

Aus der Klinik für Orthopädie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ. Prof. Dr. med. Rüdiger Krauspe

**Ganganalyse in der Transversalebene
nach Epiphyseolysis capitis femoris
in Abhängigkeit vom femoralen Offset.**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Sarah Hummel

2018

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachterin: Prof. Dr. med. Bettina Westhoff

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Sebastian Gehrmann

„Die Bewegungen,
die der Mensch beim Gehen und Laufen ausführt,
eignen sich ebenso für eine genauere Untersuchung,
wie mehrere andere bewunderungswürdige
Bewegungen des menschlichen Körpers,
zum Beispiel die des Herzens und der Lungen,
denn es ist hierbei möglich,
vieles genau zu messen
und durch Anwendung der physikalischen Methode
der Untersuchung auf die Physiologie
zu sicheren Tatsachen zu gelangen,
auf die man fortbauen kann.“

Gebrüder Weber, 1836

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Hummel S, Rosenthal D, Zilkens C, Hefter H, Krauspe R, Westhoff B., (2017), Gait deviations in transverse plane after SCFE in dependence on the femoral offset. *Gait & Posture*, (58) 358-362.

Zusammenfassung (deutsch)

Die Epiphyseolysis capitis femoris (Ecf) ist eine Hüfterkrankung des Adoleszentenalters, die durch eine Dislokation der Femurepiphyse zu einer residuellen Deformität des proximalen Femurs führen kann. Diese kann mit einem femoralen *Offset-Verlust* und einem *femoroazetabulären Impingement* einhergehen. Eine Bewegungseinschränkung tritt insbesondere bei der Hüftflexion auf.

Das Ziel der vorliegenden Studie war es den Zusammenhang zwischen dem Ausmaß des Epiphysenabrutsches und der Hüftrotation während des Gangzyklus zu untersuchen.

Das Gangbild von 36 Ecf-Patienten, die operativ mittels *pinning in-situ* behandelt wurden, wurde mit dem von 40 gesunden Probanden verglichen. Dazu wurde eine instrumentelle 3D-Ganganalyse durchgeführt und eine detaillierte Analyse der Transversalebene vorgenommen.

Anhand des in axialen Röntgenaufnahmen bestimmten Alpha-Winkels nach Nötzli wurde das Patientenkollektiv in drei *Offset-Gruppen* eingeteilt: OG1: α -Winkel $<55^\circ$, OG2: α -Winkel $55-75^\circ$ und OG3: α -Winkel $>75^\circ$.

Es wurden drei Zeitpunkte bzw. –intervalle in Hüftflexion und –extension definiert zu denen die Vergleiche zwischen den Patienten und den Kontrollen durchgeführt wurden: Initialer Bodenkontakt (0% des Gangzyklus (GZ)), 40-60% GZ und 90-100% GZ.

Die Ecf-Patienten zeigten eine vermehrte Hüftaußenrotation während des gesamten Gangzyklus mit einer Tendenz zu stärkerer Außenrotation bei größerem *Offset-Verlust*.

Nur während der Hüftextension (40-60% GZ) konnte eine schwache Korrelation zwischen der Hüftrotation und dem α -Winkel nachgewiesen werden.

Die Morphologieveränderungen des proximalen Femurs im Rahmen einer Ecf und der damit einhergehende *Offset-Verlust* führen nicht zu einem funktionell relevanten und damit kompensationsbedürftigen Impingement beim Gehen auf gerader Ebene.

Zusammenfassung (englisch)

Slipped capital femoral epiphysis (SCFE) can lead to residual deformity of the femoral head and may be accompanied by a loss of femoral offset and femoroacetabular impingement, especially during hip flexion.

The aim of the study was to investigate hip rotation in dependence on the femoral offset-loss following SCFE.

It is hypothesized that during phases of the gait cycle, when the hip is flexed, the offset-loss is compensated by an increased external hip rotation.

The gait pattern of 36 patients suffering from SCFE, who were treated by pinning-in-situ, were compared to a control group of 40 healthy adults by an instrumented 3D-gait analysis.

Total patient group was subdivided into three subgroups in dependence on the femoral offset quantified by the angle α according to Nötzli: Offset-group (OG) 1: $<55^\circ$, OG 2 $55-75^\circ$ and OG3 $>75^\circ$.

Comparisons were made at three instants: initial foot contact (0% gait cycle (GC)), 40-60% GC and 90-100% GC.

Patients showed an increased external hip rotation during all three periods of the GC with a tendency of increasing external hip rotation in association with offset-loss.

Only during hip extension (40-60% GC) there was a weak correlation between angle α and hip rotation.

In conclusion, the offset-loss following SCFE does not lead to a functional relevant impingement during walking which needs compensation strategies like increasing external rotation during periods of hip flexion.

Abkürzungen

Ecf	Epiphyseolysis capitis femoris
SCFE	Slipped capital femoral epiphysis
HHS	Harris Hip Score
Pkt	Punkte
Tbl	Tabelle
a.p.	anterior-posterior
°	Grad
Abb	Abbildung
α	Alpha
K-Draht	Kirschner-Draht
ITO	intertrochanteric osteotomie
AVN	avaskuläre Hüftkopfnekrose
SHD	surgical hip dislocation
FAI	femoral acetabular impingement
3D	dreidimensional
OG	Offset-Gruppe
GZ	Gangzyklus
BMI	Body mass index

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	
1.1 Epiphyseolysis capitis femoris	1
1.1.1 Inzidenz	1
1.1.2 Ätiologie / Pathogenese	2
1.1.3 Klinisches Erscheinungsbild	2
1.1.4 Einteilung der Ecf	4
1.1.4.1 Einteilung der Ecf nach der Dauer der Symptome	4
1.1.4.2 Einteilung der Ecf nach der Belastbarkeit	5
1.1.4.3 Radiologische Beurteilung und Einteilung der Ecf	5
1.1.4.3.1 Alpha-Winkel nach Nötzli	8
1.1.5 Therapieoptionen und Komplikationen der Ecf	8
1.1.5.1 Komplikationen und Spätfolgen	9
1.1.5.2 Femoroazetabuläres Impingement	10
1.2 Instrumentelle Ganganalyse	12
1.2.1 Der physiologische Gang	12
1.2.2 Gangbildveränderungen durch Ecf bzw. FAI	14
2. Fragestellung / Zielsetzung der Studie	15
3. Veröffentlichungen	16
3.1 Publizierte Originalarbeit	16
Gait deviations in transverse plane after SCFE in dependence on the femoral offset.	
Hummel S, Rosenthal D, Zilkens C, Hefter H, Krauspe R, Westhoff B. Gait Posture 2017; 58:358-362.	
3.2 Abstracts	16
4. Diskussion	22
5. Schlussfolgerungen	28
6. Literatur- und Quellenverzeichnis	30
7. Anhang	35

1. Einleitung

1.1 Epiphyseolysis capitis femoris

Die *Epiphyseolysis capitis femoris (Ecf)*, auch bekannt als *Slipped capital femoral epiphysis (SCFE)* oder Epiphysengleiten, bzw. *Coxa vara adolescentium* ist eine Hüfterkrankung des Adoleszentenalters.

Per definitionem handelt es sich um ein multifaktorielles Geschehen, bei dem es zu Strukturveränderungen und zur Auflockerung der proximalen Wachstumsfuge zwischen Epi- und Metaphyse des Femurs kommt. In der Folge kommt es zu einem Abrutsch des Hüftkopfes typischerweise nach medio-dorso-kaudal. Das proximale Femur disloziert dementsprechend nach lateral, kranial und ventral.

1.1.1 Inzidenz

Die Inzidenz liegt nach epidemiologischen Studien bei 4-5 /100.000 (1). Jungen erkranken in einem Verhältnis von etwa 2-3:1 häufiger als Mädchen. Männliche Patienten erkranken im Alter von 14-16 Jahren durchschnittlich später als Mädchen, bei denen das Durchschnittsalter zwischen 11 und 13 Jahren liegt.

Zur Prävalenz der Bilateralität der *Epiphyseolysis capitis femoris* können unterschiedliche Angaben gefunden werden. Diese sind abhängig von der Art der Studie und des *Follow-ups*, von der verwendeten Methode bei der radiographischen Messung und eventuell auch von der Behandlungsmethode.

Studien mit einem langen *Follow-up* beschreiben eine Prävalenz des bilateralen Epiphysenabrutsches bis zu 63% (2,3,4).

Im Falle von Bilateralität tritt die zweite Ecf meistens innerhalb des ersten Jahres nach der ursprünglichen Epiphysenlösung auf (5).

1.1.2 Ätiologie/Pathogenese

Die Ätiologie der *Epiphyseolysis capitis femoris* ist bisher ungeklärt. Es scheinen aber sowohl biomechanische, als auch biochemische Faktoren eine Rolle zu spielen.

Histologische und elektronenmikroskopische Untersuchungen zeigen Substanzverminderungen und Abnormitäten von Kollagenfibrillen und Proteoglykanen. Es ist jedoch bislang ungeklärt, ob dieser Befund ein Faktor ist, der das Auftreten einer Epiphysenlösung begünstigt, oder ob es in der Folge des Epiphysenabrutsches zu den beschriebenen Veränderungen kommt (6).

Als prädisponierende Faktoren werden neben dem männlichen Geschlecht afroamerikanische Herkunft, Adipositas, Großwüchsigkeit und familiäre Häufung als Hinweis auf eine genetische Ursache gewertet (7,8).

Es scheint auch eine Assoziation mit endokrinologischen Erkrankungen zu bestehen. Hierbei werden besonders Hypothyreose, Wachstumshormonmangel, Hyperparathyreoidismus und Hypogonadismus diskutiert. Auch die Behandlung mit Wachstumshormonen scheint ein Risiko darzustellen (9,10,11,12,13).

Mindestens 50% der betroffenen Kinder liegen mit ihrem altersentsprechenden Gewicht über der 95. Perzentile (14,15). Je adipöser die Kinder sind, desto früher scheint das Erkrankungsalter zu sein (15).

1.1.3 Klinisches Erscheinungsbild

Klinisch finden sich bei den Patienten neben Hüftschmerzen, besonders in der Leiste und über dem Trochanter major, auch Oberschenkel- und Knieschmerzen, die zu einer verzögerten Diagnosestellung führen können (16). Durchschnittlich beträgt die Dauer zwischen Auftreten des ersten Symptoms und Diagnosestellung fünf Monate (6).

Bei der klinischen Untersuchung ist das Drehmannzeichen typischerweise positiv. Hierbei kommt es auf der betroffenen Seite bei passiver Beugung im Knie- und Hüftgelenk des Patienten automatisch zur Hüftgelenkaußenrotation, verursacht durch ein anteriores, metaphysäres Impingement (s.u.) am Azetabulumrand.

