

# Untersuchungen zu dem Form- Funktions-Zusammenhang an der Apophyse des Trochanter major

Dissertation

Karoline Alleborn

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie ,  
Physikalische Medizin und Rehabilitation,  
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl. Ing. Volkmar Jansson

# Untersuchungen zu dem Form-Funktions- Zusammenhang an der Apophyse des Trochanter major

Dissertation  
Zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
An der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Karoline Alleborn, geb. Pepin  
aus  
Wuppertal  
2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Bernhard Heimkes

Mitberichterstatter: PD Dr. Stefan Piltz

Mitbetreuung durch die  
promovierten Mitarbeiter: Dr. Günther, Dr. Geith (Radiologie)

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 12.02.2019

## INHALT

---

---

1. Einleitung.....	- 6 -
2. theoretische Grundlagen.....	- 7 -
2.1 Deskriptive und funktionelle Anatomie der Knorpelfugen .....	- 7 -
2.1.1    Histologischer Aufbau .....	- 8 -
2.1.2    Arten der Knochenbildung .....	- 10 -
2.1.3    Spannungsverhältnisse und Matrixzusammensetzung.....	- 10 -
2.1.4    Adaptionsfähigkeit des Knochengewebes.....	- 11 -
2.1.5    Verhalten der Knorpelfugen auf physikalische Einflüsse .....	- 12 -
2.2 Deskriptive Anatomie des adulten humanen Hüftgelenkes .....	- 18 -
2.2.2    Kapsel- und Bandapparat .....	- 24 -
2.2.3    Muskeln .....	- 26 -
2.3 Deskriptive Anatomie des infantilen und juvenilen humanen Hüftgelenkes.....	- 39 -
2.3.1    CE-Winkel .....	- 41 -
2.3.2    Der CCD-Winkel .....	- 41 -
2.3.3    Der Bikondylarwinkel (BKW) .....	- 42 -
2.3.4    Anteversio .....	- 43 -
2.3.5    Femoro-tibialer Winkel.....	- 43 -
2.3.6    Ansatzstellen Muskulatur .....	- 44 -
2.3.7    Zusammenhang der einzelnen Winkeländerungen .....	- 44 -
2.4 Funktionelle Anatomie des adulten humanen Hüftgelenkes.....	- 44 -
2.4.1    statische Modelle zur Biomechanik.....	- 44 -
3. Materialien und Methodik .....	- 50 -
3.1 untersuchte Hüften .....	- 50 -
3.2 Auswahl der MRT- Aufnahmen .....	- 51 -
3.3 das Programm Osirix .....	- 53 -
3.4 Vermessung in Schichten .....	- 53 -
3.4.1    Bestimmung einer Eichschicht in der Koronarebene .....	- 54 -
3.4.2    Bestimmung einer Ausgangsschicht in axialer Schichtung.....	- 55 -
3.5 Räumliche Darstellung der Apophysenplatte.....	- 55 -

---

## INHALT

---

3.6 Muskelverläufe.....	- 56 -
4. Ergebnisse.....	- 60 -
4.1 Veränderung der Fugenrichtung in der Koronarebene.....	- 60 -
4.2 Untersuchungsergebnisse Muskelverläufe.....	- 64 -
4.2.1 <i>M. gluteus maximus</i> .....	- 64 -
4.2.2 <i>M. tensor fasciae latae</i> .....	- 68 -
4.2.3 Tractus iliotibialis.....	- 69 -
4.2.4 kleine Glutäen.....	- 71 -
4.2.5 <i>M. vastus lateralis</i> .....	- 76 -
4.2.6 Außenrotatoren.....	- 77 -
4.2.7 schematische Darstellung aller Muskelverläufe.....	- 88 -
5. Diskussion.....	- 94 -
5.1 Zur Methodik.....	- 94 -
5.1.1 Wahl der Untersuchungsmethode.....	- 94 -
5.1.2 Vermessung der Muskel-Verlaufsrichtung.....	- 95 -
5.2 Zum Ergebnis.....	- 96 -
5.2.1 Ausrichtung und Verhalten von Knorpelfugen.....	- 96 -
5.2.2 Steuerung von Knorpelwachstum.....	- 97 -
5.2.3 Ergebnisse der Muskelinsertionen.....	- 98 -
5.2.4 Ergebnisse der Muskelverläufe.....	- 99 -
5.2.5 Deutung der Fugenverwindung.....	- 103 -
5.2.6 Unterschied adulte und juvenile Hüften.....	- 108 -
5.3 Klinische Bedeutung.....	- 110 -
6. Zusammenfassung.....	- 113 -
7. Literaturverzeichnis.....	- 115 -
8. Dankwort.....	- 123 -
9. Eidesstattliche Versicherung.....	- 124 -
10. Anhang.....	- 125 -

## 1. EINLEITUNG

---

---

Apophysenfugen tragen im Gegensatz zu Epiphysenfugen nicht zum Längenwachstum des Skeletts bei, sie beeinflussen jedoch in entscheidender Weise das Wachstum, die Form und Struktur desjenigen Gelenkes, dem sie zugeordnet sind. Man kann sie als mechanobiologische Stellschrauben ansehen, mittels derer sich im Wachstum die Biomechanik des zugehörigen Gelenks steuern lässt.

Wachstumsfugen richten sich in der Regel senkrecht zu einwirkenden Kräften aus, sodass sie sich *cum grano salis* ebenflächig oder leicht konkav ausbilden. Als Ausnahme hiervon existieren am menschlichen Skelett zwei Wachstumsfugen, die abgelenkt bzw. in sich verwunden sind: 1. Die proximale Wachstumsfuge der Tibia, die durch den Einfluss der Kniegelenksresultierenden und durch die zusätzliche Wirkung der Patellarsehne an der Tibiaapophyse um fast 90° abknickt, und 2. die Apophyse des Trochanter major, die sich regelhaft im dorsalen Drittel verwindet.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Topographie der Apophyse des Trochanter major und aller dort örtlich wirksamen Muskelgruppen darzustellen. Mit den Ergebnissen sollen Hinweise gefunden werden, über welchen Mechanismus es zur Verwindung der Apophysenfuge in ihrem dorsalen Drittel kommt.

Als Hypothese wird angenommen, dass den dort inserierenden kleinen Außenrotatoren und dem dort überwölbenden *M. gluteus maximus* entscheidende Rollen zukommen.

## 2. THEORETISCHE GRUNDLAGEN

---

---

### 2.1 DESKRIPTIVE UND FUNKTIONELLE ANATOMIE DER KNORPELFUGEN

---

Einleitend muss gesagt werden, dass knorpelige Wachstumszonen im menschlichen Körper als Epiphysen- und Apophysenfugen vorkommen. Sie unterscheiden sich in ihrer Funktion, aber ihr Aufbau und die daraus resultierende Reaktion auf mechanische Reize sind nahezu identisch [1, 2].

Da in dieser Arbeit besonderes Augenmerk auf die Zusammenhänge von einwirkenden Reizen und deren Anpassung gelegt wird, werden die Fugen zusammen als knorpelige Wachstumszonen betrachtet.

Knorpelige epiphysäre Wachstumszonen sind für den Hauptteil des knöchernen Längenwachstums im Kinder- und Jugendalter verantwortlich und werden als sekundäre Ossifikationszentren bezeichnet [3-5]. Knorpelige apophysäre Wachstumszonen sind nicht am Längenwachstum beteiligt, übernehmen aber eine wichtige Aufgabe in der Biomechanik. Sie beeinflussen das Wachstum, die Struktur und Funktion des ihnen zugeordneten Gelenkes [6].

Bei primären Ossifikationszentren, welche unmittelbar nach der Geburt auftreten, handelt es sich um Knochenwachstumszentren, welche von der Diaphyse ausgehen [3].

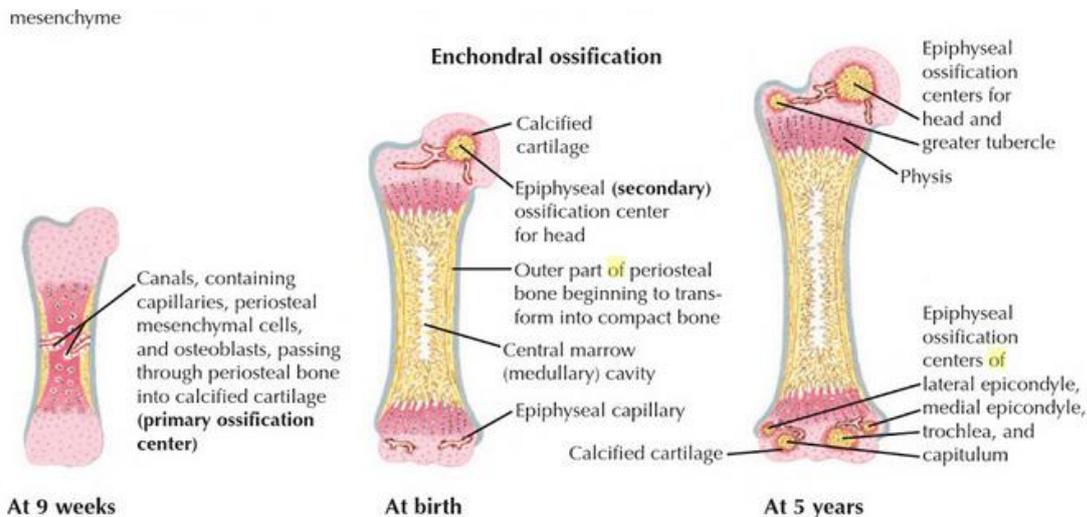


Abb. 1 Darstellung des chondralen Knochenwachstums am Femur, pränatal, natal, postnatal  
Quelle: Thompson 2009, Kapitel 1 Seite 6 [7]

Wachstumsfugen sind in ihrem Auftreten variabel. Sie können auch nebeneinander entstehen und zu einer zusammen schmelzen [3].

---

### 2.1.1 HISTOLOGISCHER AUFBAU

---

Wachstumsfugen sind im Kern aus hyalinen Knorpel ausgebildet [2]. Nach peripher kann man immer größer werdende Strukturen aus Säulenknorpel beobachten [3].

Unterteilt man eine Wachstumszone in mehrere Zonen, so befindet sich im Kern die Reservezone (germinal zone), angeschlossen von der Wachstumszone (proliferative zone), welche zwar schon Säulenknorpel enthält, dieser aber noch klein und longitudinal geordnet erscheint [3, 8]. Da der Übergang nicht scharf abgegrenzt ist, wird die Zone zwischen der Reserve- und der Wachstumszone auch Übergangzone (Transformationszone) genannt [2]. Die Blasenzone, oder auch in „columnar zone“ und „hypertrophic zone“ untergliedert, bildet mit den voluminösen, säulenförmigen, longitudinal angeordneten Chondrozyten den Übergang zu dem chondralen Ossifikationsbereich, nachdem die Metaphyse anschließt [1]. Durch die longitudinale Anordnung der einzelnen Zellen ist zu

begründen, dass die Knorpelfugen in axialer/longitudinaler Richtung zehnfach nachgiebiger sind, als in der transversalen Richtung [4].

Der Knorpel ist zur Metaphyse hin zunehmend kalzifiziert [7]. Kurz vor der Metaphyse, in der Verkalkungszone, findet der Knorpelabbau und Knochenaufbau statt [2].

Die Außenwand einer Wachstumsfuge besteht aus fibrösem Gewebe, der Ranvierschen Rinne, welche für das Dickenwachstum der Epiphysenfuge verantwortlich ist [3]. Diese wird von außen vom perichondralen Ring nach Lacroix, welcher ebenfalls eine unterstützende Wirkung aufzeigt, umgeben [7].

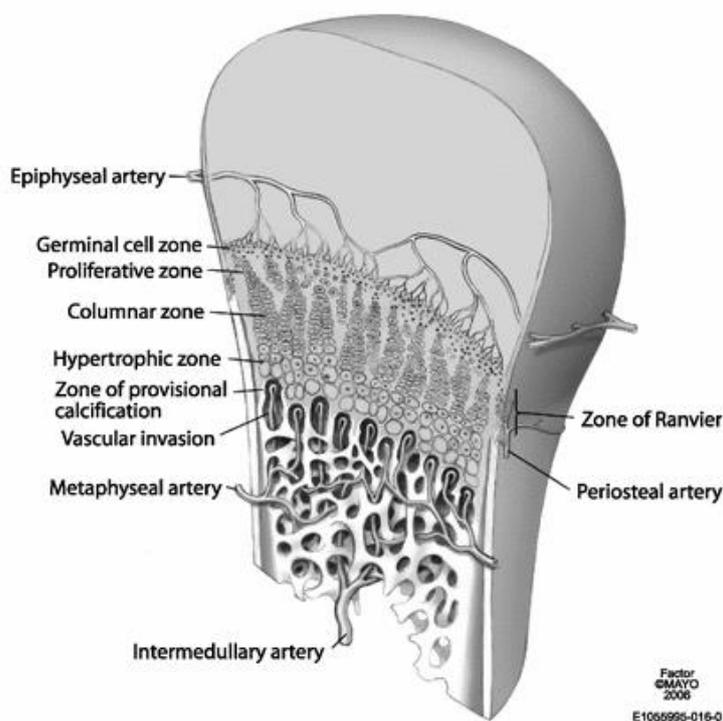


Abb.2 Aufbau einer epiphysären Knorpelfuge, Unterteilung in Zonen, Quelle: Peterson 2007 S. 8 Fig. 2.2 [8]

Die Wachstumsfuge wird von drei Gefäßsystemen (dem epiphysealen, diapysealen und periostalen), welche nach ihrer Herkunft benannt sind, versorgt [3].

Im Vergleich zu den Epiphysen sind Apophysen bipolar [4]. Das heißt die zuvor benannten Zonen existieren auf beiden Seiten vom Zentrum, also zweifach. Das Wachstum läuft demzufolge in beide Richtungen ab.

---

### 2.1.2 ARTEN DER KNOCHENBILDUNG

---

Es gibt zwei Arten der Knochenbildung: die direkte, desmosomale, intramembranöse Form und die vor allem bei Umbauprozessen vorzufindende chondrogene Form [7]. Wie eingangs erwähnt, ist die chondrogene, von den knorpeligen Wachstumszonen ausgehende Form für das Längenwachstum verantwortlich [5, 9]. Wohingegen die desmale Ossifikation (Mesenchymzellen differenzieren sich zu Osteoblasten) beim transversalen Wachstum im Periost stattfindet [4].

Beide Arten der Knochenbildung können bei Frakturheilung nebeneinander auftreten [5, 10] und sind abhängig von der Vaskularisierung [5, 10] und der hydrostatischen Spannung [5, 10].

---

### 2.1.3 SPANNUNGSVERHÄLTNISSE UND MATRIXZUSAMMENSETZUNG

---

In den Wachstumsfugen ist von hydrostatischen Spannungen auszugehen [2]. Die Matrixzusammensetzung mit Aggrecan, welches durch seine negativen Ladungen für eine Quellneigung verantwortlich ist [11], und die Form der Chondrozyten sind ein Indiz dafür [2]. Hydrostatische Spannung führt zur Konservierung von Knorpelgewebe und eventuelle Weiterentwicklung zu Gelenkknorpel [4]. Bei Spannungen größer 0,15 MPa findet die Knochenbildung mittels chondrogener Ossifikation statt [12].

In der Matrix sind ebenfalls Kollagene des Typ zwei und vereinzelt des Typ zehn, welche für die Zug- und Scherfestigkeit des Knorpels verantwortlich sind, enthalten [5]. Die Kollagenzusammensetzung in der Matrix ändert sich während des Wachstums. So steigt im Alter die Kollagendichte und -vernetzungstiefe [11]. Damit lässt sich erklären, dass die Steifigkeit der Zonen mit dem Alter zunimmt [4], allerdings auch die Zugfestigkeit [13].

Außerdem ist bekannt, dass bei anhaltender Kompression auf die Knorpelfuge die Genexpression des Kollagen Typ 2 und 10 negativ beeinträchtigt wird [4]. Dies wirkt sich vor allem auf die Ausbreitung in der hypertrophen Zone aus [4].

Viele Wissenschaftler beschäftigten sich mit diesem Thema und stellten unterschiedliche Theorien auf.

Wolff bemerkte, dass sich Knochengewebe in ständigen Umbauprozessen durch An- und Abbau befindet und sich permanent mechanischen Belastungen anpasst. Er postulierte in seinen Gesetzen ein Streben nach einem Gleichgewicht zwischen Struktur und Funktion [14].

Pauwels ergänzt die Theorien mit dem Gedanken der Effizienzmaximierung. Sein Grundgedanke ist das Prinzip der Materialersparnis, folglich auch Energieersparnis, bei maximaler Belastbarkeit unter Berücksichtigung der Beanspruchbarkeit [15].

Huiskes ergänzt die Ansichten von Pauwels. Er spricht von einer durch Belastung entstandenen Verformungsenergie „SED“, welche durch Knochenadaptation in einem gewissen Bereich konstant gehalten wird [16].

Auch Frost spricht von einem Bereich, welcher aus der MEDr (minimum effective strain for depression of remodeling) und dem MESm (minimum effective strain for modeling) gebildet wird [9]. Befinde sich die Verformung außerhalb jenen Bereiches, kommt es zu Knochenabbau bzw. Knochenanbau [9].

Neuere Studien weisen darauf hin, dass die Knorpel- und Knochenentwicklung auf drei verschiedenen Ebenen (molekular, cellulär und gewebespezifisch) verfolgt werden kann [5, 17]. Diese Ebenen interagieren untereinander, wobei die Reihenfolge unbekannt ist [4]. Auslöser für die Interaktionen ist mechanischer Stress [4, 5, 9, 18, 19].

Neben der mechanischen Beanspruchung bestimmen weitere Regulatoren, wie Hormone, Nährstoffe, Gene, die Ossifikation. Da diese jedoch keine großen Schwankungen unterliegen [18] und in diesem Rahmen nicht bestimmbar sind, werden sie in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt.

---

#### 2.1.5 VERHALTEN DER KNORPELFUGEN AUF PHYSIKALISCHE EINFLÜSSE

---

Das mechanische Verhalten der Knorpelfugen ähnelt aufgrund der Übereinstimmung von bedeutenden Strukturen im Aufbau dem von Gelenkknorpel [4]. Bei Druck- sowie Zugspannung reagieren sie viskoelastisch [4].

#### DRUCKSPANNUNG

---

Die durch Druck erzeugte Spannung im Knochen lässt sich am besten anhand des Säulenmodells von Pauwels erklären. Bei zentraler Lage einer Last wirkt die Kraft axial auf die Säule und erzeugt durch Kompression eine gleichmäßig verteilte Spannung [15]. Spannung und Lastgröße verhalten sich proportional zueinander [20].

Die Knorpelfuge ist besonders von Kompression betroffen. Der umliegende steife Knochen gibt die von Muskeln erzeugte Kraft auf die Fuge weiter, welche nur langsam durch Flüssigkeitsaustausch (Knochen geringe Permeabilität) reagiert [4]. Diese Belastung führt zu Kompression, welche eine erhöhte Spannung und letztendlich ein verringertes Längenwachstum zur Folge hat [4].

Es ist ein lineares Verhalten von Druckspannung auf Knorpelstrukturen zur Wachstumsrate beobachtbar. Pathologisch erhöhter Druck und damit die Kompression der Wachstumsfuge, reduziert die Wachstumsrate [4]. Ein Schwellenwert der Belastung, ab dem sich die Wachstumsrate verändert, wurde bisher nicht definiert [4].

Wie die Abbildung 3 zeigt, sind die Druckeigenschaften der einzelnen Zonen einer Knorpelfuge sehr unterschiedlich [21]. Man sieht sehr deutlich, dass von zentral nach peripher die Zonen immer „Stress resistenter“, flexibler sind. Die Reservezone zeigt sich in Versuchen von Sergerie und Cohen 3mal starrer als die hypertrophe Zone [21, 22]. Dies bedeutet, dass die hypertrophe Zone am verformbarsten und somit einer geringeren Druckspannung bei Kompression ausgesetzt ist. Man kann dieses Phänomen mit dem größeren Gehalt an extrazellulärer Matrix und somit einem höheren Wassergehalt begründen [4]. Kompression führt zur Reduktion der Dicke der hypertrophen Zone, weniger Kollagenbildung [4] und Verringerung der Osteoblastenaktivität [5]. Die chondrozytäre Hypertrophie ist laut Villemure das Schlüsselement in der Knorpelfugenbiomechanik [4].

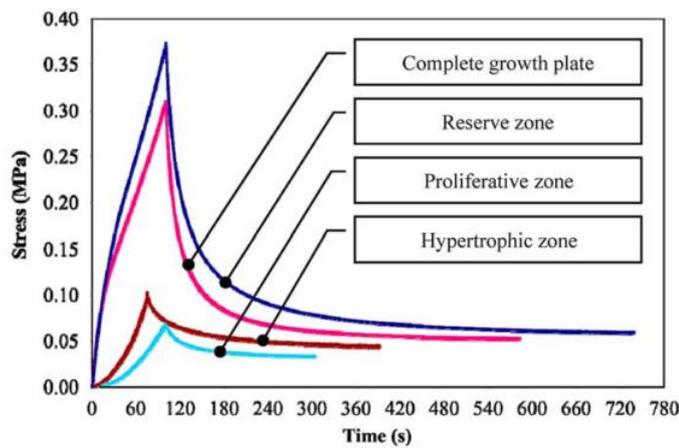


Abb. 3 Druck-Verhalten (in MPa) der

einzelnen Knorpelfugenzonen im Verhältnis zur Zeit (Sekunden), Quelle: Villemure and Stokes 2009 S.1797

Fig. 4 [4]

Wird durch Druck eine kontinuierliche Spannung von größer 3,4 MPa erzeugt, kommt es zum Knochenabbau [12]. Dieser Schwellenwert ist altersunabhängig [4]. Unterschiede kann man jedoch in der Art der Knochen feststellen. So wird Knochensubstanz an der Tibia schneller abgebaut, als an Wirbelknochen [4].

In den drei unterschiedlichen Gangphasen „Einbeinstand“, „mittlere Standphase“ und „terminale Standphase“ ist als maximale Spannung im koxalen Femur von folgenden Werten auszugehen [12]:

Tabelle 1: maximale Spannung im koxalen Femur in MPa für die unterschiedlichen Gangphasen Einbeinstand, mittlere Standphase, terminale Standphase[12]

Einbeinstand	5,21 MPa
Mittlere Standphase	2,28 MPa
Terminale Standphase	4,98 MPa

## ZUGSPANNUNG

Zugspannungen lösen Dehnung aus. Erstere erfährt die Knochensubstanz vor allem im Rahmen von Biegebeanspruchungen, welche im Kapitel „Biegebeanspruchung“ erklärt werden.

---

## THEORETISCHE GRUNDLAGEN

---

Bei dieser Art von Spannung sind die peripher gelegenen Regionen im Knorpel widerstandsfähiger/ stärker [13]. Allgemein nimmt die Zugfestigkeit aufgrund der steigenden Kollagendichte im Wachstum zu [13]. Bei Dehnung größer 1,2 Prozent kommt es zu irreversiblen Verformungen [12].

Die ultimative Belastung durch Zug ist in der Reservezone aufgrund der vernetzten Kollagenstruktur niedriger [4].

Herrscht eine hohe Dehnung durch Zug, bildet sich statt Knochen Bindegewebe [12]. Dies ist vor allem bei mobilen Frakturstücken anzutreffen.

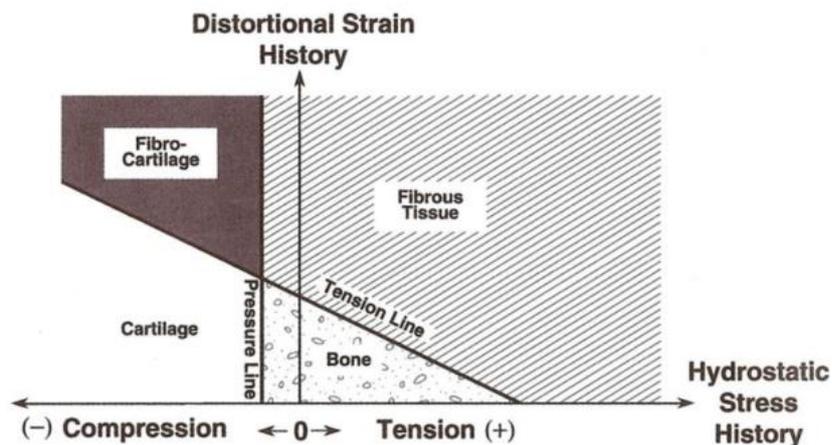


Abb. 4 unterschiedliche Gewebedifferenzierung bei Druck-/Zugspannung, Quelle: Lutz 201, S. 81, Abb. 4.2 [12]

---

## SCHERKRÄFTE

---

Über die knorpelig-knöchernen Antwort auf Torsions- oder Scherkräfte ist wenig bekannt. Lediglich stellte Moreland fest, dass sich obwohl die Form der Chondrozyten sich verändert haben, keine Auswirkungen auf die longitudinale Wachstumsrichtung und -rate bestehen [23].

BIEGEBEANSPRUCHUNG

Der humane Knochen ist Biegebeanspruchungen ausgesetzt, sobald Kräfte nicht axial auf seine Grundsubstanz treffen. Im Körper wirken Kräfte selten direkt axial [14].

Das zuvor beschriebene Säulenmodell von Pauwels lässt sich, um die Biegebeanspruchungen nachvollziehen zu können, erweitern. Wird die Last nicht mittig sondern exzentrisch auf die Säule platziert, so herrscht auf der Lastseite eine größere Druckpannung [24]. Außerdem bildet sich ein Hebelarm, welcher für Zugkräfte auf der kontralateralen Seite sorgt (siehe Abb. 5). Die Spannungen nehmen jeweils zum Rand der Säule zu [14].

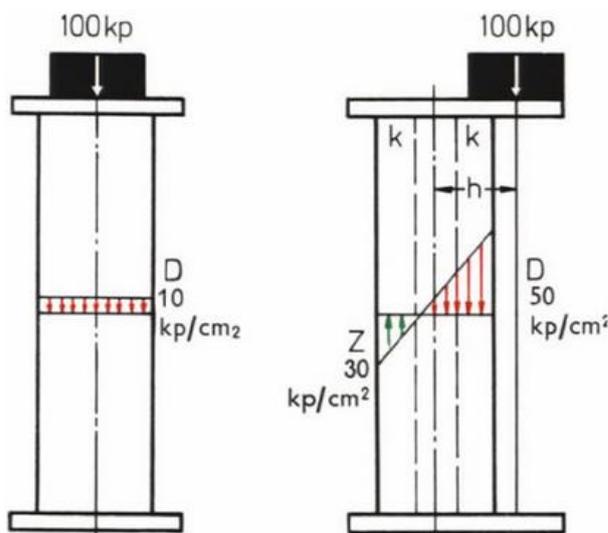


Abb. 5 Säulenmodell nach Pauwels: links zentrale axiale Last, rechts exzentrische Last auf Säule mit resultierenden Zug-/Druckverhältnissen; Quelle: Pauwels 1973 S. 10 Abb. 15a [20]

Da zu große Spannungen negative Einflüsse auf den menschlichen Organismus haben, entwickelte Pauwels vier Theorien, welche die Biegebeanspruchung im menschlichen Körper reduzieren.

Zum einen verringert man die Biegebeanspruchung von zu Hilfenahme eines Gegengewichtes. Im menschlichen Körper erreicht man dieses durch Zuggurtung mit Hilfe von Muskeln [24].

Bei Gewichtsverlagerung werden die Hebelarme reduziert und ebenfalls eine Reduktion der Biegebeanspruchung erreicht [24]. Dies wird im Gang durch das Hüftabknicken zum Standbein erreicht [14].

Eine weitere Reduktion der Biegebeanspruchung wird durch das Einbringen von Verstärkungszügen an der Druckseite erreicht [14]. Im menschlichen Körper macht sich diese Technik an der Cortikalisverdickung, der Spongiosadichte Verteilung sowie der zur Kraft parallelen Anordnung von Trabekelbündeln bemerkbar [14].

Die vierte Theorie besagt schließlich, dass man durch Einbringen eines Keils eine Aufrichtung der Säule und folglich eine axialere Belastung erreicht [24]. Dieses Phänomen trifft man bei den Knorpelfugen an. Sie sind senkrecht zu wirkenden Kraftvektoren ausgerichtet [2].

In den drei unterschiedlichen Gangphasen „Einbeinstand“, „mittlere Standphase“ und „terminale Standphase“ sind durch Biegebeanspruchung folgende Spannungen auf die Zug-/Druckfaser im koxalen Femur von Lutz ermittelt worden:

Tabelle 2: Spannungsverhältnisse Zug vs. Druck in MPa für die unterschiedlichen Gangphasen Einbeinstand, mittlere Standphase, terminale Standphase[12]

	Spannung auf Zugfaser [MPa]	Spannung auf Druckfaser [MPa]
Einbeinstand	12	-21
Mittlere Standphase	3	-6
Terminale Standphase	12	-17

„FORM FOLLOWS FUNCTION“

---

Die Knorpelfugen reagieren mit Änderung der Wachstumsrate auf äußere Einflüsse. Sind sie pathologischen Kompressionen ausgesetzt, so würde weitere Knochenproliferation die Kompression und somit die Spannung steigern. Folglich sinkt die Wachstumsrate.

Ein Spannungsgleichgewicht wird durch Anpassung an äußere Umstände versucht aufrechtzuerhalten [9, 16]. Denn ein längeres Verharren außerhalb des Toleranzbereiches würde zu Instabilitäten führen.

Spannungen, vor allem ausgelöst durch Biegebeanspruchung, werden durch die zuvor beschriebenen Anpassungstheorien von Pauwels versucht zu minimieren.

Bei Biegebeanspruchungen der Knorpelfugen geschieht die Funktionsanpassung durch Längenwachstum [24], wobei die Wachstumsrichtung der Knorpelfugen von Druckkräften bestimmt wird [17]. Funktionsanpassung durch Breitenwachstum erfolgt hingegen bei Biegebeanspruchung auf ossäre Strukturen [24].

---

## 2.2 DESKRIPTIVE ANATOMIE DES ADULTEN HUMANEN HÜFTGELENKES

---

Das Hüftgelenk, *Articulatio coxae*, stellt die gelenkige Verbindung zwischen Becken, *Acetabulum* (= Hüftgelenkspfanne), und dem Femur dar.

Das *Acetabulum* besitzt eine Y-förmige Knorpelfuge, die erst zwischen dem 13. und 18. Lebensjahr verschmilzt [25, 26]. Sie umgibt den Femurkopf und reicht sogar posterior über dessen Äquator hinaus. Anterior werden ca. 25% des Femurkopfes gefasst [27]. Eine gute Sicherung des Gelenkes ist gewährleistet. Das faserknorpelige *Labrum acetabuli* [28] befindet sich am Rand der *Facies lunata*,

jene hufeisenförmige Fläche [29] des Acetabulums, die die Spannungsverteilung an den Kontaktflächen zum Caput femoris optimiert [29, 30]. Somit sind die Hauptdruckspitzen im Zentrum und nicht an den Kanten der Oberfläche vorzufinden [31].

Wegen der tiefen Fassung des Femurkopfes, kann das Hüftgelenk, obwohl es funktionell ein Kugelgelenk ist, auch als Nussgelenk angesehen werden [29]. Der Centrum-Ecken (CE) Winkel nach Wiberg gibt Auskunft über die Abstützung des Caput femoris [32]. Er lässt sich durch die Körperlängsachse und einer Geraden, die durch das Zentrum des Caput femoris und des oberen Acetabulumdaches verläuft, bilden. Der Winkel sollte beim Erwachsenen ca.  $26^\circ$  betragen [32, 33]. Er dient als indirekter Belastungsmesser und als entscheidender Faktor bei der Entscheidung operativ tätig zu werden [34]. Je kleiner der CE-Winkel, desto größer die Hüftbelastung [34].

Der Hüftgelenkskopf wird vom Femur, genauer vom Caput femoris gebildet. Dieser befindet sich kranial des Collums. Er schließt kranial nach schräg medial gerichtet an dem Femurschaft (Corpus) an.



*Abb. 6 proximales Femur, rechts, Ansicht von dorsal;*  
*Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 256 Abb. 4.19[35]*

Die Schaftlänge ist proportional zu dem Femurdurchmesser [36].

Der Durchmesser des Caput femoris ist proportional zur Körpermasse, bzw. zur Last, die auf das Bein wirkt [37-39].

Der Winkel zwischen Corpus und Collum, als CCD-Winkel (Centrum-Collum Diaphysenwinkel) benannt, beträgt in der Regel beim Erwachsenen  $126^\circ$  [27] und ändert sich während des Wachstums sehr stark (siehe Kapitel 2.2) [40]. Der CCD-Winkel wird zu der Beurteilung einer coxa vara ( $<120^\circ$ ) oder coxa valga ( $>135^\circ$ ) herangezogen. Er korreliert mit der Antetorsion des Femurs [41]. Im Wachstum steigt die Antetorsion und der CCD-Winkel wird geringer [36]. Beim Ausgewachsenen verringert sich der CCD-Winkel im Laufe des Lebens weiterhin um  $10-15^\circ$  [42] und liegt im Seniorenalter ca. bei  $120^\circ$  [40].

Die Größe des CCD-Winkels beeinflusst nicht die Lage der Ansatzstellen der Muskelfasern [41]. Diese werden durch die Muskelgröße, dem Alter und der Gelenkbreite (z.B. beim M. Gastrocnemius) determiniert [41].

Der Winkel zwischen Os ilium und Os sacrum nimmt beim Menschen einen Wert von  $80^\circ$  ein [43]. Im Vergleich zu dessen Vorfahren ist das Os sacrum stärker nach dorsal gekippt [43, 44]. Die Kippung hat zur Folge, dass bei Schwangeren mehr Platz für den Fetus gewährleistet ist [43] und der M. gluteus maximus einen größeren Hebel erfährt [44].

Als Folge der Aufrichtung des Beckens beim Menschen haben sich der Winkel der Hauptachsen des Os ilium und Os ischium, sowie der Winkel zwischen Os ilium und dem Schambein auf jeweils  $130^\circ$  [43, 45] verringert. Das Schambein ist in seiner Stellung zur Vertikalen recht konstant geblieben, weshalb der ischio-pubic Winkel im Vergleich zum Australopithekus erhöht ist und  $95^\circ$  beträgt [43, 45].

Der Bikondylarwinkel ist ein Indiz für den aufrechten Gang [46]. Der Bikondylarwinkel lässt sich in koronarer Schichtung bestimmen [47]. Er wird

gebildet durch die Diaphysenachse und der Senkrechten, welche die Infrakondylarebene senkrecht schneidet [47, 48]. Er beträgt beim Erwachsenen 8-10° [47, 49, 50] und ist bei Frauen stärker ausgeprägt als bei Männern [49, 51]. Außerdem wird der Bikondylarwinkel positiv von der Femurhalslänge und der mechanischen Aktivität beeinflusst [49]: je länger der Hals, je mehr Bewegung, desto größer der Bikondylarwinkel und desto intensiver die laterale Ausstellung, welche dem Trochanter major entspricht [33].

Laut Walmsley ist das Femur wenig inkliniert, d.h. in sagittaler Richtung erfährt der Femur keine Formänderung [51].

Eine weitere messbare Größe, welche die Lage des Caput femoris zur Hauptkörperachse darstellt, ist die Mikulicz Linie. Sie verläuft ca. 1-15mm medial des Knies und entspricht einer Geraden, die vom Zentrum des Caput femoris zum Zentrum des Sprunggelenkes verläuft [52]. Die Mikulicz-Linie ändert ihre Lage ab dem 6. Lebensjahr kaum [52].

Die Kontaktflächengröße von Acetabulum und Caput femoris ist abhängig von der Belastung. Je höher die Belastung, desto weiter dringt der Caput femoris in die Fossa acetabuli ein und desto größer sind die Kontaktflächen [10]. Dieses Phänomen dient der Ernährung des Knorpels und „Schmierung“ des Gelenkes. Denn durch die Veränderung der Gelenkspaltweite kann immer neue Synovia in den Spalt eindringen und der Knorpel ist vor permanent anhaltenden Druck geschützt [25]. Außerdem schützt das Lig. transversum acetabuli den Knochen, indem es durch große Drücke gegen eine große flächenhafte Querdehnung des Gelenkknorpels wirkt [53].

