkräfte Neugeborene mit dysplastischer Hüfte in N

Legende:

SA = Superior asymmetrisch; SS = Superior symmetrisch; T = Tübinger Orthese; y-Achse = Newton

Somit stellt sich die Frage, welche Auswirkungen diese teils recht hoch erscheinenden Zugkräfte auf die Entwicklung des Säuglings haben. Langzeitstudien dazu gibt es bisher nicht, in der zugehörigen Vorstudie wurde bereits der Vergleich zum Tragen von Rucksäcken angeführt. Für axiale Belastungen durch Rucksäcke gibt es bereits einige Studien sowohl für Kinder als auch für Erwachsene.

Angesprochene Effekte von Rucksäcken und deren Belastung auf den Oberkörper von Schulkindern und Erwachsenen reichen von restriktiver Lungenfunktion [54] allein durch die Höhe des Gewichtes [12], über Nervenläsionen wie „rucksack palsy“ auch einschließlich Scapula alata [44] sowie axillarer Venenthrombose, funktioneller Skoliose und Rückenschmerzen [44]. Weiterhin wird über erhöhten Sauerstoffbedarf mit gesteigerter Herzfrequenz, bis zu 20% gesteigerter Aktivität

des M. erector spinae bei Frontlasten [49] und von Druck auf die Haut, welcher den Durchblutungsdruck übersteigt, berichtet [30]. Es wurden bereits Vorschläge veröffentlicht, um Rückenschmerzen bei Kindern zu vermeiden. So sollte für Schulkinder eine Last von 10% des Körpergewichtes nicht überschritten werden, einige Autoren empfehlen auch bis 20%. Bis zu diesen Werten hätte es auf Laufbändern in Tests keine signifikanten Veränderungen der Haltung und Atmung ergeben [14]. Es wird auch über die klare Korrelation von vertebralem Stress mit muskuloskelettalen Problemen wie Skoliose, veränderter Kyphose und Lordose bei Kindern während des Wachstums berichtet. Hier auch ganz konkret von einer Verkürzung der ventralen Brustmuskulatur bei kyphotischer Fehlhaltung im Thorax und damit einhergehend sinkendem thorakalem (Lungen-) Volumen [33]. Schulkinder hätten zu 65-79% ganz konkret über Müdigkeit aufgrund des Schulrucksackes berichtet [41].

Insbesondere bei der Superior Orthese wurden die oben genannten (für Schulkinder geltende) Obergrenzen nicht überschritten.

8 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigte sich mit der kongenitalen Hüftdysplasie, genauer mit der Therapie in der Flexions-Abduktionsorthese. Hierzu wurden die in Deutschland häufig verwendeten Orthesen nach Tübinger und Mittelmeier-Graf modifiziert. In der Fragestellung soll vor allem erörtert werden, inwieweit sich ein Unterschied zwischen den beiden Orthesen feststellen lässt. Ziel war es den Kraftverlauf, bei unterschiedlichem Orthesendesign, zu untersuchen. Die Mittelmeier-Graf Orthese der Fa. AIDAMED e.K. lässt zwei verschiedene Einstellungen der Hüftgelenke zu. Die Tübinger Orthese lässt nur eine symmetrische Abduktion und Flexion zu. Die Orthesen wurden mit jeweils drei Sensoren ausgestattet und die auftretenden Kräfte in vivo gemessen. Diesbezüglich existiert bereits eine Vorstudie mit einem Sensor, der jedoch die Konstruktion der Orthesen zu stark veränderte und daher mit einer genaueren Analyse nun diese follow up Studie und noch konkretere Fragestellung erlaubt. Die Sensoren befinden sich in der Studie dieser Arbeit ventral in den beiden Brustgurten und dorsal in der Aufhängung ebendieser. Die Untersuchungen wurden mit Neugeborenen mit zwei gesunden ($n=19$) und je einer dysplastischen ($n=17$) Hüfte durchgeführt, jedes Individuum wurde in jeder Orthesenversion gemessen. Zu Beginn der Untersuchungsreihe wurden drei Thesen aufgestellt. Die erste These stellt in Frage, ob die Gesamtzugkraft bei gesunden Kindern gleich jener von Neugeborenen mit dysplastischer Hüfte ist. Dies gelingt hochsignifikant und signifikant in den beiden Versionen der Superior Orthese. In der Tübinger Orthese lässt sich kein Unterschied feststellen. Die zweite These postuliert intraindividuelle Unterschiede in der Kraftentwicklung der gesunden vs. dysplastischen Hüfte. Statistisch lässt sich hier kein Unterschied nachweisen. Die dritte These besagt, dass es keinen Unterschied in der Gesamtzugkraft innerhalb der symmetrisch vs. asymmetrisch eingestellten Superior Orthese innerhalb der Gruppen mit dysplastischen und gesunden Hüftgelenken geben würde. In beiden Gruppen lässt sich jedoch ein signifikanter Unterschied feststellen. Außerdem konnte festgestellt werden, dass zwischen der Superior Orthese und der Tübinger Orthese gravierende Unterschiede in der axialen Gesamtbelastung existieren. Um hier zu weiteren Erkenntnissen zu gelangen, erscheint es sinnvoll, entsprechende Langzeitbeobachtung folgen zu lassen, in denen die klinische Entwicklung der