Abb. 1 Normale Hüftflexion, positives Drehmann-Zeichen und Ecf im Röntgenbild

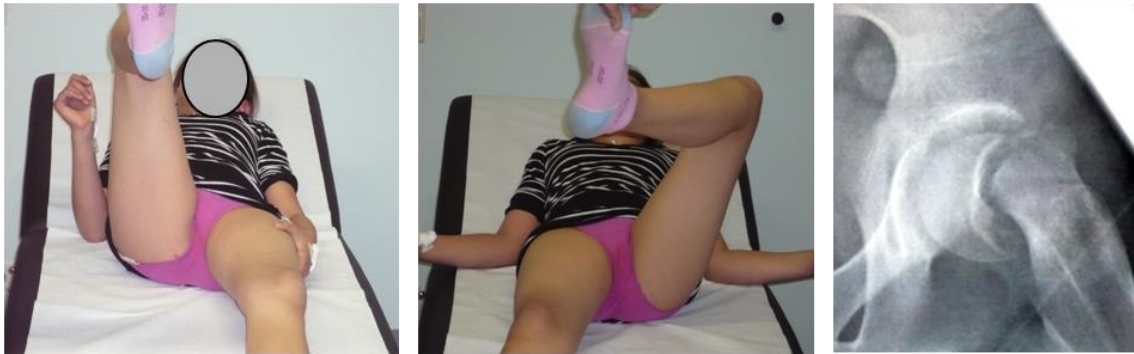


Abb. 1: links: normale Hüftflexion, Mitte: positives Drehmann-Zeichen, rechts: Ecf im Röntgenbild

Zur Einschätzung der klinischen Auswirkungen von Hüftpathologien kann im Rahmen der Anamnese und klinischen Untersuchung der *Harris Hip Score (HHS)* (17) verwendet werden. Hierbei werden die Patienten zu den Kategorien „Schmerz“, „Gehfähigkeit“ und „Aktivitäten im Alltag“ befragt. Außerdem wird der (passive) Bewegungsumfang des Hüftgelenks erfasst. Es erfolgt eine Bewertung nach einem Punktesystem (0-100 Punkte) und anschließend eine Einteilung der Beeinträchtigung nach der erzielten Punktzahl: Exzellentes Ergebnis (90-100 Pkt.), gutes Ergebnis (80-89 Pkt.), durchschnittliches Ergebnis (70-79 Pkt.), schlechtes Ergebnis (<70 Pkt.). Der *HHS* ermöglicht es, eine erste Einschätzung der funktionellen Einschränkungen nach einer *Ecf* vorzunehmen.

1.1.4 Einteilung der Ecf

Verschiedene Kriterien können zur Klassifikation der *Ecf* herangezogen werden:

1.1.4.1 Einteilung der Ecf nach der Dauer der Symptome

Tabelle 1

Einteilung der Ecf nach der Dauer der Symptome (18,19,20,21,22)	
Ecf imminens et incipiens (pre-slip)	Drohender oder bereits beginnender Abrutsch. Die Symptome sind, wenn vorhanden, nur gering ausgeprägt und unspezifisch.
Ecf acuta	Die Symptome bestehen seit weniger als drei Wochen, es kommt zu einer plötzlichen Verschlechterung.
Ecf lenta	Die Symptome bestehen in wechselnder Ausprägung seit mehr als drei Wochen.
Acute on chronic slip	Es bestehen chronische Symptome mit einer akut auftretenden Verschlechterung. (1,6)

Tabelle 1: Einteilung der Ecf nach der Dauer der Symptome

1.1.4.2 Einteilung der Ecf nach der Belastbarkeit

Tabelle 2

Einteilung nach der Belastbarkeit (nach Loder et al. (6))	
Stabil	Die Geh- und Stehfähigkeit mit oder ohne Unterarmgehstützen ist erhalten, es findet sich sonographisch kein Gelenkerguss und radiologisch können Remodellierungszeichen vorhanden sein. Etwa 90% der Abrutsche sind stabil. (23,24)
Instabil	Der Patient ist mit und ohne Unterarmgehstützen nicht geh- oder standfähig, sonographisch kann ein Gelenkerguss vorhanden sein und im Röntgenbild fehlen Zeichen von Remodellierungsprozessen.

Tabelle 2: Einteilung der Ecf nach der Belastbarkeit

1.1.4.3 Radiologische Beurteilung und Einteilung der Ecf

Zur radiologischen Beurteilung einer *Ecf* eignen sich konventionelle Röntgenaufnahmen des Hüftgelenks in zwei Ebenen. Klassischerweise wird eine Röntgenaufnahme im *anterior-posterioren (a.p.)* Strahlengang und eine sog. *axiale* Röntgenaufnahme des Hüftgelenks angefertigt.

Zur Einteilung des Schweregrades kann u.a. der Abrutschwinkel bzw. die Dislokation zwischen Epi- und Metaphyse (siehe Abb. 2 und Abb. 3) bestimmt werden.

Abb. 2 Bestimmung des Abrutschwinkels bei Ecf

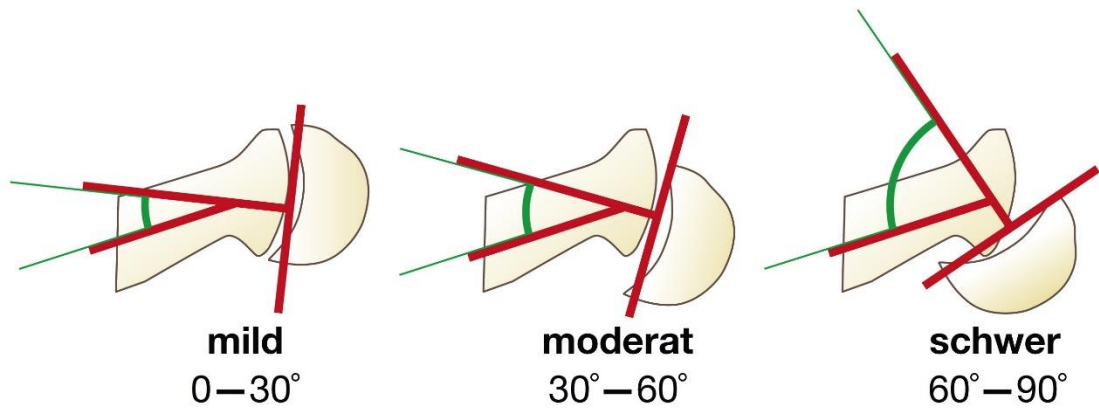


Abb. 2 Bestimmung des Abrutschwinkels. Links: mild (0-30°), Mitte: moderat (30-60°), rechts: schwer (60-90°).

Abb. 3 Dislokation zwischen Epi- und Metaphyse bei Ecf

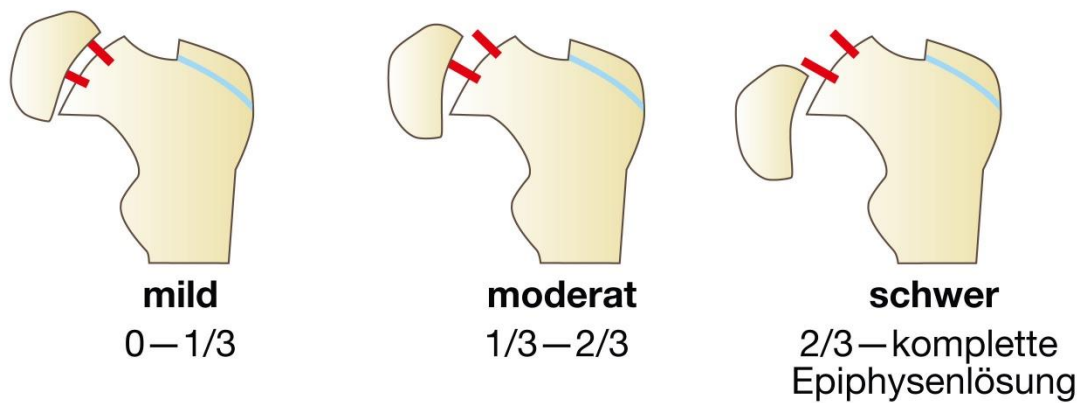


Abb. 3 Dislokation zwischen Epi- und Metaphyse. Links: mild (0-1/3), Mitte moderat (1/3-2/3), rechts schwer (2/3 – komplette Epiphysenlösung).

Tabelle 3

Radiologische Einteilung der Ecf	
mild	Der Abrutschwinkel (= Epiphysen-Schaft-Winkel) ist kleiner als 30° bzw. die Dislokation zwischen Epiphyse und Metaphyse beträgt weniger als 1/3 der Femurhalsbreite.
moderat	Der Abrutschwinkel beträgt zwischen 30° und 50° (60°) bzw. die Verschiebung zwischen Epiphyse und Metaphyse beträgt 1/3 bis 1/2 der Femurhalsbreite.
schwer	Der Abrutschwinkel ist größer als 50° (60°) bzw. die Verschiebung zwischen Epiphyse und Metaphyse ist größer als 1/2 der Femurhalsbreite (20,25,26)

Tabelle 3: Radiologische Einteilung der Ecf

1.1.4.3.1 Alpha-Winkel nach Nötzli et al. (27)

Durch den Epiphysenabrutsch und die daraus resultierende Deformität des proximalen Femurs kommt es zu einer veränderten Relation zwischen Femurkopf und Femurhals, dem sog. *Offset-Verlust*. Dieser kann durch den Alpha-Winkel nach Nötzli et al. (siehe Abb. 4) quantifiziert und ebenfalls zur Beurteilung der Kopf-Hals-Deformität des Femurs und damit zur Einteilung des Schweregrades einer Ecf herangezogen werden. Der Normalwert für den Alpha-Winkel beträgt 51° , von pathologischen Werten spricht man bei Werten $>55^\circ$ (28,29,30).

Abb. 4 Bestimmung des α -Winkels nach Nötzli anhand einer axialen Röntgenaufnahme der Hüfte

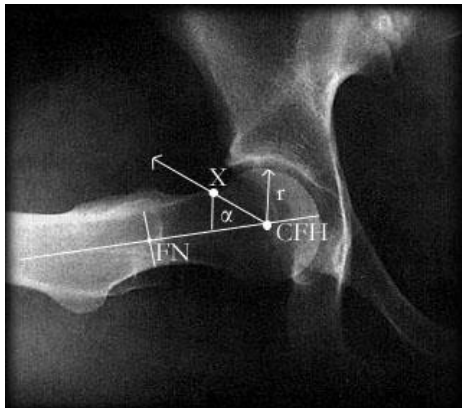


Abb. 4: CFH = Rotationszentrum des Femurkopfes, r = Radius des Femurkopfes, FN = schmalste Stelle des Femurhalses, X = der Punkt, an der Abstand zu CFH den Radius r übersteigt. α = Alpha-Winkel nach Nötzli.