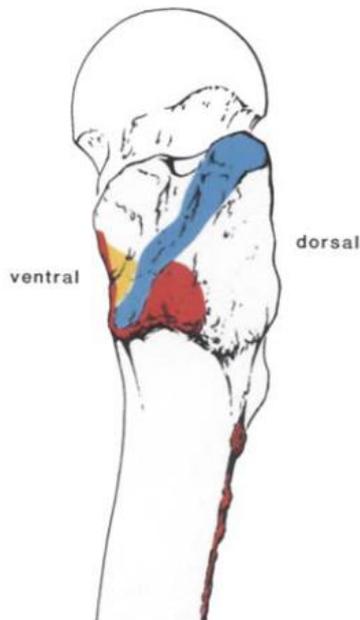
Auch der Os femoris ist in eine im inneren befindliche Substantia spongiosa und eine am Rand liegende derbere Substantia compacta untergliedert.

Die Spongiosastruktur des proximalen Femurs wird hauptsächlich durch drei Haupttrabekelbündel bestimmt. Ein bogenförmiges Trabekelbündel verläuft vom Caput femoris zur laterale Kortikalis unterhalb des Trochanter Major. Auf dieses treffen jeweils senkrecht [54] ein Bündel vom Trochanter major in medio-kaudaler Richtung kommend und ein mediales Bündel, vom Caput femoris in latero-kaudaler Richtung verlaufend [14]. Das mediale Bündel trifft ebenfalls senkrecht auf die Epiphysenfuge im Caput femoris [14]. Die Kortikalis ist im Gegensatz zu der eines Menschenaffen nicht überall gleich dick. Sie ist an der inferioren Verbindung zwischen Femurhals und -schaft besonders ausgeprägt [55], an der superioren Verbindung teilweise fehlend [56].

Auf dieser Höhe des Übergangs vom Corpus zum Collum befinden sich seitlich zwei Knochenhöcker, die als Ansatzstellen von Muskeln dienen: Trochanter major und minor. Außerdem hat der Trochanter major eine große Funktion als Hebelverlängerung [32] und Umleitpunkt des Tractus iliotibialis [33].

Die Apophysenfuge des Trochanter majors besteht aus Säulenknorpel [57] und wird in einen ventralen, 90,4% der Gesamtfläche, und einen lateralen Teil, 9,6% der Gesamtfläche, unterteilt [58]. Die Flächen unterscheiden sich in ihrer Gestalt: der ventrale Teil ist dreiecksförmig und der laterale Teil trapezoid [58, 59]. Die Apophysenfuge verändert ihre Ausrichtung im Wachstum nicht [60]. Der M. gluteus minimus inseriert gleichmäßig bandförmig an der ventralen und der M. gluteus medius gleichmäßig an der lateralen Fläche der Apophysenaußenfläche. Von beiden Flächen entspringt der M. vastus lateralis [58]: von dem caudo-ventralen Viertel des lateralen Teils und von der tieferen Kante des ventralen Teils [59]. Das dorso-laterale Viertel der Oberfläche des Trochanter major ist frei von Muskelansätzen und lediglich mit einer dünnen, zerreißbaren Periostschicht

überzogen [59]. Eine weitere ansatzfreie Region am Trochanter major stellt der ventro-kraniale Teil dar [59].

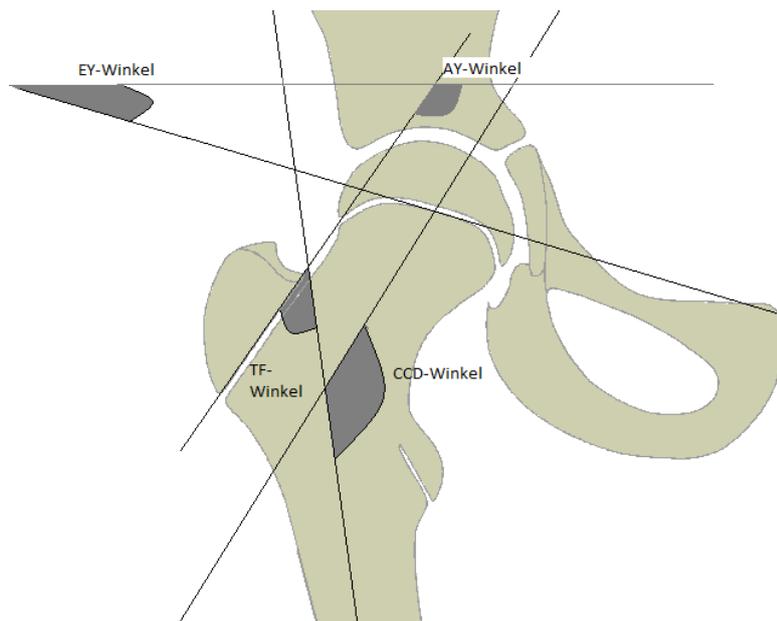


*Abb.7 Trochanter major von lateral, Ansatzstelle M. gluteus med in blau, M. gluteus min in rot und M. vastus lateralis in gelb; Quelle: Heimkes, Posel et al. 1992 Seite 3, Fig. 3 [59]*

Der ventrale Teil der Apophysenfuge am Trochanter major ist ca. im  $52^\circ$  Winkel zu der Horizontalen ausgerichtet [58] und bildet den AY-Winkel in der Frontalebene. Die Lage der Apophyse kann auch mit dem TF-Winkel, ebenfalls in der Frontalebene, beschrieben werden. Dieser lässt sich durch die Diaphysengerade und der Apophyse berechnen.

Sowohl der AY-, wie auch der TF-Winkel und die Ausrichtung des Femurs zur Körpervertikalen sind sehr konstant und ändern ihre Werte im Wachstum nicht [56].

Der EY-Winkel, welcher ein Maß für die Stellung der Epiphysenfuge darstellt, ist sowohl lagerungs- als auch altersabhängig. Er ist lagerungsabhängig, da man den Winkel zwischen Beckenhorizontalen, welche mit der Lagerung variiert, und der Epiphysengeraden misst [61]. Der EY-Winkel nimmt im Laufe der ersten 15 Lebensjahre von ca.  $10^\circ$  auf  $23^\circ$  zu [58].



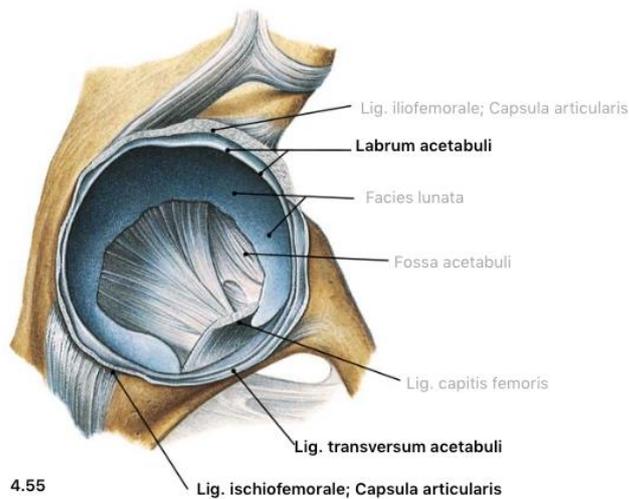
*Abb.8 Winkel des Hüftgelenkes, rechts*

---

### 2.2.2 KAPSEL- UND BANDAPPARAT

---

Das Hüftgelenk ist von einer fibrösen Kapsel umgeben, welche auch die Epiphysenfuge mit einschließt. Sie erstreckt sich vom Labrum acetabuli, dem Außenrand des Lig. transversum acetabuli zur Linea intertrochanterica des Femurs (ventral). Dorsal erstreckt sie sich bis proximal der Crista intertrochanterica und reicht nicht so weit distal wie ihre ventrale Ausdehnung [62].



*Abb.9 Articulatio coxae, rechts, Ansicht von ventral nach Artikulation Femurkopf; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 270 Abb. 4.55 [35]*

Die Bewegungsfreiheit der Beine am Hüftgelenk wird entscheidend von den kapselfixierenden Bändern beeinflusst [25]. Diese, benannt nach ihrer Herkunft, lauten Ligg. iliofemorale, ischiofemorale, pubofemorale und weisen einen schraubenförmigen Verlauf um den Schenkelhals (Collum) auf.

An der engsten Stelle des Collums, der Zona orbicularis, führt zusätzlich ein weiteres Band kragenförmig um den Bandapparat herum [32]. Das Lig. iliofemorale ist das stärkste Band des Körpers [31].

Lediglich das Lig. capitis femoris dient ab der Geburt nicht dem mechanischen Widerstand, sondern der Blutversorgung, indem es den Ramus acetabularis der A. obturatoria enthält [52]. Zur Hauptblutversorgung des Hüftgelenkes dienen beim Erwachsenen die aus der A. profunda femoris stammende Aa. circumflexae femoris medialis und lateralis, wobei die medialis den größten Teil versorgt [62, 63].

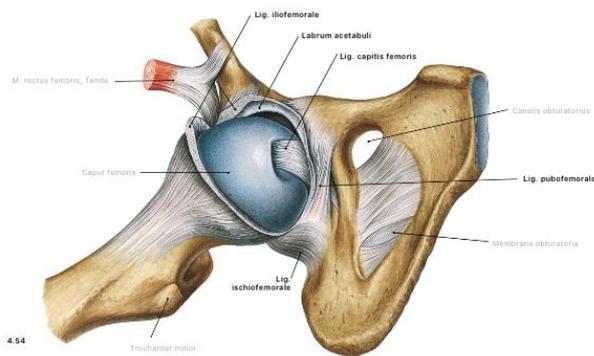


Abb. 10 Articulatio coxae, rechts, Ansicht von ventral nach Kapseleröffnung; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 270 Abb. 4.54 [35]

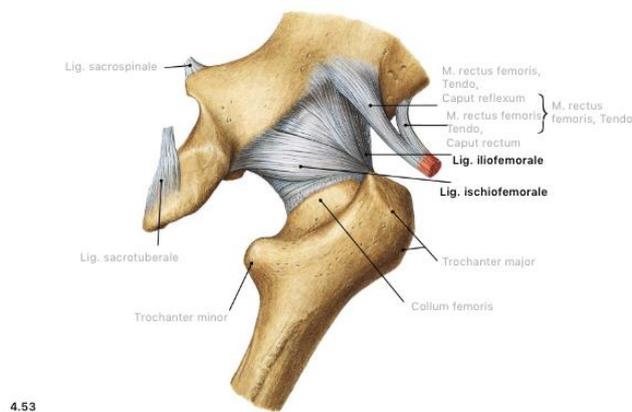


Abb.11 Articulatio coxae, rechts, Ansicht von dorsal; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 269 Abb.4.53 [35]

---

### 2.2.3 MUSKELN

---

Zu den in dieser Studie bedeutendsten Muskeln zählt der M. gluteus maximus. Er ist der größte Muskel des Körpers [64]. Durch die Spezialisierung im kranialen Teil trägt er wesentlich zum aufrechten Gang bei [44, 65, 66]. Er ist der wichtigste Strecker und Außenrotator des Hüftgelenkes [63] und nimmt mit seiner Querschnittsfläche 16% der Fläche aller Hüftmuskeln ein [67].

Der M. gluteus maximus erfährt bei der Beckenaufrichtung Hilfe von den rückwärtigen Oberschenkelmuskeln [32], M. biceps femoris, M. semimembranosus, M. semitendinosus. Der M. gluteus maximus erfährt bei dem

Belastungswechsel auf der ipsilateralen Seite am Anfang der Standbeinphase, der „loading response“, ein hohes Aktivierungslevel [64]. Außerdem dient er neben der ischiocruralen Muskulatur zur Abbremsung des Beines am Ende der Schwungphase bzw. beim initialen Bodenkontakt [68].

Sein Ursprung, weshalb er zu den äußeren Hüftmuskeln zählt, befindet sich am posterioren Teil der Crista iliaca und am proximalen Os sacrum [44, 65, 69]. Von dort ziehen die Muskelfasern nahezu parallel lateral und inferior des distalen Ursprungs nach kaudo-lateral, über den Tuber ischiadicum und dem Trochanter major bis sie sich schließlich aufteilen [41] (siehe Abb.13).

Der obere Teil, welcher für die Abduktion des Oberschenkels und damit Äquilibration des Beckens im Gehen und Stehen zuständig ist, strahlt 45° zur Vertikalen [70] in den Tractus iliotibialis und schließlich in die Faszia lata ein [44].

Der untere Teil, welcher für die Adduktion des Oberschenkels zuständig ist, strahlt in die Tuberositas glutea des Femurs [64]. Der Ansatz befindet sich durchschnittlich in einem Bereich, der 33% der Femurlänge vom Hüftgelenk entfernt ist [44].

Die Lage des M. gluteus maximus am Tuber ischiadicum ist abhängig von der Beugung/ Streckung der Hüfte. In Beugung liegt der Muskel latero-kranial des Tubers. Bei zunehmender Streckung (d.h. Kontraktion seiner selbst) befindet er sich auf dem Höcker [38]. Der superiore Teil des M. gluteus maximus ist mit dem dorsalen Ilium [65] verbunden und erfährt dadurch eine hohe Hebelwirkung [66].

### *Tractus iliotibialis & Tensor fasciae latae*

Der Tractus iliotibialis erstreckt sich lateral von der Crista iliaca des Os ilium bis zur Tibia [28]. Es ist eine kräftige Sehnenplatte und dient als Verstärkungszug der Fascia lata, welche die vorderen Schenkelmuskeln umgibt und vom M. tensor fasciae latae (Ursprung: Spina iliaca) gespannt wird [32].



Abb. 12 dorsale Muskeln der Hüfte rechts, Ansicht von dorsal;

Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 306 Abb. 4.123a [35]

Auf Höhe des Trochanter major verläuft der Tractus dorsal vom M. vastus lateralis. Der M. tensor fasciae latae strahlt, wie der M. gluteus maximus in den Tractus iliotibialis ein. Allerdings strahlt der M. tensor fasciae latae von anterior und der M. gluteus maximus von distal ein (siehe Abb 12).

Hieran kann man die Funktion der Muskeln ableiten: der M. tensor fasciae latae ist neben dem M. iliopsoas (bestehend aus M. iliacus und M. psoas), dem M. rectus femoris und dem M. satorius für die Hüftbeugung verantwortlich. Er ist jedoch ein eher schwacher Muskel [70].

### *Kleine Glutäen*

Weitere äußere Hüftmuskeln, die dorso-lateral des Gelenkes verlaufen, sind der M. gluteus medius, der M. gluteus minimus und der schon beschriebene M. tensor fasciae latae.

Der Verlauf der kleinen Glutäen vollzieht sich von der Außenfläche der Os iliacum zum Trochanter major. Ihre Hauptaufgabe besteht in der Abduktion und Schenkelrotation [71, 72]. Für die Körpergewichtsverlagerung von einem zum anderen Fuß sind sie hauptverantwortlich [69] und somit essentiell für das Gleichgewicht.

Sie verhindern das Absinken des Beckens zur Gegenseite im Einbeinstand [56, 63]. Des Weiteren erhalten sie große Aufmerksamkeit als Abduktoren und Innenrotatoren [63]. Der Faserverlauf des M. gluteus medius unterscheidet sich im Muskelbauch [73, 74]. Aus diesem Grunde wird der Muskel gerne in drei Teilen betrachtet [75, 76]. Der vordere Teil bildet den am kräftigsten ausgebildeten Abduktor der Hüfte [76]. Übereinstimmungen der Faserverlaufsrichtung findet man bei den Wissenschaftlern hauptsächlich im mittleren Teil [71], wo die Fasern vertikal verlaufen [77]. Im posterioren Teil verlaufen die Fasern zum Zwecke der Stabilisierung parallel zum Schenkelhals [77]. Bei dem M. gluteus minimus ist ein ähnliches Phänomen beobachtbar. Hier verlaufen die anterioren Fasern vertikal und die posterioren horizontal [74]. Er inseriert an dem ventralen Abschnitt des Trochanter major und zusätzlich zu kleinen Teilen an die Hüftgelenkscapsel [78]. Wie der Name schon sagt, ist der M. gluteus minimus der kleinere Muskel der beiden kleinen Glutäen [79]. Sein physiologischer Muskelquerschnitt beträgt in etwa ein Drittel des Querschnittes vom M. gluteus medius [80]. Die Ausrichtung der Muskeln zur Vertikalen variiert in der Literatur von 19 [81] bis 48 Grad [82] beim M. gluteus minimus und beim M. gluteus medius von 5 [81, 83] zu 36 Grad [83]. Die Variation lässt sich

wahrscheinlich auf die Lokalisation der Fasern (ventraler, mittlerer, dorsaler Teil) zurückführen.

Wichtig für das Bestimmen der Muskeln in den MRT-Aufnahmen ist die Tatsache, dass nur der M. gluteus maximus und der M. gluteus minimus zur Beckenkammspitze verlaufen.

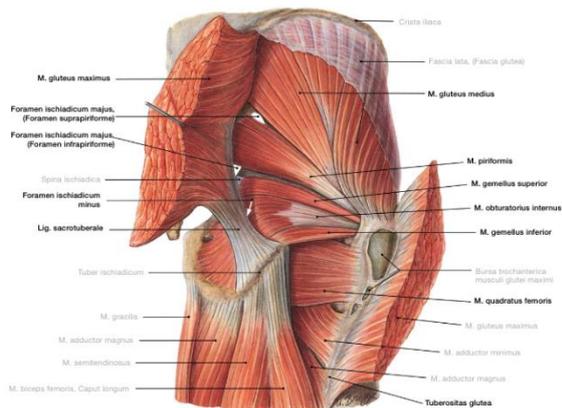


Abb.13 dorsale Muskeln des Femurs, rechts, Ansicht von dorsal nach Durchtrennung M. gluteus maximus; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 307 Abb. 4.126 [35]

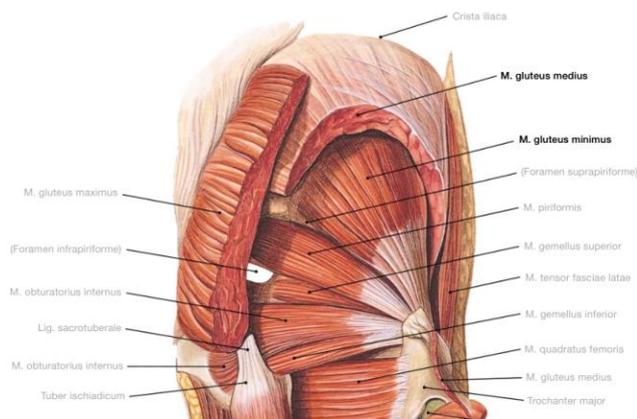


Abb.14 dorsale Muskeln, rechts, Ansicht von dorsal nach Durchtrennung M. gluteus maximus und medius; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 308 Abb. 4.127 [35]

### *M. vastus lateralis*

Die kleinen Glutäen sind Teil der vastoglutäalen Muskelschlinge [84]. Sie ist annähernd symmetrisch ausgebildet und wirkt Druck in nahezu senkrechter Richtung auf die vorderen zwei Dritteln der Apophysenfuge aus [32, 58, 80, 85, 86]. Die genaue Druckbeanspruchung erfolgt von kranio-lateral nach kaudo-

medial [6]. Die Muskelschlinge wird durch die kleinen Glutäen ( M. gluteus medius und minimus ), dem Mm. vasti lateralis und intermedius gebildet [6]. Der M. vastus lateralis entspringt am distalen Drittel des Trapezoids und am distalen Drittel des ventralen Dreiecks der Trochanteraußenfläche [33, 58]. Er ist, neben den Mm. vasti medialis, intermedius und dem M. rectus femoris ein Teil des M. quadriceps femoris (dient der Kniestreckung) und ist funktionell und faszial eng mit dem M. vastus intermedius verbunden [58]. Beide Mm.vasti strahlen auf Höhe der Patella in die superfizielle Schicht des Tractus iliacus ein. Der M. quadriceps femoris besitzt einen großen Fiederungswinkel, einen großen physiologischen Querschnitt und kurze Fasern [87].

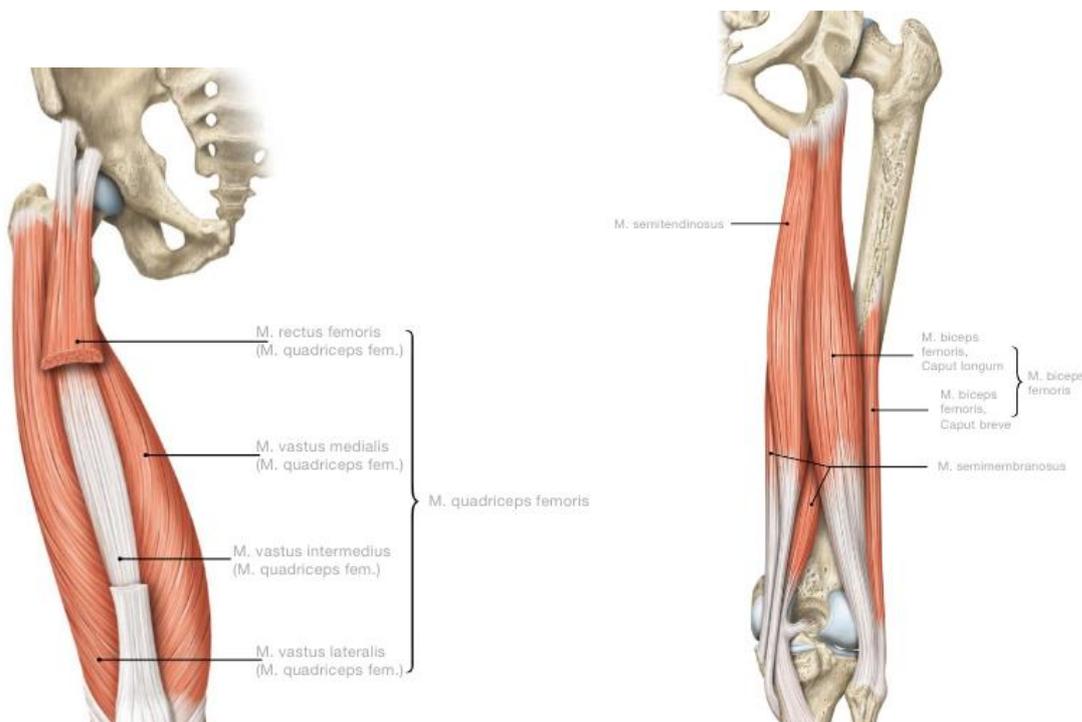


Abb.15 ventrale und mediale Muskeln, M. quadriceps femoris, rechts, Ansicht von ventral; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 301 Abb. 4.117b[35]

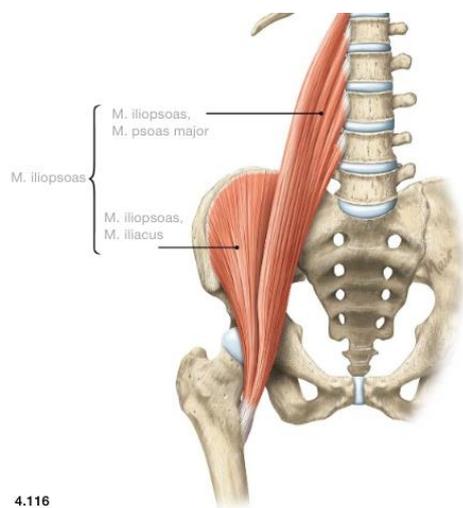
Abb.16 dorsale, ischiocrurale Muskeln, rechts, Ansicht von dorsal; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 301 Abb. 4.124[35]

Die ischiocrurale Muskulatur, zu der die hinteren Oberschenkelmuskeln M. biceps femoris, M. semitendinosus und der M semimebranosus gehören, führen die Hüftgelenksextension durch und kontrollieren sowie verlangsamen das Schwungbein im Gang [88]. Ihre Lage ist in Abbildung 9 ersichtlich.

*Innere Hüftmuskeln: M.iliopsoas*

Der M. iliopsoas setzt an dem Trochanter minor des Femurs an und ist zusätzlich bei der Außenrotation aus einem innenrotierten Zustand (v.a. In Beugung) nützlich [31]. Der M. iliopsoas und der M. psoas minor gehören aufgrund ihres

Ansatzes innerhalb des Beckensgürtels zu den inneren Hüftmuskeln, deren Hauptfunktion die Hüftbeugung ausmacht [63]. Der M. psoas minor setzt an dem Arcus iliopectineus an.



4.116

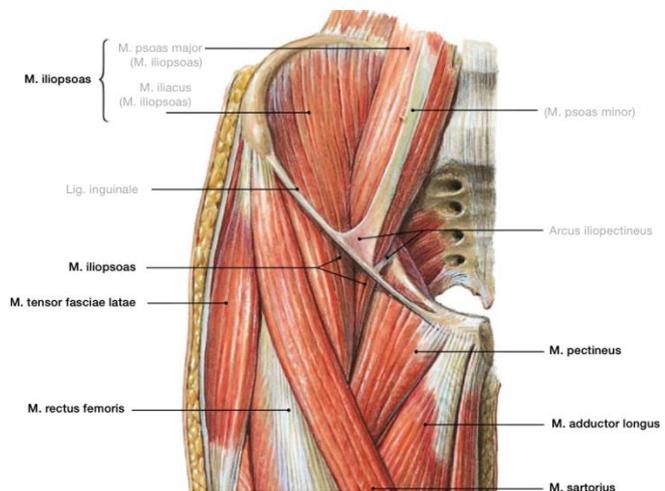


Abb. 17 M. iliopsoas, rechts, Ansicht von ventral; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 301 Abb. 4.116 [35]

Abb. 18 ventrale Muskeln von Hüfte und Femur und mediale Muskeln Femur, rechts; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 302 Abb. 4.119 [35]

### *Außenrotatoren*

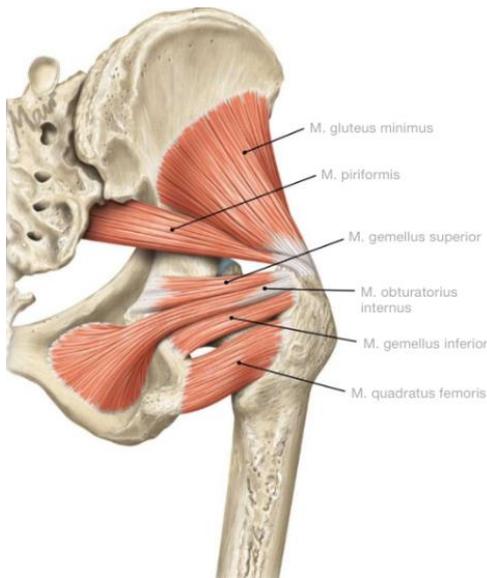
Außenrotationen führen die medial gelegenen äußeren Hüftmuskeln durch. Zu ihnen zählen der M. piriformis, die Mm. gemelli superior und inferior, der M. obturatorius internus, der M. quadratus femoris, sowie der M. obturatorius externus. Der M. piriformis kann außerdem das Femur abduzieren und der M. obturatorius externus kann es adduzieren [63, 84].

Insgesamt dienen die Außenrotatoren der mechanischen Stabilisierung des Hüftgelenkes zwischen Acetabulum und Caput femoris [89].

Ihre Verlaufsrichtung ist, mit leichter Ausnahme des M. piriformis, nahezu horizontal [89].

Grundlegend lässt sich im MRT der Verlauf des M. piriformis von den kleinen Glutäen davon unterscheiden, dass er durch das Foramen ischidiacum verläuft. Laut Mc Leish und Charnley ist die Verlaufsrichtung in einem Winkel von 50° zur Vertikalen angelegt [81].

Unter den Mm. gemelli versteht man die Zwillingmuskeln M. gemelli superior mit superiorer Lage und den M. gemelli inferior mit inferiorer Lage. Sie besitzen ein sehr kleines Muskelvolumen. Aus diesem Grunde wird ihnen wenig Beeinflussbarkeit in der Hüftbewegung zugeordnet. Der superiore Muskel entspringt an der Spina ischiadica, der inferiore Muskel an dem Tuber iaschiadicum [90]. Zusammen mit den Fasern des M. obturatorius internus strahlen sie in eine Sehne, welche an der Fossa trochanterica des Trochanter major ansetzt [84]. Aufgrund der gemeinsamen Sehne und dem parallelen Verlauf wirken sie (Mm. gemelli und M. obturatorius internus) als eine Einheit, welche als M. triceps coxae bezeichnet wird [40, 91].



*Abb. 19 dorsale Muskeln, pelvitrochantäre Gruppe, rechts, Ansicht von dorsal; Quelle: Paulsen and Waschke 2011, S. 306 Abb. 4.123c [35]*

Die Mm. obturatorii untergliedern sich in einen internen und externen Muskel. Der M. obturatorius internus verläuft vom Foramen obturatorum mit Umlenkung an der Incisura isciadica minor zur Fossa trochanterica des Trochanter major [63]. Der Faserverlauf wird an der Incisura nahezu rechtwinkelig umgelenkt [84]. Der M. obturatorius externus entspringt ebenfalls an dem Foramen obturatorum, jedoch weiter lateral gelegen [63]. Von dort zieht er leicht ansteigend nach dorso-lateral und setzt ebenfalls an der Fossa trochanterica des Trochanter major an [90].

### *Hüftadduktoren*

Von dem Foramen obturatorium zur Linea aspera verlaufen die Adduktoren [63]. Sie sind medial gelegen und entsprechend ihrer Namensgebung die wichtigsten Adduktoren der Hüfte. Zu ihnen zählen der M. pectineus, M. graciles, Mm. adductor brevis, longus und magnus. Sie besitzen neben den Hüftstreckern den größten Bewegungsumfang [92].

2.2.3.2 DESKRIPTIVE MUSKELQUALITÄTEN

---

*- Faserlänge*

Muskelfasern haben ihren Ursprung an Knochen, Sehnen oder Faszien und heften an der Ansatzsehne des Muskels an [93]. Diese Distanz bezeichnet man als Faserlänge. Sie ist proportional zur Auslenkung [94], sowie zur Schnelligkeit [94]. Als optimale Faserlänge gilt das Produkt aus aktueller Faserlänge, der Hauptsakomerlänge von 2,7 $\mu$ m und der allgemeinen Sarkomerlänge des jeweiligen Muskels [95]

Esterl [80] berechnete in seiner Arbeit für nachfolgende Muskeln folgende Faserlängen:

Tabelle 3: Faserlängen (mm) der am Trochanter major wirksamen Muskelgruppen (nach Esterl [80])

Muskel	Faserlänge [mm]
M. gluteus maximus	x
Tractus iliotibialis	x
M. tensor fasciae latae	x
M. gluteus minimus	90,2
M. gluteus medius	105,9
M. vastus lateralis	240,2
M. piriformis	80
Mm. gemelli	54
Mm. obturatorii	70
M. quadratus femoris	55

*- Fiederungswinkel*

Als Fiederungswinkel bezeichnet man jenen Winkel, der sich aus den Verlaufsrichtungen der Muskelfasern und der Hauptsehnenrichtung bildet.

Parallelfaserige Muskeln besitzen einen kleinen Fiederungswinkel; der M. gluteus minimus und der M. quadratus femoris einen sehr großen.

Der Fiederungswinkel hat neben dem physiologischen Muskelquerschnitt ebenfalls Auswirkung auf die muskuläre Kraft [96]. Er verhält sich hingegen umgekehrt proportional zu dieser Resultierenden [96].

Bei Kontraktion vergrößert sich der Winkel, damit die Blutversorgung aufrecht erhalten werden kann [96]. Esterl [80] hat in delatiertem Zustand folgende Werte ermittelt:

Tabelle 4: Fiederungswinkel (Grad) der am Trochanter major wirksamen Muskelgruppen (nach Esterl [80])

Muskel	Fiederungswinkel [Grad]
M. gluteus maximus	x
Tractus iliotibialis	x
M. tensor fasciae latae	x
M. gluteus minimus	21,5
M. gluteus medius	20,8
M. vastus lateralis	13
M. piriformis	12,5
Mm. gemelli	12
Mm. Obturatorius externus	18
M. quadratus femoris	21,1

#### *- Muskelvolumen*

Zur Bestimmung des Muskelvolumens gibt es mehrere Verfahrensweisen. Der physiologische Muskelquerschnitt multipliziert mit der durchschnittlichen Faserlänge entspricht dem Volumen [97]. Laut Wirth herrscht ein großer

Korrelationskoeffizient zwischen der direkten Volumenmessung und der Berechnung mithilfe des physiologischen Querschnittes und der Faserlänge [98].

### 2.2.3.3 FUNKTIONELLE MUSKELQUALITÄTEN

---

#### - Physiologischer Muskelquerschnitt (PCSA)

Der physiologische Muskelquerschnitt dient als Parameter zur Ermittlung der maximalen Muskelkraft [99]. Zur Unterscheidung zum anatomischen Muskelquerschnitt, welcher sich aus dem Muskelumfang ermitteln lässt, wird der physiologische Muskelquerschnitt aus dem Querschnitt einzelner Bündel berechnet [100]. Bei gefiederten, nicht parallelfaserigen, Muskeln können die Werte zwischen den verschiedenen Querschnitten stark variieren.

Um den physiologischen Muskelquerschnitt zu ermitteln gibt es mehrere Methoden:

1. Summe aus den Querschnitten der einzelnen Bündel [100]
2. über Volumen und optimaler Faserlänge  $PCSA = V/l$  [99, 101]
3.  $PCSA = ( \text{Muskelmasse [g]} * \cos(\text{Fiederungswinkel}) ) / ( \text{Faserlänge [cm]} * \text{Muskeldichte [=1,056g/cm}^2] )$  [102].

Lube et al. [99] berechneten in seiner Arbeit für nachfolgende Muskeln folgende physiologische Muskelquerschnitte (PCSA):

Tabelle 5: physiologische Muskelquerschnitte der am Trochanter major wirksamen Muskelgruppen (nach Lube[99])

Muskel	PCSA [cm <sup>2</sup> ]
M. gluteus maximus	43
M. tensor fasciae latae	5,9
M. gluteus minimus	16,2

M. gluteus medius	34,6
M. vastus lateralis	42,6
M. piriformis	11,2
M. triceps coxae	21,7
M. obturatorius externus	8,2
M. quadratus femoris	4,6

*- muskuläre Kraft*

Mit dem zuvor beschriebenen physiologischen Muskelquerschnitt (physiological cross-sectional area = PCSA) ist es möglich die maximale Muskelkraft eines Muskels zu bestimmen [80]. Die muskuläre Kraft ist proportional zum physiologischen Muskelquerschnitt [87].

Die muskuläre Kraft lässt sich mit der Formel

$$F = \text{PCSA} [\text{cm}^2] * 0,33 [\text{N/m}^2] * 10^6 = \text{PCSA} [\text{cm}^2] * 33 [\text{N/cm}^2]$$

berechnen [97, 103]. Die Forschungsgruppe Reeves, Narici, Maganaris unterschieden, ob ein Muskel trainiert oder untrainiert ist. Denn trainierte Muskeln sind zum einen voluminöser, besitzen aber auch ein höheres Maß an Beschleunigung, sodass die Formel zur Kraftermittlung wie folgt aussieht:

$$F = \text{PCSA} [\text{cm}^2] * 32,1 \pm 7,4 [\text{N/cm}^2].$$

Bei untrainierten Muskelpartien nähert sich die Kraft eher der Gleichung  $F = \text{PCSA} [\text{cm}^2] * [27 \pm 6,3 \text{ N/cm}^2]$  [104].

Die Maximalkraft der einzelnen Muskeln wird nachfolgend prozentual verglichen. Zur Kraftermittlung dienen die von Lube ermittelten Werte des physiologischen Muskelquerschnittes. Außerdem bediente man sich zur Kraftermittlung den von Heckenberg ermittelten Faktor von  $33 \text{ N/cm}^2$ . Da in dieser Arbeit jedoch die

---

## THEORETISCHE GRUNDLAGEN

---

Relationen zu einander entscheidend sind, ist der Faktor vernachlässigbar, und es ist nicht schlimm, dass uns z.B. der Fitnesszustand der einzelnen Patienten fehlt.

Tabelle 6:

physiologische Muskelquerschnitte der am Trochanter major wirksamen Muskeln (nach Lube [99]) und der daraus resultierenden Maximalkraft, berechnet mit der Formel  $F = \text{PCSA} [\text{cm}^2] * 33 [\text{N}/\text{cm}^2]$

\*Prozentuale Kraftverteilung: Innere Zuggurtung +Außenrotatoren = 100%

\*\*prozentuale Kraftverteilung: Außenrotatoren + Abduktoren = 100%

Muskel	PCSA [cm <sup>2</sup> ]	F [N]	% *	% **
M. gluteus maximus	43	1419		
M. tensor fasciae latae	5,9	194,7		
M. gluteus minimus	16,2	534,6	10%	17%
M. gluteus medius	34,6	1141,8	22%	36%
M. vastus lateralis	42,6	1405,8	26%	
M. piriformis	11,2	369,6	7%	12%
M. triceps coxae	21,7	716,1	13%	22%
M. obturatorius externus	8,2	270,6	5%	8%
M. quadratus femoris	4,6	151,8	3%	5%

### 2.3 DESKRIPTIVE ANATOMIE DES INFANTILEN UND JUVENILEN HUMANEN HÜFTGELENKES

---

Das skelettale kindliche Hüftgelenk ist dem Erwachsenen recht ähnlich.