Kinder (mit Hüftdysplasie und ohne) dokumentiert wird. In weiteren Studien könnte eine genauere Betrachtung der zugrundeliegenden Biomechanik für die aufkommenden Kräfte integriert und in diesem Zusammenhang betrachtet werden, ob diese sich wie das dauerhafte Tragen eines Rucksackes verhalten und entsprechende physiologische Auswirkungen zeigen.

9 Literatur

1. Altenhofen L, Allhoff PG, Niethard FU (1998) Hüftsonographie-Screening im Rahmen der U3--Erste Erfahrungen. Z Orthop Ihre Grenzgeb 136(6):501–507. doi:10.1055/s-2008-1045177
2. Ardila OJ, Divo EA, Mosleh FA, Rab GT, Kassab AJ, Price CT (2013) Mechanics of hip dysplasia reductions in infants using the Pavlik harness: A physics-based computational model. Journal of Biomechanics 46(9):1501–1507. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.03.031
3. Atalar H, Sayli U, Yavuz OY, Uraş I, Dogruel H (2007) Indicators of successful use of the Pavlik harness in infants with developmental dysplasia of the hip. Int Orthop 31(2):145–150. doi:10.1007/s00264-006-0097-8
4. Atrey A, Katchburian M (2010) The creation of a Pavlik "hemi-harness" for a singly irreducible hip in bilateral dysplastic hips. J Child Orthop 4(1):81–84. doi:10.1007/s11832-009-0226-1
5. AWMF - Dt. Ges. f. Orthopädie und orthopäd. Chirurgie + BV d. Ärzte f. Orthopädie (2002) Leitlinien der Orthopädie. Hüftdysplasie. AWMF-Leitlinien-Register Nr. 033/033, 2. Aufl. Dt. Ärzte-Verl., Köln
6. BARLOW TG (1963) EARLY DIAGNOSIS AND TREATMENT OF CONGENITAL DISLOCATION OF THE HIP. Proc. R. Soc. Med 56:804–806
7. BARLOW TG (1964) CONGENITAL DISLOCATION OF THE HIP. EARLY DIAGNOSIS AND TREATMENT. Lond Clin Med J 13:47–58
8. BARLOW TG (1966) Congenital dislocation of the hip in the newborn. Proc. R. Soc. Med 59(11 Part 1):1103–1106
9. BARLOW TG (1975) Neonatal hip dysplasia--treatment, results and complications. Proc. R. Soc. Med 68(8):475
10. Bernau A (1990) Die Tübinger Hüftbeugeschiene zur Behandlung der Hüftdysplasie. Z Orthop Ihre Grenzgeb 128(4):432–435. doi:10.1055/s-2008-1039893