1.1.5 Therapieoptionen und Komplikationen der Ecf

Nach radiologischer Diagnosestellung erfolgt die Therapie der Ecf immer operativ.

Je nach Akuität und Schweregrad des Epiphysenabrutsches stehen verschiedene Therapieoptionen zur Reposition und Fixation der Femurepiphyse zur Verfügung.

Das Verhindern eines weiteren Abrutsches, eine Wahrung bzw. Verbesserung der Gelenkfunktion sowie das Vermeiden von Komplikationen und Spätfolgen stehen dabei im Vordergrund (3,31,32).

Das operative Standardverfahren stellt die Reposition und Fixation der Femurepiphyse *in situ* mittels Kirschner-Drähten dar.

Dabei werden unterschiedliche Techniken beschrieben. Leunig et al. konnten in ihrer Studie einen Vorteil für eine zusätzliche Schraubenfixation der Epiphyse bei milden Formen der *Ecf* finden (33).

Bei akuten, moderaten und schweren Formen der *Ecf* kann zusätzlich zur K-Draht-Fixierung oder sekundär eine *ITO* (*intertrochanteric osteotomie*, Umstellungsosteotomie) nötig sein, um die Morphologie des proximalen Femurs und damit die Hüftgelenksartikulation so physiologisch wie möglich zu erhalten und das Risiko einer avaskulären Hüftkopfnekrose (AVN, s.u.) sowie der frühzeitigen Coxarthroseentwicklung (s.u.) zu reduzieren (34,35,36,37,38).

1.1.5.1 Komplikationen und Spätfolgen

Die schwerwiegendste und daher meistgefürchtetste Komplikation der akuten *Ecf* stellt die avaskuläre Hüftkopfnekrose (AVN) dar.

Dabei kommt es durch eine verminderte Blutversorgung des Hüftkopfes zu einer partiellen bzw. vollständigen Nekrose desselben. In der Folge kann die Implantation einer Hüft-Totalendoprothese bereits im frühen Erwachsenenalter notwendig sein.

Instabilität einer *Ecf* stellt einen unabhängigen Prädiktor für die Entwicklung einer AVN dar (39).

Das Auftreten einer AVN wird in vorangegangenen Studien nach der Behandlung einer instabilen *Ecf* in 5-47% der Fälle beschrieben (23,40,41).

1.1.5.2 Femoroazetabuläres Impingement als Risikofaktor für die Entwicklung von Osteoarthritis

In Folge der morphologischen Veränderungen des proximalen Femurs kann es zu einem *femoroazetabulären Impingementsyndrom (femoral acetabular impingement – FAI)* kommen („to impinge“ = engl. „auftreffen, stoßen“). Dabei stößt die prominente, nach anterolateral dislozierte Metaphyse gegen den Rand des Azetabulums. Es kommt zu einem reduzierten Bewegungsumfang des Hüftgelenks, insbesondere bei der Hüftflexion und -innenrotation (42,43,44).

Es werden zwei Haupttypen des Hüftimpingements unterschieden:

- *Pincer-* (bzw. Beißzangen- oder *Impaction-type-*) *Impingement*:
Durch einen im Verhältnis überlangen Pfannenrand des Azetabulums wird der Femurhals bei Bewegung „in die Zange genommen“. Durch die unphysiologische, mechanische Belastung entstehen zunächst Schäden am Labrum azetabuli und später sog. Contre-coup-Schäden an der gegenüberliegenden Seite, die durch Hebelwirkungen hervorgerufen werden.
- *Cam-* (bzw. Nockenwellen-, oder *Inclusion-type-*) *Impingement*:
Die durch die *Ecf* veränderte Morphologie der Femurmetaphyse mit einhergehendem Verlust der Konkavität des Kopf-Hals-Übergangs führt bei entsprechenden Bewegungen zu einem Nockenwellen-Phänomen. Da das Drehzentrum des Femurs aber durch seine Position im Azetabulum nicht verschoben werden kann, kommt es durch Scherkräfte zu mitunter großflächigen Knorpelabrasionen.

Abb. 5 Pincer- und Cam-Impingement

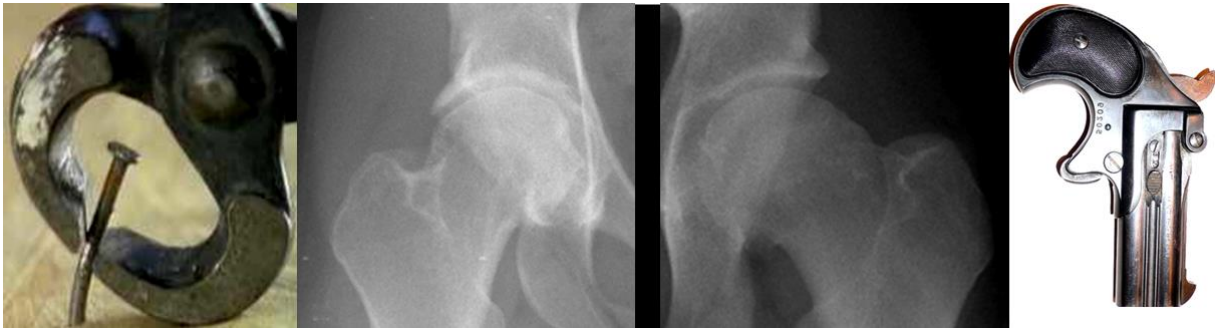


Abb. 5: links: Pincer-Impingement; rechts: Cam-Impingement

Bei ca. 70% aller Hüftimpingementsyndrome liegen Mischformen von *Pincer-* und *Cam-Impingement* vor (45).

Der Zusammenhang zwischen einer durch *Ecf* morphologisch veränderten Femurmetaphyse und daraus resultierender Entwicklung einer frühzeitigen Hüftgelenksarthrose wird von verschiedenen Autoren beschrieben (42,46).

1.2 Instrumentelle Ganganalyse

Mittels instrumenteller 3D-Ganganalyse ist es möglich den komplexen Bewegungsablauf des menschlichen Gangs zu analysieren und auszuwerten. Über Infrarotkameras, Reflexionsmarker und Kraftmessplatten können spatiotemporale, kinematische und kinetische Daten erfasst werden.

1.2.1 Der physiologische Gang

Durch reziproken Bodenkontakt der einzelnen Extremitäten, bei dem sie sich in ihrer Funktion als Stand- bzw. Schwungbein abwechseln, kommt es zur Aneinanderreihung von Doppelschritten, die auch als Gangzyklus bezeichnet werden. Ein Gangzyklus ist also das Intervall zwischen zwei sog. initialen Bodenkontakten einer Extremität.

Er gliedert sich in eine Stand- und eine Schwungphase.

Die Standphase beschreibt den Zeitraum, in dem der Fuß Bodenkontakt hat und umfasst etwa 60% eines Gangzyklus.

Sie beginnt mit dem initialen Bodenkontakt einer Extremität und endet mit dem Abheben der Zehen derselben Extremität.

Die Schwungphase beginnt mit der Zehenablösung der betrachteten Extremität vom Boden und beschreibt den Zeitraum, in dem sich diese zum Vorschwingen in der Luft befindet. Sie stellt etwa 40% eines Gangzyklus dar.

Das Zeitintervall der verschiedenen Phasen wird in Prozent angegeben. Ein kompletter Schrittzyklus, also Stand- und Schwungphase einer Extremität, entspricht 100%.

Nach Perry (47) werden folgende Schrittphasen unterschieden:

Tabelle 4: Schrittphasen des Gangzyklus

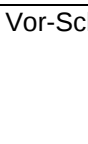
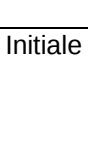
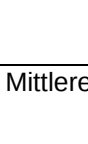
Schrittphase	Zeitpunkt	Aktion
 initialer Bodenkontakt	0%	Erste Berührung der betrachteten Extremität mit dem Boden, normalerweise mit der Ferse
 Stoßdämpfungsphase	0-10%	Aufsetzen des betrachteten Fußes auf dem Boden bis zum Ablösen der Zehe des anderen Fußes vom Boden
 Mittlere Standphase	10-30%	Zeitraum, bis sich der Körperschwerpunkt über dem betrachteten Vorfuß befindet
 Terminale Standphase	30-50%	Es befindet sich nur der betrachtete Fuß am Boden
 Vor-Schwungphase	50-60%	Aufsetzen des kontralateralen Fußes, der betrachtete Fuß hebt mit der Ferse ab. Das kontralaterale Bein befindet sich währenddessen in der Stoßdämpfungsphase
 Initiale Schwungphase	60-73%	Zeitraum vom Abheben der Zehen des betrachteten Fußes, bis das kontralaterale Standbein kreuzt
 Mittlere Schwungphase	73-87%	Zeitraum bis die Tibia senkrecht zum Boden steht
 Terminale Schwungphase	87-100%	Beenden der Schwungphase bis zum Aufsetzen der Ferse

Tabelle 4: Schrittphasen

1.2.2 Gangbildveränderungen durch Ecf bzw. FAI

Es können verschiedene Gangbildveränderungen nach *Ecf* bzw. durch *FAI* beobachtet werden. Hierbei wird eine vermehrte Außenrotation des Hüftgelenks sowohl in der Standphase (48) als auch während des gesamten Gangzyklus beschrieben (49,50). Außerdem konnte in früheren Studien eine verminderte Innenrotation der Hüfte (50), eine reduzierte Hüftflexion (48,49,50) sowie im Vergleich zu Normalwerten bzw. zur gesunden Gegenseite größere *Foot progression*-Winkel auf der betroffenen Seite festgestellt werden (48,51,52).

Sangeux et al (50) untersuchten 2014 bereits den Zusammenhang zwischen Gangbildveränderungen nach *Ecf* und dem Alpha-Winkel nach Nötzli, konnten jedoch keine signifikante Korrelation zwischen der Hüftrotation und dem Alpha-Winkel finden, obwohl die meisten Gangbildveränderungen in der Transversalebene beobachtet wurden.

Ebenfalls konnten in früheren Studien bereits durch *FAI* verursachte Gangbildveränderungen beschrieben werden (53,54,55,56,57). Hierbei werden besonders eine verminderte Innenrotation der Hüfte sowie eine vermehrte Außenrotation des Hüftgelenks während des Gangzyklus beschrieben (55,56).

Bisher wurde jedoch dem Einfluss des Ausmaßes der Morphologieveränderungen des proximalen Femurs im Zusammenhang mit den resultierenden Gangbildveränderungen nur wenig Beachtung geschenkt.

Sangeux et al. (50) waren bisher die einzigen Autoren, die Gangbildveränderungen im Zusammenhang mit der Schwere der *Ecf* betrachtet haben.