Hauptsächlich verändert es sich im Wachstum in Größenanteilen (Knorpelanteile der Epiphysen werden kleiner) und in daraus resultierenden Winkeländerungen (CCD, Bikondylarwinkel, CE-Winkel).

Diese Parameter richten sich nach dem Wachstumsgesetz „form follows function“ und gehen mit der quantitativen und qualitativen Benutzung der Hüftmuskulatur einher [41].

Breiten- und Längenwachstum des Schenkelhalses werden durch enchondrale Ossifikation determiniert [6].

Beim Neugeborenen bilden Epi- und Apophyse eine chondrogene Einheit [6]. Noch im Säuglingsalter findet eine Aufgabelung der Wachstumsrichtungen, wodurch ein Schenkelhalsisthmus entsteht, statt [6].

Die Femurlängenzunahme beruht auf der Wachstumsleistung der proximalen und distalen Femur- Epiphysenfuge [47], welche im Säuglings- und Pubertätsalter besonders aktiv ist [42, 47]. Sie verknöchert beim Mädchen um das 16., beim Jungen um das 18. Lebensjahr [105, 106].

Während des Laufen-Lernens nimmt die Lastarmlänge, gebildet aus Rotationszentrum Caput femoris und Hüftmitte, schneller und unregelmäßiger zu als die Muskelhebelarmlänge, welches die Distanz Rotationszentrum zu Trochanter major darstellt [60]. Der Muskelhebelarm steigt konstant, was laut Birkenmaier an der konstanten Zunahme der inserierenden Glutealmuskulatur und des M. vastus lateralis liegt.

Ab dem zehnten Lebensjahr bleibt das Verhältnis von Last zu Hebelarm konstant [60].

Im Gegenteil zur Apophysenfuge verändert die Epiphysenfuge bis zum zehnten Lebensjahr ihre Ausrichtung [60]. Diese Änderung ist durch die starke Interaktion des Femurs mit dem Trochanter major ausgelöst [50].

Durch kranio-laterales Wachstum des Trochanter major verschieben sich die Ansätze des M. vastus lateralis, des M. gluteus medius, des M. gluteus minimus und des M. piriformis nach lateral [107].

---

### 2.3.1 CE-WINKEL

---

Das Acetabulum vertieft sich und entwickelt kugelförmige Gestalt bis zum 13. Lebensjahr [27]. Mit zwei bis drei Jahren beginnt die posteriore Überkappung und die progressive Vertiefung des Acetabulums stellt sich, wenn die anteriore und posteriore Fassung verknöchert sind, mit spätestens 13. Jahren ein [27]. Der anteriore CE Winkel ist von dem sechsten Lebensmonat bis zum sechsten Lebensjahr sehr konstant bei  $31,5^\circ$  [27]. Dieser anteriore Winkel nimmt dann parallel zu der Verknöcherung der anterioren Acetabulumwand langsam ab [60]. Der posteriore Centrum Ecken Winkel verkleinert sich deutlich schneller. Er fällt innerhalb von fünf Jahren von  $15,2^\circ$  bei einem Einjährigen auf  $-6,7^\circ$ -ebenfalls parallel zu der Verknöcherung der posterioren Acetabulumwand [27].

---

### 2.3.2 DER CCD-WINKEL

---

Die größte Winkeländerung geschieht zwischen zwei und zehn Jahren [41]. In dieser Zeit verringert sich der Winkel zwischen Collum und Diaphyse von  $148,2^\circ$  auf  $133,7^\circ$  [61, 107], wobei die Werte als Durchschnittswerte betrachtet werden. Selbst in der Embryonalentwicklung ändert sich der CCD Winkel permanent [60]. Die Änderungen werden laut Lanz in drei Phasen eingeteilt. Frühembryonal gleicht das Hüftgelenk einer Coxa valga ( $136^\circ$ ). Bis zum siebten Embryonalmonat verkleinert sich der CCD Winkel bis er ungefähr die Größe eines ausgewachsenen

Menschen aufweist. Während des achten und neunten Embryonalmonats erfährt das Hüftgelenk weiterhin eine Verkleinerung des CCD Winkels auf  $121^\circ$ , sodass eine leichte Varusstellung erreicht wurde. Die zweite Phase beinhaltet die Aufrichtung/ den Anstieg des CCD Winkels. Diese Phase hält bis zum zweiten Lebensjahr an. Ab diesem Zeitpunkt verkleinert sich der CCD-Winkel, außer bei Kindern mit Zerebalparese [41], stetig [40].

---

### 2.3.3 DER BIKONDYLARWINKEL (BKW)

---

Die Diaphyse erfährt bei einem Fetus eine vertikale Ausrichtung; der Winkel beträgt  $0^\circ$  [46, 50].

Der Bikondylarwinkel nimmt mit dem Alter, v.a. in der Zeit des Erlernens von „Stehen und Gehen“ stetig zu. Es sei denn, das Kind leidet an einer Behinderung (Lähmung, Hypotonie, Spastik), die es auf einen Rollstuhl angewiesen macht. Bei solchen Patienten bleibt der BKW stets bei  $0^\circ$  [41]. Sobald Fortschritte in der Fortbewegung zu sehen sind, steigt auch der BKW.

Es gibt demnach Parallelitäten zwischen Erlernung von Fähigkeiten (stehen, gehen) und der skelletalen Ausrichtung der unteren Extremität [49].

Bei dem Bikondylarwinkel wird schon relativ früh, mit sieben Jahren, das Erwachsenenstadium ( $6-8^\circ$ ) erreicht [48, 49]. Mit sechs Monaten beträgt er schon  $2^\circ$  und mit drei Jahren  $5^\circ$  [49]. Der Koeffizient von BKW zu Alter liegt etwa bei 0,84 bei Mädchen bzw. =0,62 bei Jungen [48].

Es gibt ebenfalls Parallelitäten zwischen dem Collum femoris und dem BKW: je länger der Femurhals, desto größer der BKW [49].

Bezogen auf die Femurlänge sind folgende Parallelitäten festzustellen:

$BKW/Femurlänge = 0,9$  für die Mädchen und  $=0,92$  für die Jungen [47, 48, 51].

Mädchen besitzen in der Regel einen größeren BKW als Jungen [47, 51].

---

2.3.4 ANTEVERSION

---

Anteversion sinkt mit dem Alter [41]. Die Femurdrehung und daraus resultierende Anteversion kommt zwischen dem fünften Schwangerschaftsmonat und der Geburt des Fetus durch Einengung im Mutterbauch zustande [108]. Der Torsionswinkel beträgt in der 28. Schwangerschaftswoche bereits  $23,2^\circ$  und nimmt in den letzten Monaten um  $6,6^\circ$  auf  $29,9^\circ$  zu [108]. Die Anteversion sinkt ab der Geburt in zwei Phasen, welche sich zwischen dem sechsten und achten Lebensjahr und im pubertären Wachstumsschub befinden [109]. Die letztere Änderung ist bei Jungen ausgeprägter und lässt erklären, weshalb bei Männern die Anteversion insgesamt weniger stark ausgeprägt ist [109]. Am Ende des Wachstums beträgt die Anteversion durchschnittlich 12 Grad [109]. Der Anteversionswinkel sinkt hauptsächlich intrinsisch /genetisch bedingt [23]. Allerdings wird er auch biomechanisch beeinflusst. So lässt sich erklären, dass spastische Hüftabduktoren zu einem Anstieg des Anteversionswinkels führen [110]. Neben den Abduktoren besitzen die Hüftstrecker die Tendenz zur Erhöhung des Anteversionswinkels, die restliche Hüftmuskulatur führt zur Senkung [18].

---

2.3.5 FEMORO-TIBIALER WINKEL

---

Neugeborene und Kleinkinder bis ein Jahr weisen eine „O-Bein“-stellung auf. Das Knie befindet sich lateral von der Hüftvertikalen in einem Winkel von  $+15^\circ$  (bei einem Neugeborenen) bzw.  $+5^\circ$  (bei einem Kleinkind). Zwischen 1/1,5 und zwei bis drei Jahren liegt das Knie in dieser Vertikalen, ab drei Jahren medial davon. Wobei das Knie zwischen dem dritten und fünften Jahr deutlich medialer ( $-10^\circ$ ) steht als beim Erwachsenen ( $-5^\circ$ ) [57].

### 2.3.6 ANSATZSTELLEN MUSKULATUR

---

Die Ansätze des M. gluteus medius, M. gluteus minimus und des M. piriformis befinden sich mit zunehmenden Alter weiter lateral [107]. Dies ist auf das Wachstum der Trochanterapophyse zurückzuführen [107].

Die Ansatzstellen und Ansatzstellenwinkel werden hauptsächlich durch die Größenzunahme der Muskeln determiniert.

Der M. vastus medialis und der M. psoas sind unabhängig von Anteversions- und CCD-Winkeländerungen [41]. Sie sind sowohl bei gesunden wie bei kranken Kindern mit Zerebalparese und reduzierter Muskelgröße ähnlich lokalisiert [41]. Der M. psoas erfährt generell wenig Größenzunahme.

---

### 2.3.7 ZUSAMMENHANG DER EINZELNEN WINKELÄNDERUNGEN

---

Der CCD Winkel nimmt im Laufe des Wachstums um  $10^\circ$  ab; gleichzeitig vergrößert sich der Bikondylarwinkel um  $10^\circ$  [49].

---

## 2.4 FUNKTIONELLE ANATOMIE DES ADULTEN HUMANEN HÜFTGELENKES

---

### 2.4.1 STATISCHE MODELLE ZUR BIOMECHANIK

---

Diese Arbeit befasst sich mit den Neigungen der Apophysenfuge. Da bekannt ist, dass Wachstumsfugen  $90^\circ$  zu Kräften, die auf sie wirken, ausgerichtet sind, ist eine genaue Betrachtung der Kräfteverhältnisse am Hüftgelenk unabdingbar.

### Das Pauwels'sche Hüftmodell

In der biomechanischen Betrachtung von Friedrich Pauwels wird das Hüftgelenk in der einbeinigen Standbeinphase [111, 112] analysiert. Denn diese Phase ist die größte wiederkehrende Beanspruchung, in der das Bein das Körpergewicht minus dem Eigengewicht des Beines, von Pauwels Körperteilgewicht „K“ genannt, tragen muss [84, 112]. Dieses Körperteilgewicht wirkt medial exzentrisch auf den Femur und verläuft durch den von O. Fischer berechneten Schwerpunkt S5 [20, 111]. Als Folge ergibt sich ein Drehmoment im Hüftgelenk, welcher von den Abduktoren kompensiert wird [84, 112]. Pauwels beschreibt eine resultierende Kraft „R“, die auf das Hüftgelenk wirkt und aus zwei Komponenten zusammengesetzt ist [113]. Diese Komponenten sind zum einen das zuvor beschriebene Körperteilgewicht mit vertikalem Verlauf und zum anderen die Muskelkraft von den Abduktoren, „M“ genannt, welche in Faserrichtung verläuft. Zusammen ergibt sich eine vektorielle Summe. Die Gerade „R“ verläuft durch den Schnittpunkt von K und M, sowie aus Balancegründen durch das Drehzentrum im Caput femoris [15, 112] und liegt in einen Winkel von ca. 14° zur Vertikalen [20].

Fischer betrachtet in seinen Analysen zwei weitere Strecken: OC und OB. Diese verlaufen von dem Drehzentrum des Caput femoris senkrecht auf die Gerade „K“ (OC) bzw. senkrecht auf die Gerade „M“ (OB). Da die Strecke OC dreimal größer wie die Strecke OB ist, muss die Abduktorenmuskelkraft „M“ dreimal größer wie das Körperteilgewicht „K“ sein [20, 114].

Dies ergäbe:  $R = 4K$  [20, 84].

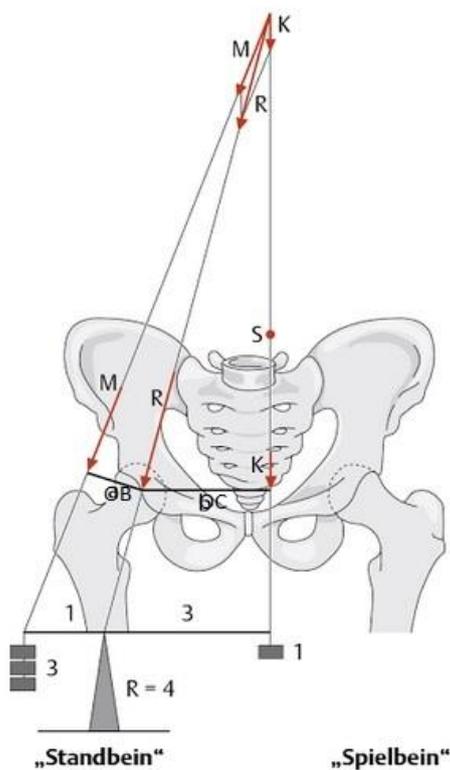


Abb.20 schematische Darstellung Hüfte mit M=

Abduktorenkraft, K=Körperteilgewicht, R= resultierende Kraft; Quelle: Schünke 2000, S. 63 Abb. 3.22 [84]

Pauwels Analysen zufolge herrscht im Bereich des Femurhalses ein Biegemoment, welches nach distal zum Trochanter major hin zunimmt [20, 112]. Die resultierende Kraft „R“ verläuft schräg zur Schenkelhalsachse und die Zunahme des Biegemomentes lässt sich mit der Vergrößerung des Hebelarms „h“ (Distanz R zur Schenkelhalsachse) erklären [20, 112]. Die Schubkraft „S“, welche aus der Neigung von R gegen die Schenkelhalsachse gebildet wird, ist hingegen konstant [112].

Je größer der CCD-Winkel, desto geringer die Biegebeanspruchung des Schenkelhalses und desto größer die resultierende Kraft „R“ [115]. So ist zu erklären, dass der Betrag der resultierenden Kraft „R“ mit zunehmendem Alter/Wachstum abnimmt [107].

Eine Spannung, vom Tractus iliotibialis ausgelöst, wirkt der Biegung des Femurschaftes entgegen [15] und führt eine Art „Zuggurtung“ durch [112]. Wegen dieser neuen Muskelkräfte, die distal auf das Femur wirken, ändert sich auf Höhe des Trochanter major die Richtung von „R“.

Legal errechnet die Hüftresultierende auch in der Standbeinphase. Er betrachtet allerdings nur den Faserverlauf eines Abduktorenmuskels mit Ansatzpunkt am Trochanter major und einer gewissen Neigung zur horizontalen Wachstumsfuge [116].

Die Beanspruchung des Trochanter major

Heimkes ergänzt in seinen Studien die eben aufgezeigte Berechnung von Pauwels [86]. Auch er rechnet mit den Kräften in der Standbeinphase [58, 86]. Pauwels geht nicht auf die Apophysenfuge des Trochanter major ein. Allein die Existenz dieser Fuge und die damit resultierende Architektur des Skelettes gibt Aufschluss auf eine weitere resultierende Kraft, die am Trochanter major wirkt [86].

Heimkes hat das Parallelogramm von Pauwels mit einem Parallelogramm des Trochanter majors ergänzt. Das Körperteilgewicht, von Pauwels „K“ benannt, wird in dem Modell von Heimkes „Wh“ bezeichnet. Die Abduktorenkraft, bei Pauwels „M“ benannt, bezeichnet er als „F mt“ und beinhaltet die von folgenden Muskeln: M. glutei medius, minimus, maximus und M. tensor fasciae latae erzeugte Kraft [58]. Heimkes ergänzt das Hüftmodell von Pauwels mit einem weiteren von der Muskelkraft ausgehendem Vektor „F mk“. Dieser beinhaltet vom Trochanter major nach distal verlaufende Muskelkräfte,

welche von den Knieextensoren (außer M. rectus femoris) und dem Tractus iliotibialis ausgelöst werden [58].

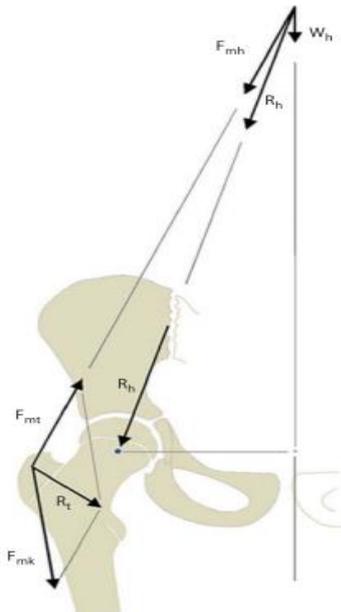


Abb. 21 schematische Darstellung Hüfte mit Einzeichnung der Trochanterresultierenden  $R_t$ ,  $M$ = Abduktorenkraft;  $M_{vst}$ =Kraft aus Kniestrecker und Traktusspanne, rechts; Quelle: Sallam, Ziegler et al. 2015 Fig. 5 [117]

Anhand weiterer Untersuchungen konnte Heimkes feststellen, dass die Apophysenfuge im Wesentlichen parallel zum Schenkelhals verläuft [58]. Eine resultierende Kraft müsse senkrecht auf die Apophysenplatte treffen und so konnte Heimkes den Betrag der Vektoren „ $F_{mk}$ “ und der Trochanterresultierenden berechnen [58]. Die Kraft „ $R_t$ “ beträgt demzufolge das 1,7fache des Körpergewichtes und übt eine erhebliche Kraft auf die Apophysenplatte aus [14, 58, 86].

Heimkes widerlegt damit, dass der Trochanter major hauptsächlich ein „Hebel für die Zugkraft der Abduktoren“ sei [31]. Vielmehr stellt er fest, dass der Trochanter major eine Druckkonstruktion darstellt, welche von proximal nach distal verspannt ist [31].

Durch das Vorhandensein der Trochanterresultierenden, welche im Betrag etwa 60 Prozent der Hüftgelenksresultierenden ausmacht, entsteht ein trochantäres Offset [6]. Dieses Offset versteht sich als horizontaler Abstand von Trochanter major zur Femurschaftachse und beträgt 40 Prozent der koxalen Kraftarmlänge [6]. Der Begriff des trochantären Offsets wurde in Analogie zum Begriff des femoralen Offsets geprägt, der in der Endoprothetik der Hüfte eine große Rolle spielt.

Im Vergleich zur Hüftgelenksresultierenden „R“, welche die Ausrichtung im Wachstum verändert, verändert sich die Verlaufsrichtung der Trochanterresultierenden nicht [107]. Sie verläuft in der gesamten Wachstumsphase in einem Winkel von 50-52 Grad zur Vertikalen [107].

Laut Brand [118] sind Ergebnisse zur Hüftresultierenden „R“ von instrumentierten Messimplantaten stets niedriger als mathematische Berechnungen. Dies liegt u.a. daran, dass laut Bergmann und der Ortho-Load Datenbank die statischen Werte für das Körpergewicht zur Berechnung von „R“ deutlich höher sind als die dynamischen [113].

In Eschweilers Modellvergleich [113] ergab die mathematische Berechnung nach Pauwels den niedrigsten Wert für „R“ [113]. Das biomechanische Modell von Heimkes mit Einbeziehung der Muskelkraft  $F_{mk}$  wurde in dem Vergleich allerdings nicht berücksichtigt. Die Berechnungen an Hand des Eschweiler Modellvergleichs von „R“ ergeben mit dem Modell nach Heimkes kleinere Werte als mit dem nach Pauwels, sodass man behaupten kann, dass die errechneten Werte mit der Methode von Heimkes den dreidimensionalen dynamischen Modellen und der in vivo Messung am ähnlichsten sind.

### 3. MATERIALIEN UND METHODIK

---

---

#### 3.1 UNTERSUCHTE HÜFTEN

---

- 57 MRT Datensätze der Hüfte
- davon 51 kindliche im Alter von 4-17 Jahren und 6 adulte im Alter von 18 bis 52 Jahren
- Vermessung der Lage von Apophyse und Epiphyse aller 57 Datensätze
- Vermessung der Muskeln und Faserverlaufsrichtungen von jeweils fünf adulten und fünf kindlichen Hüften:
  - M. gluteus maximus
  - Tractus iliotibialis
  - M. tensor fasciae latae
  - M. gluteus minimus
  - M. gluteus medius
  - M. vastus lateralis
  - M. piriformis
  - M. triceps coxae
  - M. obturatorius externus
  - M. quadratus femoris

Für diese Arbeit stand ein Datensatz von anonymisierten 57 MRT-Untersuchungen der Klinischen Radiologie des Klinikums Großhadern zur Verfügung, welche aus unterschiedlichen medizinischen Gründen von der Erwachsenen- und der Kinder-Orthopädie in Großhadern veranlasst worden waren. Zur Durchführung der Dissertation wurden ausschließlich MRT-Befunde herangezogen, die als normal befundet wurden. Bei der Auswertung der Datensätze war gewährleistet, dass diese vollständig anonymisiert verlief, sodass

vom vermessenen Datensatz nicht auf die untersuchte Personen rückgeschlossen werden konnte:

Entsprechend der in der Radiologischen Klinik routinemäßig angewandten Durchführungsprotokollen ist davon auszugehen, dass die Patienten wie folgt gelagert wurden.

Bei den Aufnahmen waren die Personen in der Frontalebene so gelagert, dass die Ebenen, die durch die Longitudinalachse von Femurhals und -schaft verlaufen, parallel zur Transversalebene ausgerichtet sind. Projektionsfehler beim Ausmessen sollen so minimiert werden.

Außerdem lag Wert auf eine symmetrische Ausrichtung, welche besagt, dass sich die *capi femori* auf einer Höhe, nicht seitenverschoben, befinden.

Um Verzerrungen im MRT Bild zu vermeiden, wurden die Patienten mit leicht innenrotiertem Femur gelagert [119].

Das umliegende Gewebe sollte physiologisch belastet und nicht gestaucht werden.

---

### 3.2 AUSWAHL DER MRT- AUFNAHMEN

---

Mittels MRT- Aufnahmen von je fünf Patienten im kindlichen Alter, sowie je fünf ausgewachsene Patienten, sind Insertionen und die Verlaufsrichtungen aller auf die Apophyse wirksamen Muskelgruppen bestimmt worden. Dies sind der M. gluteus maximus, der Tractus iliotibialis, der M. tensor fasciae latae, der M. gluteus minimus, der M. gluteus medius, der M. vastus lateralis, der M. piriformis, der M. triceps coxae, der M. obturatorius externus und der M. quadratus femoris untersucht worden.

Im Folgenden werden die Ein- und Ausschlusskriterien genauer erläutert:

#### Einschlusskriterien

Für die adulte Patientengruppe werden ausgewachsene Hüften benötigt. Dementsprechend können nur Patienten mit Vollendung des 17. Lebensjahres berücksichtigt werden. Für die Zugehörigkeit zur juvenilen Patientengruppe müssen sie jünger zehn Jahre sein.

Wie schon im Kapitel 3.1 beschrieben, strebt man eine Lagerung in neutraler Position an, sodass eine Vermessung in den drei Ebenen möglich ist.

Die MRT-Aufnahmen sollten eine gute Bildqualität aufweisen. Feststellbar ist dieses an einer hohen Detailschärfe.

#### Ausschlusskriterien:

Hüften von Patienten zwischen zehn und 17 Jahren werden nicht berücksichtigt.

Inadäquate Lagerung macht sich bei Fehllagerung der Beine, z.B. Lage in Abduktion sichtbar.

Ein Hauptausschlusskriterium stützt sich auf die Schichtdicke. Die MRT-Aufnahmen, v.a. wenn man sich mit den Aufnahmen im Verlauf beschäftigt, müssen vergleichbar sein. Dies erreicht man nur, wenn deren Schichtdicke identisch groß ist. Die Auswahl der Aufnahmen von erwachsenen, ausgewachsenen Patienten ist sehr gering, weshalb hauptsächlich dieses Kriterium Gewichtung findet. Die Schichtdicke bei dem Patient K-4 beträgt 6,6mm. Zur Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist jeder zweiten Schicht ein Wert zugeordnet worden.

Patienten mit Hüftpathologien (wie Coxa vara, Coxa valga, Hüftendoprothesen) können ebenfalls nicht berücksichtigt werden. Durch ihre variierende Hüftmorphologie würden sie das Ergebnis verfälschen.

---

### 3.3 DAS PROGRAMM OSIRIX

---

Die Computersoftware Osirix erlaubt radiologische DICOM Datensätze auszuwerten. Sie verfügt über Zeichnungs-, sowie Maßfunktionen. Die genauere Vorgehensweise in der Versuchsreihe wird in dem Kapitel 3.5 bzw. 3.6 erläutert.

---

### 3.4 VERMESSUNG IN SCHICHTEN

---

Das zur Verfügung stehende Patientenmaterial erlaubte eine Vermessung in der Koronar- und Transversalebene. In der Sagittalebene gab es nur vereinzelt Datensätze, sodass in dieser Ebene eine Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit ausgeschlossen sind. Allerdings sind die Vermessungen in der Frontal- und Horizontalebene aussagekräftig, da sich die vermessenen Muskeln nahezu parallel zu diesen Ebenen orientieren. Aus diesem Grunde erscheint eine Vermessung in der Sagittalebene nicht sinnvoll, da Muskelfasern nur quer angeschnitten wären.

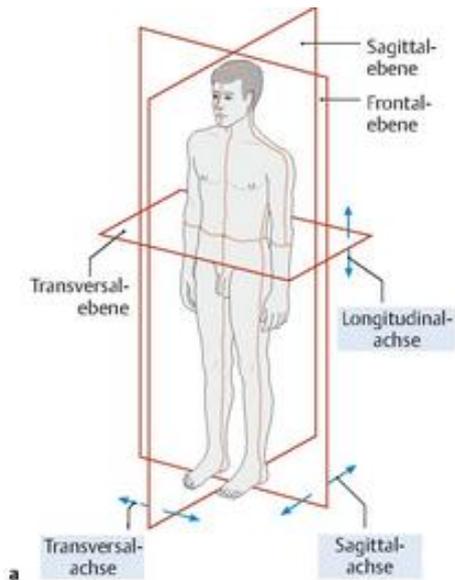


Abb. 22 schematische Darstellung der zu betrachtenden Ebenen am Körper; x- Transversalachse (von links nach rechts), y-Longitudinalachse (von kranial nach kaudal), z-Sagittalachse (von dorsal nach ventral); Quelle: Aumüller, Aust et al. 2014, S. 38 Abb.1.5a

---

### 3.4.1 BESTIMMUNG EINER EICHSCHICHT IN DER KORONAREBENE

---

Die erhaltenen Datensätze stammen von Patienten verschiedener Körpergröße und Körpervolumina, zudem bestanden in den Datensätzen unterschiedliche Schichtdicken. Es ergab sich somit das Problem, dass eine Vermessung von ventral nach dorsal keine vergleichbaren Werte ergeben hätte.

Das Problem wurde durch die Definition einer Eichschicht gelöst. Da die Apophysenplatte konstant eine längsovale Fläche aufweist, besteht bei jedem vermessenen Patienten eine Schicht, die die Apophysenfuge in maximaler Längsausdehnung zeigt. Diese findet sich in der Abb. 24 in der Mitte der Wachstumsplatte.

Ausgehend von dieser Eichschicht konnten dann die vorhandenen ventral und dorsal gelegenen Schichten vermessen werden. Im Auswertungsteil wird diese Eichschicht rot markiert und erhält die Zahl sechs, die ventral gelegenen Schichten werden mit Schicht 1 bis 5 und die dorsal gelegenen Schichten mit Schicht 7 bis 12 bezeichnet.

---

### 3.4.2 BESTIMMUNG EINER AUSGANGSSCHICHT IN AXIALER SCHICHTUNG

---

Auch in axialer Schichtung benötigt man eine Vergleichbarkeit der einzelnen Patienten.

Die Apophyse ist im Gegensatz zur koronaren Schichtung in axialer Betrachtung aufgrund der Ausrichtung wenig geeignet.

In kranio-kaudaler Richtung sind knöcherne Strukturen besonders markant und erfahren große Wiedererkennung.

Jene Schicht, in der der Trochanter major den größten Durchmesser erfährt, ist gut zu reproduzieren und dem zu Folge auch zu vergleichen. Durchschnittlich vier Schichten weiter kranial und vier Schichten weiter kaudal ist in den MRT-Aufnahmen der Trochanter major noch ersichtlich.

Dementsprechend fungiert die Schicht 5 in den Untersuchungen der axialen MRT-Bilder als Referenzschicht. Für Schichten, die sich „x“ Schichten kranial der Ausgangsschicht befinden erhalten die Funktion  $f(x)=5-x$ ; um „y“ kaudal liegende Schichten entsprechend  $f(y)=5+y$ .

---

### 3.5 RÄUMLICHE DARSTELLUNG DER APOPHYSENPLATTE

---

Zur räumlichen Darstellung der Apophysenplatte wurde der in Abb. 8 dargestellte AY-Winkel in allen koronaren Schichten durchgemessen.

Zunächst erfolgt pro Schicht die Darstellung der Apophyse, welche mit den Zeichentools des Programm Osirix (siehe 3.3) markiert werden.

Zur Bestimmung der Körpervertikale bedient man sich einer dorsalen Schicht. Als Anhaltspunkte dienen nach koronal das Zentrum der Wirbelkörper in der

Sakralregion und nach apikal die Mitte des Anus. Die so ermittelte Körpervertikale wird auf die übrigen Schichten projiziert.

Um den AY-Winkel bestimmen zu können, bildet man eine Tangente, die möglichst parallel zur eingezeichneten Apophyse verläuft. Der Winkel zwischen Tangente und Körperhorizontalen entspricht dem AY-Winkel. Die Ausrichtung der Apophyse variiert pro Schicht, sodass der AY-Winkel pro Schicht bestimmt wird.

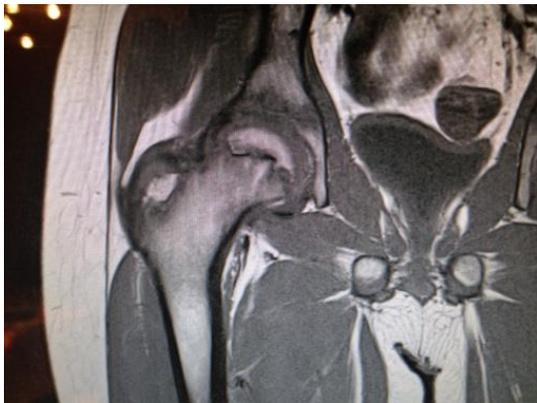


Abb. 23 Articulatio coxae rechts, MRT-Datensatz



Abb. 24 Articulatio coxae, rechts mit vermessener Apo- und Epiphysenfuge

---

### 3.6 MUSKELVERLÄUFE

---

Effekte der Muskelkraft werden mit Straight-Line Modellen an der Hüfte dargestellt [120].

Zur Bestimmung der Hauptverlaufsrichtung hat sich folgendes Vorgehen bewährt. Zunächst werden die jeweiligen Muskeln isoliert dargestellt. Dies funktioniert durch Entlangzeichnen der Abgrenzungen zu anderen Strukturen. Durch die Umrandung der einzelnen Muskeln sind deren Ansatz und Ursprung gut erkenntlich.

Mit Hilfe der Vergrößerungsfunktion des Programms Osirix ist die Faserverlaufsrichtung ersichtlich, welche wie unten dargestellt, eingezeichnet wird. Variieren die einzelnen Fasern in ihrer Verlaufsrichtung, so werden jenen Fasern größere Beachtung geschenkt, welche zentral im Muskel liegen. Lässt sich eine Systematik, wie beim M. gluteus maximus, erkennen, so werden die verschiedenen Bereiche separat voneinander betrachtet. So unterscheidet man in der koronaren Betrachtung einen kranialen von einem kaudalen Teil des M. gluteus maximus.

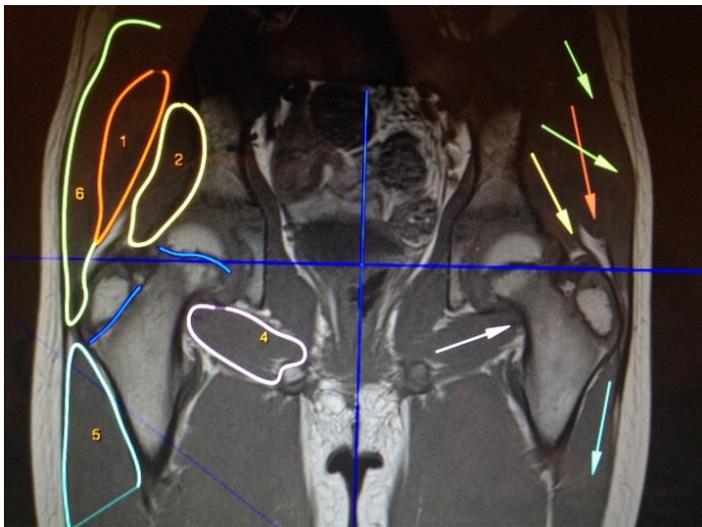


Abb. 25 Frontalansicht Hüfte mittels MRT mit Markierung einzelner Hüftmuskeln rechts und Einzeichnung der Verlaufsrichtung mittels Straight-Line Technik links

1=M. gluteus medius; 2= M. gluteus minimus; 4=M. quadratus femoris; 5=M. vastus lateralis; 6= M. gluteus maximus

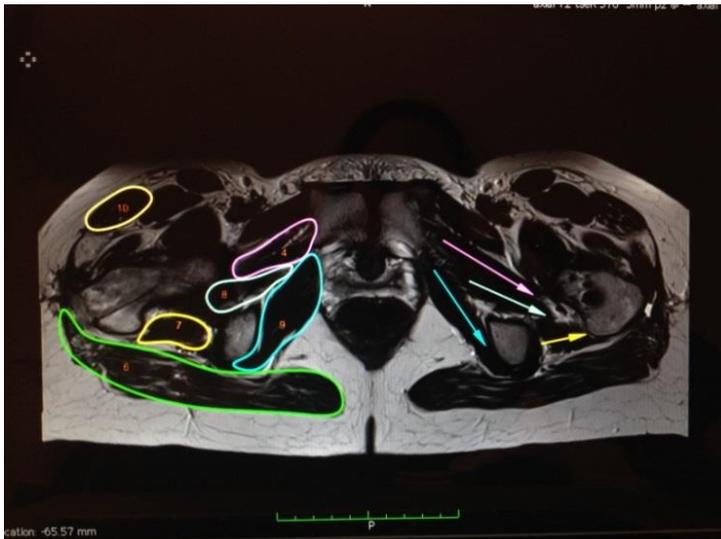


Abb. 26 Transversalansicht Hüfte mittels MRT mit Markierung einzelner Hüftmuskeln links und Einzeichnung der Verlaufsrichtung mittels Straight-Line Technik rechts

2= *M. obturatorius externus*; 4= *M. triceps coxae*; 6= *M. gluteus maximus*; 7= *M. quadratus femoris*; 8= *M. piriformis*; 9= *M. obturatorius internus* vor Umlenkung; 10= *Tensor fasciae latae* (Fasern schräg durchtrennt, Faserverlauf nicht beurteilbar)

Besondere Aufmerksamkeit gilt der Unterscheidung des *M. triceps coxae* vom *M. quadratus femoris*. Sie befinden sich in ähnlicher Lokalisation. Jedoch erkennt man den *M. triceps coxae* in den mittigen Schichten, den *M. quadratus femoris* weiter dorsal. Hauptunterscheidungskriterium ist das Auffinden der Ansatzsehne der *Mm. gemelli* und *M. obturatorius internus* (*M. triceps coxae*), welche an der *Fossa trochanterica* ansetzt. In der Abb. 27 wird der fließende Übergang und die Lageübereinstimmung der beiden Muskeln gezeigt: rechts der *M. quadratus femoris* (mit der Nr. 4 gekennzeichnet), links an selber Stelle noch der *M. triceps coxae*.