11. Bialik V, Bialik GM, Blazer S, Sujov P, Wiener F, Berant M (1999) Developmental dysplasia of the hip: a new approach to incidence. *PEDIATRICS* 103(1):93–99
12. Bygrave S, Legg SJ, Myers S, Llewellyn M (2004) Effect of backpack fit on lung function. *Ergonomics* 47(3):324–329. doi:10.1080/0014013031000157869
13. Clarke NMP, Taylor CC (2012) Diagnosis and management of developmental hip dysplasia. *Paediatrics and Child Health* 22(6):235–238. doi:10.1016/j.paed.2011.10.003
14. Devroey C, Jonkers I, Becker A de, Lenaerts G, Spaepen A (2007) Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics* 50(5):728–742. doi:10.1080/00140130701194850
15. Eastwood DM, Gheldere A de (2010) Clinical examination for developmental dysplasia of the hip in neonates: how to stay out of trouble. *BMJ* 340(may12 1):c1965. doi:10.1136/bmj.c1965
16. Eidelman M, Katzman A, Freiman S, Peled E, Bialik V (2003) Treatment of true developmental dysplasia of the hip using Pavlik's method. *J Pediatr Orthop B* 12(4):253–258. doi:10.1097/01.bpb.0000049564.52224.21
17. Gharedaghi M, Mohammadzadeh A, Zandi B (2011) Comparison of clinical and sonographic prevalence of developmental dysplasia of the hip. *Acta Med Iran* 49(1):25–27
18. Graf R (1980) The diagnosis of congenital hip-joint dislocation by the ultrasonic Combound treatment. *Arch Orthop Trauma Surg* 97(2):117–133
19. Graf R (2007) Gelişimsel kalça displazisinde ultrasonografi. *Acta Orthop Traumatol Turc* 41 Suppl 1:6–13
20. Graf R (2010) Sonographie der Säuglingshüfte und therapeutische Konsequenzen. Ein Kompendium ; 13 Tabellen, 6. Aufl. Thieme, Stuttgart, , New York, NY
21. Graf R, Baumgartner F, Lercher K (2006) Ultraschalldiagnostik der Säuglingshüfte. Ein Atlas. Springer, Heidelberg

22. Gulati V (2013) Developmental dysplasia of the hip in the newborn: A systematic review. WJO 4(2):32. doi:10.5312/wjo.v4.i2.32
23. Heimkes B, Posel P, Plitz W, Zimmer M (1997) Die altersabhängige Kräfteverteilung am koxalen Femurende des normal wachsenden Kindes. Z Orthop Ihre Grenzgeb 135(1):17–23. doi:10.1055/s-2008-1039549
24. Ihme N, Schmidt-Rohlfing B, Lorani A, Niethard FU (2003) Die konservative Therapie der angeborenen Hüftdysplasie und -luxation. Der Orthopde 32(2):133–138. doi:10.1007/s00132-002-0428-4
25. Ihme N, Altenhofen L, Kries R, Niethard FU (2008) Sonographisches Hüftscreening in Deutschland. Orthopäde 37(6):541–549. doi:10.1007/s00132-008-1237-1
26. Iwasaki K (1983) Treatment of congenital dislocation of the hip by the Pavlik harness. Mechanism of reduction and usage. J Bone Joint Surg Am 65(6):760–767
27. Kayser R, Witt HJ, Franke J, Pap G, Merk H, Mahlfeld K (2007) Sonographische Diagnostik und sonographiegestützte Therapie der Hüftdysplasie im Säuglingsalter. Manuelle Medizin 45(3):159–166. doi:10.1007/s00337-007-0508-y
28. Keller MS, Nijs ELF (2009) The role of radiographs and US in developmental dysplasia of the hip: how good are they? Pediatr Radiol 39(S2):211–215. doi:10.1007/s00247-008-1107-3
29. Klein P, Sommerfeld P (2004) Biomechanik der menschlichen Gelenke. Grundlagen, Becken, untere Extremität. Urban & Fischer, München
30. Knapik J, Harman E, Reynolds K (1996) Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. Appl Ergon 27(3):207–216
31. Kobayashi D, Satsuma S, Kuroda R, Kurosaka M (2010) Acetabular Development in the Contralateral Hip in Patients with Unilateral Developmental Dysplasia of the Hip. The Journal of Bone and Joint Surgery 92(6):1390–1397. doi:10.2106/JBJS.I.00840
32. Kreuz PC, Fröhlich S, Lindner T, Olbertz D, Bader R, Mittelmeier W (2012) Biomechanical evaluation of different abduction splints for the treatment of

congenital hip dysplasia. Clinical Biomechanics 27(9):899–902. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.06.001