2. Fragestellung / Zielsetzung der Studie

Durch die veränderte Morphologie des proximalen Femurs nach *Epiphyseolysis capitis femoris* kann es durch die anterolaterale Prominenz der Metaphyse zu einem Hüftimpingement kommen. Hierbei stößt die Metaphyse an den Rand des Azetabulums, was zu einem reduzierten Bewegungsumfang des Hüftgelenks führen kann. Diese Bewegungseinschränkung betrifft insbesondere die Hüftflexion. Um ein *Impingement* zu vermeiden, kommt es bei (passiver) Beugung des Hüftgelenks zu einer Außenrotation.

Das Ziel der vorliegenden Studie (Studiennummer 2889) war es, den Zusammenhang zwischen dem Ausmaß des Epiphysenabrutsches und der Hüftrotation während des Gangzyklus zu untersuchen. Dabei wurden zwei Phasen der Hüftflexion und eine Phase der Hüftextension untersucht.

Das Patientenkollektiv wurde anhand der proximalen Femurdeformität, quantifiziert durch den Alpha-Winkel nach Nötzli et al., in drei *Offset-Gruppen* (OG) eingeteilt:

OG1: Alpha-Winkel $<55^\circ$

OG2: Alpha-Winkel $55-75^\circ$

OG3: Alpha-Winkel $>75^\circ$.

Es wurden drei Zeitintervalle während des Gehens definiert, in denen sich das Hüftgelenk in maximaler Extension bzw. Flexion befindet: Initialer Bodenkontakt (0% GZ), 40-60% GZ (Hüftextension) und 90-100% GZ (Hüftflexion).

Während dieser Zeitintervalle wurde die Rotationsstellung des Hüftgelenks detailliert in Abhängigkeit vom Schweregrad der proximalen Femurdeformität analysiert und Vergleiche mit gesunden Probanden durchgeführt.

Die Arbeitshypothese war, dass es während des Gehens besonders in Phasen der Hüftflexion bei den Ecf-Patienten mit ausgeprägter proximaler Femurdeformität zu einer vermehrten Außenrotation im Vergleich zu dem Normalkollektiv kommt; die morphologischen Veränderungen führen hypothetisch in Hüftflexion zu einem Hüftimpingement, das durch eine Außenrotationsbewegung kompensiert werden könnte.

3. Veröffentlichungen

3.1 Publierte Originalarbeit

- *Gait deviations in transverse plane after SCFE in dependence on the femoral offset.*

Hummel S, Rosenthal D, Zilkens C, Hefter H, Krauspe R, Westhoff B
Gait & Posture 2017; 58:358-362. (73)

(nachfolgend auf Seite 17 - 21)

3.2 Abstracts

- *Gait deviations in transverse plane after SCFE in dependence of the femoral offset.*

Westhoff B, Pezaro S, Rosenthal D, Zilkens C, Krauspe R

Gait Posture 2015; 42:61–62.



Full length article

Gait deviations in transverse plane after SCFE in dependence on the femoral offset

S. Hummel^{a,*}, D. Rosenthal, C. Zilkens, H. Hefter, R. Krauspe, B. Westhoff^a University of Duesseldorf, Medical Faculty, Department of Orthopaedics, Moorenstr. 5, D-40225 Duesseldorf, Germany

ARTICLE INFO

Keywords:

Slipped capital femoral epiphysis
Gait pattern
Compensation
Femoral acetabular impingement
Offset

ABSTRACT

Residual deformity of the femoral head after slipped capital femoral epiphysis (SCFE) may be accompanied by a loss of femoral offset and lead to femoro-acetabular impingement (FAI), especially during hip flexion. It is hypothesized that during phases of the gait cycle, when the hip is flexed, the offset-loss is compensated by an increased external rotation. The gait pattern of 36 patients suffering from SCFE, who were treated by pinning-in-situ, were compared to a control group of 40 healthy adults by an instrumented 3D-gait analysis. Total patient group was subdivided into 3 subgroups in dependence on the offset (offset groups (OG)) quantified by the angle α according to Nötzli: OG1: α -angle < 55°, OG2: α -angle between 55 and 75°, OG3: α -angle > 75°. Comparisons were made at 3 instants: initial foot contact (0% gait cycle (GC)), 40–60% GC and 90–100% GC. Patients showed an increased external hip rotation during all 3 periods of the GC with a tendency of increasing external rotation in association with offset-loss. Only during hip extension (40–60% GC) there was a weak correlation between angle α and hip rotation ($r = -0.375$, $p = 0.024$). In conclusion, the offset-loss does not lead to a functional relevant impingement during walking which needs compensation strategies like increasing external rotation during periods of hip flexion.

1. Introduction

Slipped capital femoral epiphysis (SCFE) is the most common disorder of the hip in adolescents and may lead to a residual deformity of the proximal femur in many patients [1,2]. A relative posterior and medial displacement of the capital femoral epiphysis resulting in an anterolateral prominence of the metaphysis can lead to a loss of femoral offset. Due to the pathological anatomy the prominent anterolateral metaphysis impinges against the acetabular rim especially during hip flexion (femoral acetabular impingement syndrome – FAI) [3–5]. Subsequent lesions to the labrum and the articular cartilage may cause early osteoarthritis. On clinical examination a positive Drehmann sign with an obligatory external hip rotation and abduction during passive flexion of the hip which is pathognomonic for SCFE may persist in case of FAI; a loss of internal rotation is also characteristic [6,7].

Abnormalities of gait in patients with SCFE have been described previously even if patients show good clinical results in the Harris Hip Score [8] and only mild radiographic signs of osteoarthritis according to the Tönnis grade [3,9,10]. The SCFE gait pattern was characterized by an increase of external hip rotation in stance [11] or during the entire gait cycle [12,13], by a decrease of hip internal rotation [13], by a decrease of peak hip flexion [11–13] and an increased foot

progression angle on the affected side in previous studies [8,11,14].

The results of Sangeux et al. [13] showed that the deviations were mostly pronounced in the transverse plane but there were no correlations with the angle α according to Nötzli [21].

Gait alterations due to FAI have been reported previously as well [15–19]. In the transverse plane reduced internal hip rotation and increased external hip rotation were described [17,18] but a detailed analysis is still missing.

Therefore the present study was designed to analyze whether the severity of a decreased femoral offset after SCFE is correlated with gait deviations in the transverse plane by performing an instrumented 3D-gait-analysis. The hypothesis tested whether the severity of offset-loss correlates with external hip-rotation during gait – especially during the period of maximum hip flexion – to avoid impingement.

2. Material and methods

2.1. Study population

Between 2002 and 2008 a total of 36 patients (23 male, 13 female) suffering from SCFE were subsequently recruited for the present study (Table 1). The inclusion criteria were 1. uni- or bilateral SCFE, 2. age

* Corresponding author.

E-mail address: sarahhummel@gmx.de (S. Hummel).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.026>

Received 18 April 2017; Received in revised form 29 July 2017; Accepted 21 August 2017
0966-6362/ © 2017 Elsevier B.V. All rights reserved.

Table 1
Characteristics of the subgroups.

Parameter	C	P	OG1	OG2	OG3
n	40	36	11	13	12
Sex	f:34, m:6	f:13, m:23	f:6, m:5	f:3, m:10	f:4, m:8
Mean age (years)	28.4 (6.99)	23.2 (3.52)	22.1 (3.68)	23.7 (3.70)	23.6 (3.24)
Mean BMI (kg/ m ²)	21.9 (1.81)	27.7 (4.87)	27.5 (6.14)	26.8 (4.43)	28.9 (4.15)
Mean Tönnis grade	N/A	1.0 (0.40)	1.0 (0.35)	0.9 (0.28)	1.1 (0.53)
Mean angle α (deg)	N/A	65.9 (18.54)	44.8 (4.29)	64.0 (6.96)	87.2 (9.04)

C = controls, P = patients, OG = offset group, f = female, m = male, value in brackets = standard deviation (SD)

over 18 years, 3. BMI below 40 kg/m², 4. follow-up of at least 3 years, 5. presence of an ap radiograph of the pelvis and an axial radiograph of both hips within one year before the follow-up examination. Exclusion criteria were any other disorder leading to gait deviations. 26 patients had unilateral and 10 patients bilateral SCFE. In case of bilateral SCFE only the side with the worse slip was analyzed. All patients were treated by pinning-in-situ.

X-rays were analyzed for severity of osteoarthritis according to Tönnis [20]: grade 0: no signs of osteoarthritis; grade 1 (mild): increased sclerosis, slight narrowing of the joint space, no or slight loss of head sphericity; grade 2 (moderate): small cysts, moderate narrowing of the joint space, moderate loss of head sphericity; grade 3 (severe): large cysts, severe narrowing or obliteration of the joint space, severe deformity of the head. The femoral offset was evaluated and quantified according to Nötzli on the axial radiograph of the hip by determining the angle α [21] (Fig. 1): therefore the center of the femoral head (CFH) and the point (FN) being the center of the neck at the narrowest point are defined; a line is drawn through these points (CFH); point X is the anterior point where the distance from the CFH exceeds the radius of the subchondral surface of the femoral head; the angle between the line connecting CFH and FN and the line drawn through the points CFH and X is called angle α [21]. A physiological value for the angle α is 51°, a cut-off between normal and pathological values has been described at 55° [22,23]. The patient cohort was subdivided into three offset-groups (OG) in dependence on α : OG1: $\alpha < 55^\circ$, OG2: $55^\circ \leq \alpha \leq 75^\circ$, OG3: $\alpha > 75^\circ$.

2.1.1. Controls

The control group contained 40 healthy adults (6 male, 34 female) without any disorders leading to gait impairment. No radiographs were

taken in the controls to avoid unnecessary exposure to radiation.

2.2. Gait analysis

Patients and controls underwent instrumented 3D-gait analysis. According to an extended Helen Hayes model [24] 22 body markers were attached to the subjects with an additional marker set for the trunc (processus spinosus C7, sternoclavicular joint, processus spinosus Th10, xiphoid process and center of the right scapula). Spatiotemporal, kinematic and kinetic data were recorded with a VICON 512 system with eight 50-Hz cameras and two AMTI force plates. The subjects walked on a 10 m walkway, barefoot and at a self-selected speed. The force plates had to be hit at least five times with each foot and the subjects were not informed about the presence of the force plates. The data of each gait cycle (GC) were time normalized to gait cycle (0–100%) for further analysis. Data were checked for consistency and averaged.