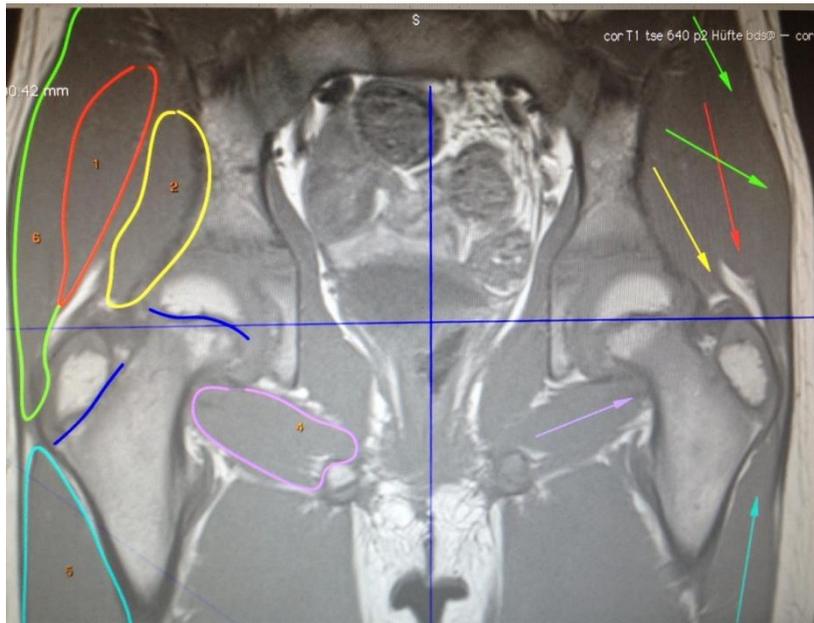


Abb. 27 Unterscheidung *M.*

*quadratus femoris* und *M. triceps coxae*: Frontalansicht Hüfte mittels MRT mit Markierung einzelner Hüftmuskeln rechts und Einzeichnung der Verlaufsrichtung mittels Straight-Line Technik links

1=*M. gluteus medius*; 2= *M. gluteus minimus*; 4=*M. quadratus femoris* (rechts, links =violetter Pfeil = *M. triceps coxae*); 5=*M. vastus lateralis*; 6= *M. gluteus maximus*

## 4. ERGEBNISSE

### 4.1 VERÄNDERUNG DER FUGENRICHTUNG IN DER KORONAREBENE

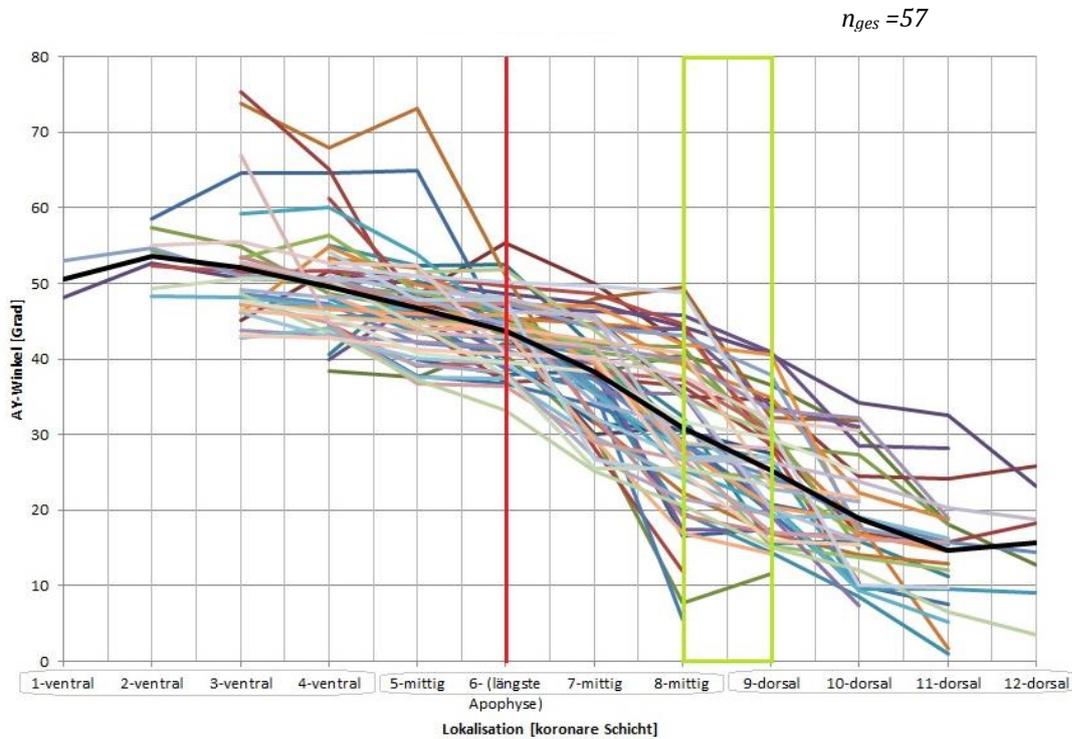


Abb. 28

Neigung der Apophysenfuge gegenüber der Körpervertikalen (=AY-Winkel) in der Koronarebene, in 12 Schichten, von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 57 Hüften verschiedenen Alters. Schwarze Linie: arithmetischer Mittelwert. Rote Linie: Schicht mit der größten Längenausdehnung der Apophysenfuge. Grüne Box: Übergangsbereich zwischen mittlerem und dorsalen Drittel der Apophysenfuge

## ERGEBNISSE

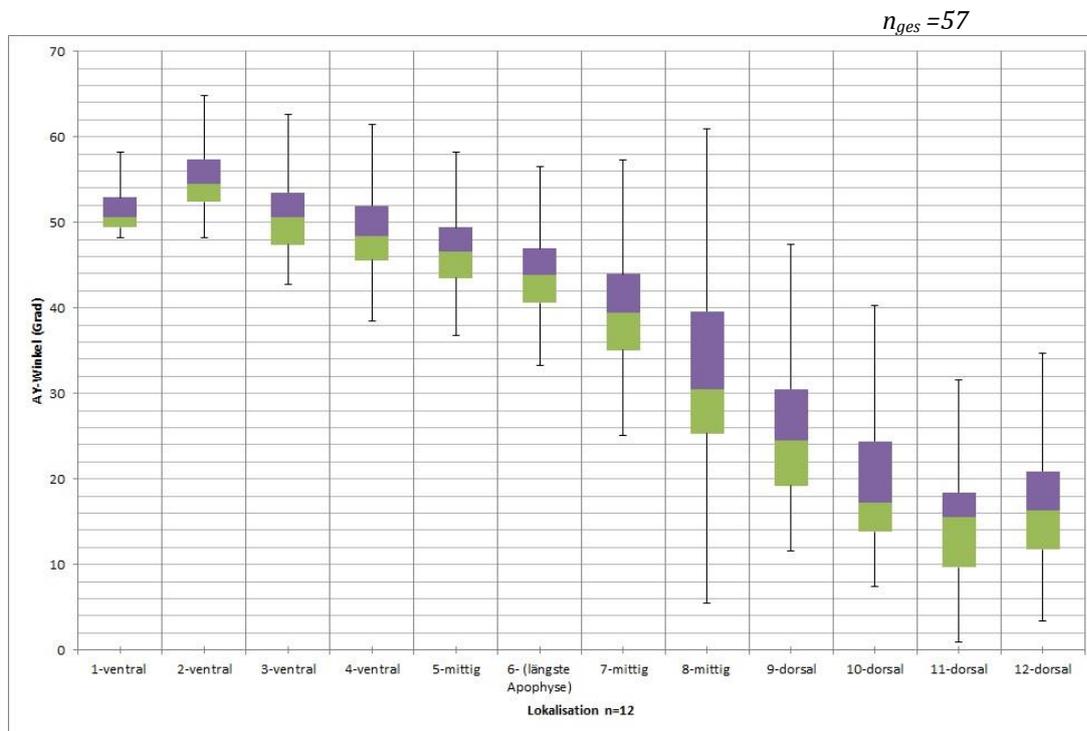


Abb. 29

*Neigung der Apophysenfuge gegenüber der Körpervertikalen (=AY-Winkel) in der Koronarebene, in 12 Schichten, von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 57 Hüften unterschiedlichsten Alters.*

*Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimalwert (permanent größer als entsprechenden Whisker) und Max.-/Whiskerwert (in Abhängigkeit, welcher näher an Median gelegen)*

Bei allen 57 untersuchten Patienten ist eine signifikante Änderung des AY-Winkels von ventral nach dorsal zu erkennen: Die Apophysenfuge flacht dementsprechend nach dorsal immer mehr ab und nähert sich der Horizontalen.

Im Verlauf betrachtet steigt der AY-Winkel von der ersten zur zweiten Schicht meist um durchschnittlich zwei Grad leicht an. Ein konstanter Verlauf mit sinkender Tendenz schließt sich bis Schicht acht an. Folgend ist ein Sprung des AY-Winkels erkennbar. Dieser befindet sich in einem Bereich von Schicht acht und neun. In die Ergebnisse zusammenfassenden Liniendiagramme (Abb. 28 und

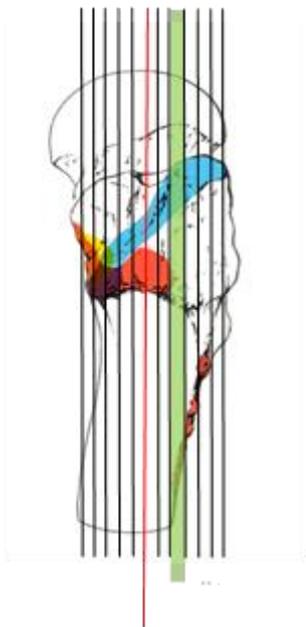
31) ist der Bereich mit einer grünen Umrandung als Übergangsbereich markiert. Ab Schicht neun ist der AY-Winkel wieder sehr konstant.

Wenn man die Apophysenfuge in ihrer koronaren Ausdehnung von ventral nach dorsal drittelt, so fällt auf, dass sich der zuvor beschriebene Übergangsbereich zwischen dem mittleren und dorsalen Drittel befindet. Dies ist an Abb. 67 gut ersichtlich.

Durchschnittlich ändert sich der Betrag des AY-Winkels bei den untersuchten 57 Hüften um 33,44 Grad.

In der Schicht sechs, die Schicht mit der größten Längenausdehnung der Apophysenfuge verläuft die Apophyse zur Horizontalen in einem Winkel von durchschnittlich 43,7 Grad.

Im ventralen Apophysendrittel beträgt der AY-Winkel im Durchschnitt 51,64 Grad und im dorsalen Drittel 18,6 Grad.



*Abb. 30 seitliche Ansicht des linken Femur mit den Ansatzstellen des M. gluteus (blau) und des M. gluteus minimus (gelb), sowie dem Ursprung des M. vastus lateralis (rot) Quelle: Heimkes, Posel et al. 1992 Seite 3, Fig. 3 [59]*

## ERGEBNISSE

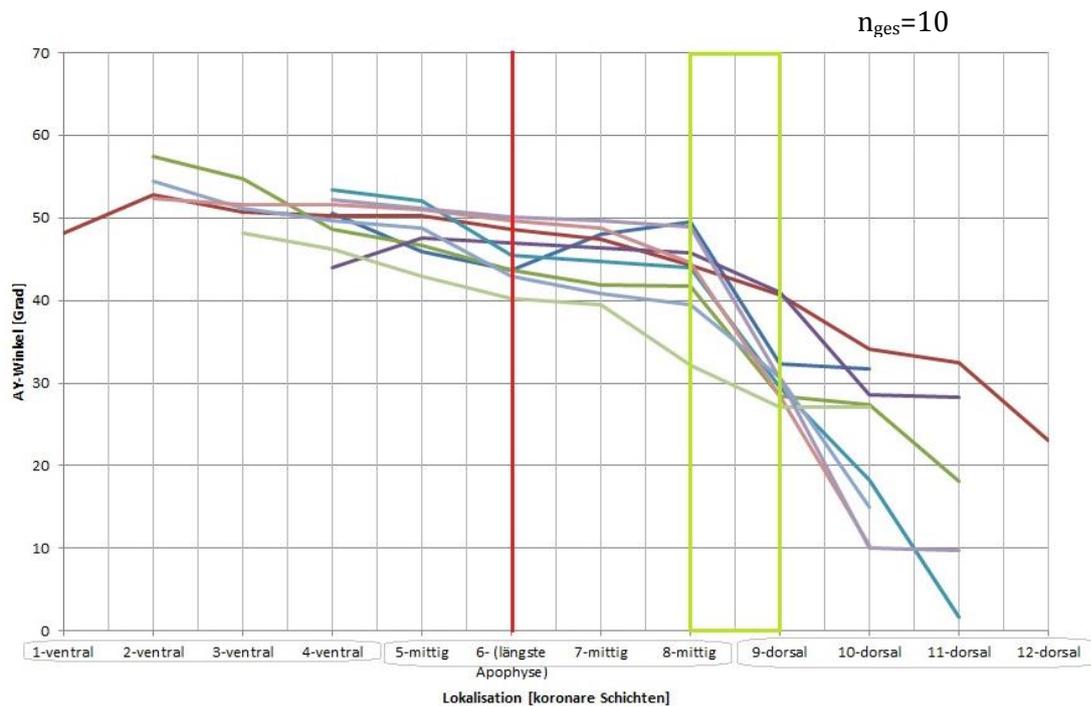


Abb. 31

Neigung der Apophysenfuge gegenüber der Körpervertikalen (=AY-Winkel) in der Koronarebene, in 12 Schichten, von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 kindliche und 5 adulte Hüften. Schwarze Linie: arithmetischer Mittelwert. Rote Linie: Schicht mit der größten Längenausdehnung der Apophysenfuge. Grüne Box: Übergangsbereich zwischen mittlerem und dorsalen Drittel der Apophysenfuge

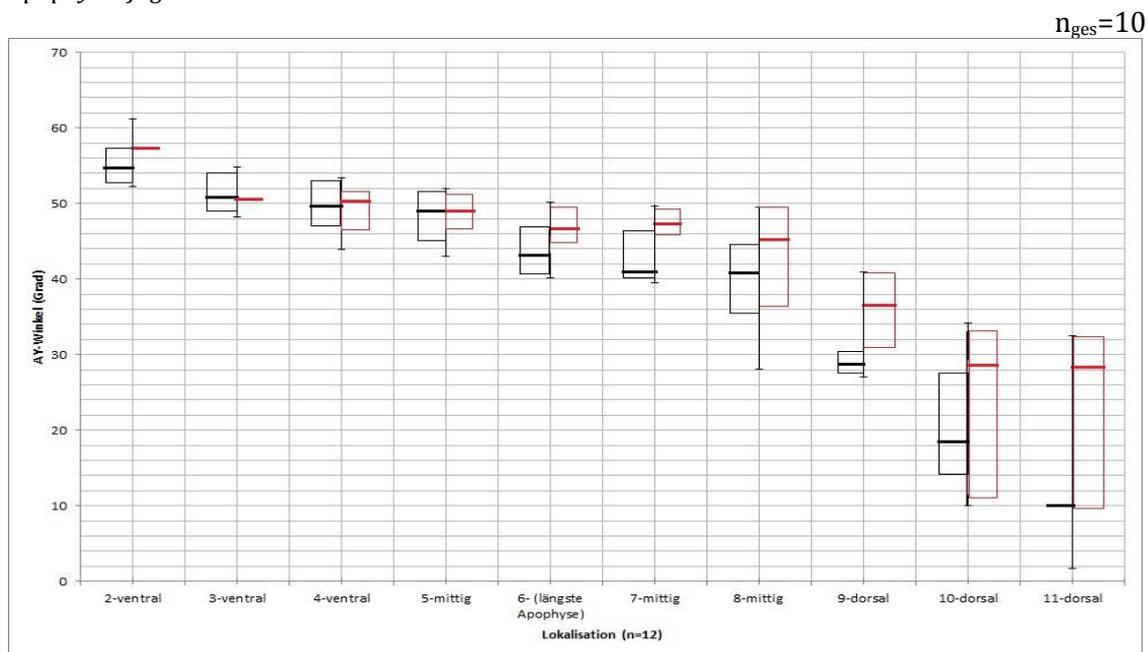


Abb. 32 Neigung der Apophysenfuge gegenüber der Körperhorizontalen (=AY-Winkel) in der Koronarebene, in 12 Schichten, von ventral nach dorsal geschichtet. Vergleich 5 kindlicher Hüften (rot dargestellt) und 5 adulter Hüften (schwarz dargestellt). Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert

Es zeigt sich ein Unterschied bei den jungen, sich im Wachstum befindlichen Patienten zu der ausgewachsenen Patientengruppe. Bei Adults ist eine stärkere Verdrehung im dorsalen Drittel beobachtbar.

---

## 4.2 UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE MUSKELVERLÄUFE

---

### 4.2.1 M. GLUTEUS MAXIMUS

---

Der M. gluteus maximus gehört zusammen mit dem M. tensor fasciae latae und dem Tractus iliotibialis einem äußeren Zuggurtungssystem an, das die Apophyse des Trochanter major von außen belastet.

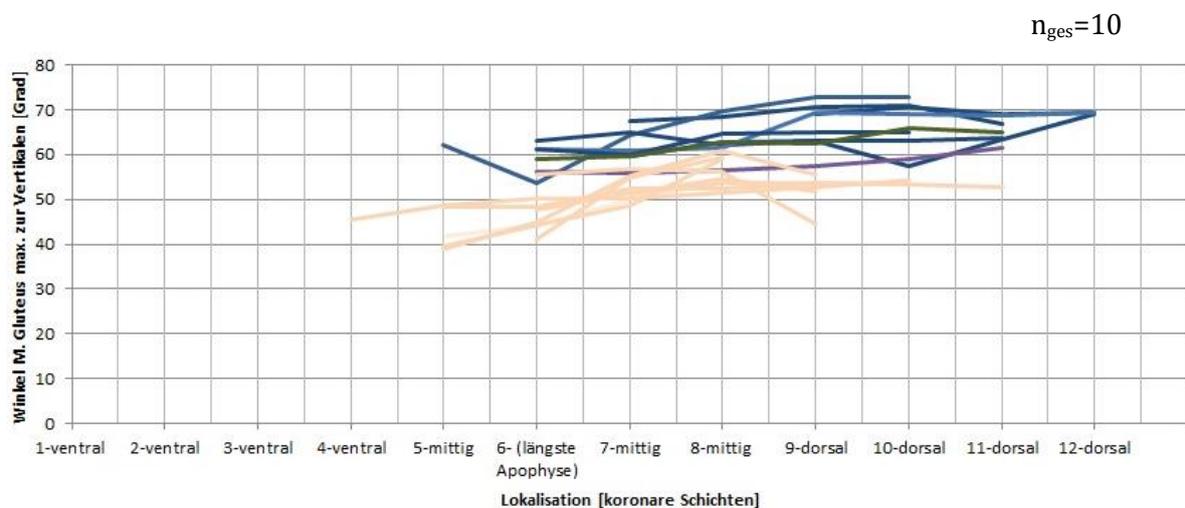
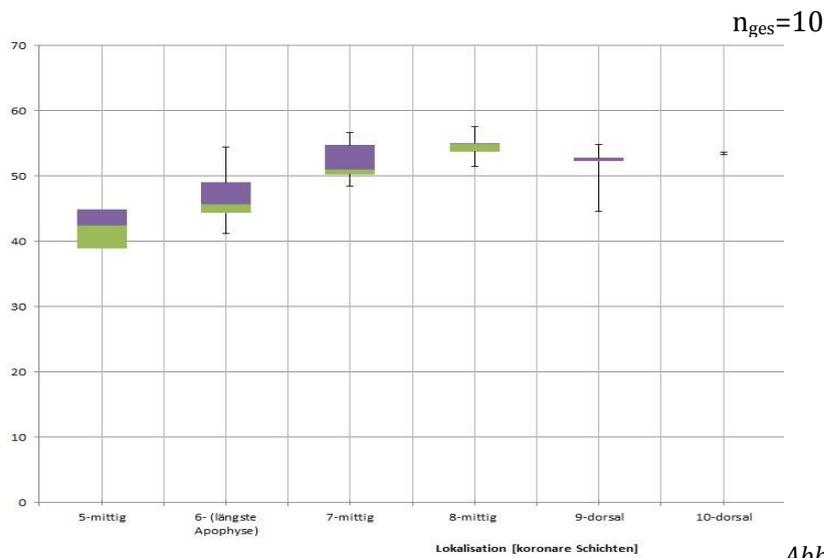


Abb. 33 Neigung der Fasern des M. gluteus maximus gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten, von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden je die Faserverläufe des kranialen und die des kaudalen Muskelabschnittes von 10 Hüften, davon 5 kindliche und 5 adulte Hüften.  
Schwarze Linie: Faserverläufe des kaudalen Teils. Rote Linien: Faserverläufe des kranialen Muskelabschnittes

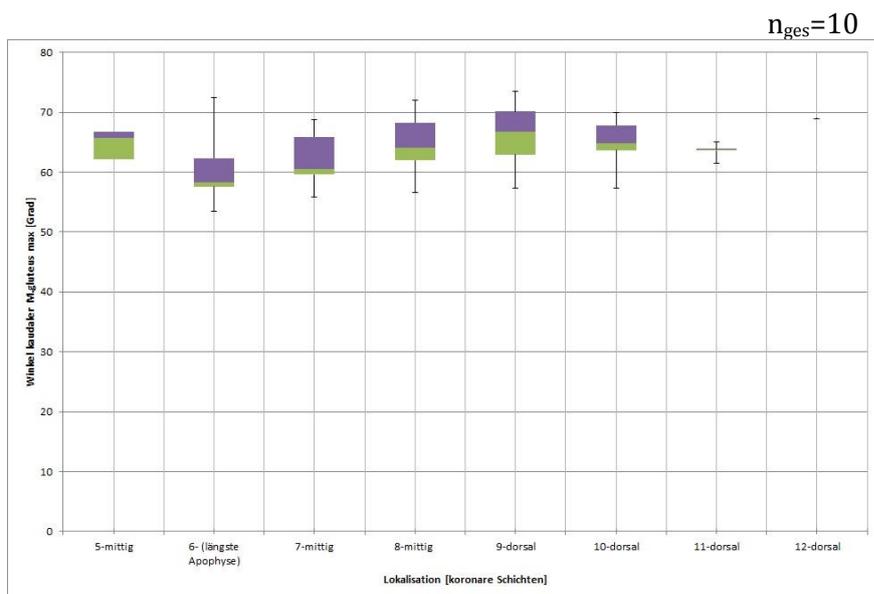
In der Koronarebene weisen sowohl die Faserverläufe des kranialen sowie des kaudalen M. gluteus maximus in ventro-dorsaler Richtung eine Winkelzunahme auf.

## ERGEBNISSE



*Abb. 34 Neigung der Faserverläufe des kranialen Teils des M. gluteus maximus gegenüber der Körpervertikalen der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1-4 und 11-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 5 adulte und 5 kindliche Hüften.*

*Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert*



*Abb. 35 Neigung der Faserverläufe des kaudalen Teils des M. gluteus maximus gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1-4 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 5 adulte und 5 kindliche Hüften.*

*Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert*

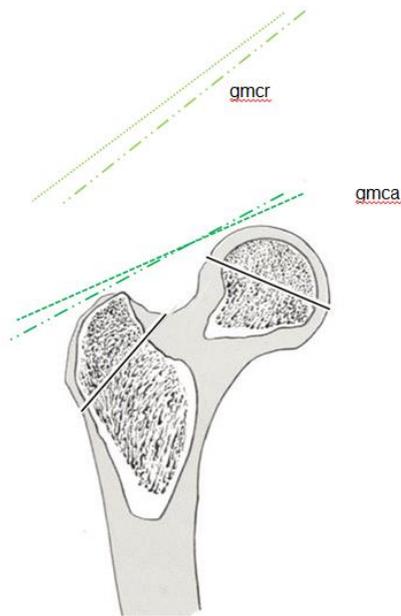


Abb. 36 schematische Darstellung des Faserverlaufs des *M. Gluteus maximus* an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene; gmcr = *M. gluteus maximus*, kranialer Anteil; gmca = *M. gluteus maximus*, kaudaler Anteil, Lokalisation: ventral + mittig

Bei dem kaudalen Anteil, welcher zwischen 53,54 und 72,91 Grad zur Vertikalen verläuft, beträgt die Zunahme durchschnittlich 4,7 Grad.

Die Fasern des kranialen Teils verlaufen durchschnittlich 13,5° steiler als die des kaudalen Teils und nehmen Werte zwischen 38,96 und 60,81 Grad ein. Nach kaudal ist eine Winkelzunahme von durchschnittlich 8,7 Grad beobachtbar.

## ERGEBNISSE

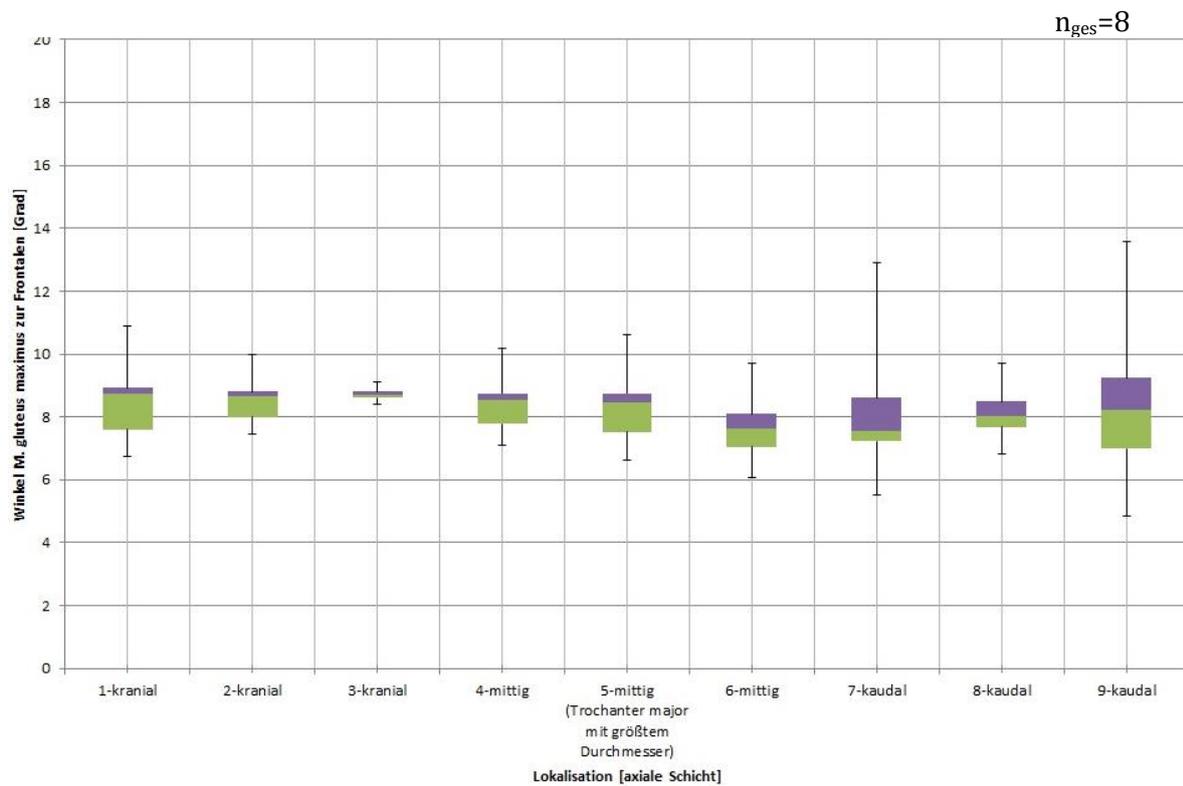


Abb. 37 Neigung der Fasern des *M. gluteus maximus* gegenüber der Frontalen in der Transversalebene, in 9 Schichten, von kranial nach kaudal geschichtet. Vermessen wurden 8 Hüften, davon 5 adulte und 3 kindliche Hüften.

Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: oberer und unterer Whisker

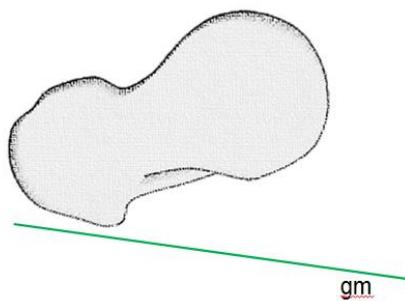


Abb. 38 schematische Darstellung des Faserverlaufes des *M. gluteus maximus* (gm) an der Apophyse des Trochanter major in der Transversalebene  
Lokalisation: Mittelwert aller Schichten

In axialer Betrachtung lässt sich in der Verlaufsrichtung ein minimaler Unterschied von 0,23 Grad zwischen dem koronalen und kaudalen Teil des *M. Gluteus maximus* feststellen. Des Weiteren sind die Verlaufsrichtungen bei den

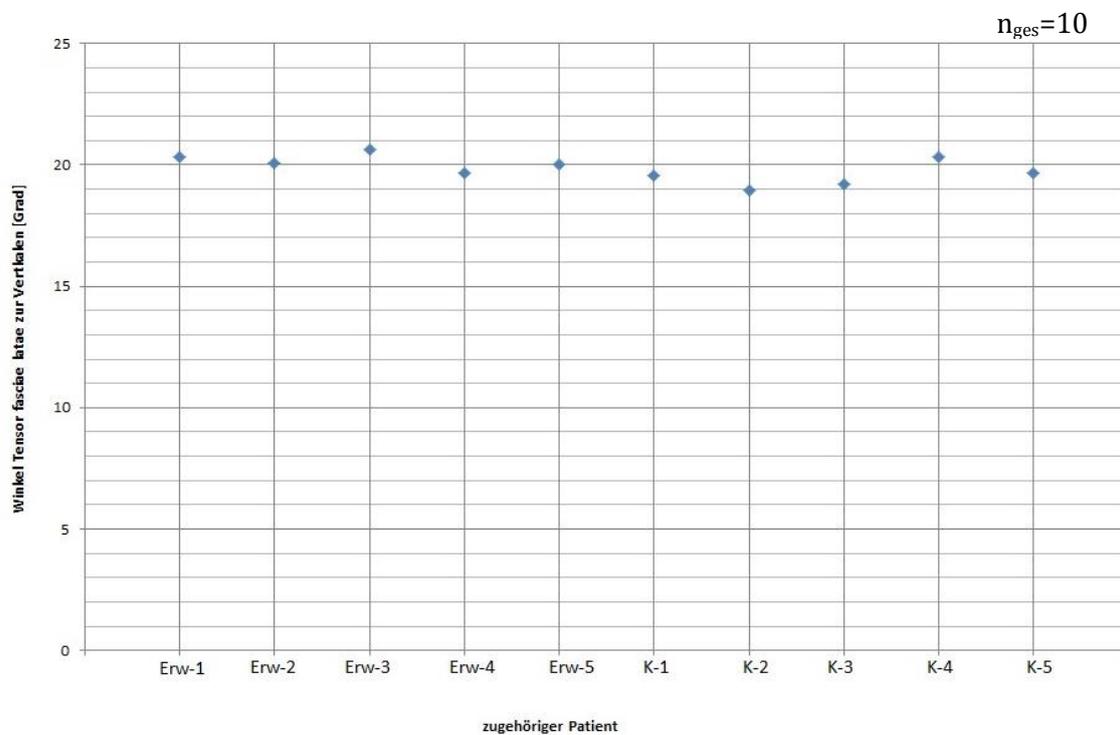
kindlichen und adulten Patienten ähnlich. Eine durchschnittliche Verlaufsrichtung zur Frontalen von 8,4 Grad wurde ermittelt.

---

#### 4.2.2 M. TENSOR FASCIAE LATAE

---

Der M. tensor fasciae latae gehört zusammen mit dem M. gluteus maximus und dem Tractus iliotibialis einem äußeren Zuggurtungssystem an, das die Apophyse des Trochanter major von außen belastet.

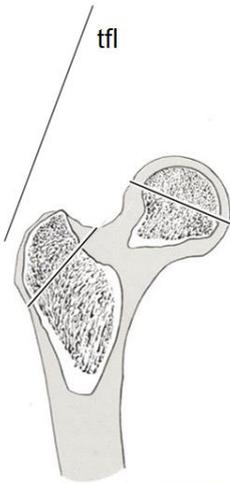


*Abb. 39 Dem entsprechenden Patienten zugeordnete Neigung der Fasern des Tensor fasciae latae gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 adulte und 5 kindliche Hüften.*

---

## ERGEBNISSE

---



*Abb. 40 schematische Darstellung des Faserverlaufes des M. tensor fasciae latae (tfl) an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene; (Mittelwert aller Schichten)*

Die Hauptfasern des M. tensor fasciae latae ändern ihre Verlaufsrichtung in der Koronarebene nicht. Sie nehmen zur Vertikalen konstante Werte von 19,85° (Mittelwert) ein.

Bei der kindlichen Patientengruppe verläuft der M. tensor fasciae latae um 0,5° steiler

---

### 4.2.3 TRACTUS ILIOTIBIALIS

---

Der Tractus iliotibialis gehört zusammen mit dem M. gluteus maximus und dem M. tensor fasciae latae einem äußeren Zuggurtungssystem an, das die Apophyse des Trochanter major von außen belastet.

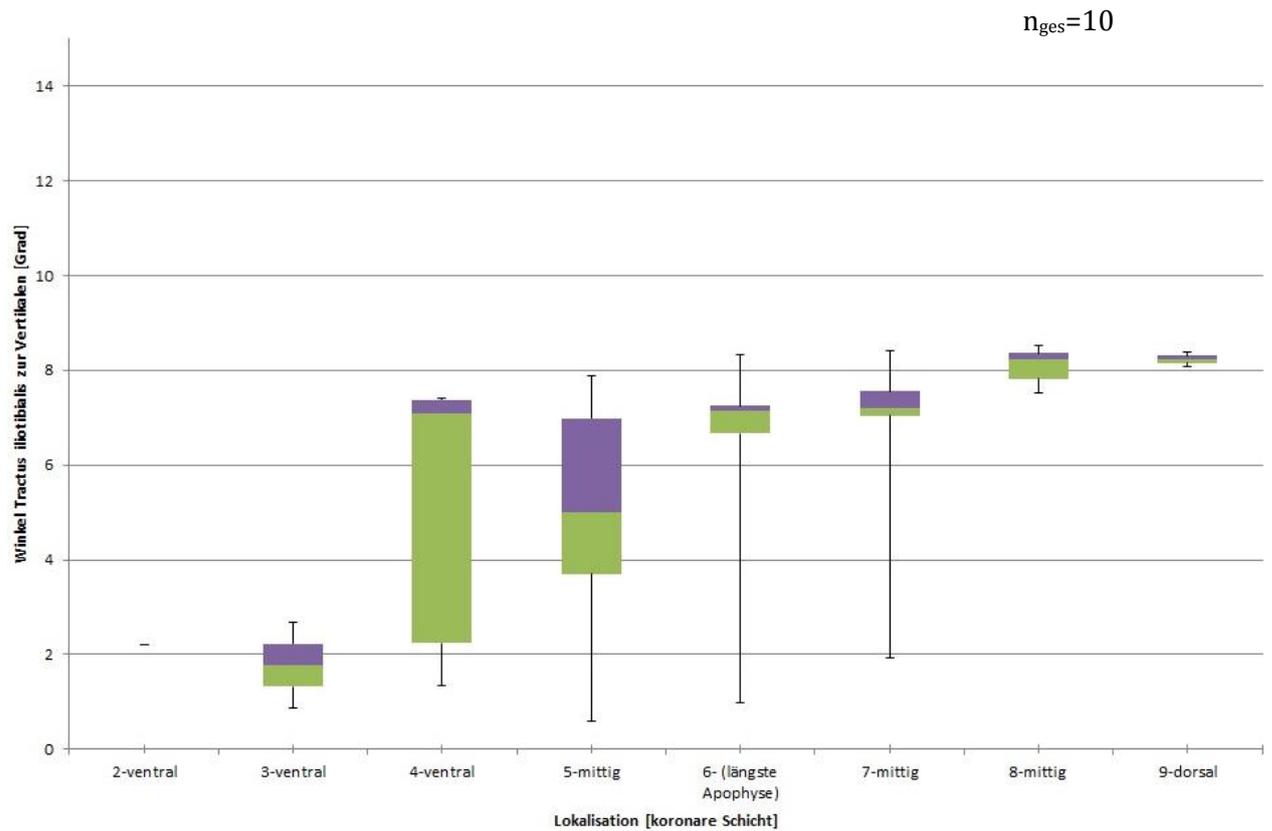


Abb. 41 Neigung der Fasern des Tractus iliotibialis gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1 und 10-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 adulte und 5 kindliche Hüften.

Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert

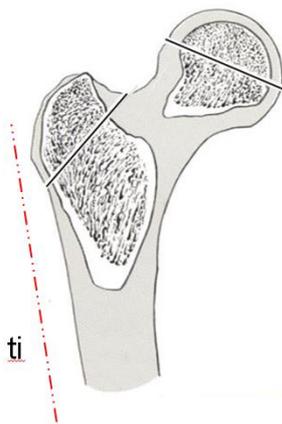


Abb. 42 schematische Darstellung des Faserverlaufes des Tractus iliotibialis (ti) an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene (Mittelwert aller Schichten)

---

## ERGEBNISSE

---

Der Tractus iliotibialis ist in koronarer Ansicht nahezu senkrecht ausgerichtet. Man findet ihn hauptsächlich im mittleren Drittel vor. Nach dorsal flacht sich der Tractus um durchschnittliche  $2,05^\circ$ , bis er maximale  $8,53^\circ$  zur Vertikalen erreicht, ab. Ein Unterschied zwischen Adulten und Kindern ist nicht erkennbar. Lediglich sind die gemessenen Winkel der Patienten e1 und e2 um ca.  $5^\circ$  steiler ausgerichtet.