33. Lai JP, Jones AY (2001) The effect of shoulder-girdle loading by a school bag on lung volumes in Chinese primary school children. Early Hum. Dev. 62(1):79–86
34. Lewis ML (2014) A comprehensive newborn exam: part II. Skin, trunk, extremities, neurologic. Am Fam Physician 90(5):297–302
35. McAbee GN, Donn SM, Mendelson RA, McDonnell WM, Gonzalez JL, Ake JK (2009) Risk Management and Developmental Dysplasia of the Hip: Primum Non Nocere: In Reply. PEDIATRICS 123(3):e546-e547. doi:10.1542/peds.2009-0027
36. ME-Meßsysteme GmbH, Neuendorfstr. 18a, 16761 Hennigsdorf, +49 3302 89824 60, info@me-systeme.de KD24s-Sensor Internetdarstellung. https://www.me-systeme.de/shop/en/sensors/force-sensors/kds/kd24s?action_ms=1
37. Mittelmeier H, Deimel D, Beger B (1998) Aus einem hüftsonographischen Screeningprogramm--Mittelfristige Ergebnisse nach Spreizhosentherapie. Z Orthop Ihre Grenzgeb 136(6):513–518. doi:10.1055/s-2008-1045179
38. Moraleda L, Albiñana J, Salcedo M, González-Morán G (2013) Dysplasia in the development of the hip. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition) 57(1):67–77. doi:10.1016/j.recote.2013.01.009
39. Mubarak S, Garfin S, Vance R, McKinnon B, Sutherland D (1981) Pitfalls in the use of the Pavlik harness for treatment of congenital dysplasia, subluxation, and dislocation of the hip. J Bone Joint Surg Am 63(8):1239–1248
40. Multerer C, Döderlein L (2014) Angeborene Hüftdysplasie und -luxation. Bewährte und neue Verfahren in Diagnostik und Therapie. Orthopade 43(8):733–741. doi:10.1007/s00132-013-2225-7
41. Negrini S, Carabalona R (2002) Backpacks on! Schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load. Spine 27(2):187–195
42. Nelitz M, Reichel H (2008) Konservative Behandlung der Hüftreifungsstörung. Orthopäde 37(6):550–555. doi:10.1007/s00132-008-1239-z

43. Pap K, Kiss S, Shiha T, Marton-Szücs G, Szöke G (2006) The incidence of avascular necrosis of the healthy, contralateral femoral head at the end of the use of Pavlik harness in unilateral hip dysplasia. International Orthopaedics (SICOT) 30(5):348–351. doi:10.1007/s00264-006-0113-z
44. PASCOE DD, PASCOE DE, WANG YT, SHIM D-M, KIM CK (1997) Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. Ergonomics 40(6):631–640. doi:10.1080/001401397187928
45. Pavlik A Stirrups as an aid in the treatment of congenital dysplasias of the hip in children. By Arnold Pavlik, 1950. J Pediatr Orthop 9(2):157–159
46. Peled E, Eidelman M, Katzman A, Bialik V (2008) Neonatal incidence of hip dysplasia: ten years of experience. Clin. Orthop. Relat. Res 466(4):771–775. doi:10.1007/s11999-008-0132-8
47. Phelan N, Thoren J, Fox C, O'Daly BJ, O'Beirne J (2014) Developmental dysplasia of the hip: incidence and treatment outcomes in the Southeast of Ireland. Ir J Med Sci. doi:10.1007/s11845-014-1133-0
48. Roovers EA, Boere-Boonekamp MM, Geertsma, T S A, Zielhuis GA, Kerkhoff, A H M (2003) Ultrasonographic screening for developmental dysplasia of the hip in infants. Reproducibility of assessments made by radiographers. J Bone Joint Surg Br 85(5):726–730
49. Rose JD, Mendel E, Marras WS (2013) Carrying and spine loading. Ergonomics 56(11):1722–1732. doi:10.1080/00140139.2013.835870
50. Rosendahl K, Dezateux C, Fosse KR, Aase H, Aukland SM, Reigstad H, Alsaker T, Moster D, Lie RT, Markestad T (2010) Immediate Treatment Versus Sonographic Surveillance for Mild Hip Dysplasia in Newborns. PEDIATRICS 125(1):e9-e16. doi:10.1542/peds.2009-0357
51. Schmitz A, Wagner UA, Schmitt O Die Behandlung der grenzwertigen D/IIIa-Hüfte beim Neugeborenen mit der Graf-Mittelmeier-Aktivspreizhose unter engmaschiger sonographischer Kontrolle. Z Orthop Ihre Grenzgeb 137(5):400–402. doi:10.1055/s-2008-1037380