2.3. Data analysis

For the patients mean graphs of pelvic and hip rotation angles and foot progression angles of the impaired side – in case of bilaterality of the more severely impaired side – were computed by averaging the time-normalized graphs at each instant of the GC. For the controls, the corresponding mean graphs were computed by averaging the mean graphs for both sides accordingly. The transverse plane kinematics of the pelvis and the hip as well as the foot progression angle were analyzed in the period 40 to 60% of the GC – while the hip is extended – as mean values; in addition transverse plane kinematics were analyzed at initial contact (IC) and as mean value during the period 90 to 100% of the GC while the hip is in flexion. For each parameter a one-way ANOVA with post-hoc comparisons according to Dunnett-T3 with the four subgroups (inter-person factors) OG1, OG2, OG3 and controls were performed. A statistical level of $p < 0.05$ is considered as significant. The Bonferroni-Holm correction was applied to results of the multiple comparisons, such that the global alpha level was fixed at 0.05. Within-group variances of parameters are reported as standard deviations (SD), variances of means between groups are reported as standard errors (SE). Additionally Pearson's correlations of Nötzli's α angle [21] and Tönnis grade [20] with the nine parameters (pelvic rotation, hip rotation and foot progression at initial contact, terminal stance and terminal swing), respectively, and between angle α and Tönnis grade were computed. Statistical analysis was performed using SPSS software version 22.

The present study has been approved by the local ethics committee for medical studies. Subjects gave their written informed consent.

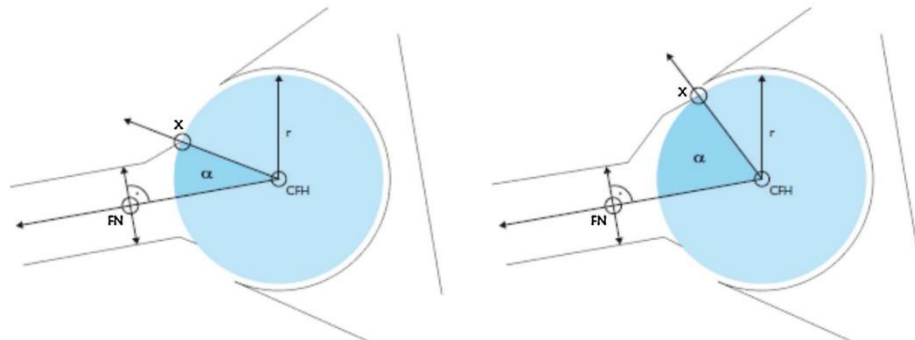


Fig. 1. Determination of the angle α according to Nötzli et al. (2002). CFH: center of femoral head, FN: point at the narrowest spot of the femoral neck along an axis drawn through CFH, X: point where the distance to CFH just exceeds the radius (r) of a circle drawn around the femoral head, α : angle alpha.

Table 2
Results of the gait analysis and comparison between patients, offset-groups and controls.

Parameter	C (SD)	P (SD)	OG1 (SD)	OG2 (SD)	OG3 (SD)	C/OG1 (SE) p1	C/OG2 (SE) p2	C/OG3 (SE) p3
Pelvis								
Pelvic rotation at 0% GC	4.4 (3.21)	2.9 (3.41)	2.9 (3.00)	2.1 (3.42)	3.8 (3.77)	1.5 (1.04)	2.4 (1.08)	0.6 (1.20)
Mean pelvic rotation at 40–60% GC	−3.5 (2.74)	−2.0 (3.24)	−1.4 (2.30)	−2.9 (3.25)	−1.5 (3.93)	2.1 (0.82)	0.6 (1.00)	1.9 (1.22)
Mean pelvic rotation at 90–100% GC	3.1 (2.76)	1.8 (3.14)	1.9 (2.60)	1.1 (3.08)	2.5 (3.72)	1.2 (0.90)	2.0 (0.96)	0.5 (1.16)
Hip								
Hip rotation at 0% GC	−6.8 (5.44)	−18.9 (8.72)	−16.8 (8.50)	−19.2 (8.53)	−20.5 (9.48)	10.0 (2.70)	12.4 (2.52)	13.7 (2.87)
Mean hip rotation at 40–60% GC	2.5 (5.81)	−8.1 (8.69)	−4.5 (7.91)	−8.5 (8.72)	−11.0 (8.84)	0.016 7.0 (2.56)	0.001 11.0 (2.59)	0.002 13.5 (2.71)
Mean hip rotation at 90–100% GC	−6.2 (5.29)	−19.0 (7.65)	−17.3 (6.31)	−19.3 (7.95)	−20.3 (8.74)	11.1 (2.08)	13.1 (2.36)	14.1 (2.66)
Foot Progression								
Foot progression at 0% GC	−7.1 (3.90)	−8.0 (6.75)	−5.6 (6.23)	−9.0 (6.09)	−9.2 (7.77)	1.5 (1.98)	1.9 (1.80)	2.1 (2.33)
Mean Foot progression at 40–60% GC	−5.3 (3.60)	−6.7 (6.94)	−3.5 (6.31)	−8.0 (6.01)	−8.3 (7.90)	0.968 (1.99)	0.859 (1.76)	0.918 (2.35)
Mean Foot progression at 90–100% GC	−9.0 (3.80)	−9.2 (6.07)	−8.2 (6.66)	−9.1 (5.11)	−10.3 (6.78)	0.915 (2.10)	0.572 (1.54)	0.731 (2.05)
						0.999	1.000	0.984

C = controls, P = patients, OG = offset group, value in brackets = standard deviation; p1-3: first value = difference to controls, bold = significant, p corresponds to Dunnett-test, all values in degrees (negative = external rotation).

3. Results

Characteristics of the entire control (C) and patient (P) group as well as the three offset subgroups (OG1–OG3) are found in Table 2. The degree of degenerative changes in the hip radiographs according to Tönnis are very similar in all subgroups; none of the patients had severe osteoarthritis (grade 3), 4 patients showed moderate signs (grade 2), most patients had just mild (grade 1, $n = 30$) or no (grade 0, $n = 2$) signs of osteoarthritis. The comparison between the offset-groups didn't show any significant differences.

The analysis of the transverse plane kinematics showed in general an increasing external hip rotation with increasing femoral offset-loss (Fig. 2b, Table 2):

At **initial contact** while the hip is in flexion there was a significant difference in hip rotation across the four groups in the ANOVA ($F = 18.37$, $p < 0.001$). External hip rotation increased with offset-loss and all offset groups (OGs) differed significantly from the controls (C): C: -6.8° (standard deviation (SD) 5.44°), OG1 -16.8° (SD 8.5°) difference to C: 10.0° (standard error (SE) 2.70°), $p = 0.016$; OG2 -19.2° (SD 8.53°), diff. to C: 12.4° (SE 2.52°), $p = 0.001$; OG3 -20.5° (SD 9.48°), diff. to C: 13.7° (SE 2.87°), $p = 0.002$.

At terminal stance (**40–60%** of the GC) while the hip is in extension there is also a significant difference in hip rotation across groups ($F = 15.38$, $p < 0.001$): Patients walked with the hip externally rotated whereas the controls showed a slight internal rotation; with increasing severity of the offset-loss external hip rotation was increasing and the difference compared to the controls was more pronounced: C: 2.5° (SD 5.81°), OG1 -4.5° (SD 7.91°), diff. to C: 7.0° (SE 2.56°), $p = 0.087$; OG2 -8.5° (SD 8.72°), diff. to C: 11.0° (SE 2.59°), $p = 0.004$; OG3 -11.0° (SD 8.84°), diff. to C: 13.5° (SE 2.71°), $p = 0.001$.

Finally, there is a significant difference in hip rotation across groups

at terminal swing (**90–100%** of the GC) – the period when the hip is in maximum flexion ($F = 24.55$, $p < 0.001$). Patients showed more external hip rotation than the controls; with increasing offset-loss a more pronounced external hip rotation could be observed and all OGs differed significantly from the controls: C: -6.2° (SD 5.29°), OG1 -17.3° (SD 6.31°), diff. to C: 11.1° (SE 2.08°), $p = 0.001$; OG2 -19.3° (SD 7.95°), diff. to C: 13.1° (SE 2.36°), $p < 0.001$; OG3 -20.3° (SD 8.74°), diff. to C: 14.1° (SE 2.66°), $p = 0.001$.

Analysis of the movement pattern of the pelvis as well as the foot-progression-angle didn't show any significant difference in dependence of the offset loss in any period of the gait cycle compared to the controls (Fig. 2a, c).

Correlation analysis of angle α and external hip rotation during the three defined periods of the GC (IC, terminal stance and terminal swing) showed a weak correlation ($r = -0.375$, $p = 0.024$) only during the period “40–60% of the GC”. In the same period there was a weak correlation between the angle α and the foot progression angle ($r = -0.369$, $p = 0.027$). No correlations were found between the angle α and the Tönnis grade or between Tönnis grade and hip rotation (Table 3).

4. Discussion

Residual deformities after SCFE can result in a reduced femoral head-neck-offset and subsequent femoroacetabular impingement (FAI) especially during hip flexion and internal hip rotation. Gait impairment due to SCFE and FAI has been investigated with instrumented 3D gait analysis in a limited number of studies but the results are inconsistent.

Gait alterations after SCFE such as reduced sagittal ROM of the hip [8,13], increased hip extension [12], altered pelvic obliquity [12,13], increased hip adduction [12], reduced internal hip rotation [13], increased external hip rotation [12,13] as well as increased foot

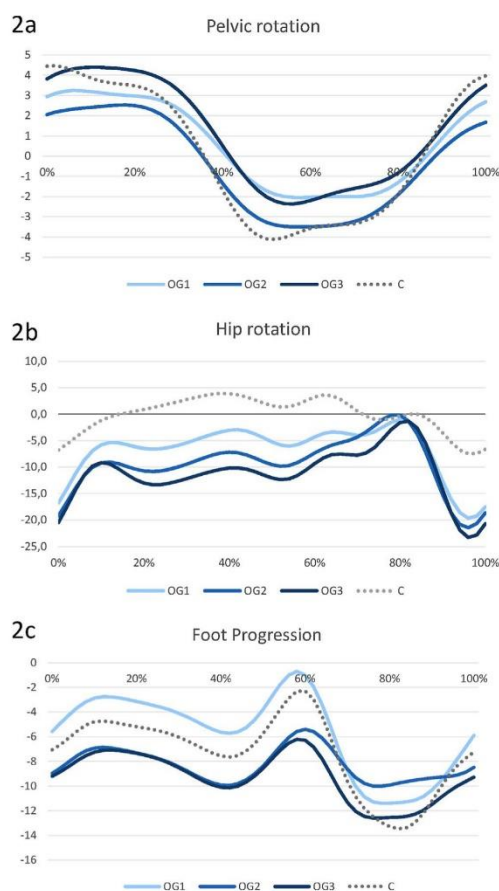


Fig. 2. Kinematics in transverse plane of the (a) pelvis, (b) hip and (c) foot progression. OG = offset group, C = controls, X-axis: Percent of the GC, Y-axis: rotation in degrees – negative values are equivalent with external rotation.

progression [12–14,25] have been described before.

In previous studies [13] performing instrumented gait analysis after SCFE the most significant deviations compared to healthy control subjects could be found in the transverse plane.