---

### 4.2.4 KLEINE GLUTÄEN

---

Zu den kleinen Glutäen zählen der M. gluteus medius und der kleinere M. gluteus minimus.

Bei der Auswertung der axialen CT-Aufnahmen fiel auf, dass die Muskelfasern der kleinen Glutäen axial getroffen waren und somit die Verlaufsrichtung nicht bestimmt werden konnte.

---

### M. GLUTEUS MINIMUS

---

Der M. gluteus minimus gehört zusammen mit dem M. gluteus medius und dem M. vastus lateralis einem inneren Zuggurtungssystem an, das die Apophyse des Trochanter major von außen belastet.

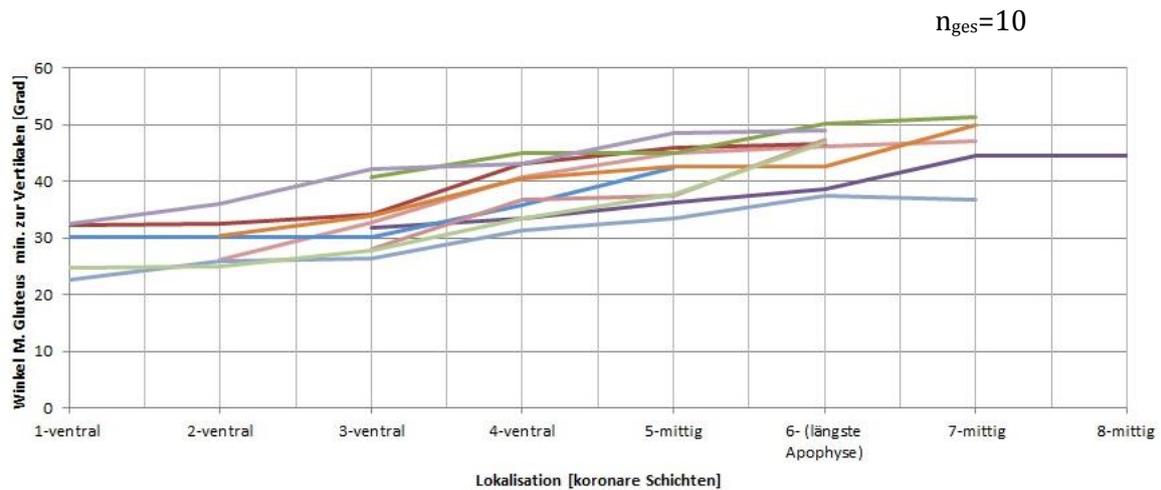


Abb. 43 Neigung der Fasern des *M. gluteus minimus* gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 9-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 adulte und 5 kindliche Hüften.

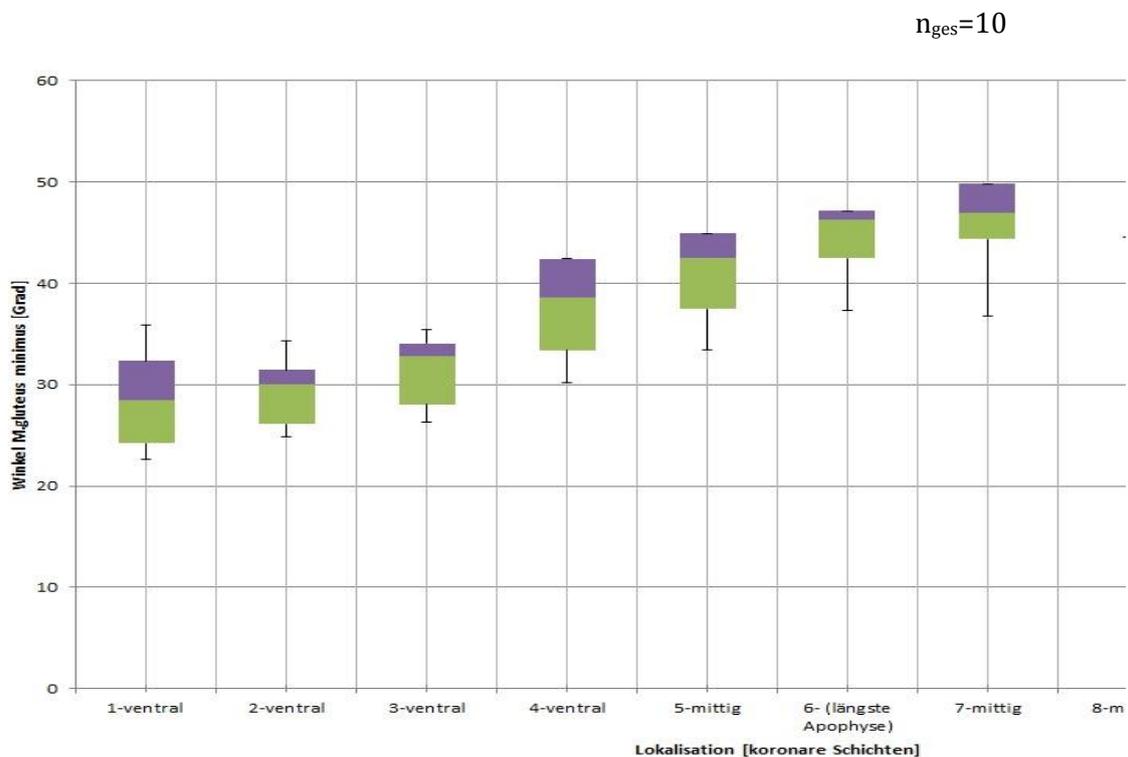
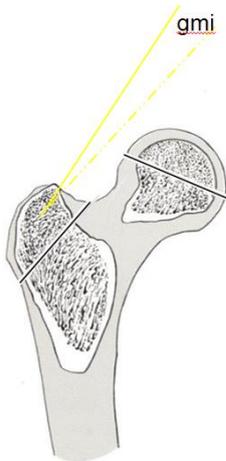


Abb. 44 Neigung der Faserverläufe des *M. gluteus minimus* gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 8-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 5 adulte und 5 kindliche Hüften.  
Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert

---

## ERGEBNISSE

---



*Abb. 45 schematische Darstellung des Faserverlaufs des M. Gluteus minimus an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene;  
Lokalisation: ventral+mittig*

Der M. gluteus minimus ist in der Koronarebene nur im ventralen und teilweise mittleren Drittel erkennbar. Sein Faserverlauf zur Vertikalen gestaltet sich in ventro-dorsaler Richtung sehr konstant bei durchschnittlich  $37,3^\circ$  mit einem leichten Anstieg von durchschnittlich  $16,94^\circ$ . D.h. der M. gluteus minimus flacht sich nach dorsal ab. Bei den Kindern steigt der Faserverlauf leicht (um  $3^\circ$ ) mehr als bei den Adulten an. Dies ist dadurch bedingt, dass in ventralen Schichten sich der Verlauf steiler darstellt.

### M. GLUTEUS MEDIUS

---

Der M. gluteus medius gehört zusammen mit dem M. gluteus minimus und dem M. vastus lateralis einem inneren Zuggurtungssystem an, das die Apophyse des Trochanter major von außen belastet.

n<sub>ges</sub>=10

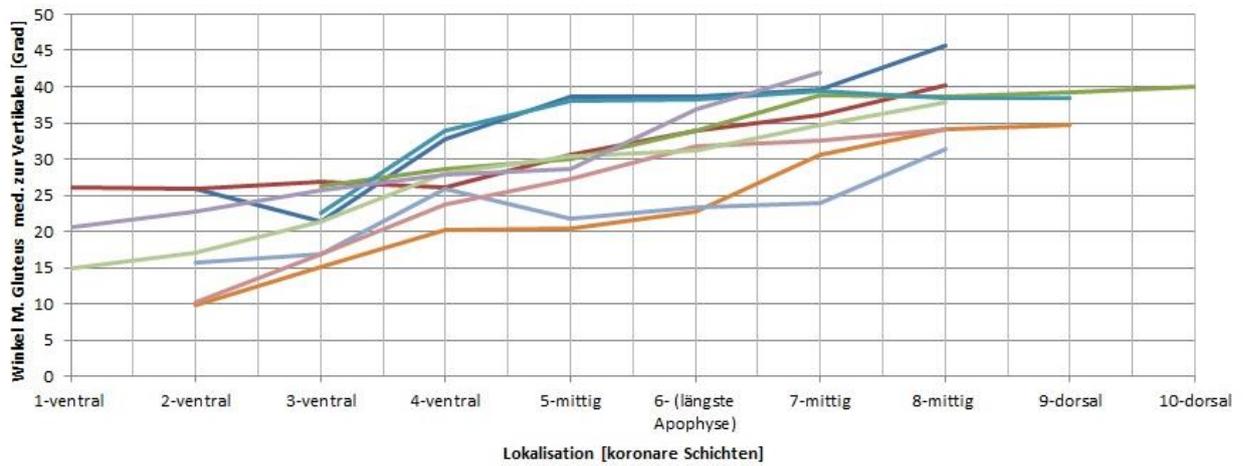


Abb. 46 Neigung der Fasern des M. gluteus medius gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 11-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 adulte und 5 kindliche Hüften.

n<sub>ges</sub>=10

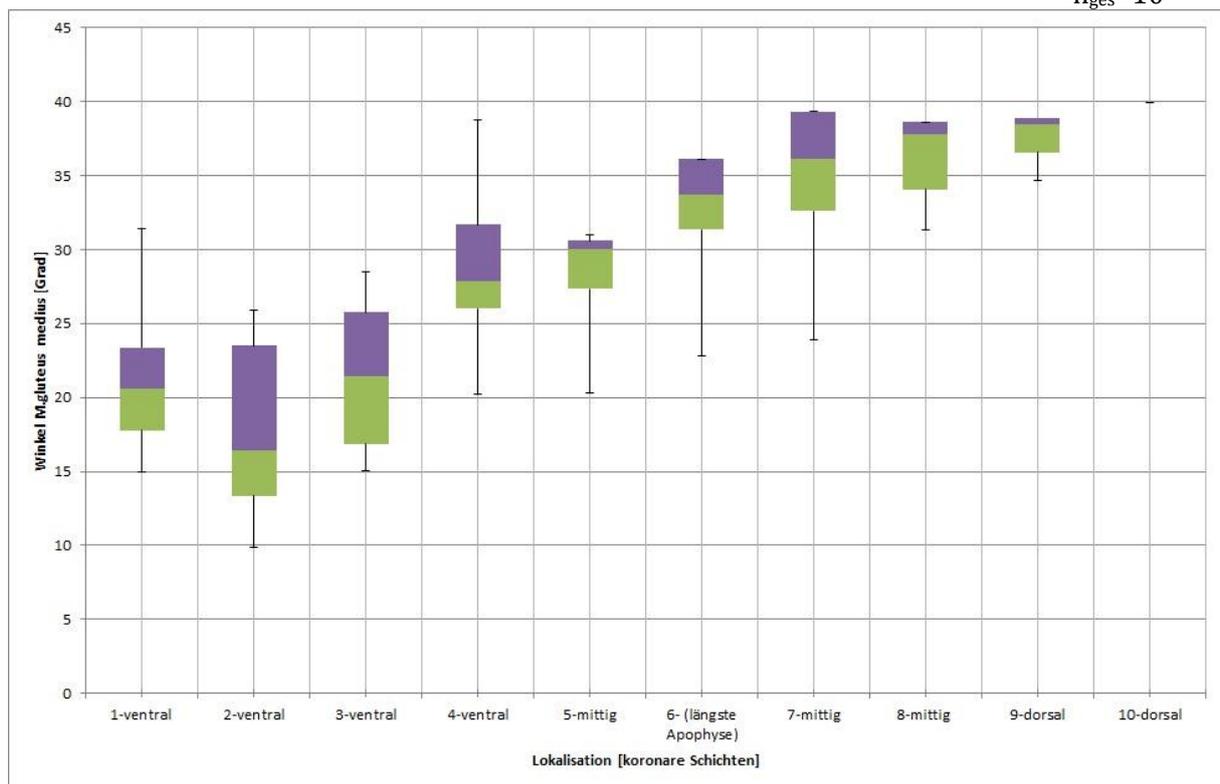


Abb. 47 Neigung der Faserverläufe des M. gluteus medius gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 11-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 5 adulte und 5 kindliche Hüften.  
 Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert

---

## ERGEBNISSE

---

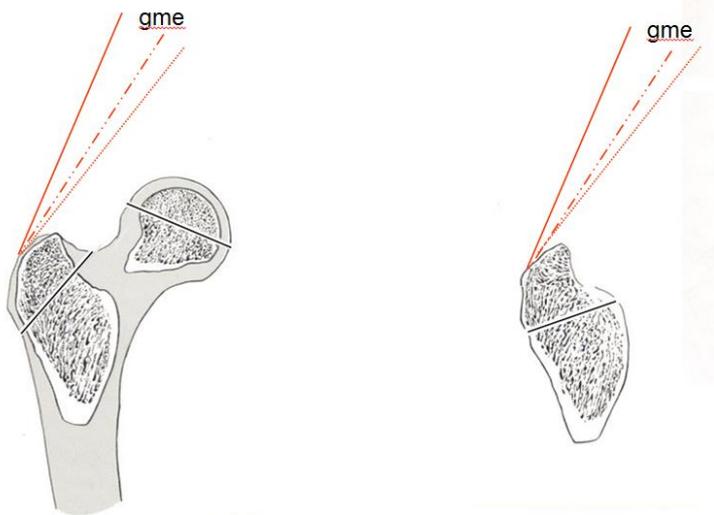


Abb. 48 schematische Darstellung des Faserverlaufs des M. gluteus medius (gme) an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene; Ansatz dorsale Spitze des Trochanter major  
Lokalisation: ventral, mittig, dorsal

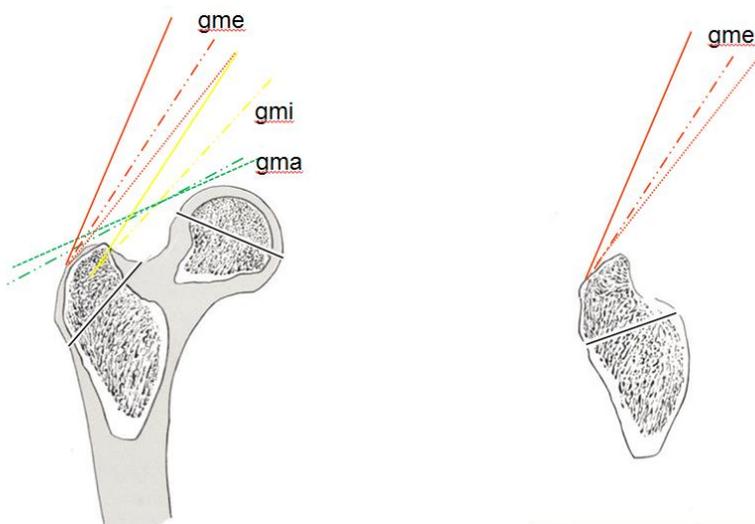


Abb. 49 schematische Darstellung des Faserverlaufs des M. gluteus max (=gma), med (=gme), min (=gmi) an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene;  
Lokalisation: ventral, mittig, dorsal

Den M. gluteus medius erkennt man auch in weiter dorsal gelegenen Schichten. Im gesamten ventralen und mittigen Drittel ist er bei allen Patienten auffindbar. Seine Fasern befinden sich in einem Winkel von  $28,5^\circ$  (Mittelwert) zur Vertikalen

und erfahren nach dorsal eine Verflachung von durchschnittlich  $20,87^\circ$ . Bei der kindlichen Patientengruppe ist diese Verflachung um ca.  $5^\circ$  stärker ausgeprägt.

In der Schicht sechs, die Schicht mit der längsten Apophyse, verlaufen die Fasern des M. gluteus medius durchschnittlich  $12,23^\circ$  steiler zu denen des M. gluteus minimus.

#### 4.2.5 M. VASTUS LATERALIS

Der M. vastus lateralis gehört zusammen mit dem M. gluteus minimus und dem M. gluteus medius einem inneren Zuggurtungssystem an, das die Apophyse des Trochanter major von außen belastet.

Der M. vastus lateralis zählt zu den wenigen Muskeln, welche in der koronaren Schichtung stets zu sehen sind.

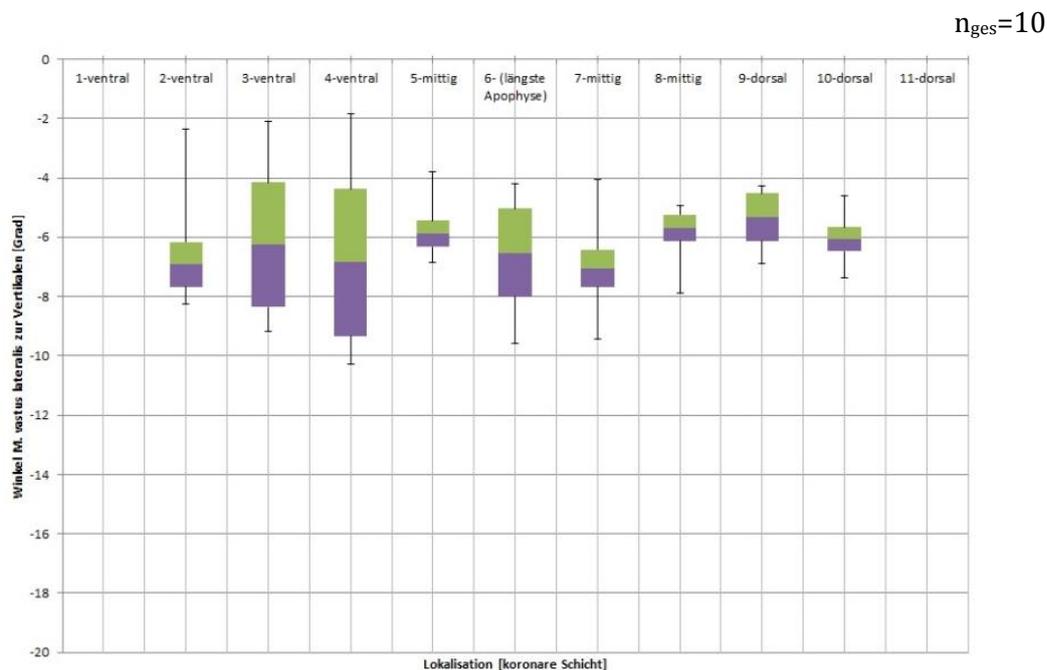


Abb. 50 Neigung

der Fasern des M. vastus lateralis gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten, von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 5 adulte und 5 kindliche Hüften.

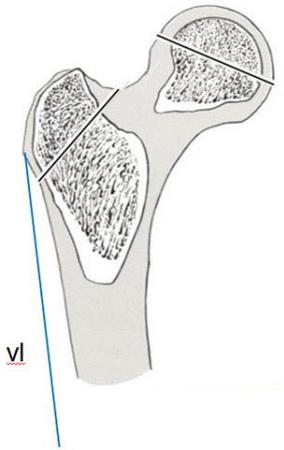
Aufgrund der Verlaufsrichtung, vom Körperzentrum weg führend, nehmen die Winkel neg. Werte ein.

Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert

---

## ERGEBNISSE

---



*Abb. 51 schematische Darstellung des Faserverlaufes des M. vastus lateralis (=vl) an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene; (Mittelwert aller Schichten)*

Die Verlaufsrichtung variiert leicht um maximal  $4,7^\circ$ , aber ein Trend ist nicht feststellbar. Durchschnittlich beträgt die Verlaufsrichtung  $-6^\circ$  zur Vertikalen. Das negative Vorzeichen beruht auf die Zugrichtung nach zentral.

---

### 4.2.6 AUßENROTATOREN

---

Die Außenrotatoren bilden eine Muskelgruppe, welche sich dorsal des Hüftgelenks befindet. Zu ihnen zählen der M. piriformis, M. triceps coxae, M. obturatorius externus, M. quadratus femoris.

#### M. PIRIFORMIS

---

Der M. piriformis gehört zur Gruppe der Außenrotatoren und inseriert ausschließlich im dorsalen Drittel der Trochanterapophyse.

$n_{\text{ges}}=10$

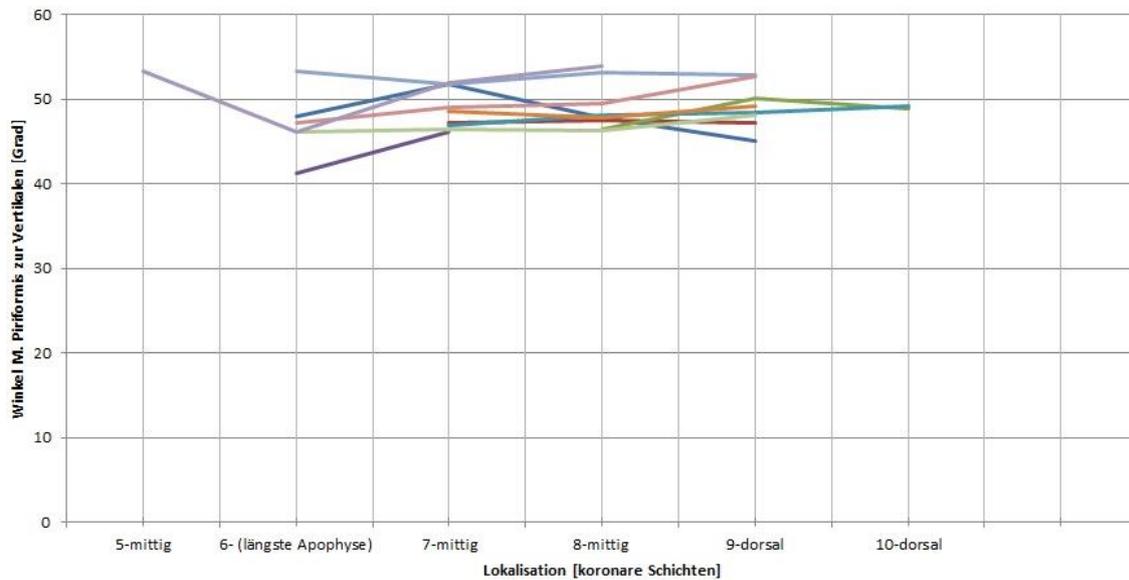


Abb. 52 Neigung der Fasern des *M. piriformis* gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1-4 und 11-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 adulte und 5 kindliche Hüften.

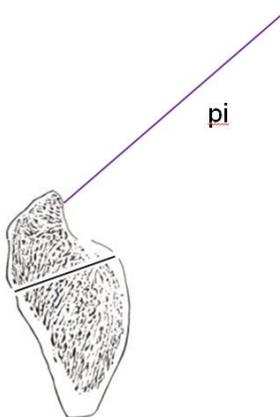


Abb. 53 schematische Darstellung des Faserverlaufes des *M. piriformis* (=pi) an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene; Lokalisation dorsal

In koronarer Schichtung erkennt man den *M. piriformis* vor allem im mittleren Teil. Der Winkel zur Vertikalen beträgt  $48,8^\circ$  (Mittelwert) und erfährt keine großen Änderungen. Der Verlauf bei Adulten ist im Vergleich ca.  $2^\circ$  steiler als bei der kindlichen Patientengruppe.

## ERGEBNISSE

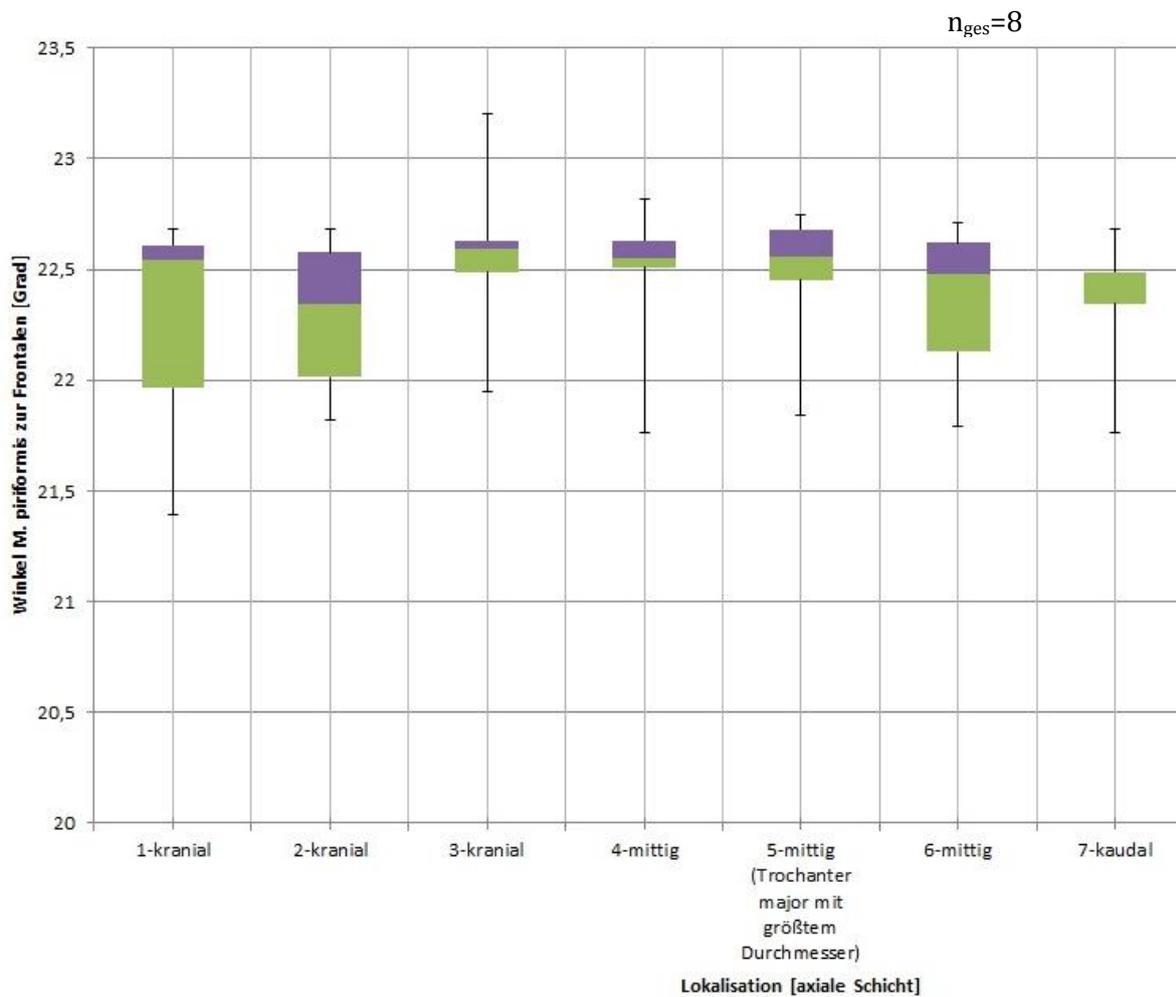


Abb. 54 Neigung der Fasern des M. piriformis gegenüber der Frontalen in der Transversalebene, in 9 Schichten (Schicht 8-9 Muskel nicht sichtbar), von kranial nach kaudal geschichtet. Vermessen wurden 8 Hüften, davon 5 adulte und 3 kindliche Hüften.

Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: oberer und unterer Whisker

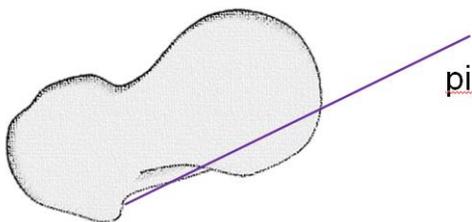


Abb. 55 schematische Darstellung des Faserverlaufes des M. piriformis (=pi) an der Apophyse des Trochanter major in der Transversalebene; Lokalisation: Mittelwert aller Schichten

In der Transversalebene erfährt die Verlaufsrichtung keine Winkeländerung in kaudaler Richtung und nimmt Werte von 22,42 Grad zur Frontalen ein.

Zwischen der adulten und kindlichen Patientengruppe gibt es keinen Unterschied.

M. TRICEPS COXAE

Der M. triceps coxae, bestehend aus dem M. obturatorius internus und den Mm. gemelli, ist in den MRT Aufnahmen durch die gleiche Verlaufsrichtung und den gleichen Ansatz nur zusammen als Muskelgruppe betrachtbar.

Der M. triceps coxae gehört zur Gruppe der Außenrotatoren und inseriert ausschließlich im dorsalen Drittel der Trochanterapophyse.

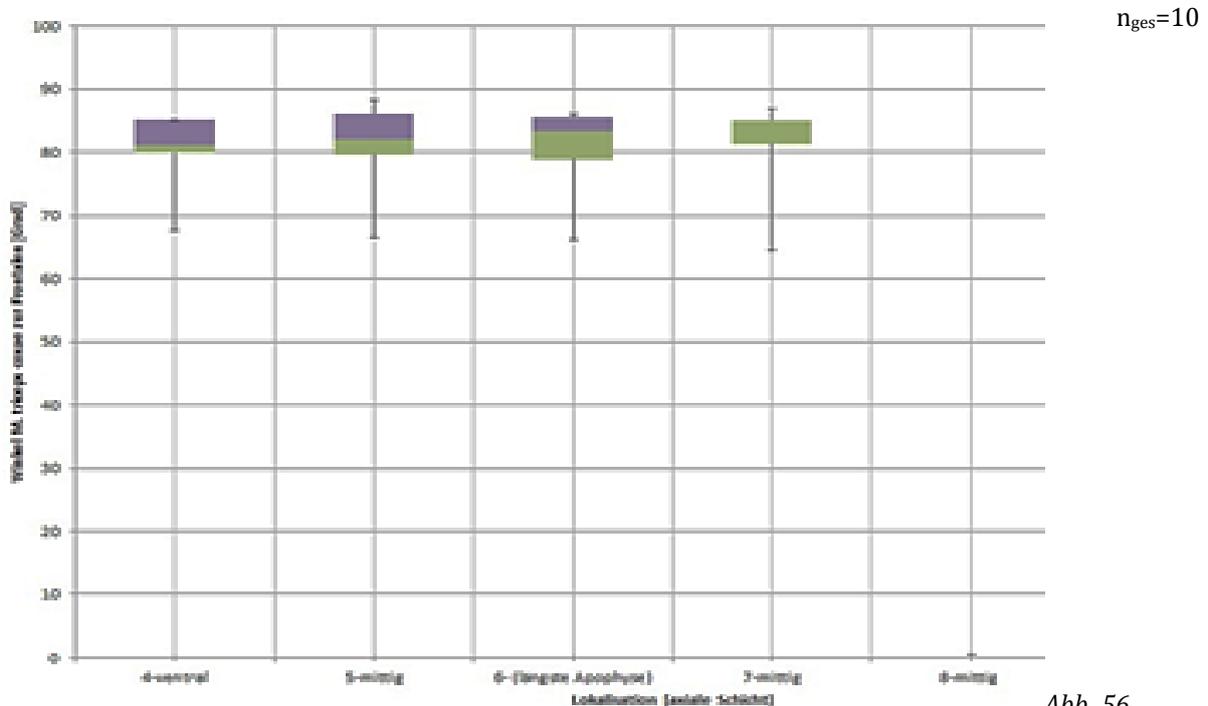


Abb. 56

Neigung der Fasern des M. triceps coxae gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1-3 und Schicht 8-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 adulte und 5 kindliche Hüften.

## ERGEBNISSE

Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert

In der Frontalebene erkennt man den M. triceps coxae vor allem im mittleren Drittel. Er ist sehr waagerecht angelegt und nimmt bei der adulten Patientengruppe einen Winkel von 84,1 Grad zur Vertikalen ein. Bei den untersuchten juvenilen Hüften verläuft der M. triceps coxae um ca. sechs Grad steiler. Eine Winkeländerung von ventral nach dorsal ist nicht beobachtbar.

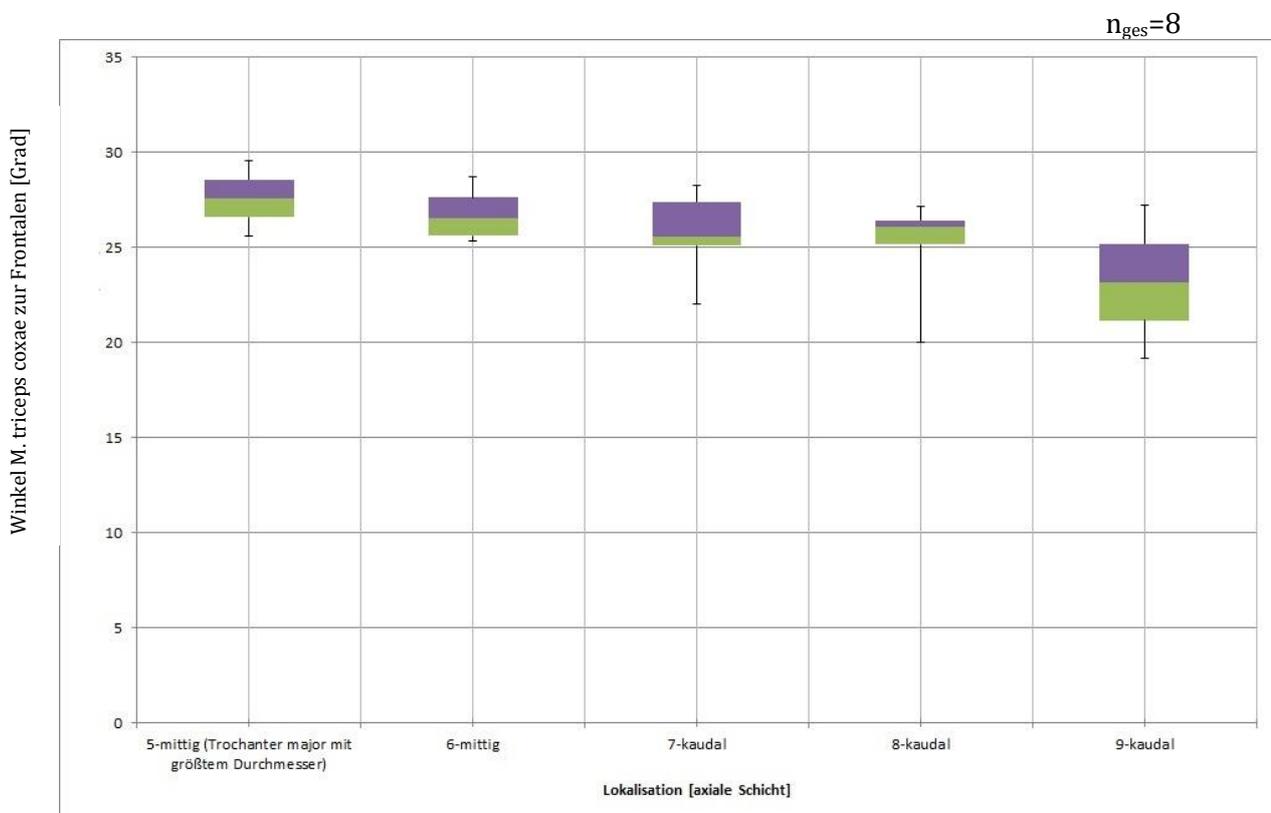
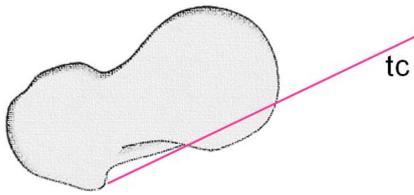


Abb. 57 Neigung der Fasern des M. triceps coxae gegenüber der Frontalen in der Transversalebene, in 9 Schichten (Schicht 1-4 Muskel nicht sichtbar), von kranial nach kaudal geschichtet. Vermessen wurden 8 Hüften, davon 5 adulte und 3 kindliche Hüften.

Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: oberer und unterer Whisker.



*Abb. 58 schematische Darstellung des Faserverlauf der M. triceps coxae (=tc) an der Apophyse des Trochanter major in der Transversalebene; Lokalisation: mittig+ dorsal*

Gegenüber der Frontalen nehmen die Muskeln des M. triceps coxae in axialer Betrachtungsweise einen Winkel von 25,81 Grad (Mittelwert) ein. Erst ab Schicht fünf, jener Schicht mit dem größten Durchmesser des Trochanter major, sind Messungen durchführbar. Variationen zwischen der adulten und kindlichen Patientengruppe sowie zwischen mittleren und kaudalen Schichten haben sich nicht ergeben.