52. Seidl T, Lohmaier J, Höller T, Funk J, Placzek R, Trouillier HH (2012) Die Tübinger Hüftbeugeschiene als Repositionsorthese? Orthopäde 41(3):195–199. doi:10.1007/s00132-011-1873-8
53. Sewell MD, Eastwood DM (2011) Screening and treatment in developmental dysplasia of the hip—where do we go from here? International Orthopaedics (SICOT) 35(9):1359–1367. doi:10.1007/s00264-011-1257-z
54. Sheir-Neiss GI, Kruse RW, Rahman T, Jacobson LP, Pelli JA (2003) The association of backpack use and back pain in adolescents. Spine (Phila Pa 1976) 28(9):922–930. doi:10.1097/01.BRS.0000058725.18067.F7
55. Shorter D HTOD Screening programmes for developmental dysplasia of the hip in newborn infants
56. Siffert RS (1981) Patterns of deformity of the developing hip. Clin. Orthop. Relat. Res. (160):14–29
57. Skirving AP, Scadden WJ (1979) The African neonatal hip and its immunity from congenital dislocation. J Bone Joint Surg Br 61-B(3):339–341
58. Sochart DH, Paton RW (1996) Role of ultrasound assessment and harness treatment in the management of developmental dysplasia of the hip. Ann R Coll Surg Engl 78(6):505–508
59. Song KM, Lapinsky A Determination of hip position in the Pavlik harness. J Pediatr Orthop 2000(3):317–319
60. Thaler M, Biedermann R, Lair J, Krismer M, Landauer F (2011) Cost-effectiveness of universal ultrasound screening compared with clinical examination alone in the diagnosis and treatment of neonatal hip dysplasia in Austria. J Bone Joint Surg Br 93(8):1126–1130. doi:10.1302/0301-620X.93B8.25935
61. Tönnis D, Itoh K, Heinecke A, Behrens K (1984) Die Einstellung der angeborenen Hüftluxation unter Arthrographiekontrolle, eine individuelle, risikoverringernde und zeitsparende Methode. Teil 1: Methodenwahl und Risikobeurteilung aufgrund des Arthrographiebefundes. Z Orthop Ihre Grenzgeb 122(1):50–61. doi:10.1055/s-2008-1044584

62. Tönnis D, Remus W (2004) Development of hip dysplasia in puberty due to delayed ossification of femoral nucleus, growth plate and triradiate cartilage. *J Pediatr Orthop B* 13(5):287–292
63. Tschauner C, Hofmann S (1998) Labrumläsion bei der Restdysplasie des Hüftelenks. Biomechanische Überlegungen zur Pathogenese und Behandlung. *Orthopade* 27(11):725–732
64. Tschauner C, Hofmann S, Czerny C (1997) Hüftdysplasie. Morphologie, Biomechanik und therapeutische Prinzipien unter Berücksichtigung des Labrum acetabulare. *Orthopade* 26(1):89–108
65. von ROSEN (1962) Diagnosis and treatment of congenital dislocation of the hip joint in the new-born. *J Bone Joint Surg Br* 44-B:284–291
66. Yamada K, Mihara H, Fujii H, Hachiya M (2014) A long-term follow-up study of open reduction using Ludloff's approach for congenital or developmental dislocation of the hip. *Bone Joint Res* 3(1):1–6. doi:10.1302/2046-3758.31.2000213
67. Ziegler J, Thielemann F, Mayer-Athenstaedt C, Günther K-P (2008) Natürlicher Verlauf von Hüftreifungsstörungen und Hüftdysplasie. *Orthopäde* 37(6):515–524. doi:10.1007/s00132-008-1238-0