As postulated by Rab et al. [26] and already demonstrated by Song et al. [12] and Sangeux et al. [13] SCFE can lead to an increase of external hip rotation and foot progression due to metaphyseal hip impingement.

The effect of FAI on the biomechanics of the hip joint has been the focus of previous studies, too. Various gait alterations at the level of the hip such as reduced sagittal ROM due to reduced peak extension [15–18,27], reduced frontal plane ROM [16,27] and reduced hip internal rotation [17,18] have been described as results of 3D-gait analysis.

Due to various study designs and inconsistent results it is difficult to draw reliable conclusions. Only very limited data on the evaluation of the transverse plane of the hip are available. Due to the pathologic anatomy in FAI the prominent anterolateral bump impinges against the acetabular rim especially during hip flexion. This might be compensated by external hip rotation. Although gait deviations in the

Table 3

Pearson correlations between hip rotation and a) angle α and b) Tönnis grade.

Parameter	a) Correlation with Alpha (p)	b) Correlation with Tönnis (p)
Pelvis		
IC (0% GC)	0.21 (0.210)	0.18 (0.290)
Terminal stance (40–60% GC)	0.01 (0.931)	0.13 (0.445)
Terminal swing (90–100% GC)	0.21 (0.227)	0.23 (0.171)
Hip		
IC (0% GC)	–0.24 (0.154)	–0.15 (0.369)
Terminal stance (40–60% GC)	–0.38 (0.024)	–0.03 (0.845)
Terminal swing (90–100% GC)	–0.22 (0.204)	–0.10 (0.581)
Foot Progression		
IC (0% GC)	–0.28 (0.102)	–0.21 (0.226)
Terminal stance (40–60% GC)	–0.37 (0.024)	–0.18 (0.295)
Terminal swing (90–100% GC)	–0.20 (0.246)	–0.15 (0.394)

Pearson correlations between hip rotation and angle α /Tönnis grade; IC = initial contact, value in brackets = standard deviation, bold: significant correlation.

transverse plane have been described after SCFE [12–14,25] and due to FAI [17,18] deviations in the transverse plane are inconsistent; this could be related to the fact that the severity of the pathologic anatomy was not sufficiently considered. To our knowledge Sangeux et al. were the only ones who considered the severity of the deformity of the proximal femur in their analysis [13]: they found some weak correlation between kinematics in the coronal plane and radiographic parameters but surprisingly a lack of correlation in the transverse plane although the most pronounced gait deviations were observed there. A reason could be that the correlation of the radiographic parameters was analyzed with mean values of hip rotation and foot progression while pathomechanically the reduced offset of the femoral head is mostly relevant when the hip is in a flexed position. Furthermore patients with mild slips were excluded from their study which may have led to the absence of correlation.

Therefore, the aim of the present study was to investigate gait deviations in the transverse plane after SCFE in dependence on the offset-loss and on the hip position in the sagittal plane.

To quantify the offset-loss the α -angle according to Nötzli [21] measured on axial radiographs was used. This method has been described as reliable and reproducible for determination and quantification of the femoral head-neck-offset [28]. Barton et al. [28] evaluated the accuracy and reproducibility of the angle α on plain radiographs in different views with multiplanar MRI; best correlations were found for the Dunn view with a Pearson correlation coefficient of 0.702 and a p -value < 0.001.

The patients were subdivided into three offset-groups in dependence on the angle α . Hip rotation was investigated via instrumented 3D-gait analysis at 3 periods during the gait cycle: at 40–60% of the GC while the hip is in extension and during hip flexion at initial contact (0% of the GC) and at 90–100% GC. The results showed an increased external hip rotation in all offset-groups during the analyzed phases. This is in accordance to previously published data [12,13,26]. Surprisingly during the phases when the hip is in flexion there was no correlation between hip rotation and severity of offset-loss. An explanation therefore might be that during normal walking which goes along with a maximum hip flexion of 30 to 40° the offset-loss is functionally not relevant and the hypothesized compensation mechanism is pathomechanically not needed. It could also be hypothesized that due to the pathomechanics with external rotation of the metaphysis underneath the epiphysis in combination with a lateral and anterior displacement of the metaphysis the need to generate external rotation is removed to

avoid cam impingement in the levels of flexion seen during gait as opposed to stair climbing or sitting. A compensatory pattern might become apparent in situations where the required degree of hip flexion is greater such as walking up an incline or stair ascent; we intend to investigate this in further studies.

Analysis of the results also showed a weak correlation between the severity of offset-loss and hip rotation as well as foot progression during the phase while the hip is in extension (40–60% GC). This was surprising and an explanation therefore is not provided.

The study has several limitations: the deformity of the proximal femur after SCFE is a three-dimensional one and the radiograph is a two-dimensional image of a three-dimensional structure [29]. Although the reliability of the measurements of the alpha-angle is best for the axial view with a sensitivity of 91%, a specificity of 88%, a positive predictive value of 93%, a negative predictive value of 84% and an accuracy of 90% for identifying the asphericity of the proximal femur [28], factors like the positioning of the hip during x-ray capture and location of the pathoanatomic process may influence the result [13]. Additionally alpha angles could not be determined for the controls due to ethical reasons; therefore an analysis of transverse plane kinematics and angle alpha in the control group couldn't be performed.

A further limitation is the reliability of the instrumented gait analysis data, especially of the transverse plane. Although overall the reliability is very good [24,30–32] it is the lowest for the transverse plane with correlation coefficients of 0.59 to 0.74 [30,33]. Markerplacement in this special patient group can be demanding due to obesity [12,24] with major difficulties in finding the correct marker position via bony structures. Increased soft tissue movements due to obesity may also contribute to a reduced reproducibility.

The strength of the study is that the studied population was homogenous and there were no relevant differences between the offset-groups with respect to age, BMI or degenerative joint disease. Especially the parameters "BMI" and "degenerative joint disease" are known to have an influence on gait in general and on the transverse plane especially; this bias therefore can be excluded [34,35].

In conclusion, patients after SCFE walk with increased external hip rotation throughout the entire gait cycle compared to the control group. During gait after SCFE, offset-loss is not strongly correlated with the external hip rotation suggesting that impingement is not seen under these conditions.

Conflict of interest

Each of the authors has read and concurs with the content in the final manuscript. The material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract. The authors have no conflict of interest to disclose.

References

- [1] P. Rostoucher, H. Bensahel, G.F. Pennecot, K. Kaewpornsawan, K. Mazda, Slipped capital femoral epiphysis: evaluation of different modes of treatment, *J. Pediatr. Orthop. B* 5 (1996) 96–101.
- [2] K. Seller, P. Raab, A. Wild, R. Krauspe, Risk-benefit analysis of prophylactic pinning in slipped capital femoral epiphysis, *J. Pediatr. Orthop. B* 10 (2001) 192–196.
- [3] M. Leunig, M.M. Casillas, M. Hamlet, O. Hersche, H. Nötzli, T. Slongo, R. Ganz, Slipped capital femoral epiphysis: early mechanical damage to the acetabular cartilage by a prominent femoral metaphysis, *Acta Orthop. Scand.* 71 (2000) 370–375.
- [4] M. Tanzer, N. Noiseux, Osseous abnormalities and early osteoarthritis: the role of hip impingement, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 429 (2004) 170–177.
- [5] M. Beck, M. Kalhor, M. Leunig, R. Ganz, Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip, *J. Bone Joint Surg. Br.* 87 (2005) 1012–1018.
- [6] M. Kamegaya, T. Saisu, J. Nakamura, R. Murakami, Y. Segawa, M. Wakou, Drehmann sign and femoro-acetabular impingement in SCFE, *J. Pediatr. Orthop.* 31 (2011) 853–857.
- [7] F. Drehmann, Drehmann's sign. A clinical examination method in epiphysiolysis (slipping of the upper femoral epiphysis). Description of signs, aetiopathogenetic considerations, clinical experience, *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 117 (1979) 333–344.
- [8] B. Westhoff, K. Ruhe, K. Weimann-Stahlschmidt, C. Zilkens, R. Willers, R. Krauspe, The gait function of slipped capital femoral epiphysis in patients after growth arrest and its correlation with the clinical outcome, *Int. Orthop.* 36 (2012) 1031–1038.
- [9] H.S. Hosalkar, N.K. Pandya, J.D. Bomar, D.R. Wenger, Hip impingement in slipped capital femoral epiphysis: a changing perspective, *J. Child. Orthop.* 6 (2012) 161–172.
- [10] E.L. Sink, I. Zaltz, T. Heare, M. Dayton, Acetabular cartilage and labral damage observed during surgical hip dislocation for stable slipped capital femoral epiphysis, *J. Pediatr. Orthop.* 30 (2010) 26–30.
- [11] P.M. Caskey, M.L. McMullin, A.B. Gordon, M.A. Posner, G.O. Baird, B.J. Tompkins, Gait outcomes of patients with severe slipped capital femoral epiphysis after treatment by flexion-rotation osteotomy, *J. Pediatr. Orthop.* 34 (2014) 668–673.
- [12] K.M. Song, S. Halliday, C. Reilly, W. Keezel, Gait abnormalities following slipped capital femoral epiphysis, *J. Pediatr. Orthop.* 24 (2004) 148–155.
- [13] M. Sangeux, E. Passmore, G. Gomez, J. Balakumar, H.K. Graham, Slipped capital femoral epiphysis, fixation by single screw in situ: a kinematic and radiographic study, *Clin. Biomech.* 29 (2014) 523–530.
- [14] B. Westhoff, K. Schröder, K. Weimann-Stahlschmidt, C. Zilkens, R. Willers, R. Krauspe, Radiological outcome and gait function of SCFE patients after growth arrest, *J. Child. Orthop.* 7 (2013) 507–512.
- [15] L.E. Diamond, T.V. Wrigley, K.L. Bennell, R.S. Hinman, J. O'Donnell, P.W. Hodges, Hip joint biomechanics during gait in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement, *Gait Posture* 43 (2016) 198–203.
- [16] N. Brisson, M. Lamontagne, M.J. Kennedy, P.E. Beaulé, The effects of cam femoroacetabular impingement corrective surgery on lower-extremity gait biomechanics, *Gait Posture* 37 (2013) 258–263.
- [17] J. Rylander, B. Shu, J. Favre, M. Safran, T. Andriacchi, Functional testing provides unique insights into the pathomechanics of femoroacetabular impingement and an objective basis for evaluating treatment outcome, *J. Orthop. Res.* 31 (2013) 1461–1468.
- [18] M.A. Hunt, J.R. Guenther, M.K. Gilbert, Kinematic and kinetic differences during walking in patients with and without symptomatic femoroacetabular impingement, *Clin. Biomech.* 28 (2013) 519–523.
- [19] Z. Alshameeri, V. Khanduja, The effect of femoro-acetabular impingement on the kinematics and kinetics of the hip joint, *Int. Orthop.* 38 (2014) 1615–1620.
- [20] D. Tönnis, Normal values of the hip joint for the evaluation of X-rays in children and adults, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 119 (1976) 39–47.
- [21] H.P. Nötzli, T.F. Wyss, C.H. Stoecklin, M.R. Schmid, K. Treiber, J. Hodler, The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement, *J. Bone Joint Surg. Br.* 84 (2002) 556–560.
- [22] I. Ipach, F. Mittag, S. Sachsenmaier, P. Heinrich, T. Kluba, A new classification for pistol grip deformity – correlation between the severity of the deformity and the grade of osteoarthritis of the hip, *Rofo* 183 (2011) 365–371.
- [23] D. Allen, P.E. Beaulé, O. Ramadan, S. Doucette, Prevalence of associated deformities and hip pain in patients with cam-type femoroacetabular impingement, *J. Bone Joint Surg. Br.* 91 (2009) 589–594.
- [24] M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan, M.E. Wooten, J. Gaine, G. Gorton, G.V. Cochran, Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait, *J. Orthop. Res.* 7 (1989) 849–860.
- [25] D.B. Siegel, J.R. Kasser, P. Sponseller, R.H. Gelberman, Slipped capital femoral epiphysis. A quantitative analysis of motion, gait, and femoral remodeling after in situ fixation, *J. Bone Joint Surg. Am.* 73 (1991) 659–666.
- [26] G.T. Rab, et al., The geometry of slipped capital femoral epiphysis: implications for movement, impingement, and corrective osteotomy, *J. Pediatr. Orthop.* 19 (1999) 419–424.
- [27] M.J. Kennedy, M. Lamontagne, P.E. Beaulé, Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait Walking biomechanics of FAI, *Gait Posture* 30 (2009) 41–44.
- [28] C. Barton, M.J. Salineros, K.S. Rakhra, P.E. Beaulé, Validity of the alpha angle measurement on plain radiographs in the evaluation of cam-type femoroacetabular impingement, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 469 (2011) 464–469.
- [29] D.C. Meyer, M. Beck, T. Ellis, R. Ganz, M. Leunig, Comparison of six radiographic projections to assess femoral head/neck asphericity, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 445 (2006) 181–185.
- [30] B. Westhoff, M.A. Hirsch, H. Hefter, A. Wild, R. Krauspe, How reliable are data from 3d-gait analysis, *Sportverletz. Sportschaden* 18 (2004) 76–79.
- [31] C.E. Diss, The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait, *Gait Posture* 14 (2001) 98–103.
- [32] V. Maynard, A.M. Bakheit, J. Oldham, J. Freeman, Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mp30 motion analysis system, *Gait Posture* 17 (2003) 59–67.
- [33] D. Larocque, A. Duval, C. Morisset, J.N. Beis, P. d'Atis, J.F. Mallefert, P. Ornetti, Test-retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients, *Osteoarthritis. Cartil.* 19 (2011) 194–199.
- [34] P.P. Lai, A.K. Leung, A.N. Li, M. Zhang, Three-dimensional gait analysis of obese adults, *Clin. Biomech.* 23 (Suppl. 1) (2008) S2–S6.
- [35] E. Watelain, F. Dujardin, F. Babier, D. Dubois, P. Allard, Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82 (2001) 1705–1711.