#### M. OBTURATORIUS EXTERNUS

---

Der M. obturatorius externus gehört zur Gruppe der Außenrotatoren und inseriert ausschließlich im dorsalen Drittel der Trochanterapophyse.

## ERGEBNISSE

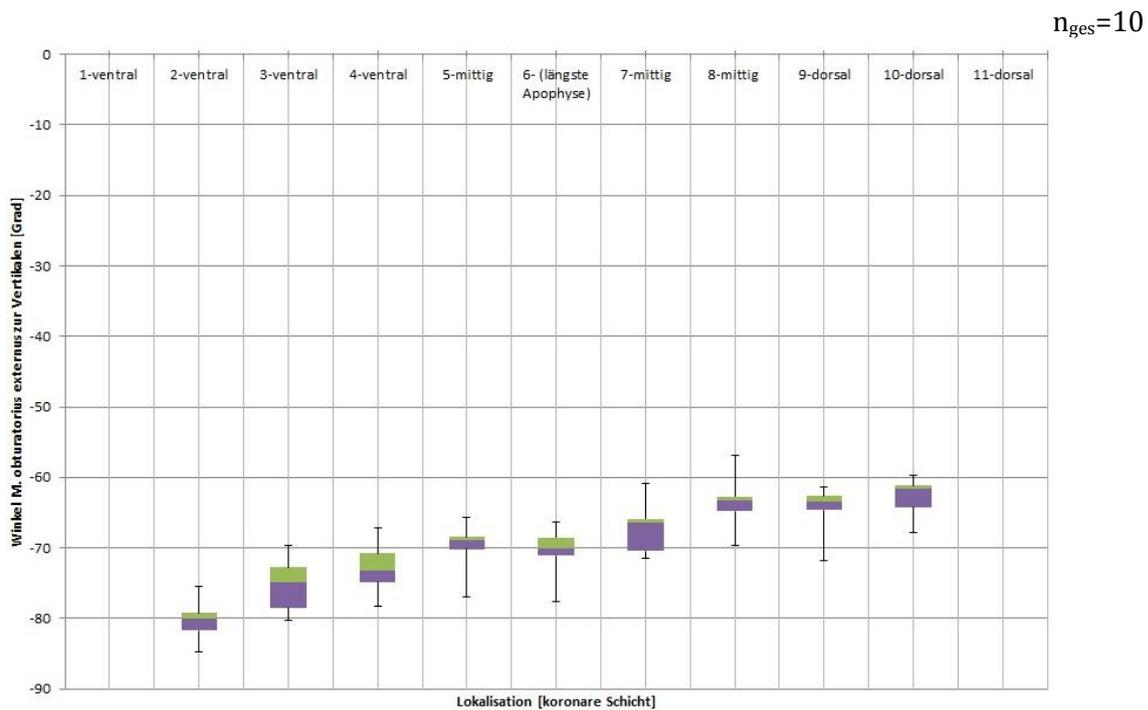


Abb. 59

Neigung der Fasern des M. obturatorius externus gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1 und Schicht 11-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 adulte und 5 kindliche Hüften.

Aufgrund der Verlaufsrichtung, vom Körperzentrum weg führend, nehmen die Winkel neg. Werte ein. Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert

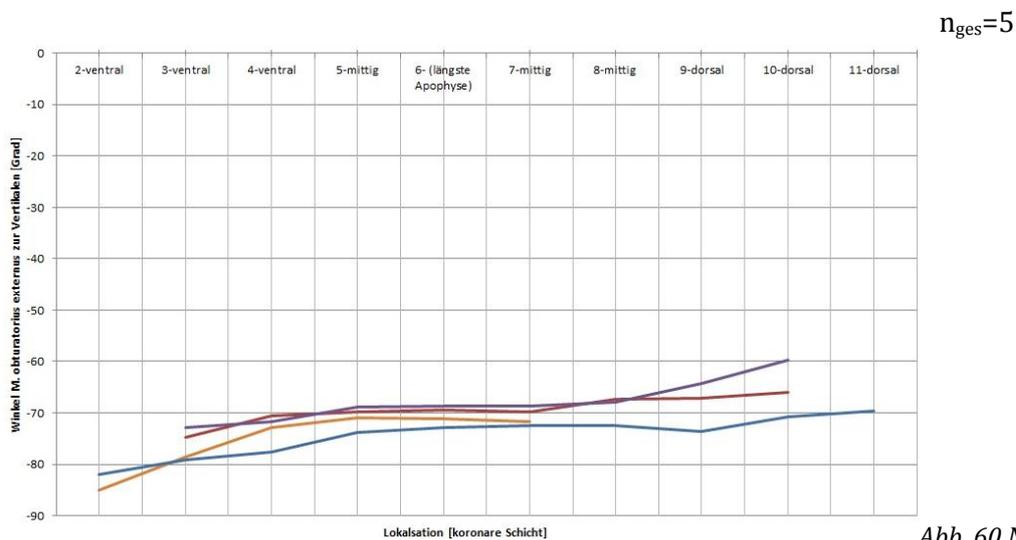


Abb. 60

Neigung der Fasern des M. obturatorius externus gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1 und 12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 5 adulte Hüften.

Aufgrund der Verlaufsrichtung, vom Körperzentrum weg führend, nehmen die Winkel neg. Werte ein.

$n_{\text{ges}}=5$

## UNTERSUCHUNGEN ZU DEM FORM-FUNKTIONS-ZUSAMMENHANG AN DER APOPHYSE

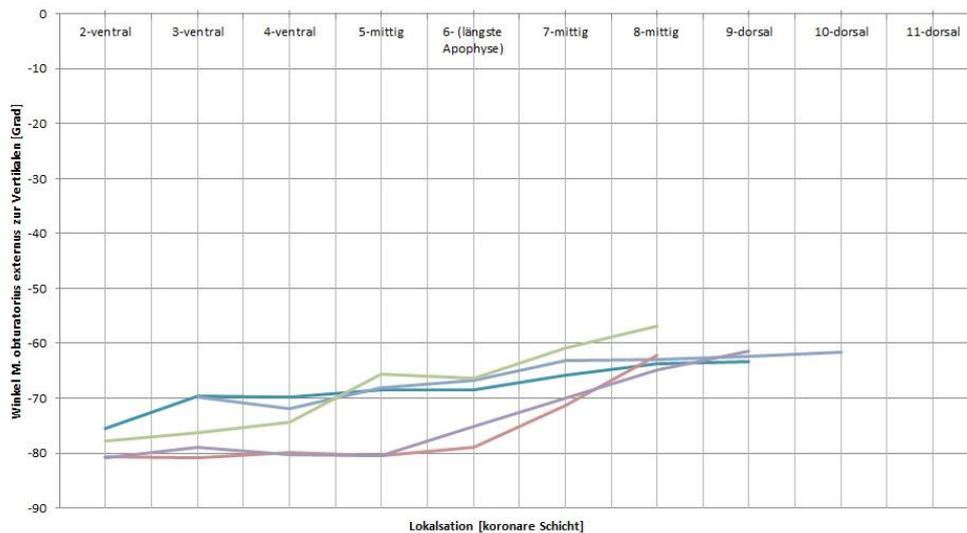


Abb. 61 Neigung der

Fasern des *M. obturatorius externus* gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1 und Schicht 11-12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 5 kindliche Hüften.

Aufgrund der Verlaufsrichtung, vom Körperzentrum weg führend, nehmen die Winkel neg. Werte ein.

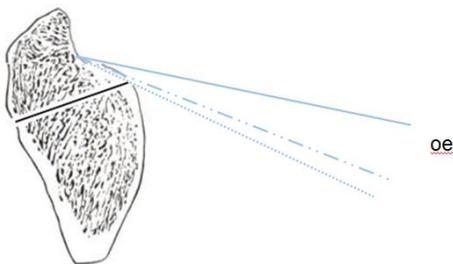


Abb. 62 schematische Darstellung des Faserverlaufes des *M.*

*obturatorius externus* (=oe) an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene (ventral /mittig/ dorsal)

Die Zugkraft des *M. obturatorius externus* wird nicht umgeleitet. Sein Winkel zur Vertikalen ist mit einem negativen Vorzeichen versehen. Dies liegt an seiner Verlaufsrichtung, die nach zentral führt.

In der Koronarebene war er in nahezu jeder Schicht auffindbar. Von ventral nach dorsal ist ein steiler werden der Fasern um durchschnittlich  $14,3^\circ$  zu beobachten. Dabei stehen sie im ventralen Drittel  $-77,9^\circ$  zur Vertikalen; im dorsalen Drittel  $-65,4^\circ$  (Mittelwerte).

## ERGEBNISSE

Im Vergleich zu den Adults ist festzustellen, dass bei den Kindern die Verlaufsrichtungsänderung in dorsaler Richtung deutlich ausgeprägter ist. Dorsal verläuft der M. obturatorius externus bei den Kindern um durchschnittlich  $16,3^\circ$  steiler. Bei den Adults änderte sich der Winkel um lediglich  $12,36^\circ$ . Den Hauptgrund bildet die bei Kindern nahezu horizontale Verlaufsform in den ventralen Schichten.

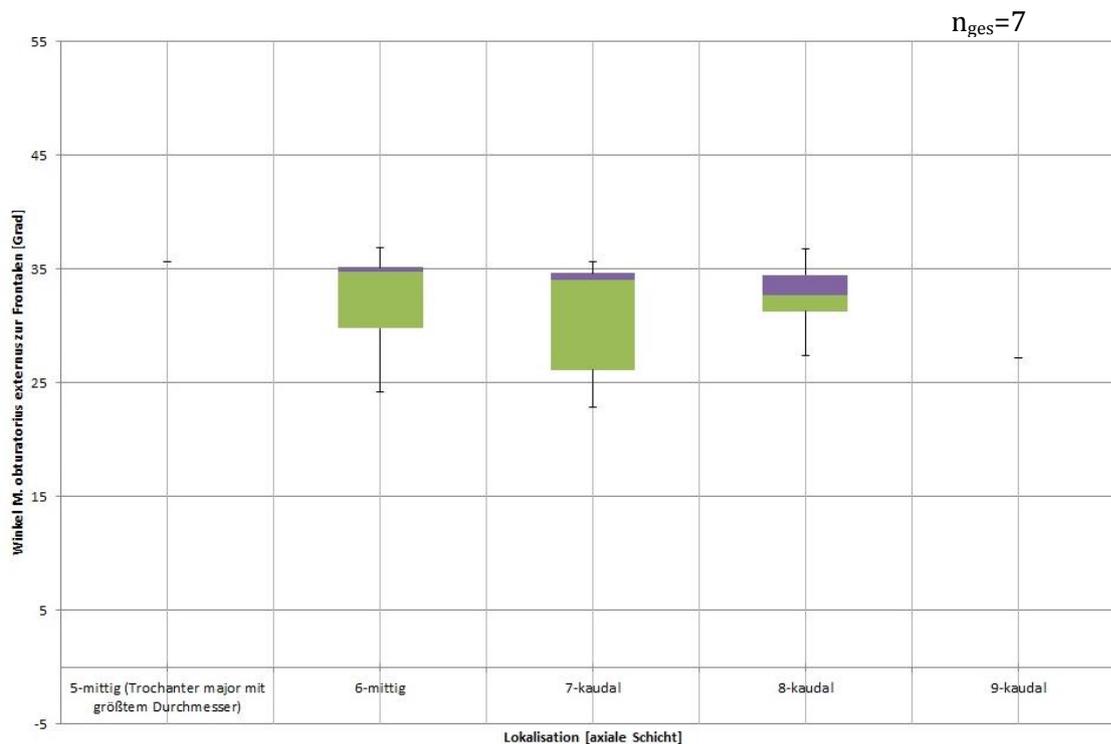


Abb. 63 Neigung der Fasern des M. obturatorius externus gegenüber der Frontalen in der Transversalebene, in 9 Schichten (Schicht 1-4 Muskel nicht sichtbar), von kranial nach kaudal geschichtet. Vermessen wurden 8 Hüften, davon 5 adulte und 2 kindliche Hüften.

Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: oberer und unterer Whisker.

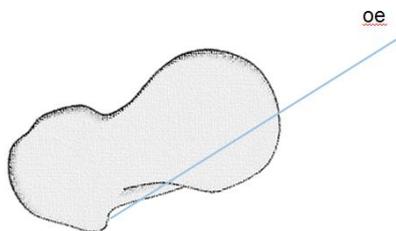


Abb. 64 Schematische Darstellung des Faserverlaufes des M. obturatorius externus (=oe; Mittelwert) an der Apophyse des Trochanter major in der Transversalebene; Lokalisation: mittig und kaudal

In axialer Betrachtung befindet sich der M. obturatorius externus in den kaudalen Schichten. In der Schicht, welche den größten Durchmesser des Trochanter major zeigt, taucht er zum ersten Mal auf. Gegenüber der Frontalen verläuft der M. obturatorius externus in einem durchschnittlichen Winkel von 31,62 Grad. Es sind keine großen Winkeländerungen im Verlauf von kranial nach kaudal festzustellen. Lediglich fällt auf, dass der Winkel zur Frontalen bei der kindlichen Patientengruppe um 4,45 Grad erhöht ist.

### M. QUADRATUS FEMORIS

Der M. quadratus femoris gehört zur Gruppe der Außenrotatoren und inseriert ausschließlich im dorsalen Drittel der Trochanterapophyse.

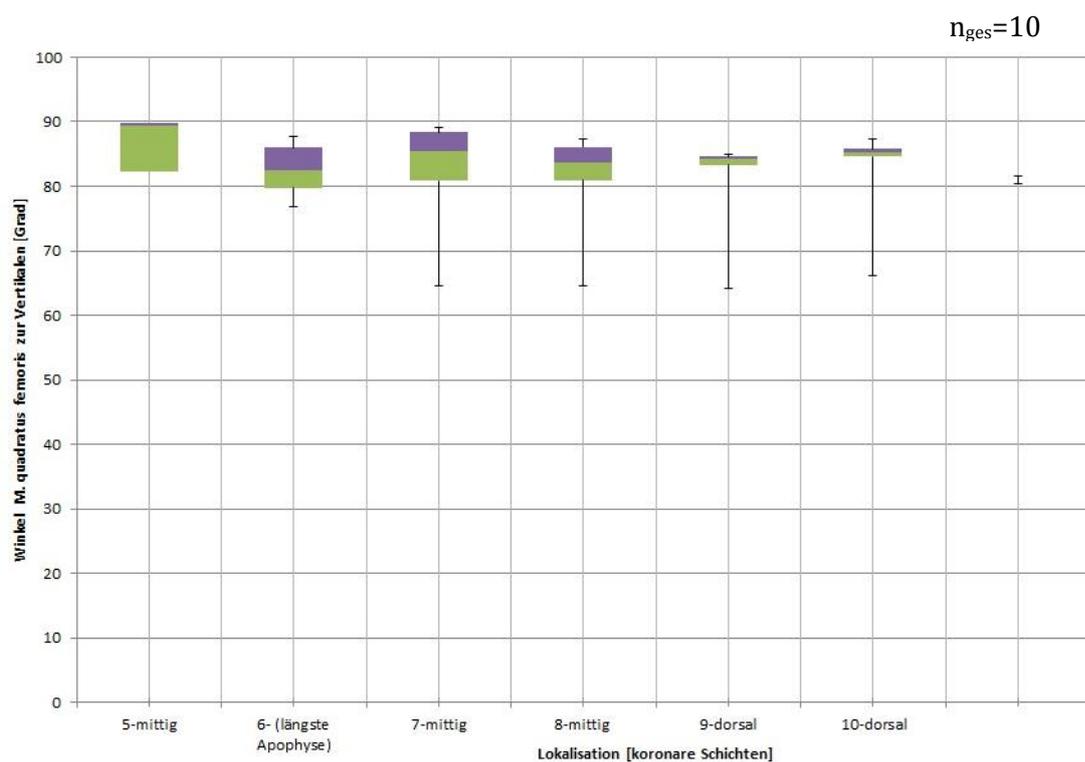


Abb. 65

Neigung der Fasern des M. quadratus femoris gegenüber der Körpervertikalen in der Koronarebene, in 12 Schichten (Schicht 1-4 und 12 Muskel nicht sichtbar), von ventral nach dorsal geschichtet. Vermessen wurden 10 Hüften, davon 5 adulte und 5 kindliche Hüften.

Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: Minimal- und Maximalwert

## ERGEBNISSE

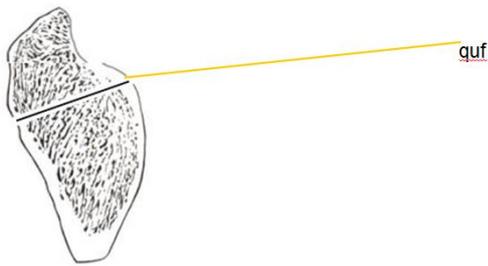


Abb. 66 schematische Darstellung des Faserverlaufes des M. quadratus femoris (=quf) an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene (Mittelwert aller Schichten)

In der Koronarebene befindet sich der M. quadratus femoris in dem mittleren und ventralen Teil des dorsalen Drittels. Er verläuft beinahe horizontal. Die Lage zur Vertikalen beträgt durchschnittlich  $82,8^\circ$ , wobei nach dorsal eine Zunahme von durchschnittlich  $4,2^\circ$  beobachtbar ist.

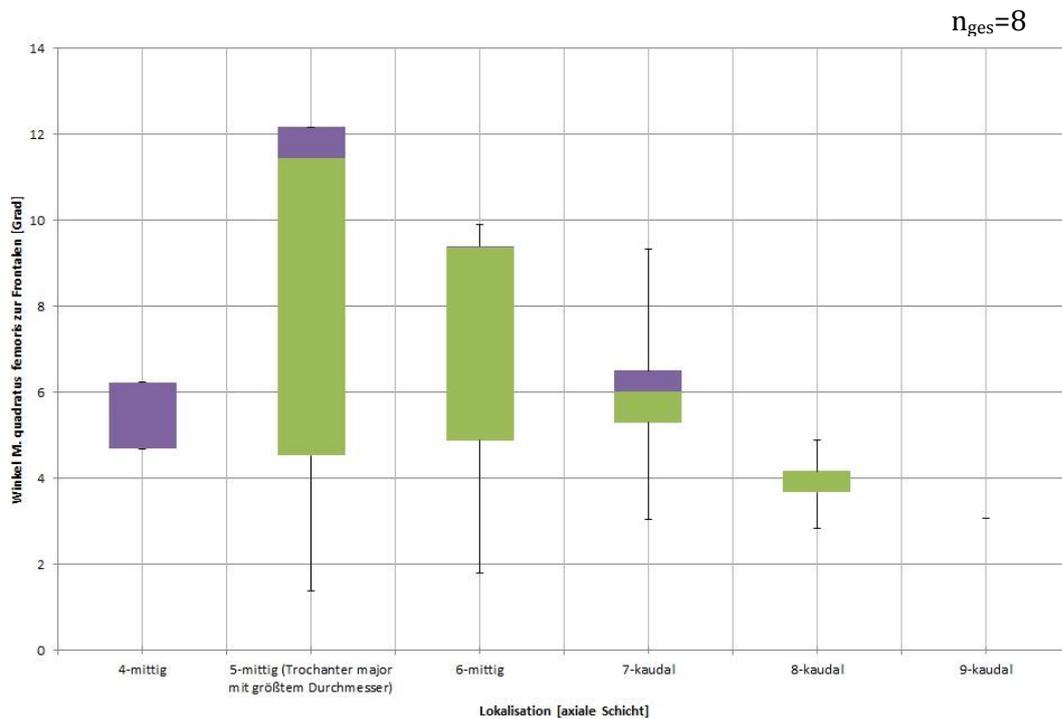


Abb. 67

Neigung der Fasern des M. quadratus femoris gegenüber der Frontalen in der Transversalebene, in 9 Schichten (Schicht 1-3 Muskel nicht sichtbar), von kranial nach kaudal geschichtet. Vermessen wurden 8 Hüften, davon 5 adulte und 3 kindliche Hüften.  
Box: Minimale und maximale Quartil. Querstrich: Median. Längsstrich: oberer und unterer Whisker.

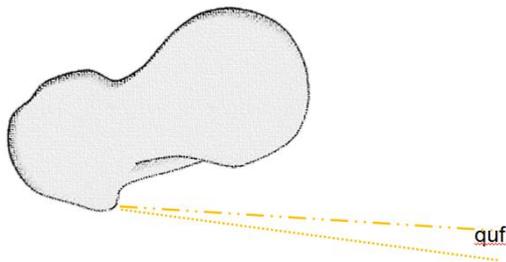


Abb. 68 schematische Darstellung des Faserverlaufes des M. quadratus femoris (=quf) an der Apophyse des Trochanter major in der Transversalebene; Lokalisation: mittig und kaudal

In axialer Schichtung verläuft der M. quadratus femoris bei den kindlichen Patienten um durchschnittlich  $4^\circ$  steiler zur Frontalen. Man kann ihn in mittigen und kaudalen Schichten identifizieren. Er nimmt Werte zwischen  $4^\circ$  und  $11^\circ$  ein. Nach kaudal nähert sich seine Verlaufsrichtung der Frontalen an. Ein durchschnittlicher Winkelverlust von  $3,5^\circ$  ist beobachtbar.

---

#### 4.2.7 SCHEMATISCHE DARSTELLUNG ALLER MUSKELVERLÄUFE

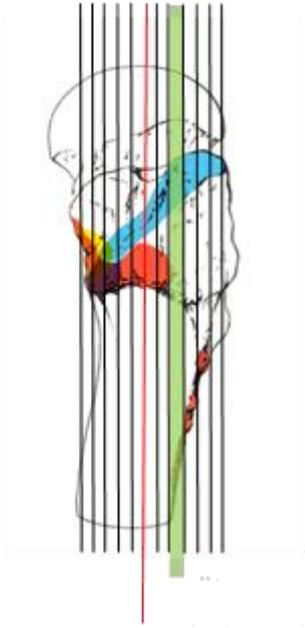
---

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich die Wachstumsfuge des Trochanter major zwischen dem mittleren und dorsalen Drittel zur Waagrechten hin verdreht, das man als „dorsales twisting“ bezeichnen kann. Dieses Twisting ist an Hüften von Adulten stärker zu beobachten, als an denjenigen von Kindern.

---

## ERGEBNISSE

---



*Abb. 69 seitliche Ansicht des linken Femur mit den Ansatzstellen des M. gluteus (blau) und des M. gluteus minimus (gelb), sowie dem Ursprung des M. vastus lateralis (rot)*

Bei den koronaren Messungen der Muskelverläufe fällt auf, dass lediglich die Glutäen ihr Verlaufsrichtung nach dorsal ändern. Sie nähern sich nach dorsal der Horizontalen an. Die größte Winkeländerung erfährt der M. Gluteus medius, wobei der Unterschied von ventral zu dorsal bei den kindlichen Hüften größer ist.

Im Vergleich zu den adulten Hüften ist auffällig, dass mehrere Muskeln bei den juvenilen Hüften in der Frontalebene eine deutlich steilere Verlaufsrichtung aufweisen. Diese Beobachtung trifft bei dem M. gluteus medius, dem M. quadratus femoris, bei dem M. obturatorius externus und bei dem M. triceps coxae zu.

# UNTERSUCHUNGEN ZU DEM FORM-FUNKTIONS-ZUSAMMENHANG AN DER APOPHYSE

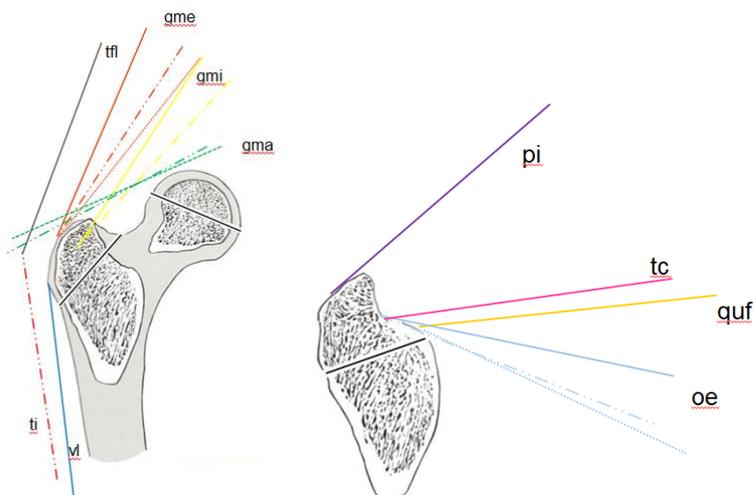


Abb. 70+71 schematische

Darstellung des Faserverlauf der äußeren und inneren Zuggurtungssystemen an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene Abb. 70: ventrale und mittige Schichten, Abb. 71 dorsale Schichten: M. glut. max. (=gma), M. glut. med. (=gme), M. glut. min. (=gmi), M. vastus lateralis (=vl), M. tensor fasciae latae (=tfl), Tractus iliotibialis (=ti), pi = M. piriformis, ge = Mm. gemelli, oi = M. obturatorius internus, quf = M. quadratus femoris, oe = M. obturatorius internus

Linienkontinuität gibt über Lokalisation der Messung Auskunft: durchgezogene Linie: Mittelwert oder bei mehreren Linien in einer Farbe = ventrales Drittel; Strich-Punkt-Punkt-Strich = mittleres Drittel, Punkte = dorsales Drittel

Tabelle 7: Verlaufsrichtung der einzelnen Muskelfasern in der Frontalebene Unterteilung nach ventraler, mittlerer und dorsaler Lokalisation (Drittelerung der Schichten), sowie Patientengruppe (insgesamt, adult, juvenil)

Muskel- Frontalebene	Lokalisation	Mittelwert n=10	Mittelwert n=5 (Erw)	Mittelwert n=5 (K)
M. gluteus maximus (kaudaler Teil)	ventral			
	mittig	62,46	65,2	60,62
	dorsal	66,33	68,72	64,38
M. gluteus maximus (kranialer Teil)	ventral			
	mittig	50,72	52,52	49,4
	dorsal	52,62	51,95	53,43
Tractus iliotibialis	ventral			
	mittig	6,48		

---

ERGEBNISSE

---

	dorsal	8,53		
<b>M. tensor fasciae latae</b>				
	Mittelwert	19,85	20,14	19,35
<b>M. gluteus minimus</b>	ventral	32,99	34,49	31,76
	mittig	43,36	44,17	42,42
	dorsal			
<b>M. gluteus medius</b>	ventral	22,55	26,44	19,57
	mittig	33,56	37,01	30,29
	dorsal	38,08	39,21	34,68
<b>M. vastus lateralis</b>	ventral	-3,9	-3,9	
	mittig	-6,35	-5,46	-7,21
	dorsal	-8,24	-8,39	-8,08
<b>M. piriformis</b>	ventral			
	mittig	48,64	47,12	49,65
	dorsal	49,2	48,18	50,74
<b>M. triceps coxae</b>	ventral	80,43	84	78,64
	mittig	82,29	84,19	79,19
	dorsal			
<b>M. obturatorius externus</b>	ventral	-77,9	-79,66	-78,51
	mittig	-69,06	-70,34	-68,03
	dorsal	-65,4	-67,3	-62,21
<b>M. quadratus femoris</b>	ventral			
	mittig	82,21	85,64	76,74
	dorsal	82,72	86,62	80,12

In axialer Betrachtung erfährt der M. quadratus femoris von koronal nach kaudal als einziger Muskel eine relevante Winkeländerung. Außerdem sind bei dem M. quadratus femoris Unterschiede von juvenil und adult beobachtbar, indem der Muskelverlauf bei den Kindern um durchschnittlich vier Grad steiler ist.

Alle Muskeln, welche an der Innenseite des Trochanter major ansetzen, haben einen nahezu parallelen Verlauf von dorso-lateral nach zentro-ventral.

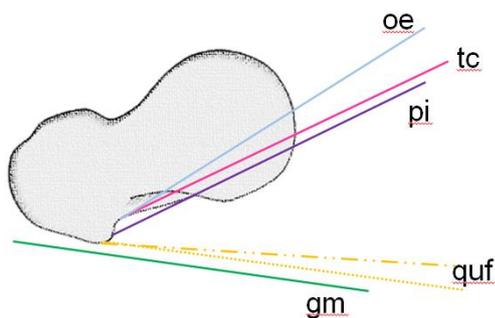


Abb. 72 schematische Darstellung des Faserverlaufes der

Außenrotatoren an der Apophyse des Trochanter major in der Transversalebene;

Lokalisation: mittig und kaudal

pi = m. piriformis, tc = M. triceps coxae, quf = m. quadratus femoris, oe = m. obturatorius internus,  
Linienkontinuität gibt über Lokalisation der Messung Auskunft: durchgezogene Linie: Mittelwert oder bei mehreren Linien in einer Farbe = ventrales Drittel; Strich-Punkt-Punkt-Strich = mittleres Drittel, Punkte = dorsales Drittel

---

ERGEBNISSE

---

Tabelle 8: Verlaufsrichtung der einzelnen Muskelfasern in der Transversalebene  
 Unterteilung nach ventraler, mittiger und dorsaler Lokalisation (Drittelerung der Schichten),  
 sowie Patientengruppe (insgesamt, adult, juvenil)

Muskel- Transversalebene	Lokalisation	Mittelwert	Mittelwert	Mittelwert
		n=10	n=5 (Erw)	n=3 (K)
M. gluteus maximus	kranial	-8,56	-8,61	-8,49
	mittig	-8,34	-8,41	-8,23
	kaudal	-8,33	-8,79	-7,61
M. piriformis	kranial	22,38	22,4	22,33
	mittig	22,37	22,3	22,49
	kaudal	22,39	22,36	22,41
M. triceps coxae	kranial			
	mittig	26,95	27	26,91
	kaudal	25,16	23,84	26,91
M. obturatorius externus	kranial			
	mittig	32,64	30,19	35,08
	kaudal	31,04	29,16	34,42
M. quadratus femoris	kranial			
	mittig	-8,09	-7	-10,56
	kaudal	-4,86	-4,77	-5,12

## 5. DISKUSSION

---

---

### 5.1 ZUR METHODIK

---

#### 5.1.1 WAHL DER UNTERSUCHUNGSMETHODE

---

Um valide Daten in größerer, statisch verwertbarer Anzahl zu erhalten, musste eine Methode gewählt werden, die dies gewährleisten kann.

Die historisch älteste muskelmechanische Methode, die jedoch die Realität am ehesten widerspiegelt, ist die Vermessung an Leichenpräparaten.

Wie Flack [71] berichtet, gibt es jedoch in der Literatur sehr unterschiedliche Wertangaben zur Muskelanatomie allgemein und zum physiologischen Muskelquerschnitt im Speziellen [71]. Dies kann daran liegen, dass in vielen Arbeiten Leichenpräparate vermessen wurden, die meist von sehr alten [92], kachektischen Menschen stammen, welche nicht der Durchschnittsbevölkerung entsprechen. Außerdem sind den Präparaten postmortale Veränderungen, wie Degenerationen [102] und chemische Behandlungen zur Fixation des Gewebes vorausgegangen [99]. Diese Faktoren stellen die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der durch die Präpariermethoden ermittelten Werte in Frage [80], sodass diese Art der Vermessung in dieser Arbeit nicht angewendet wurde. Ein weiterer Grund ist, dass in dieser Arbeit vor allem kindliche Hüfte untersucht wurden. Die zuvor beschriebene Methode erfordert dementsprechend Präparate von kindlichen Leichen, welche sehr selten sind.

Die Ergebnisse von in-vivo Messungen sind aussagekräftiger, da sie von einem größeren Patientenpool aus mehreren Altersstufen ermittelt werden. Dies ist bei

---

## DISKUSSION

---

radiologischen und MRT Aufnahmen der Fall. Sie sind in großer Fallzahl verfügbar.

Das Nativ-Röntgen als weiteres Verfahren würde ebenfalls dem Kriterium des großen Patientenpools entsprechen, es bedarf jedoch keiner weiteren Diskussion, da es als zweidimensional darstellendes Verfahren nicht die Krümmung der Wachstumsfuge darstellen kann und eine quantitative Betrachtung der Muskulatur nicht zulässt.

In dieser Hinsicht bietet die Computertomografie eine Alternative [27]. Hier wäre aber als großer Nachteil die hohe Strahlenbelastung zu erwähnen [121, 122], welche aus ethischen Gründen nicht vertretbar ist [123]. Außerdem lässt sich der Knorpel und die Muskulatur im Weichfenster bedeutend schlechter darstellen als vergleichend in MRT Aufnahmen [124].

Die Auswertung dieser Arbeit stützt sich auf MRT –Datensätze. Die Ergebnisse der Arbeit von Lube [99] beeinflussten die Auswahl sehr stark.

Denn Lube [99] stellt in seiner Arbeit die in vivo Methode durch MRT Auswertung als die am besten reproduzierbare Methode zur Bestimmung von anatomischen Messgrößen dar [99].

Studien belegen, dass es eine große Überschneidung von Magnetresonanz Messungen zu anatomischen Querschnitten gibt [124].

---

### 5.1.2 VERMESSUNG DER MUSKEL-VERLAUFSRICHTUNG

---

Die Verlaufs- bzw. Wirkungsrichtung eines Muskels lässt sich mit zwei unterschiedlichen Methoden berechnen. Zum einen gibt es die Centroid-Line Technik, bei der aus den Mittelpunkten jeder Muskelquerschnittsschicht eine

Verbindungsline gebildet wird [125]. Zum anderen gibt es die Straight-Line Methode, welche in dieser Arbeit Anwendung findet. Sie besteht aus einer Verbindungsline von Ansatz und Ursprung eines Muskels [83]. Die Centroid-Line Technik bietet durch die Fülle an Messungen Fehlerquellen, vor allem bei Muskeln mit unregelmäßiger Anatomie [120].

---

## 5.2 ZUM ERGEBNIS

---

---

### 5.2.1 AUSRICHTUNG UND VERHALTEN VON KNORPELFUGEN

---

In der Literatur findet man teils divergierende Beschreibungen zur Ausrichtung von Wachstumsfugen. Die in der Literatur anerkannteste Ansicht geht von nahezu planen Gebilden, welche sich senkrecht zu einwirkenden Kräften ausbilden, aus [9, 15]. Zu den wichtigsten Vertretern zählen Pauwels, Carter und Frost [9, 112, 126]. Die senkrechte Lage zu einwirkenden Kräften findet in der Folgeliteratur Zustimmung und wird als Dogma angesehen.

Die Auffassungen über die exakte Form der Wachstumsfugen divergieren.

Morscher [127] berichtet über konvexe Formen bzw. über eine Abwinkelung an den Rändern. Diese Lageänderung zum Rand hin, diene als Widerstand gegen Querschering [127].

Putz und Milz ergänzen zur Querscheringminimierung eine verzahnte Gestalt, welche Rillen und Riefen an der Grenzfläche besitzt [128].

Über eine zentrale, nicht randständige Verwindung einer Wachstumsfuge hat bislang nur Heimkes [6, 86] berichtet. Neben der Krümmung der Trochanterapophyse findet solch eine Winkeländerung ebenfalls an der Knieapophyse im Rahmen einer vertikalen Krümmung in ventro-dorsaler

---

## DISKUSSION

---

Richtung statt [6]. Dem Lig. pataellae, welches in Beugung in ventro-dorsaler Richtung Druck auf die Apophyse ausübt, wird hier eine zentrale Bedeutung zugeordnet [6].

Unter Berücksichtigung der Ergebnisse dieser Arbeit muss ich feststellen, dass sich die vordergründig unterschiedlichen Auffassungen (im Zentrum plane Ausrichtung, randständig Abwinkelung) zur Gestalt der Wachstumsfugen nicht ausschließen, sondern vielmehr ergänzen:

In ihrer makroskopischen Gestalt erscheinen sie plan mit einer kleinen Abwinkelung an den Seiten. In der Regel ändern sich die Druckverhältnisse, welche auf eine Fuge treffen, nicht, sodass diese plan ohne zentrale Abknickung erscheinen. Ausnahmen bilden die Trochanterapophyse und die Knieapophyse mit ihren Abknickungen/Verwindungen, welche wie bereits erwähnt den unterschiedlichen Druckverhältnissen geschuldet sind.

Betrachtet man die Wachstumsfugen mikroskopisch bzw. mehr aus der Nähe, so kann es gut sein, dass die äußerlich „planen“ Gebilde verzahnte Strukturen aufweisen. Hierfür bräuchte man dünnere Schnittbilder mit einer besseren Bildqualität, welche nicht zur Verfügung standen.