10 Danksagung

Für ihre unendliche Geduld, Motivation, ständige Hilfestellung und „den roten Faden“, sowie die beständigen und verlässlichen schnellen Antworten möchte ich PD Dr. med. habil. Susanne Fröhlich, Oberärztin der Orthopädie der Universitätsmedizin Rostock, ganz herzlich danken. Ohne Susanne wäre ich zeitweise nicht vorangekommen.

Für die Idee und die Vergabe der Arbeit an mich und das initiale Brainstorming (einschließlich der Idee der Messtechnik) möchte ich Professor Dr. Wolfram Mittelmeier herzlich danken!

Meiner Frau Dr. med. Fabienne von Keitz danke ich für sehr viel Geduld und Motivation daheim und das regelmäßige Freihalten meines Rückens – sowie für inhaltliche und, gemeinsam mit Ihrem Bruder Felix von Keitz und meiner Mutter Isolde Schwanitz, orthographische Kontrollen.

Meinem Vater Prof. Dr.-Ing. Volkmar Schwanitz danke ich für wilde Diskussionen bezüglich der Naturgesetze und den Blickwinkel eines Maschinenbau Ingenieurs.

Meinem besten Freund Dr. med. Mirko Rehberg danke ich herzlichst für die wertvollen Stunden, in denen wir gemeinsam medizinischen Sinn aus der Statistik gemacht haben und er mir gezeigt hat wie SPSS funktioniert – sowie für die inhaltliche Kritik und die Motivation. Meine beste Freundin Dr. med. Veronika A. Koeppen hat mich immer wieder motiviert und an mein Durchhaltevermögen geglaubt.

Meinen Eltern und meinem Bruder und meiner ganzen Schwiegerfamilie danke ich gleichermaßen für die fortbestehende Motivation und auch das teils sehr schwere „lieber mal nicht nachfragen wie es läuft“ – schweigende Unterstützung ist unglaublich wertvoll.

Für die Durchsicht bezüglich meiner Quellen und Zitate im rechtlichen Sinn danke ich ganz herzlich Birgit Houy.

Die Arbeit widme ich meinem Sohn und meiner Tochter, welche beidseits mit Typ Ia Hüften nach Graf zur Welt gekommen sind, und allen Säuglingen und Kindern dieser Welt, die von der modernen medizinischen Therapie profitieren werden, weil sie dieses Glück vielleicht nicht hatten.

11 Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre durch eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Alle Zitate oder Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus anderen Veröffentlichungen entnommen sind, habe ich als solche kenntlich gemacht.

Die Arbeit ist noch nicht veröffentlicht und noch nicht als Studienleistung zur Anerkennung oder Bewertung vorgelegt worden.

Ich weiß, dass bei Abgabe einer falschen Erklärung die Prüfung als nicht bestanden zu gelten hat.

Ruhstorf an der Rott, 18. Juli 2022

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Paul Schwanitz".