4. Diskussion

Die *Epiphyseolysis capitis femoris* geht mit anatomischen Veränderungen des proximalen Femurs einher. In Folge des Epiphysenabrutsches kommt es zu einer Prominenz der Metaphyse und einem Verlust des femoralen *Offsets*. Besonders bei Hüftflexion und Hüftinnenrotation stößt die Metaphyse an den Rand des Azetabulums an und es kommt zu einem *femoroazetabulären Impingement (FAI)*.

Durch die oft unspezifischen und variablen klinischen Symptome wie Oberschenkelschmerzen, aber auch Hüft- bzw. Leistenschmerzen sowie Knieschmerzen (16) bei den Adoleszenten wird eine frühzeitige Diagnosestellung und –sicherung der *Ecf* häufig verhindert (6,16). Diese erfolgt, bei vorliegendem Verdacht, bislang vorwiegend klinisch und radiologisch. Durchschnittlich beträgt die Dauer zwischen dem Auftreten der ersten Symptome und der Diagnosestellung fünf Monate (6).

Durch den Krankheitsverlauf hervorgerufene, funktionell-dynamische Aspekte finden bisher wenig Berücksichtigung im klinischen Alltag.

Zwar ist eine klinische Einschätzung des Folgezustandes nach *Ecf* anhand von Beweglichkeitsprüfungen und Fragebögen wie z.B. dem *Harris Hip Score* (58) möglich, jedoch ist diese stark abhängig vom subjektiven Empfinden des Patienten und kann daher nur als grobe Orientierung dienen. Der Großteil der in der vorliegenden Studie inkludierten Patienten erzielte im *Harris Hip Score* ein exzellentes oder gutes Ergebnis. Trotzdem konnten aber in allen *Offset-Gruppen* durch die *Ecf* hervorgerufene Gangbildveränderungen beobachtet werden.

Zur frühzeitigen Detektion und Beurteilung funktionell-dynamischer Veränderungen, die durch eine *Ecf* hervorgerufen werden können, scheinen demnach erweiterte und spezifischere Analyseverfahren nötig zu sein.

Verschiedene Studien konnten bereits mittels instrumenteller 3D-Ganganalyse Gangbildveränderungen durch *Ecf* bzw. *FAI* zeigen, jedoch sind die Ergebnisse uneinheitlich und teilweise widersprüchlich.

Nach *Ecf* werden Gangbildveränderungen wie ein reduzierter Bewegungsumfang des Hüftgelenks in der Sagittalebene (50,51), vermehrte Hüftextension (49), Veränderungen der Schrägstellung des Beckens in der Frontalebene (49,50), vermehrte Hüftadduktion (49), verringerte Hüftinnenrotation (50), vermehrte Hüftaußenrotation (49,50) sowie vergrößerte Winkel für die *Foot progression* (49,50,52,59) beschrieben.

Rab stellt in seiner auf einem 3D-ComputermodeLL basierenden Studie bereits 1999 die Hypothese auf, dass die Morphologieveränderungen des proximalen Femurs nach *Ecf* während des Gehens zu einer Hüftaußenrotation führen müssten, um ein *Impingement* zu vermeiden. Des Weiteren sollte seiner Theorie nach die Außenrotation im Hüftgelenk bei höhergradigen Abrutschwinkeln zunehmen (60).

Diese Vermutung wird durch die Studien von Song et al. (49) und Sangeux et al. (50) unterstützt.

Song et al. (49) untersuchten in ihrer Studie 30 *Ecf*-Patienten mit mildem bis schwerem Epiphysenabrutsch. Die Patienten zeigten auf der erkrankten Seite im Vergleich zur den gesunden Probanden eine vergrößerte Hüftextension, eine vermehrte Hüftadduktion, eine ausgeprägtere Hüftaußenrotation in der Standphase sowie vergrößerte *Foot-progression*-Winkel.

Sangeux et al. (50) untersuchten in ihrer retrospektiven Studie 30 *Ecf*-Patienten nach moderater bis schwerer *Ecf*. Das Ziel der Studie war es, den Zusammenhang zwischen dem radiologisch bestimmten Ausmaß des Epiphysenabrutsches (*Southwick's lateral slip angle* (26), der *Klein's line* (61,62) sowie dem Alpha-Winkel nach Nötzli (27)) und den damit einhergehenden Gangbildveränderungen zu untersuchen. Die *Ecf*-Patienten zeigten im Vergleich zu den gesunden Probanden zwar eine vermehrte Hüftaußenrotation und einen vergrößerten *Foot progression*-Winkel, jedoch konnte die Studie keinen signifikanten Zusammenhang zwischen diesen Parametern und dem Alpha-Winkel nach Nötzli, also dem Schweregrad der proximalen Femurdeformität, zeigen.

Gangbildveränderungen im Zusammenhang mit *femoroazetabulärem Impingement* wurden ebenfalls in einigen früheren Studien untersucht.

Es wurde ein verminderter sagittaler Bewegungsumfang des Hüftgelenks, einhergehend mit einer verminderten Hüftextension (53,54,55,56,63), ein reduzierter Bewegungsumfang in der Frontalebene (54,63) und eine verminderte Hüftinnenrotation (55,56) beschrieben.

Wegen Unterschieden im Studienaufbau vorangegangener Untersuchungen und teilweise widersprüchlicher Ergebnisse ist es bislang nicht möglich, eindeutige Aussagen im Hinblick auf das Gangbild zu machen. Insbesondere finden sich bislang nur wenige Informationen bezüglich der Auswirkungen auf die Transversalebene.

Das durch die pathologische Anatomie des proximalen Femurs mit reduziertem *Offset* hervorgerufene *Hüftimpingement* tritt besonders bei Hüftflexion- und Innenrotation auf. Vermieden werden kann das *Impingement* durch eine kompensatorische Außenrotationsbewegung der Hüfte.

Die zum Teil unterschiedlichen und widersprüchlichen Ergebnisse der Analyse der Transversalebene aus vorangegangenen Studien, könnten unter anderem durch mangelnde Berücksichtigung des Ausmaßes der morphologischen Veränderungen des proximalen Femurs zustande kommen.

Sangeux et al. (50) waren bisher die einzigen Autoren, die in ihrer Analyse der Auswirkungen auf das Gangbild den Schweregrad der proximalen Femurdeformität berücksichtigten. Die ausgeprägtesten Gangbildveränderungen werden in ihrer Studie in der Transversalebene beschrieben, jedoch ohne signifikante Korrelation zu den radiologisch bestimmten Parametern *Klein's line* (61,62), *lateral slip angle nach Southwick* (26) und Alpha-Winkel nach Nötzli (27). Es wurden lediglich in der Frontalebene schwache Korrelationen gefunden. Diese Ergebnisse sind möglicherweise zustande gekommen, weil bei der Analyse die Mittelwerte (z.B. Mittelwert der Hüftrotation des gesamten Gangzyklus) mit den radiologisch bestimmten Parametern korreliert wurden. Ein reduziertes femorales *Offset* und ein damit einhergehendes *Impingement* sollten sich aber am ehesten in den Phasen des Gangzyklus zeigen, in denen die Hüfte

flektiert ist. Des Weiteren beinhaltete das Patientenkollektiv von Sangeux et al. (50) nur Patienten mit moderatem bis schwerem Epiphysenabrutsch. Auch dieser Faktor könnte zu fehlenden Korrelationen geführt haben.

Aus diesem Grund war es das Ziel der vorliegenden Studie, das Ausmaß von Gangbildveränderungen in der Transversalebene in Abhängigkeit von der Schwere der verbliebenen Deformität des proximalen Femurs zu untersuchen. Hierbei wurden drei Zeitpunkte bzw. -intervalle definiert, um die Phasen der Hüftflexion bzw. -extension getrennt voneinander analysieren und vergleichen zu können.