---

### 5.2.2 STEUERUNG VON KNORPELWACHSTUM

---

Die mechanische Belastung beeinflusst die chondrale Ossifikation genauso wie Hormone, Nährstoffe und genetische Dispositionen [18]. Ruff und Turner kritisieren, dass Wolff den Faktoren Hormone, Nährstoffe und genetische Dispositionen in seinen Gesetzen keine Beachtung schenkt [129, 130]. Die Stoffwechselregulationsschleife wirkt im Gegensatz zu mechanischer Belastung auf alle Muskeln gleichermaßen, sodass diese Komponente als konstant

angesehen und damit für die Betrachtung mechanischer Faktoren vernachlässigt werden kann.

Es wird von einer konstanten Einstellung des TF- bzw. AY Winkels, welche die Werte im Wachstum nicht verändert, gesprochen [56]. Die Ergebnisse dieser Arbeit können dem nur teilweise zustimmen. In ventraler und mittlerer Lage befindet sich die Apophysenfuge bei den juvenilen und adulten Patienten in nahezu paralleler Ausrichtung. Im dorsalen Drittel wurde eine starke Verwindung mit einer Abflachung des AY-Winkels festgestellt. Diese Tendenz war zwar bei beiden Patientengruppen beobachtbar, aber bei den Adulten deutlich stärker ausgeprägt. Demnach unterscheidet sich die Ausrichtung der Fuge im dorsalen Drittel je nach Alter des Patienten.

---

### 5.2.3 ERGEBNISSE DER MUSKELINSERTIONEN

---

Eine Arbeit, welche alle an der Apophyse inserierenden Muskelgruppen beschreibt, war auch bei umfassender Recherche nicht zu finden.

Neumann [89] untersuchte 2010 intensiv die Verlaufsrichtungen der Hüftmuskulatur, ging jedoch nicht auf deren Insertionen ein und betrachtete das Hüftgelenk als Ganzes [89]. Ob die einzelnen Muskeln interagieren und Muskelschlingen oder Zuggurtungen bilden, erwähnte er nicht.

Heimkes [59, 86] beschäftigte sich hauptsächlich mit dem Zusammenspiel einzelner Muskeln. Er beschreibt die Muskelinsertionen an der Trochanterapophyse ebenso wie die vastoglutäale Muskelschlinge (innere Zuggurtung) und äußere Zuggurtung am Trochanter major [59], ohne jedoch die Außenrotatoren zu berücksichtigen. Die Verwindung beschrieb er ebenfalls, konnte aber keine Erklärung dafür geben.

---

### 5.2.4 ERGEBNISSE DER MUSKELVERLÄUFE

---

Neumann [89] illustrierte die von Dostal ermittelten Werte der Muskelverläufe. Sowohl Dostal [120], wie auch Dunkelberg [131] errechneten den anatomischen Verlauf der Hüftmuskulatur mit Präparaten, welche sie in ein Messgestell unter Einhaltung des Gleichgewichtsgesetz nach Newton montierten [120, 131].

Dunkelberg wählte zu seiner Vermessung eine Präpariermethode, in welcher er den Muskelursprung und -ansatz mittels Koordinatensystem bestimmte. Den Winkel zur Vertikalen berechnete er wie folgt:  $= -\arctan(d/Y(R))$ , wobei „d“ die Hebelarmlänge und „Y(R)“ der Vektor der y-Koordinate darstellt [131].

Sie wandten genauso wie Seireg und Arvikar [132] die Straight-Line Technik, welche auch in dieser Arbeit Anwendung findet, an. Jensen et al. [125] bestimmt mittels der Centroid-Line Technik die Muskelverlaufsrichtungen. Dabei bedient er sich ebenfalls an Leichenpräparaten und teilt diese in 1-3cm dicke Schichten [133].

Nachfolgend werden die Ergebnisse der eigenen Messungen mit den Werten aus den eben beschriebenen Arbeiten von Dunkelberg aus dem Jahr 1989 [131], Neumann aus dem Jahr 2010 [89], Seireg und Arvikar aus dem Jahr 1973 [132] und Jensen und Davy aus dem Jahr 1975 [125] verglichen.

VERGLEICH MUSKELVERLAUF IN DER FRONTALEBENE

Tabelle 9: Vergleich Muskelverlauf in der Frontalebene gegenüber der Körpervertikalen (neg. Vorzeichen bedeutet Muskelverlauf von lateral nach kaudo-medial)

	M. gluteus maximus	M. tensor fasciae latae	M. gluteus minimus	M. Gluteus medius
Dostal /Neumann	30	4	24	22,5
Dunkelberg	44,6375	7,45	28,725	12,14166667
Seireg, Arvikar				30,33
Jensen, Davy				41,3
eigene Messungen	58,0325	19,85	38,175	31,4

Tabelle 10: Vergleich Muskelverlauf Außenrotatoren in der Frontalebene gegenüber der Körpervertikalen (neg. Vorzeichen bedeutet Muskelverlauf von lateral nach kaudo-medial)

	M. piriformis	M. triceps coxae	M. obturatorius externus	M. quadratus femoris
Dostal /Neumann	63			-84,5
Dunkelberg	66,425	-78,14	-73,55	-73,55
eigene Messungen	48,92	81,36	-70,79	82,47

Es fällt auf, dass die in dieser Arbeit vermessenen Winkel in der Frontalebene größere Werte einnehmen.

Dies kann daran liegen, dass die Glutealmuskulatur aus mehreren Teilen besteht, und nicht bekannt ist, ob in den vorliegenden Arbeiten innerhalb dieser unterschieden wurde.

Außerdem stellen die Werte der eigenen Messungen einen Mittelwert aus allen vermessenen Schichten dar. Die Glutealmuskulatur ändert ihre Ausrichtung im Verlauf. In Aufnahmen sehr weit ventral liegen kleinere Winkel zur Vertikalen vor. Es kann sein, dass sowohl Dunkelberg, wie auch Neumann lediglich die Muskelverläufe ventral gemessen haben. Ein Indiz für diese Vermutung wäre, dass beim Vergleich der Verlaufsrichtungen der Außenrotatoren, welche keine

---

## DISKUSSION

---

Veränderung von ventral nach dorsal aufweisen, kaum Differenzen zu beobachten sind.

Lediglich zeigt sich, dass in dieser Arbeit der M. triceps coxae, sowie der M. quadratus femoris leicht nach kranio-medial verlaufen. Dies kann daran liegen, dass der Hauptteil der in dieser Arbeit vermessenen Hüften von juvenilen Patienten stammt. Bei Kindern liegt meist eine coxa valga vor. Bei sinkendem CCD-Winkel verändert sich die verhältnismäßige Lage des Trochanter majors und die Außenrotatoren nähern sich noch mehr der Horizontalen, bzw. nehmen einen nach kaudo-medial gerichteten Verlauf ein.

---

### VERGLEICH MUSKELVERLAUF IN DER TRANSVERSALEBENE

---

Dunkelberg ermittelte den Winkel zur Frontalen mit der Formel =  $-\arcsin(Z(R)/d)$ , wobei „d“ die Hebelarmlänge und „Z(R)“ der Vektor der z-Koordinate darstellt [131].

Tabelle 11: Vergleich Muskelverlauf in der Transversalebene gegenüber der Frontalen (neg. Vorzeichen bedeutet Muskelverlauf von lateral nach kaudo-medial)

	M. gluteus maximus	M. tensor fasciae latae	M. gluteus minimus	M. Gluteus medius
Dostal /Neumann	-39		-48,73	1,24
Dunkelberg	-28,86	4,375	-61,19	-69,3
Seireg, Arvikar				-93,08
Jensen, Davy				-82,23
eigene Messungen	-8,41			

Tabelle 12: Vergleich Muskelverläufe in der Transversalebene gegenüber der Frontalebene (neg. Vorzeichen bedeutet Muskelverlauf von lateral nach dorso-medial gerichtet)

	M. piriformis	M. triceps coxae	M. obturatorius externus	M. quadratus femoris
Dostal /Neumann	38	35,3	12	-6,8
Dunkelberg	24,55	38,58	18,62	-3
eigene Messungen	22,38	26,06	31,84	-6,47

In der Transversalebene nehmen die Verlaufsrichtungen ähnliche Werte ein.

Beim M. gluteus maximus ist in dieser Arbeit eine parallelere Lage zur Frontalen feststellbar. Gründe hierfür könnten sein, dass der physiologische Querschnitt des M. gluteus maximus im Wachstum verhältnismäßig stark zunimmt. Nur in dieser Arbeit wurden juvenile Hüften vermessen. Der M. gluteus maximus ist bei Kindern noch nicht so voluminös und weist einen anderen Verlauf auf.

Die Begründung ist für den M. triceps coxae nicht anwendbar. Seine drei Muskeln sind sehr klein und erfahren deshalb nicht so große Auswirkungen im Wachstum.

Bei der Betrachtung in Transversalebene besitzt die Präpariermethode einen entscheidenden Vorteil gegenüber der Auswertung mit MRT Datensätzen.

Muskeln, die nahezu senkrecht zum Schnittbild, wie der M. gluteus medius, verlaufen ließen sich mit den MRT Datensätzen durch die Durchtrennung der Fasern nicht bestimmen.

---

## DISKUSSION

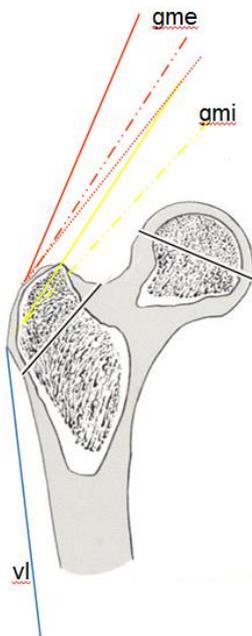
---

### 5.2.5 DEUTUNG DER FUGENVERWINDUNG

---

Bei den vermessenen Muskelverläufen fällt auf, dass auf die Trochanterapophyse zwei Zuggurtungssysteme und eine zusätzliche Muskelkraftquelle in Form der vermessenen Außenrotatoren wirken:

1. Die innere Zuggurtung wird durch die kleinen Glutäen und den M. vastus lateralis (sowie durch schwer quantifizierbare zusätzliche Kräfte) gebildet [6, 80], die durch die fasziale Koppelung der M.vastus intermedius und M. vastus medialis an den M. vastus lateralis entstehen.



*Abb. 73 schematische Darstellung des Faserverlauf der inneren Zuggurtung an der Apophyse des Trochanter major in der Frontalebene  
Lokalisation ventral und mittig  
gme= M. gluteus medius, gmi = M. gluteus minimus, vl = m. vastus lateralis; Linienkontinuität gibt über Lokalisation der Messung Auskunft: durchgezogene Linie: Mittelwert oder bei mehreren Linien in einer Farbe = ventrales Drittel; Strich-Punkt-Punkt-Strich = mittleres Drittel*

2. Die äußere Zuggurtung wird durch den M. gluteus maximus, dem M. tensor fasciae latae und dem Tractus iliotibialis gebildet [6, 80].

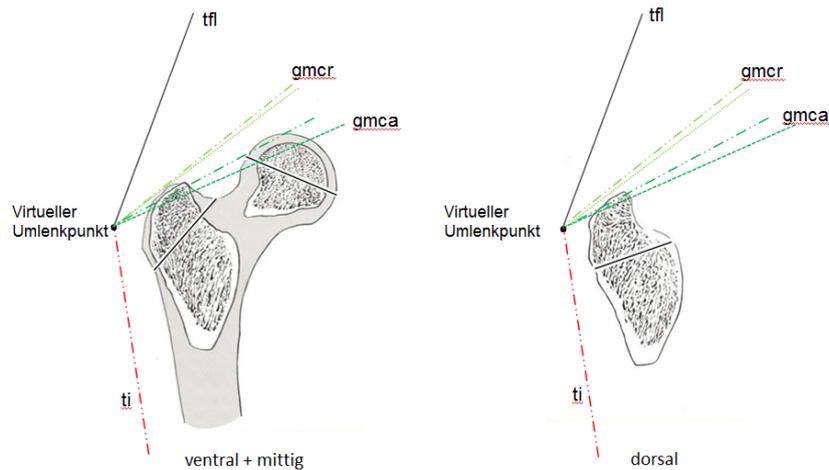


Abb. 74+75 schematische

Darstellung des äußeren Zuggurtungssystems in der Frontalebene ventral, mittig (Abb. 74) und dorsal (Abb. 75)

gmcr = *M. gluteus maximus*, kranialer Anteil, gmca = *M. gluteus maximus*, kaudaler Anteil, tfl = *M. tensor fasciae latae*, ti = *Tractus iliotibialis*; Linienkontinuität gibt über Lokalisation der Messung Auskunft: durchgezogene Linie: Mittelwert oder bei mehreren Linien in einer Farbe = ventrales Drittel; Strich-Punkt-Punkt-Strich = mittleres Drittel, Punkte = dorsales Drittel

Beide Zuggurtungssysteme finden ihre Verknüpfung auf Höhe des lateralen Seite des Trochanter major und haben eine Druckwirkung von kranio-lateral auf ihn [80, 86].

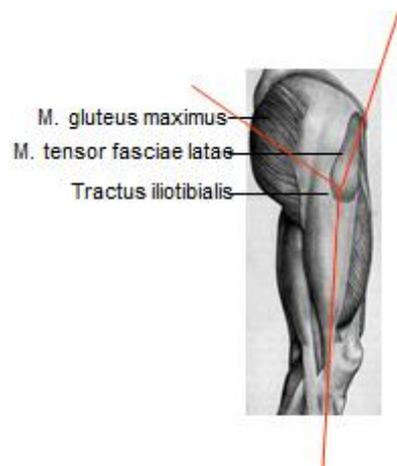


Abb. 76 äußere Zuggurtung mit Darstellung des virtuellen

Umlenkpunktes, Ansicht von lateral

3. Die dritte Kraftquelle speist sich aus folgenden Außenrotatoren (M. piriformis, M. triceps coxae, Mm. obturatorii, M. quadratus femoris), die im Gegensatz zu den vorgenannten Muskelgruppen ausschließlich im dorsalen Drittel des Trochanterapophyse inserieren.

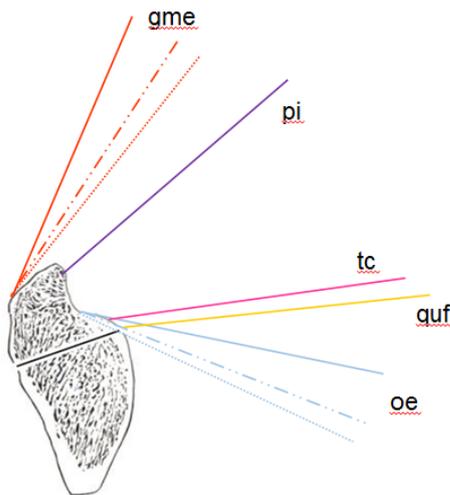


Abb. 77 schematische Darstellung des inneren Zuggurtungssystems und der Außenrotatoren in der Frontalebene dorsal  
gme= M. gluteus medius, pi = M. piriformis, tc= M. triceps coxae, quf = M. quadratus femoris, oe = M. obturatorius externus; Linienkontinuität gibt über Lokalisation der Messung Auskunft: durchgezogene Linie: Mittelwert oder bei mehrern Linien in einer Farbe = ventrales Drittel; Strich-Punkt-Punkt-Strich = mittleres Drittel

Da die vorliegende Arbeit nur dazu bestimmt war, in deskriptiver Weise die Muskelinsertionen und Muskelverläufe aller an der Trochanterapophyse inserierenden Muskelgruppen darzustellen, kann mit ihren Ergebnissen allein keine Aussage darüber getroffen werden, ob diese Muskelgruppen tatsächlich Kräfte aufbringen, die die Fuge verwinden können. Dies ist allerdings dann möglich, wenn man aus der Literatur die zugehörigen physiologischen Muskelquerschnitte heranzieht.

Tabelle 13: physiologische Muskelquerschnitte ( PCSA) der am Trochanter major wirksamen Muskelgruppen

Muskel	PCSA [cm <sup>2</sup> ]		
	Brand (1986) [134]	Klein und Horsmann (2007) [101]	Lube (2017)[99]
M. gluteus maximus	46,04	71,1	43
M. tensor fasciae latae	5,23	8,8	5,9
M. gluteus minimus	25,6	25,5	16,2
M. gluteus medius	47,8	98,7	34,6
M. vastus lateralis	40,445	34,85	42,6
M. piriformis	14,85	8,1	11,2
M. triceps coxae	4,63	33,6	21,7
M. obturatorius externus	3,795	24,6	8,2
M. quadratus femoris		14,6	4,6

Tabelle 14: Verhältnis Physiologischer Muskelquerschnitte (PCSA in cm<sup>2</sup>) am Trochanter major

A: nach proximal ziehende Muskeln (glut. max, med, min, tensor)

B. aussenrotierende Muskeln (piri, trizeps coxae, obt. int, quadratus femoris)

C Prozentualer Wert A zu B

	A	B	C
Brand (1986) [134]	124,6	33,6	26,0 %
Klein und Horsmann (2007) [101]	204,5	80,9	39,5%
Lube (2017)[99]	99,7	45,7	45,7 %
Pierrynowski (zitiert bei Brand et. al. [134])	127,2	52,4	41,2 %

---

## DISKUSSION

---

Interpretiert man die drei in Tabelle 13 zitierten Autoren, so zeigt sich, dass die physiologischen Muskelquerschnitte der Außenrotatoren eine erhebliche Größe aufweisen und vergleichsweise – je nach Autor – ca. 26 - 45% der Querschnittsfläche der vom Trochanter major nach proximal ziehenden Muskulatur (Mm. gluteus maximus, medius, minimus und tensor fasciae latae) ausmachen. Damit kann es als hochwahrscheinlich angesehen werden, dass ihre mehr horizontal wirkenden Kräfte im dorsalen Drittel der Trochanterapophyse eine eher horizontale Zugwirkung entwickeln und die Fuge dort in eine waagrechtere Verlaufsrichtung drängen.

Abschließend bedarf es noch der Diskussion, auf welche Weise die im dorsalen Drittel der Apophyse wirksamen außenrotierenden Muskelkräfte gegengezügelt sind. Vom anatomischen Situs her bestehen hier keine Muskelkräfte, die eine Muskelschlinge bilden, wie dies z.B. an der Außenseite der Apophyse verwirklicht ist.

Diese gegenziehende Kraft kann nur durch einen periostalen Umwicklungseffekt an der Trochanter Spitze zustande kommen, welcher zuerst leicht schräg nach lateral, und dann umgelenkt nach kaudal verläuft. Die Integration von Apophysen in ein muskulär-periostales Verspannungssystem wurde zuvor von Putz als Möglichkeit der Kraftneutralisation bei Fehlen gegenziehender Muskelkräfte beschrieben [1]. Hierbei handelt es sich um passive Kräfte, welche durch die Periostspannung ausgelöst werden [1].

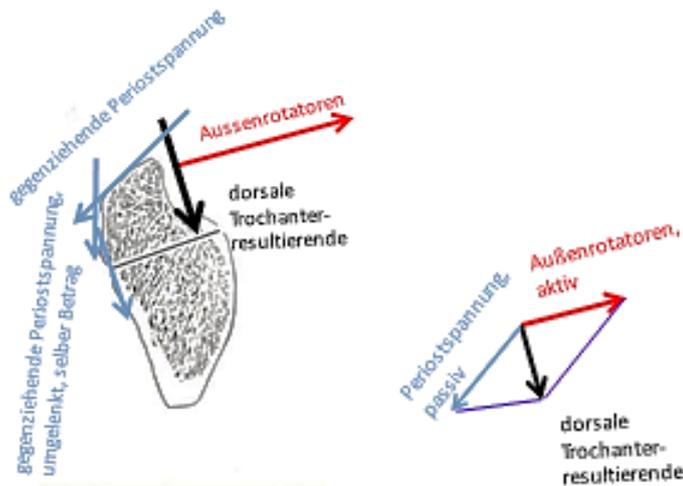


Abb. 78 + 79 dorsale

Kräfteverhältnisse am Trochanter major, Frontalebene dorsales Drittel mit resultierendem Kräfteparallelogramm

---

## 5.2.6 UNTERSCHIED ADULTE UND JUVENILE HÜFTEN

---

### AY-WINKEL

---

Wie in Kapitel vier erwähnt, erfahren adulte, ausgewachsene Hüften in der Frontalebene ein stärkeres „dorsales Twisting“ der Apophysenfuge, und somit eine stärkere Winkeländerung des AY Winkels als juvenile, im Wachstum befindliche Hüften.

Der juvenile Körper mitsamt seinem Bewegungsapparat befindet sich im Wachstum. Die Muskulatur ist noch nicht so stark ausgeprägt wie bei adulten Spezies. In Kapitel 2.2.3 wurde der Zusammenhang von physiologischen Muskelquerschnitt und maximaler Muskelkraft aufgezeigt. Bei Kindern nimmt der physiologische Muskelquerschnitt der Hüftmuskulatur deutlich kleinere Werte als die entsprechende adulte Muskulatur ein, sodass die maximale Muskelkraft der juvenilen Hüftmuskulatur auch deutlich kleinere Werte darstellt.

Das „dorsale Twisting“ ist auf dem Prinzip „form follows function“ zurückzuführen [135]. Das heißt dorsal wirken Kräfte, auf welche sich die Apophysenfuge mit einer Winkeländerung einstellt. Da beim Kind diese Kräfte

---

## DISKUSSION

---

durch ein kleineres Muskelvolumen geringer sind, fällt die Abflachung ebenfalls geringer aus. Mit zunehmender Muskelmasse, steigt die einwirkende Kraft [104]. Der Körper passt sich auf die neue Situation an [53]. Zu beobachten ist dies an der zunehmenden AY-Winkeländerung mit steigendem Alter.

---

## MUSKELVERLAUF

---

In der Frontalebene erfahren die Muskelverläufe der Hüftabduktoren in ventro-dorsaler Richtung bei den juvenilen Patienten eine stärkere Winkeländerung als bei der Vergleichsgruppe den adulten Patienten.

Gründe hierfür sind vor allem der in ventralen Schichten steilere Muskelverlauf. Neben den kleinen Glutäen zeigen ebenfalls die Außenrotatoren vor allem der M. obturatorius externus, der M. quadratus femoris und der M. triceps coxae Unterschiede von juvenil und adult. All diese Muskeln weisen bei den juvenilen Hüften einen steileren Verlauf auf. Erklären kann man dies mit dem CCD-Winkel, welcher bei den Kindern deutlich größer eingestellt ist.

All diese Muskeln setzen am Trochanter major an. Befindet sich dieser, wie bei einer Coxa valga, mehr medial, so sind die Verbindungslinien von Ursprung zu Ansatz (Straigt-Line-Modell) steiler ausgerichtet. Mit zunehmender CCD-Winkelverringering wird der Muskelansatz weiter lateral verlagert, und der Muskelverlauf stellt sich horizontaler ein [18].

Das die CCD-Winkeländerung im Wachstum auch den Prinzipien der „form follows function“ folgt, lässt sich mit den im Wachstum steigenden Muskelkräften erklären. Kinder, welche ihre Hüftmuskulatur minderstimulieren, wie bei Vorliegen einer Zerebalparese, dem Duchenne Hinken oder dem Unterlassen von sportlichen Aktivitäten, besitzen im Alter eine Coxa valga [6, 123].

Der Einstellung des CCD-Winkels wird vor allem den Hüftabduktoren entscheidende Einflüsse zugewiesen [136].

In axialer Betrachtung unterscheiden sich die Verläufe der Hüftmuskulatur von juvenil und adult lediglich bei dem M. quadratus femoris. Der steilere juvenile Verlauf lässt sich mit der stärkeren Anteversion des Femurs bei Kindern erklären [23].

---

### 5.3 KLINISCHE BEDEUTUNG

---

Werden in der kinderorthopädischen Praxis Kinder mit Hüfterkrankungen vorgestellt, so wird in der Regel als erstes bildgebendes Verfahren das native a.p. Röntgenbild entsprechend der Abb. 80 gewählt. Im Normalfall stellt sich dabei die Knorpelfuge des Trochanter major in der a.p.- Projektion mit zwei Linien dar, wobei sich eine Linie entlang des Schenkelhalses und eine zweite Linie nahezu waagrecht in den Schenkelhals hinein projiziert. Bei Kenntnis der Ergebnisse dieser Arbeit können diese beiden Linien nun gedeutet werden. Die parallel zum Schenkelhals verlaufende Linie entspricht dem Fugenanteil, der sich im ventralen und mittleren Drittels des Trochanter befindet, die eher waagrecht verlaufende Linie repräsentiert den Fugenanteil des dorsalen Drittels.

---

## DISKUSSION

---



*Abb. 80 normales a.p. Röntgenbild eines Jugendlichen: Die parallel zum Schenkelhals verlaufende Linie entspricht dem Fugenteil, der sich im ventralen und mittleren Anteil des Trochanters befindet, die eher waagrecht verlaufende Linie repräsentiert den Fugenteil des dorsalen Drittel*

Findet sich hingegen in einem a.p.-Röntgenbild entsprechend der Abb. 81 ein Befund, in dem keine parallel zum Schenkelhals sichtbare Linie zu finden ist, und die waagrechte Fugenlinie stärker hervortritt, dann kann bei Kenntnis der Ergebnisse dieser Arbeit man davon ausgehen, dass der Schenkelhals im Sinne einer Coxa antetorta stark nach vorne verdreht ist.



*Abb. 81 Im Vergleich zur Abb.79 ist keine parallel zum Schenkelhals sichtbare Linie zu finden, die waagrechte Fugenlinie tritt stärker hervor. Man kann bei einem derartigen Befund davon ausgehen, dass der Schenkelhals im Sinne einer Coxa antetorta stark nach vorne verdreht ist.*

Auch für die operative Therapie kindlicher und jugendlicher Hüften ergeben sich Konsequenzen. Hier gilt in der Operationsplanung von intertrochantären Umstellungsoperationen, dass die Wachstumsfuge des Trochanter major eine „don´t-touch region“ ist und nicht verletzt werden darf. Bei Kenntnis der Ergebnisse dieser Arbeit kann nun gesagt werden, dass die in der a.p. –Projektion waagrecht in den Schenkelhals hineinragende Linie dem weit dorsal liegenden Anteil der Trochanterapophyse entspricht, der beim routinemäßig seitlichen Einschlag einer Winkelplatte oder Hüftschraube nicht tangiert wird. Der Operateur kann somit diese Fugenlinie in der Operationsplanung vernachlässigen. Dies hat den Vorteil, dass bei der Platten- und Schraubeneinbringung und deren Planung die gesamte Schenkelhalsbreite genutzt werden kann. In der Operationszeichnung ist es also erlaubt, diese Linie mit der einzubringenden Plattenklinge oder Schraube zu überkreuzen.

## 6. ZUSAMMENFASSUNG

---

---

### **Ziel der Arbeit:**

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Topographie der Apophyse des Trochanter major und aller dort örtlich wirksamen Muskelgruppen darzustellen. Mit den Ergebnissen soll erklärt werden, über welchen Mechanismus es zur Verwindung der Apophysenfuge in ihrem dorsalen Drittel kommt.

### **Untersuchungsgut und Methode:**

Mithilfe von 57 MRT Datensätzen von 51 Kindern und Jugendlichen im Alter von 3-17 Jahren und 6 Adulten im Alter von 18-52 Jahren wurde jeweils die Topographie der Apophysenfuge des Trochanter major bestimmt. Bei je 5 juvenilen, sowie 5 adulten Hüft Datensätzen wurden zusätzlich die Faserverlaufsrichtung und -änderung der dort inserierenden Muskelgruppen in der Transversal- und Frontalebene dargestellt.

### **Ergebnisse:**

#### *Topographie der Apophysenfuge:*

Die Apophysenfuge am Trochanter major orientiert sich im ventralen und mittleren Drittel parallel zum Schenkelhals, verwindet sich dann aber im dorsalen Drittel um durchschnittlich 33.44 Grad bis zu einem Winkel von 18,6 Grad zur Horizontalen. Bei Adulten ist die Winkeländerung deutlich stärker ausgeprägt.

*Topographie der an der Apophyse wirksamen Muskelgruppen:*

1. Eine äußere muskuläre Zuggurtung, bestehend aus M. gluteus maximus, M. tensor fasciae latae und Tractus iliotibialis, umfasst die gesamte Trochanterapophyse. Sie wirkt auf alle Drittel gleichermaßen.
2. Eine innere muskuläre Zuggurtung, bestehend aus den kleinen Glutäen (M. gluteus medius und M. gluteus minimus) und den M. vastus lateralis (sowie durch schwer quantifizierbare zusätzliche Kräfte), ist nur am ventralen und mittleren Drittel der Apophyse inserierend vorzufinden.
3. Eine dritte Muskelgruppe inseriert ausschließlich im dorsalen Drittel der Apophysenfuge. Diese besteht aus den Außenrotatoren (M. piriformis, M. triceps coxae, M. obturatorius externus, M. quadratus femoris).

### **Schlussfolgerung**

Berücksichtigt man die aus der internationalen Literatur bekannten physiologischen Muskelquerschnitte aller vermessenen Muskeln, dann kann man davon ausgehen, dass die beiden erstgenannten Muskelgruppen dazu führen, dass sich die Wachstumsfuge des Trochanter major im ventralen und mittleren Drittel cum grano salis parallel zum Schenkelhals ausrichtet. Die ausschließlich im dorsalen Drittel der Apophyse inserierende dritte Muskelgruppe kann erklären, warum sich die Wachstumsfuge in diesem Bereich deutlich zur Horizontalen hin verwindet.

## 7. LITERATURVERZEICHNIS

---

1. Putz, R. and S. Milz, *Makroskopische und funktionelle Anatomie der Apophysenfugen*. Der Orthopäde, 2016. **45**(3): p. 199-205.
2. Milz, S., A. Boszczyk, and R. Putz, *Entwicklung und funktionelle Struktur der Epiphysenfugen*. Der Orthopäde, 2002. **31**(9): p. 835-840.
3. Weinberg, A.-M. and H. Tscherne, *Unfallchirurgie im Kindesalter*. Vol. 1. 2006: Springer Science & Business Media.
4. Villemure, I. and I.A. Stokes, *Growth plate mechanics and mechanobiology. A survey of present understanding*. Journal of Biomechanics, 2009. **42**(12): p. 1793-1803.
5. Leucht, P., J.-B. Kim, and J.A. Helms, *Cellular and molecular foundation for fracture healing in children*. European Journal of Trauma, 2005. **31**(2): p. 90-104.
6. Heimkes, B., *Die großen Apophysen*. Der Orthopäde, 2016. **45**(3): p. 206-212.
7. Thompson, J.C., *Netter's concise orthopaedic anatomy*. 2009: Elsevier Health Sciences.
8. Peterson, H.A., *Epiphyseal growth plate fractures*. 2007: Springer Science & Business Media.
9. Frost, H.M., *Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians*. The Angle Orthodontist, 1994. **64**(3): p. 175-188.
10. Claes, L. and C. Heigele, *Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing*. Journal of Biomechanics, 1999. **32**(3): p. 255-266.
11. Klisch, S.M., et al., *A growth mixture theory for cartilage with application to growth-related experiments on cartilage explants*. Journal of Biomechanical Engineering, 2003. **125**(2): p. 169-179.
12. Lutz, F.G., *Einflüsse individueller Muskelkräfte auf dehnungsinduzierten femoralen Knochenumbau*. 2016.
13. Williams, J.L., et al., *Tensile properties of the physis vary with anatomic location, thickness, strain rate and age*. Journal of Orthopaedic Research, 2001. **19**(6): p. 1043-1048.
14. Skuban, T.P., et al., *Function-orientated structural analysis of the proximal human femur*. Cells, Tissues, Organs, 2009. **190**(5): p. 247-55.
15. Pauwels, F., *Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen*. Anatomy and Embryology, 1948. **114**(1): p. 129-166.
16. Huiskes, R., et al., *Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis*. Journal of Biomechanics, 1987. **20**(11-12): p. 1135-1150.
17. Rauch, F., *The dynamics of bone structure development during pubertal growth*. Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions, 2012. **12**(1): p. 1-6.
18. Yadav, P., et al., *Influence of muscle groups' activation on proximal femoral growth tendency*. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2017. **16**(6): p. 1869-1883.
19. Aspden, R.M., K. Rudman, and J.R. Meakin, *A mechanism for balancing the human body on the hips*. Journal of Biomechanics, 2006. **39**(9): p. 1757-1759.

20. Pauwels, F., *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin [ua]: Springer, 1973.
21. Cohen, B., et al., *The microstructural tensile properties and biochemical composition of the bovine distal femoral growth plate*. Journal of Orthopaedic Research, 1992. **10**(2): p. 263-275.
22. Sergerie, K., et al., *Mechanical properties of the porcine growth plate and its three zones from unconfined compression tests*. Journal of Biomechanics, 2009. **42**(4): p. 510-516.
23. Moreland, M., *Morphological effects of torsion applied to growing bone. An in vivo study in rabbits*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1980. **62**(2): p. 230-237.
24. Pauwels, F., *Funktionelle Anpassung des Knochens durch Längenwachstum*, in *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. 1965, Springer. p. 400-423.
25. Klein, P. and P. Sommerfeld, *Biomechanik der menschlichen Gelenke*. Vol. 1. 2004: Elsevier, Urban&FischerVerlag.
26. Heidenblut, A. *Doppelseitig persistierender Schalknochen am hinteren Rand des Acetabulum*. in *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. 1963. © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart· New York.
27. Weiner, L.S., et al., *Development of the acetabulum and hip: computed tomography analysis of the axial plane*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 1993. **13**(4): p. 421-425.
28. Day, W., S. Swanson, and M. Freeman, *Contact pressures in the loaded human cadaver hip*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1975. **57**(3): p. 302-313.
29. Bonneau, N., *Three-dimensional analysis of the pelvi-femoral complex: its mechanism and development. Evolutionary and clinical implications*. Bulletins et mémoires de la Société d'anthropologie de Paris, 2013. **25**(3-4): p. 208-216.
30. Bonneau, N., et al., *Functional integrative analysis of the human hip joint: the three-dimensional orientation of the acetabulum and its relation with the orientation of the femoral neck*. Journal of Human Evolution, 2014. **69**: p. 55-69.
31. Daniel, M., A. IgljC, and V. Kralj-IgljC, *The shape of acetabular cartilage optimizes hip contact stress distribution*. Journal of Anatomy, 2005. **207**(1): p. 85-91.
32. Appell, H.-J. and C. Stang-Voss, *Funktionelle Anatomie*. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung, 2008. **4**.
33. Wiberg, G., *Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint: with special reference to the complication of osteoarthritis*. Acta Chir Scand, 1939. **83**(58): p. 53-68.
34. Mavčič, B., et al., *Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips*. Journal of Orthopaedic Research, 2002. **20**(5): p. 1025-1030.
35. Paulsen, F. and J. Waschke, *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen Band 1: Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. 2011: Elsevier Health Sciences.
36. Duarte, C., et al., *The early Upper Paleolithic human skeleton from the Abrigo do Lagar Velho (Portugal) and modern human emergence in Iberia*. Proceedings of the National Academy of Sciences, 1999. **96**(13): p. 7604-7609.
37. Ruff, C.B., E. Trinkaus, and T.W. Holliday, *Body mass and encephalization in Pleistocene Homo*. Nature, 1997. **387**(6629): p. 173-176.