Paul Schwanitz von Keitz

12 Lebenslauf

Ehefrau: Dr. med. Fabienne von Keitz, Kinder: Jonas (*2017), Clara (*2020)

12.1 Berufserfahrung

REHAFAZENTRUM Bad Füssing, Bad Füssing, seit 02/2022

Leitender Oberarzt und stellvertretender Chefarzt, seit 04/2022

(Beauftragter MPDG, Strahlenschutz, Digitalisierung, Fortbildung)

Oberarzt 02/2021

Facharzt im Schwabinger Reha Sport, München, 09/2018 – 01/2021

Facharzttitel für Orthopädie und Unfallchirurgie, 09/2018

Assistenzarzt im Schön Klinikum Harlaching, München, 07/2016 – 06/2018

Rotation: 6 Monate Wirbelsäulenchirurgie, 6 Monate Kinderorthopädie,
6 Monate Fußchirurgie, 6 Monate Handchirurgie

Assistenzarzt im Spital Wallis, Unfallchirurgie, Visp, Schweiz, 12/2014 – 05/2016

Assistenzarzt im Schön Klinikum Harlaching, München, 01/2013 – 11/2014

Rotation: 6 Monate Wirbelsäulenchirurgie, 6 Monate Notaufnahme,
6 Monate Intensivstation, 5 Monate Endoprothetik

Assistenzarzt Orthopädie und Chirurgie im EKA Hamburg, 06/2012 – 12/2012

12.2 Bildungsweg

Studium der Humanmedizin, Universität Rostock 10/2005 – 11/2011

Allgemeine Hochschulreife, Berlin 07/2001

12.3 vor dem Studium

Grundwehrdienst der Bundeswehr im Sanitätsdienst

Forschungsgruppe Neuronale Stammzellen, Dr. Kempermann, MDC, Berlin-Buch

Au Pair, New Jersey, USA

Mikrobiologiepraktikum und Technische Assistenz, MDC, Campus Berlin-Buch

Freischaffendes Webdesign, art-x.de, Berlin

12.4 Universitäres Engagement während des Studiums

Bundeskoordinator für Medizinische Ausbildung 2009/2010,

Bundesvertretung der Medizinstudierenden in Deutschland e.V.

Aktivitäten in verschiedenen internationalen studentischen Organisationen
(EMSA, IFMSA, AMEE) 2009 bis Studienende

Gründungsmitglied & Vorsitz der Lokalgruppe EMSA Rostock 2009

Fakultätsratsmitglied und Fachschaftsratsmitglied ab 2007

studentischer Mitarbeiter in Mediathek Medizin der Universität Rostock ab 2008

Redaktion des Epidauros, Unabhängige Zeitschrift der Med. Fakultät Rostock

Betreuung internationaler Gaststudenten der Brown University

12.5 Wissenschaftliches Engagement

Mitglied in der DGOU und deren AG Lehre seit 2009

36 different ways to study medicine, GMS Z Med Ausbild. 2010; 27(2): Doc20.
Epub 2010 Apr 22

Lernzielkatalog im Pflicht- und Wahlbereich des Praktischen Jahres für die
Inhalte des Faches „Orthopädie und Unfallchirurgie“, Z Orthop Unfall. (2011; 149;
568-574)

Veröffentlichung Logbuch Orthopädie und Unfallchirurgie für das Praktische Jahr
für die DGOU

„Logbook of learning targets for special educational skills in orthopaedic and
trauma surgery for undergraduate medical training“, Z Orthop Unfall. (2013
Dec;151(6):610-31)

Vortrag Implementierung und praktische Umsetzung des Lehrzielkataloges
Orthopädie und Unfallchirurgie in ein Logbuch, DKOU 2011, AG Lehre der
DGOU, Berlin

Vortrag "Wie finden unsere Famulantinnen und PJ'ler ihr Praktikum auf
orthopädisch-unfallchirurgischen Stationen? Erste Ergebnisse", DKOU 2013, AG
Lehre der DGOU, Berlin

„Wer bleibt nach einer Famulatur in O&U dem Fachbereich treu?“, Z Orthop Unfall 03/2016 (PMID: 27294478)

Positionspapier der AG Lehre der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie zum aktuellen Stand der Lehre im klinischen Abschnitt einschließlich PJ auf dem Fachgebiet O&U, Z Orthop Unfall 2018; 156: 490–492

Positionspapier der chirurgischen Arbeitsgemeinschaft Lehre für die Deutsche Gesellschaft für Chirurgie zum „Masterplan Medizinstudium 2020“ DOI 0.1055/a-0869-8081 Zentralbl Chir, 2019