---

## LITERATURVERZEICHNIS

---

38. Jungers, W.L., *Relative joint size and hominoid locomotor adaptations with implications for the evolution of hominid bipedalism*. Journal of Human Evolution, 1988. **17**(1): p. 247-265.
39. McHenry, H.M., *Biomechanical interpretation of the early hominid hip*. Journal of Human Evolution, 1975. **4**(5): p. 343-355.
40. Lanz von, T., *Über umwegige Entwicklungen am menschlichen Hüftgelenk*. 1951, Schweizer Medizinische Wochenzeitschrift. p. 1053.
41. Jenkins, S.E.M., et al., *Femoral muscle attachment locations in children and adults, and their prediction from clinical measurement*. Gait & Posture, 2003. **18**(1): p. 13-22.
42. Tardieu, C., *Femur ontogeny in humans and great apes: heterochronic implications for hominid evolution*. Comptes Rendus de l'Académie des Sciences-Series IIA-Earth and Planetary Science, 1997. **325**(11): p. 899-904.
43. Berge, C., R. Orban-Segebarth, and P. Schmid, *Obstetrical interpretation of the australopithecine pelvic cavity*. Journal of Human Evolution, 1984. **13**(7): p. 573-587.
44. Stern, J.T., *Anatomical and functional specializations of the human gluteus maximus*. American Journal of Physical Anthropology, 1972. **36**(3): p. 315-339.
45. Abitbol, M.M., *Ontogeny and evolution of pelvic diameters in anthropoid primates and in Australopithecus afarensis (Al 288-1)*. American Journal of Physical Anthropology, 1991. **85**(2): p. 135-148.
46. Shefelbine, S., C. Tardieu, and D. Carter, *Development of the femoral bicondylar angle in hominid bipedalism*. Bone, 2002. **30**(5): p. 765-770.
47. Tardieu, C. and E. Trinkaus, *Early ontogeny of the human femoral bicondylar angle*. American Journal of Physical Anthropology, 1994. **95**(2): p. 183-195.
48. Tardieu, C., *Ontogeny and phylogeny of femoro-tibial characters in humans and hominid fossils: functional influence and genetic determinism*. American Journal of Physical Anthropology, 1999. **110**(3): p. 365-377.
49. Tardieu, C. and J. Damsin, *Evolution of the angle of obliquity of the femoral diaphysis during growth—correlations*. Surgical and Radiologic Anatomy, 1997. **19**(2): p. 91-97.
50. Tardieu, C., *Short adolescence in early hominids: infantile and adolescent growth of the human femur*. American Journal of Physical Anthropology, 1998. **107**(2): p. 163-178.
51. Walmsley, T., *The vertical axes of the femur and their relations. A contribution to the study of the erect position*. Journal of Anatomy, 1933. **67**(Pt 2): p. 284.
52. Brewster, S., *The development of the ligament of the head of the femur*. Clinical Anatomy, 1991. **4**(4): p. 245-255.
53. Löhe, F., F. Eckstein, and R. Putz, *Die Beanspruchung des Ligamentum transversum acetabuli unter physiologischer Belastung des Hüftgelenks*. Der Unfallchirurg, 1994(9): p. 445-449.
54. Kerr, R., et al., *Computerized tomography of proximal femoral trabecular patterns*. Journal of Orthopaedic Research, 1986. **4**(1): p. 45-56.
55. Lovejoy, C.O., *The natural history of human gait and posture: Part 2. Hip and thigh*. Gait & posture, 2005. **21**(1): p. 113-124.
56. Lovejoy, C.O., et al., *The Maka femur and its bearing on the antiquity of human walking: applying contemporary concepts of morphogenesis to the human fossil record*. American Journal of Physical Anthropology, 2002. **119**(2): p. 97-133.

57. Salenius, P. and E. Vankka, *The development of the tibiofemoral angle in children*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1975. **57**(2): p. 259-261.
58. Heimkes, B., P. Posel, and W. Plitz, [*Biomechanics of the hip joint in children*]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 1995. **133**(4): p. 357-63.
59. Heimkes, B., P. Posel, and M. Bolkart, *The transgluteal approaches to the hip*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 1992. **111**(4): p. 220-3.
60. Birkenmaier, C., et al., *Normal development of the hip: a geometrical analysis based on planimetric radiography*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 2010. **19**(1): p. 1-8.
61. Heimkes, B., et al., [*Age-related force distribution at the proximal end of the femur in normally growing children*]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 1997. **135**(1): p. 17-23.
62. Müller-Gerbl, M. and H. Anetzberger, *Funktionelle Anatomie der Hüfte und des Oberschenkels*. 2012: p. 1-17.
63. Paulsen, W., *Sobotta, Atlas d. Anatomie d. Menschen*. 2000.
64. Wilson, J., et al., *A structure review of the role of gluteus maximus in rehabilitation*. NZ J Physiother, 2005. **33**: p. 95-100.
65. Greiner, T., *The morphology of the gluteus maximus during human evolution: Prerequisite or consequence of the upright bipedal posture?* Journal of Human Evolution, 2002. **17**(1-2): p. 79-94.
66. Marzke, M.W., J.M. Longhill, and S.A. Rasmussen, *Gluteus maximus muscle function and the origin of hominid bipedality*. American Journal of Physical Anthropology, 1988. **77**(4): p. 519-528.
67. Schoenfeld, B.J., et al., *An electromyographic comparison of a modified version of the plank with a long lever and posterior tilt versus the traditional plank exercise*. Sports biomechanics, 2014. **13**(3): p. 296-306.
68. Kramers-de Quervain, I.A., E. Stüssi, and A. Stacoff, *Ganganalyse beim gehen und laufen*. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie, 2008. **56**(2): p. 35-42.
69. Mednick, L.W., *The evolution of the human ilium*. American Journal of Physical Anthropology, 1955. **13**(2): p. 203-216.
70. Möser, M. and W. Hein, *Kräfte an der Hüfte-Das Untergurtmodell. Teil 2: Der Einbeinstand: das Turmkranprinzip*. Beitrag Orthopädie Traumatologie, 1987. **34**(4): p. 179-189.
71. Flack, N.A., H.D. Nicholson, and S.J. Woodley, *A review of the anatomy of the hip abductor muscles, gluteus medius, gluteus minimus, and tensor fascia lata*. Clinical Anatomy, 2012. **25**(6): p. 697-708.
72. Gottschalk, F., S. Kourosh, and B. Leveau, *The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus*. Journal of Anatomy, 1989. **166**: p. 179.
73. Duparc, F., et al., *Anatomic basis of the transgluteal approach to the hip-joint by anterior hemimiotomy of the gluteus medius*. Surgical and Radiologic Anatomy, 1997. **19**(2): p. 61-67.
74. Nazarian, S., et al., *Anatomic basis of the transgluteal approach to the hip*. Surgical and Radiologic Anatomy, 1987. **9**(1): p. 27-35.
75. Iglič, A., V. Antolič, and F. Srakar, *Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 1993. **112**(3): p. 124-126.

---

## LITERATURVERZEICHNIS

---

76. Harrasser, N., et al., *Gluteale Insuffizienz: Pathogenese, Diagnostik und Therapie*. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2016. **154**(02): p. 140-147.
77. Al-Hayani, A., *The functional anatomy of hip abductors*. Folia Morphologica, 2009. **68**(2): p. 98-103.
78. Pfirrmann, C.W., et al., *Greater trochanter of the hip: attachment of the abductor mechanism and a complex of three bursae—MR imaging and MR Bursography in cadavers and MR imaging in asymptomatic volunteers I*. Radiology, 2001. **221**(2): p. 469-477.
79. Beck, M., et al., *The anatomy and function of the gluteus minimus muscle*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 2000. **82**(3): p. 358-363.
80. Esterl, R., *Untersuchung der Kraftverhältnisse am trochanter major mittels des physiologischen Muskelquerschnittes: ein Beitrag zur Biomechanik des trochanter major*. 1991.
81. McLeish, R. and J. Charnley, *Abduction forces in the one-legged stance*. Journal of Biomechanics, 1970. **3**(2): p. 191IN7195-194IN9209.
82. Inman, V.T., *Functional aspects of the abductor muscles of the hip*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1947. **29**(3): p. 607-619.
83. Dostal, W.F., G.L. Soderberg, and J.G. Andrews, *Actions of hip muscles*. Physical therapy, 1986. **66**(3): p. 351-359.
84. Schünke, M., *Funktionelle Anatomie-Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. 2000: Georg Thieme Verlag.
85. Steinbrueck, A., S. Hocke, and B. Heimkes, *Apophyseolysis of the greater trochanter through excessive sports: a case report*. The American journal of sports medicine, 2011. **39**(1): p. 195-198.
86. Heimkes, B., et al., *Forces acting on the juvenile hip joint in the one-legged stance*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 1993. **13**(4): p. 431-6.
87. Lieber, R.L., *Skeletal muscle structure, function, and plasticity*. 2002: Lippincott Williams & Wilkins.
88. Lovejoy, C.O., *The natural history of human gait and posture: Part 1. Spine and pelvis*. Gait & posture, 2005. **21**(1): p. 95-112.
89. Neumann, D.A., *Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2010. **40**(2): p. 82-94.
90. Tittel, K., *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. 2003: Urban & Fischer.
91. Platzer, W., *Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat*. 2013: Georg Thieme Verlag.
92. Ward, S.R., et al., *Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate?* Clinical Orthopaedics and Related Research, 2009. **467**(4): p. 1074-1082.
93. Pfuhl, W., *Die gefiederten Muskeln, ihre Form und ihre Wirkungsweise*. Anatomy and Embryology, 1937. **106**(6): p. 749-769.
94. Lieber, R.L. and J. Friden, *Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture*. Muscle & nerve, 2000. **23**(11): p. 1647-1666.
95. Walker, S.M. and G.R. Schrodt, *I segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the Rhesus monkey and the human*. The Anatomical Record, 1974. **178**(1): p. 63-81.

96. Schmorl, K., *Quantitative Analyse des Zusammenhangs vom Gluteus medius-Volumen und der Hüftgeometrie*. 2016, Freie Universität Berlin.
97. Hackenberg, N., *Methoden zur nicht invasiven Bestimmung der in-vivo Muskelkraft in Korrelation zum Muskelquerschnitt am Beispiel der menschlichen Oberschenkelmuskulatur*. 2005, lmu.
98. Wirth, K., et al., *Der Zusammenhang von dynamischen und isometrischen Maximalkraftparametern und Muskelquerschnitt bzw. Muskelvolumen*. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie, 2014. **62**(1): p. 32-38.
99. Lube, J., et al., *Pelvic and lower extremity physiological cross-sectional areas: an MRI study of the living young and comparison to published research literature*. Surgical and Radiologic Anatomy, 2017: p. 1-9.
100. Tate, C.M., et al., *Lower extremity muscle morphology in young athletes: an MRI-based analysis*. Medicine and science in sports and exercise, 2006. **38**(1): p. 122-128.
101. Horsman, M.K., et al., *Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity*. Clinical Biomechanics, 2007. **22**(2): p. 239-247.
102. Wickiewicz, T.L., et al., *Muscle architecture of the human lower limb*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1983. **179**: p. 275-283.
103. Weijs, W. and B. Hillen, *Cross-sectional areas and estimated intrinsic strength of the human jaw muscles*. Acta Morphologica Neerlandico-Scandinavica, 1985. **23**(3): p. 267.
104. Reeves, N.D., M.V. Narici, and C.N. Maganaris, *Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans*. Journal of Applied Physiology, 2004. **96**(3): p. 885-892.
105. Osborne, D., et al., *The development of the upper end of the femur, with special reference to its internal architecture*. Radiology, 1980. **137**(1): p. 71-76.
106. Tanner, J., M. Wilson, and C. Rudman, *Pubertal growth spurt in the female rhesus monkey: Relation to menarche and skeletal maturation*. American Journal of Human Biology, 1990. **2**(2): p. 101-106.
107. Heimkes, B., et al., *Die altersabhängige Kräfteverteilung am koxalen Femurende des normal wachsenden Kindes*. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 1997. **135**(01): p. 17-23.
108. Bonneau, N., et al., *Study of femoral torsion during prenatal growth: interpretations associated with the effects of intrauterine pressure*. American Journal of Physiological Anthropology, 2011. **145**(3): p. 438-45.
109. Jani, L., *Idiopathic anteversion of the femoral neck follow-up study of 51 patients on completion of growth*. International Orthopaedics, 1978. **2**(4): p. 283-292.
110. Sutherland, D.H., et al., *Clinical and electromyographic study of seven spastic children with internal rotation gait*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1969. **51**(6): p. 1070-1082.
111. Pauwels, F., *Der Schenkelhalsbruch: ein mechanisches Problem: Grundlagen des Heilungsvorganges, Prognose und Kausale Therapie*. 1935.
112. Pauwels, F., *Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens*, in *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. 1965, Springer. p. 386-399.

---

## LITERATURVERZEICHNIS

---

113. Eschweiler, J., et al., *Vergleichende Analyse bekannter biomechanischer Hueftmodelle*. Biomedizinische Technik, 2010. **55**.
114. Pauwels, F., *Gesammelte abhandlungen zur funktionellen anatomie des bewegungsapparates*. 2013: Springer-Verlag.
115. Putz, R., *Zur anatomie des schenkelhalses*. Behandlungskonzept bei Schenkelhalsfrakturen, 1993: p. 10-16.
116. Legal, H., *Introduction to the biomechanics of the hip*, in *Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults*. 1987, Springer. p. 26-57.
117. Sallam, A., et al., *The underused hip in ipsilaterally orthotics-dependent children*. Journal of Children's Orthopaedics, 2015. **9**(4): p. 255-262.
118. Brand, R.A., et al., *Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient*. The Journal of Arthroplasty, 1994. **9**(1): p. 45-51.
119. Tolg, B. and N. Bishop, *Force acting on hip joint* *Krafteinwirkung am Hüftgelenk während des Gehens-Visualisierung anhand eines dreidimensionalen Computermodells*.
120. Dostal, W.F. and J.G. Andrews, *A three-dimensional biomechanical model of hip musculature*. Journal of Biomechanics, 1981. **14**(11): p. 803-812.
121. Schlamann, M. *CT und MRT: Ergänzung oder Konkurrenz bei Schädelaufnahmen*. in *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. 2013.
122. Reiser, M., F.-P. Kuhn, and J. Debus, *Duale Reihe Radiologie*. Thieme, Stuttgart, 2011. **3**: p. 116-137.
123. Sallam, A., *Ganganalytische Studie zur Entlastungs-Coxa-valga (antetorta) orthetisch und prothetisch versorgter Kinder*. 2015, lmu.
124. Engstrom, C., et al., *Morphometry of the human thigh muscles. A comparison between anatomical sections and computer tomographic and magnetic resonance images*. Journal of Anatomy, 1991. **176**: p. 139.
125. Jensen, R.H. and D.T. Davy, *An investigation of muscle lines of action about the hip: A centroid line approach vs the straight line approach*. Journal of Biomechanics, 1975. **8**(2): p. 103-110.
126. Carter, D.R., et al., *Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1987. **219**: p. 237-250.
127. Morscher, E., *Die mechanischen Verhältnisse des Hüftgelenkes und ihre Beziehungen zum Halsschaftwinkel und insbesondere zur Antetorsion des Schenkelhalses während der Entwicklungsjahre*. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 1961. **94**: p. 374-394.
128. Putz, R., *Entwicklung und Wachstum der Epiphysen*. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 1996. **134**(05): p. 391-395.
129. Ruff, C., B. Holt, and E. Trinkaus, *Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation*. American Journal of Physical Anthropology, 2006. **129**(4): p. 484-498.
130. Turner, C.H., V. Anne, and R.M. Pidaparti, *A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: do continuum-level strain gradients drive adaptation?* Journal of Biomechanics, 1997. **30**(6): p. 555-563.
131. Dunkelberg, D.-T., *Die Muskel-und Gelenkresultierende am Hüftgelenk:(individuelle Muskelfunktionsanalysen in der Standbeinphase)*. 1989.

132. Seireg, A. and R. Arvikar, *A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system*. Journal of Biomechanics, 1973. **6**(3): p. 313-322.
133. Jensen, R. and W. Metcalf, *A systematic approach to the quantitative description of musculo-skeletal geometry*. Journal of Anatomy, 1975. **119**(Pt 2): p. 209.
134. Brand, R.A., D.R. Pedersen, and J.A. Friederich, *The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area*. Journal of Biomechanics, 1986. **19**(8): p. 589-596.
135. Heimkes, B., *Form follows function. Physiologic and pathologic development of the hip joint*. Rev Rhum Engl Ed, 1997. **64**(10 Suppl): p. 167S-168S.
136. Arnold, A.S., S.S. Blemker, and S.L. Delp, *Evaluation of a deformable musculoskeletal model for estimating muscle-tendon lengths during crouch gait*. Annals of Biomedical Engineering, 2001. **29**(3): p. 263-274.

## 8. DANKWORT

---

---

An dieser Stelle möchte ich besonders meinem Doktorvater Professor Dr. Bernhard Heimkes, der mir diese Arbeit ermöglichte, danken.

Er nahm sich stets Zeit und stand mir mit konstruktiven, inspirierenden Gesprächen zur Verfügung. Die spätere geografische Distanz ließ sich gut überbrücken. Verständnissvoll gab er mir den nötigen Freiraum und intervenierte bei stagnierenden Prozessen.

Wir führten eine sehr kollegiale Zusammenarbeit mit großer Wertschätzung, worüber ich sehr dankbar bin.

Ein besonderer Dank geht ebenfalls an die Kinderorthopädie Großhadern für die Bereitstellung der CT-Aufnahmen.

Des Weiteren möchte ich Dominik Eibl für die Einführung in das DiCom-Programm Osirix danken.

Für weitere technische Probleme stand mir Stephan Alleborn zur Verfügung. Dem ich neben der Hilfe bei technischen Fragen für seine motivierenden Worte danke.

Abschließend danke ich meiner Familie für die unermüdliche Motivation und Begeisterung für das Thema.

## 9. EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG

---

---

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Untersuchungen zu dem Form-Funktions-Zusammenhang an der Apophyse  
des Trochanter major**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Konstanz, 21.02.2019  
Ort, Datum

Karoline Alleborn

ANHANG

10. ANHANG

EY-WINKEL FRONTALEBENE

Schicht	Pat e1	Pat e2	Pat e3	Pat e4	Pat e5	Pat k1	Pat k2	Pat k3	Pat k4
1-ventral	17,51	20,35					19,07	18,38	19,07
2-ventral	17,67	19,29		18,12			19,31	17,61	18,99
3-ventral	15,42	20,36	18,25		17,57		18,22	17,94	18,43
4-ventral	16,87	19,97	17,9	18,61	19,22	--	19,67	18,52	19,35
5-mittig	--	19,07	17,43		18,94	17,63	17,95	17,36	19,08
6- (längste Apophyse)	--	19,42	19,07	18,51	18,04	19,34	18,62		19,21
7-mittig	--	19,87	18,92		17,81	17,64	20,09		
8-mittig		18,35	20,06	--	19,24	18,59			
9-dorsal		--	--		--	--			
10-dorsal		--			--				
11-dorsal									
12-dorsal									

AY-WINKEL FRONTALEBENE

Patient (Pat.) 1-10

Schicht	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5	Pat 6	Pat 7	Pat 8	Pat 9	Pat 10
1-ventral										48,23
2-ventral										52,76
3-ventral		45,15								50,66
4-ventral		51,72	38,47	46,65		50,57			52,84	50,28
5-mittig	43,82	48,51	37,57	46,45	52,29	45,85	39,95	47,39	43,66	50,24
6- (längste Apophyse)	40,19	55,39	42,19	43,48	52,44	43,72	37,9	45	40,57	48,62
7-mittig	31,59	50,01	38,04	30,01	41,38	48,03	38,39	45,72	29,85	47,35
8-mittig	30,51	42,01	40,67	31,09	30,25	49,49	16,65	35,11	7,75	44,22
9-dorsal	27,43		36,59			32,28	17,39	34,53	11,64	40,66
10-dorsal			30,54			31,79		24,43		34,19
11-dorsal			18,03					24,18		32,53
12-dorsal			12,66					25,75		23,1

---

UNTERSUCHUNGEN ZU DEM FORM-FUNKTIONS-ZUSAMMENHANG AN DER APOPHYSE

---

Pat. 11-20

Schicht	Pat 11	Pat 12	Pat 14	Pat 15	Pat 16	Pat 18	Pat 19	Pat 20
1-ventral								
2-ventral			58,56		57,4			
3-ventral		73,82	64,57	75,35	54,81			
4-ventral	40,61	68,02	64,57	65,09	48,65	43,98	54,99	53,36
5-mittig	50,31	73,22	64,92	44,47	46,71	47,63	52,38	52,02
6- (längste Apophyse)	44,48	51,24	43,51	36,84	43,63	46,9	38,86	45,44
7-mittig	40,83	31,77	37,5	37,63	41,94	46,37	36,07	44,69
8-mittig	32,46	22,36	29,17	36,48	41,68	45,83	19,67	44,01
9-dorsal	15,56	17,01	20,74	28,71	28,46	40,97	14,43	29,43
10-dorsal	15,86	14,14	18,44	16,95	27,34	28,53	8,57	18,34
11-dorsal	11,21	12,94		15,83	18,08	28,25	0,95	1,72
12-dorsal				18,24				

Pat. 22-31

Schicht	Pat 22	Pat 24	Pat 25	Pat 26	Pat 27	Pat 28	Pat 29	Pat 30	Pat 31
1-ventral									
2-ventral		61,2	54,37					52,31	
3-ventral			51,14			46,12		51,53	53,35
4-ventral	44,53	48,31	49,68	52,46	48,05	54,87	45,58	51,61	56,3
5-mittig	37,73		48,69	48,2	43,48	49,87	45,61	50,94	48,96
6- (längste Apophyse)	36,66	45,96	42,92	47,14	42,54	47,57	38,75	49,61	45,97
7-mittig	33,96		40,9	44,18	40,47	45,36	35,96	48,72	40,78
8-mittig	29	28,15	39,48	43,92	28,83	39,27	5,5	44,64	25,14
9-dorsal	19,55		30,66	33,66	26,92	34,97		28,41	24,32
10-dorsal	10,03	11,85	14,93	31,06	9,54	22,35		10,41	16,73
11-dorsal	7,51				9,51	18,78			
12-dorsal					9				

Pat. 32-40

Schicht	Pat								

ANHANG

	32	33	34	35	36	37	38	39	40
1-ventral									
2-ventral								48,25	
3-ventral		59,15	52,5	48,68			47,25	48,15	47,22
4-ventral	46,96	60,04	50,13	47,31	44,67	45,66	46,8	46,96	46,64
5-mittig	46,3	53,85	47,34	42,17	39,15	44,92	46,03	46,67	46,01
6- (längste Apophyse)	40,69	44,78	47,27	41,24	39,54	44,72	44,67	43,95	45,8
7-mittig	39,47	36,23	47,01	37,17	38,5	41,53	35,6	35,36	39,43
8-mittig	17,36	25,32	42,02	28,27	37,32	28,1	35,42	27,88	27,99
9-dorsal	17,29	20,84	40,55	24,54	30,48	15,34	19,22	20,57	20,38
10-dorsal		10,11	16,72	18,79		13,74	7,41	9,4	18,65
11-dorsal			14,62	15,84		12,01		5,18	
12-dorsal				14,38					

Pat. 41-50

Schicht	Pat 41	Pat 42	Pat 43	Pat 45	Pat 46	Pat 47	Pat 48	Pat 49	Pat 50
1-ventral	52,94								
2-ventral	54,66								
3-ventral	51,09	53,56		43,74	42,78		49,14	47,6	48,67
4-ventral	50,71	50,19		43,04	44,13	48,54	48,09	44,73	43,5
5-mittig	47,4	47,46	51,53	42,25	37,56	43,97	48,13	36,74	37,19
6- (längste Apophyse)	47,49	47,39	51,77	41,61	37,35	43,89	44,63	36,48	33,26
7-mittig	44,13	32,38	43,77	41,59	29,63	29,42	34,14	28,97	25,1
8-mittig	43,12	19,34	34,97	39,9	24,15	16,86	30,98	26,69	20,62
9-dorsal	37,9	17,01	30,12	33,2	19,2	14,23	22,76	17,12	15,04
10-dorsal	17,64	16,55		32,28	19,07		21,12	16,13	12,02
11-dorsal	15,43			18,92	16,34			15,7	6,56
12-dorsal									3,45

Pat. 51-58

Schicht	Pat 51	Pat 52	Pat 53	Pat 54	Pat 55	Pat 56	Pat 57	Pat 58

---

UNTERSUCHUNGEN ZU DEM FORM-FUNKTIONS-ZUSAMMENHANG AN DER APOPHYSE

---

1-ventral								
2-ventral						49,39		
3-ventral		48,21	46,51		66,93	50,72	52,84	
4-ventral	43,33	46,19	45,53	51,03	44,85	50,58	50,39	54,2
5-mittig	39,18	42,96	44,84	48,93	43,51	44,46	50,96	47,79
6- (längste Apophyse)	38,23	40,18	44,1	48,1	42,87	37,99	46,33	47,76
7-mittig	27,07	39,51	42,39	45,17	41,64	25,55	45,74	26,65
8-mittig	21,47	32,22	40,81	35,71	28,86	25,45	26,64	24,8
9-dorsal	19,51	27,06	23,49	20,22	28,21	23,24	26,28	
10-dorsal		27,05	21,71	15,92			23,84	
11-dorsal							20,22	
12-dorsal							18,74	

Pat. 59-62

Schicht	Pat 59	Pat 60	Pat 61	Pat 62
1-ventral				
2-ventral			55,02	
3-ventral	43,13		55,62	47,62
4-ventral	42,7	52,17	52,61	46,03
5-mittig	41,35	51,08	52,35	40,72
6- (längste Apophyse)	40,66	50,17	40,81	39,65
7-mittig	40,27	49,6	40,05	38,19
8-mittig	24,95	48,86	37,81	31,72
9-dorsal	15,9	30,5	31,83	29,56
10-dorsal	15,35	10,03	30,59	24,94
11-dorsal		9,73		
12-dorsal				

M. GLUTEUS MAXIMUS

---

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen:

Verlauf der kranialen Fasern:

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral	20,32	20,05	20,61	19,67	20,04	19,58	18,97	19,22	20,31	19,69
2-ventral		2,2								
3-ventral	2,68	0,87								

## ANHANG

4-ventral	2,24	1,35	7,08	7,37	7,4					
5-mittig	0,59	1,92	6,85		7,39	7,87	4,29		4,91	5,09
6- (längste Apophyse)	0,98	1,85	6,95	7,26	7,21	8,07	8,32	7,16	6,58	7,11
7-mittig	1,92	4,25	7,04		7,86	8,42	7,56	7,14	7,21	7,46
8-mittig			8,45	8,29	8,53	8,24		7,63	7,53	8,01
9-dorsal			8,39					8,08		
10-dorsal										
11-dorsal										
12-dorsal										

### Verlauf der kaudale Fasern:

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral	20,32	20,05	20,61	19,67	20,04	19,58	18,97	19,22	20,31	19,69
2-ventral		2,2								
3-ventral	2,68	0,87								
4-ventral	2,24	1,35	7,08	7,37	7,4					
5-mittig	0,59	1,92	6,85		7,39	7,87	4,29		4,91	5,09
6- (längste Apophyse)	0,98	1,85	6,95	7,26	7,21	8,07	8,32	7,16	6,58	7,11
7-mittig	1,92	4,25	7,04		7,86	8,42	7,56	7,14	7,21	7,46
8-mittig			8,45	8,29	8,53	8,24		7,63	7,53	8,01
9-dorsal			8,39					8,08		
10-dorsal										
11-dorsal										
12-dorsal										

### Transversalebene: Winkel zur Frontalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k5
1-kranial	4,96	6,39	8,94	8,78	11,77	8,7	8	8,91
2-kranial	8,75	6,54	8,65		11,24	8,85	7,36	8,64
3-kranial	8,74	6,93	9,03	8,64	11,19	8,71	8,53	8,71
4-mittig	7,66	6,38	8,94		12,27	8,55	7,91	8,55
5-mittig *	5,88	6,47	8,27	9,01	11,77	8,67	7,88	8,64
6-mittig	6,38	6,52	7,56		12,27	8,27	7,65	7,93
7-kaudal	7,06	6,92	7,49	9,27	11,85	7,28	7,64	8,38
8-kaudal	8,67	6,08	8,04		11,91	7,36	8,01	8,31
9-kaudal	9,24	6,45	8,28	9,24	12,58	7,17	6,13	8,2

\*= (Trochanter major mit größtem Durchmesser)

---

UNTERSUCHUNGEN ZU DEM FORM-FUNKTIONS-ZUSAMMENHANG AN DER APOPHYSE

---

TRACTUS ILIOTIBIALIS

---

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral		26,18							14,95	20,62
2-ventral	25,97	25,9		14,38		9,87	15,71	10,23	17,18	22,69
3-ventral	21,46	26,78	26,31		22,48	15,06	16,86	16,83	21,36	25,77
4-ventral	32,67	26,04	28,67	32,97	33,85	20,25	25,98	23,65	27,96	27,78
5-mittig	38,6	30,62	30		38,06	20,32	21,84	27,33	30,39	28,64
6- (längste Apophyse)	38,54	34,02	33,91	33,5	38,3	22,81	23,38	31,73	31,2	36,82
7-mittig	39,63	36,12	38,73		39,33	30,55	23,87	32,62	34,69	42,03
8-mittig	45,69	40,2	38,63	33,89	38,45	34,05	31,34	34,17	37,8	
9-dorsal			39,25		38,47	34,68				
10-dorsal			39,92							
11-dorsal										
12-dorsal										

M. TENSOR FASCIAE LATAE

---

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k3	Pat. k4	Pat. k5
	26,18							14,95	20,62

M. GLUTEUS MINIMUS

---

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral		26,18							14,95	20,62
2-ventral	25,97	25,9		14,38		9,87	15,71	10,23	17,18	22,69
3-ventral	21,46	26,78	26,31		22,48	15,06	16,86	16,83	21,36	25,77
4-ventral	32,67	26,04	28,67	32,97	33,85	20,25	25,98	23,65	27,96	27,78
5-mittig	38,6	30,62	30		38,06	20,32	21,84	27,33	30,39	28,64
6- (längste Apophyse)	38,54	34,02	33,91	33,5	38,3	22,81	23,38	31,73	31,2	36,82
7-mittig	39,63	36,12	38,73		39,33	30,55	23,87	32,62	34,69	42,03
8-mittig	45,69	40,2	38,63	33,89	38,45	34,05	31,34	34,17	37,8	

## ANHANG

9-dorsal			39,25		38,47	34,68				
10-dorsal			39,92							
11-dorsal										
12-dorsal										

### M. GLUTEUS MEDIUS

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral		26,18							14,95	20,62
2-ventral	25,97	25,9		14,38		9,87	15,71	10,23	17,18	22,69
3-ventral	21,46	26,78	26,31		22,48	15,06	16,86	16,83	21,36	25,77
4-ventral	32,67	26,04	28,67	32,97	33,85	20,25	25,98	23,65	27,96	27,78
5-mittig	38,6	30,62	30		38,06	20,32	21,84	27,33	30,39	28,64
6- (längste Apophyse)	38,54	34,02	33,91	33,5	38,3	22,81	23,38	31,73	31,2	36,82
7-mittig	39,63	36,12	38,73		39,33	30,55	23,87	32,62	34,69	42,03
8-mittig	45,69	40,2	38,63	33,89	38,45	34,05	31,34	34,17	37,8	
9-dorsal			39,25		38,47	34,68				
10-dorsal			39,92							
11-dorsal										
12-dorsal										

### M. VASTUS LATERALIS

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

12-dorsal										
1-ventral										
2-ventral										
3-ventral										
4-ventral		-87,08		-80,92			-81,6		-79,54	-85,9
5-mittig	-82,19	-85,61	-86,54		-78,94				-80,27	-86,4
6- (längste Apophyse)	-89,2	-87,74	-86,92	-79,64	-76,75			-66,21	-79,82	-87,1
7-mittig	-85,02	-87,81	-87,45		-80,62			-64,58	-82,19	-87
8-mittig										
9-dorsal										
10-dorsal										
11-dorsal										
12-dorsal										

AUßENROTATOREN

**- M. piriformis**

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral										
2-ventral										
3-ventral										
4-ventral		87,08		80,92			81,62	67,53	79,54	85,87
5-mittig	82,19	85,61	86,54		78,94			66,55	80,27	86,44
6- (längste Apophyse)	89,2	87,74	86,92	79,64	76,75			66,21	79,82	87,13
7-mittig	85,02	87,81	87,45		80,62			64,58	82,19	86,95
8-mittig										
9-dorsal										
10-dorsal										
11-dorsal										
12-dorsal										

Transversalebene: Winkel zur Frontalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k5
1-kranial	18,56	18,47	23	23,08	23,27	21,72	19,97	21,41
2-kranial	22,35	18,62	22,71		22,74	21,87	19,33	21,14
3-kranial	22,34	19,01	23,09	22,94	22,69	21,73	20,5	21,21
4-mittig	21,26	18,46	23		23,77	21,57	19,88	21,05
5-mittig (*)	19,48	18,55	22,33	23,31	23,27	21,69	19,85	21,14
6-mittig	19,98	18,6	21,62		23,77	21,29	19,62	20,43
7-kaudal	20,66	19	21,55	23,57	23,35	20,3	19,61	20,88
8-kaudal	22,27	18,16	22,1		23,41	20,38	19,98	20,81
9-kaudal	22,84	18,53	22,34	23,54	24,08	20,19	18,1	20,7

\*= (Trochanter major mit größtem Durchmesser)

**- M. triceps coxae**

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k2	Pat k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral									
2-ventral									

ANHANG

3-ventral									
4-ventral		87,08		80,92		81,62	67,53	79,54	85,87
5-mittig	82,19	85,61	86,54		78,94		66,55	80,27	86,44
6- (längste Apophyse)	89,2	87,74	86,92	79,64	76,75		66,21	79,82	87,13
7-mittig	85,02	87,81	87,45		80,62		64,58	82,19	86,95
8-mittig									
9-dorsal									
10-dorsal									
11-dorsal									
12-dorsal									

Transversalebene: Winkel zur Frontalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k3	Pat. k4	Pat. k5
1-kranial										
2-kranial										
3-kranial					2,52	11,87				
4-mittig	4,69				2,55	10,57				
5-mittig (*)	6,54	12,93	1,38	13,49	2,52	11,44	13,04			
6-mittig	8,98	9,76	4,45		1,81	10,39	12,92			5,02
7-kaudal	6,05	5,28	6,03	6,78	3,05	6,08				5,33
8-kaudal		4,37	5,45		2,84					3,96
9-kaudal		1,08								

\*= (Trochanter major mit größtem Durchmesser)

**- M. obturatorius externus**

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral										
2-ventral										
3-ventral										
4-ventral										
5-mittig										
6- (längste Apophyse)										
7-mittig		87,95	87,98	81,23				64,58	83,14	
8-mittig	89,55	88,26	88,33	80,96	80,83			64,58	82,67	88,72
9-dorsal		88,42	88,92	88,63	82,2		83,64	64,19	84,29	87,76
10-dorsal				85,92	85,62	87,42	84,63	66,18		
11-dorsal						80,39	82,62			

UNTERSUCHUNGEN ZU DEM FORM-FUNKTIONS-ZUSAMMENHANG AN DER APOPHYSE

12-dorsal										
12-dorsal										

Transversalebene: Winkel zur Frontalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2
1-kranial							
2-kranial							
3-kranial					2,52	11,87	
4-mittig	4,69				2,55	10,57	
5-mittig (*)	6,54	12,93	1,38	13,49	2,52	11,44	13,04
6-mittig	8,98	9,76	4,45		1,81	10,39	12,92
7-kaudal	6,05	5,28	6,03	6,78	3,05	6,08	
8-kaudal		4,37	5,45		2,84		
9-kaudal		1,08					

\*= (Trochanter major mit größtem Durchmesser)

**- M. quadratus femoris**

Frontalebene: Winkel zur Vertikalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat k3	Pat. k4	Pat. k5
1-ventral										
2-ventral										
3-ventral										
4-ventral										
5-mittig										
6- (längste Apophyse)										
7-mittig		87,95	87,98	81,23				64,58	83,14	
8-mittig	89,55	88,26	88,33	80,96	80,83			64,58	82,67	88,72
9-dorsal		88,42	88,92	88,63	82,2		83,64	64,19	84,29	87,76
10-dorsal				85,92	85,62	87,42	84,63	66,18		
11-dorsal						80,39	82,62			
12-dorsal										

Transversalebene: Winkel zur Frontalen

	Pat. e1	Pat. e2	Pat. e3	Pat. e4	Pat. e5	Pat. k1	Pat. k2	Pat. k5
1-kranial								
2-kranial								

## ANHANG

3-kranial					2,52	11,87		
4-mittig	4,69				2,55	10,57		
5-mittig (*)	6,54	12,93	1,38	13,49	2,52	11,44	13,04	
6-mittig	8,98	9,76	4,45		1,81	10,39	12,92	5,02
7-kaudal	6,05	5,28	6,03	6,78	3,05	6,08		5,33
8-kaudal		4,37	5,45		2,84			3,96
9-kaudal		1,08						

\*= (Trochanter major mit größtem Durchmesser)

Summationsvektor

Außenrotatoren= $(49,2*0,12+82,29*0,22+114,6*0,08+82,72*0,05)/(0,12+0,22+0,08+0,05)=79,3$   
9 Grad (dorsal)

Abduktoren ventral= $(32,99*0,17+22,55*0,36)/(0,36+0,17)=25,9$  Grad

Abduktoren dorsal= $(43,36*0,17+33,56*0,36)/(0,36+0,17)=36,7$  Grad

Innere Zuggurtung ventral= $(32,99*0,1+22,55*0,22+176,1*0,26)/(0,22+0,1+0,26)=93,18$  Grad

Innere Zuggurtung mittig= $(43,36*0,1+33,56*0,22+173,65*0,26)/(0,22+0,1+0,26)=98,05$  Grad