Zur Quantifizierung der proximalen Femurdeformität wurde der Alpha-Winkel nach Nötzli et al. (27) in axialen Röntgenaufnahmen der Hüfte bestimmt.

Der Alpha-Winkel nach Nötzli stellt eine reliable und reproduzierbare Methode dar, um das Ausmaß der proximalen Femurdeformität zu beschreiben (64). Barton et al. (64) untersuchten in ihrer Studie die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Bestimmung des Alpha-Winkel nach Nötzli. Zu diesem Zweck verglichen sie die Messungen aus konventionellen Röntgenaufnahmen des Hüftgelenks in verschiedenen Ebenen mit Messungen anhand von multiplanaren MRT-Bildern. Die stärkste Korrelation wurde für die axiale Röntgenaufnahme nach Dunn (65) gefunden: Korrelationskoeffizient nach Pearson 0,702, p-Wert <0,001.

Anhand des Alpha-Winkels nach Nötzli wurde das Patientenkollektiv in drei *Offset-Gruppen (OG)* eingeteilt. Die Alpha-Winkel von *OG1* lagen im Normbereich, *OG2* beinhaltete Patienten mit einem moderaten und *OG3* Patienten mit einem moderaten bzw. schweren Epiphysenabrutsch. (73)

Die Hüftrotation wurde mittels instrumenteller 3D-Ganganalyse zu drei definierten Zeitpunkten bzw. -intervallen gemessen: Während der Phase der maximalen Hüftextension (40-60% GZ) sowie zu Beginn des Gangzyklus beim initialen Bodenkontakt (0% GZ) und am Ende des GZ (90-100% GZ) – zum Zeitpunkt, wenn sich das Hüftgelenk in Hüftflexion befindet. (73)

Das gesamte Patientenkollektiv zeigte eine vermehrte Außenrotation des Hüftgelenks während aller drei definierten Zeitpunkten bzw. -intervallen. (73)

Diese Ergebnisse stimmen mit solchen aus früheren Studien überein (49,50,60).

Überraschenderweise konnte in den Phasen der Hüftflexion keine signifikante Korrelation zwischen der Hüftaußenrotation und dem femoralen *Offset* nachgewiesen werden. (73)

Eine mögliche Erklärung für die fehlende Korrelation könnte das Ausmaß der Hüftflexion beim Gehen auf gerader Ebene sein. Hierbei wird das Hüftgelenk maximal 30-40° gebeugt. Bei dieser vergleichsweise geringen Beugung des Hüftgelenks könnte ein Kompensationsmechanismus für ein *Impingement* pathomechanisch noch nicht nötig sein.

Im Gegensatz dazu könnte es bei Aktivitäten, die eine stärkere Hüftflexion benötigen wie z.B. Treppensteigen oder bergauf gehen, aber durchaus nötig sein, das auftretende *Impingement* durch eine vermehrte Hüftaußenrotation zu kompensieren. Dies wird Bestandteil zukünftiger Studien sein.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigten außerdem eine schwache Korrelation zwischen dem Ausmaß des *Offset-Verlusts* und der Hüftaußenrotation bzw. der *Foot progression* während der Extensionsphase (40-60% GZ) (73). Dieses Ergebnis war überraschend und ist vor dem Hintergrund unserer Arbeitshypothese nicht zu erklären.

Die vorliegende Studie weist einige Limitationen auf:

Die Morphologieveränderungen des proximalen Femurs nach *Ecf* stellen ein dreidimensionales Geschehen dar. Dieses kann durch konventionelle Röntgenaufnahmen nur in zwei Ebenen abgebildet werden (65).

Obwohl die Reliabilität für die Bestimmung des Alpha-Winkels nach Nötzli in axialen Röntgenaufnahmen am besten ist (Sensitivität 91%, Spezifität 88%, positiver prädiktiver Wert 93%, negativer prädiktiver Wert 84% und Messgenauigkeit 90%), können Faktoren wie die Positionierung des Hüfte während der Röntgenaufnahme und die Lokalisation der pathologischen Veränderung das Ergebnis der Messung beeinflussen (50).

Des Weiteren konnten aus ethischen Gründen von den gesunden Probanden keine Röntgenaufnahmen des Hüftgelenks angefertigt werden, da dies eine medizinisch nicht notwendige Strahlenexposition dargestellt hätte. Aus diesem Grund liegen vom Kontrollkollektiv keine Vergleichswerte für den Alpha-Winkel nach Nötzli und dementsprechend auch keine Korrelationsanalyse für die Hüftrotation des Normalkollektivs mit dem Alpha-Winkel vor.

Eine weitere Limitation der Studie stellt die Reliabilität der instrumentellen 3D-Ganganalyse, insbesondere in der Transversalebene dar. Obwohl generell eine sehr gute Reliabilität für die Ganganalyse nachgewiesen werden konnte (66,67,68,69), ist sie in der Transversalebene mit Korrelationskoeffizienten von 0,59 bis 0,74 am niedrigsten (67,70).

Da durch Adipositas die Markerplatzierung deutlich erschwert sein (49,66) kann, stellen *Ecf*-Patienten ein ganganalytisch betrachtet, anspruchsvolles Patientenkollektiv dar: Durch das vermehrte subkutane Fettgewebe ist es teilweise schwierig, definierte Knochenpunkte zu ertasten, die als Orientierung zur korrekten Markerplatzierung benötigt werden. Größere Bewegungsausschläge der angebrachten Reflexionsmarker durch vermehrte Bewegung des Fettgewebes während des Gehens tragen ebenfalls zu einer reduzierten Reproduzierbarkeit der Messungen bei. Die Markerplatzierung wurde in der vorliegenden Studie von zwei erfahrenen Mitarbeiterinnen des Ganglabors nach einem festen Schema durchgeführt.

Es muss außerdem berücksichtigt werden, dass das Gangbild von Probanden und Patienten unter Laborbedingungen und mit Störfaktoren wie z.B. aufgeklebten Reflexionsmarkern von deren physiologischen Gangbild abweichen kann. Um diesen Einflussfaktor zu minimieren, wurde den Teilnehmern der Studie vor allen Messungen die Möglichkeit gegeben, mit bereits aufgeklebten Markern die 10 Meter lange Gehstrecke einige Male abzulaufen, ohne dass dabei Messungen durchgeführt wurden. Um Anpassungsreaktionen zu vermeiden, wurde den Teilnehmern der Studie das Vorhandensein der in den Boden integrierten Kraftmessplatten nicht mitgeteilt.

Als Stärke der Studie kann die homogene Verteilung der *Offset-Gruppen* im Hinblick auf Alter, BMI und degenerative Veränderungen des Hüftgelenks (*Tönnis-Grad*) gewertet werden.

Sowohl für den BMI als auch für degenerative Hüftgelenksveränderungen konnten in früheren Studien Zusammenhänge mit Gangbildveränderungen nachgewiesen werden (71,72). Dieser Störfaktor kann durch die Homogenität der *Offset-Gruppen* ausgeschlossen werden.

5. Schlussfolgerungen

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass Patienten nach einer *Epiphyseolysis capitis femoris* während des gesamten Gangzyklus, also in Hüftflexion und -extension, mehr außenrotiert laufen, als gesunde Probanden (73).

Diese Gangbildveränderungen treten trotz insgesamt guter bis exzellenter Ergebnisse im *Harris Hip Score* und radiologisch geringen bzw. fehlenden Anzeichen für eine Osteoarthritis (*Tönnis-Grad*) auf (73).

Es zeigt sich eine Tendenz zu zunehmender Außenrotation der Hüfte mit stärkerem *Offset-Verlust* während des gesamten Gangzyklus, jedoch ist dieser Zusammenhang nicht signifikant (73). Die geringe Zahl der in die Studie aufgenommenen Patienten könnte zu dieser fehlenden Signifikanz beitragen.

In den Phasen der Hüftflexion zu Beginn (initialer Bodenkontakt) und am Ende (90-100% GZ) tritt wie erwartet bei allen *Offset-Gruppen* eine vermehrte Hüftaußenrotation auf (73). Überraschenderweise zeigen die *Ecf*-Patienten jedoch auch in der Phase der Hüftextension (40-60% GZ) eine vermehrte Hüftaußenrotation im Vergleich zum Kontrollkollektiv (73).

Die fehlende Signifikanz im Zusammenhang zwischen der proximalen Femurdeformität, quantifiziert durch den Alpha-Winkel nach Nötzli, und der Hüftaußenrotation in den Phasen der Hüftflexion könnte darin begründet sein, dass es beim Gehen auf gerader Ebene nicht zu einem funktionell relevanten

und damit kompensationsbedürftigen *Hüftimpingement* kommt. Dieses könnte jedoch bei Aktivitäten, die einer höhergradigen Hüftflexion bedürfen, auftreten und wird Bestandteil zukünftiger Studien sein (73).

6. Literaturverzeichnis

1. Zilkens C, Jäger M, Bittersohl B, Kim YJ, Millis MB, Krauspe R. Slipped capital femoral epiphysis. *Orthopade*. 2010; 39:1009-1021.
2. Häggglund G, Hansson LI, Ordeberg G. Epidemiology of slipped capital femoral epiphysis in southern Sweden. *Clin Orthop Relat Res*. 1984; 191:82-94.
3. Jerre R, Billing L, Hansson G, Wallin J. The contralateral hip in patients primarily treated for unilateral slipped upper femoral epiphysis. Long-term follow-up of 61 hips. *J Bone Joint Surg Br*. 1994; 76:563-567.
4. Jerre R, Billing L, Hansson G, Karlsson J, Wallin J. Bilaterality in slipped capital femoral epiphysis: importance of a reliable radiographic method. *J Pediatr Orthop*. 1996; 5:80-84.
5. Loder RT, Aronson DD, Greenfield ML. The epidemiology of bilateral slipped capital femoral epiphysis. A study of children in Michigan. *J Bone Joint Surg Am*. 1993; 75:1141-1147.
6. Loder RT, Aronson DD, Dobbs MB, Weinstein SL. Slipped capital femoral epiphysis. *Instr Course Lect*. 2001; 50:555-570.
7. Siemon B, Pfannenschmid F, Jüsten HP. Epiphyseolysis capitis femoris im monozygoten twins. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2001; 139:245-247.
8. Nabhan ZM, Eugster EA. Monozygoten twins with Turner syndrome develop slipped capital femoral epiphysis on growth hormone therapy. *Pediatrics*. 2006; 118:e1900-3. Epub 2006 Nov 6.
9. Schmid H, Hauffa BP. Acceleration of epiphyseolysis capitis femoris lenta as a complication of growth hormone therapy in hypophyseal insufficiency. *Klin Padiatr*. 1993; 205:59-63.
10. Brady RL, Price A. Delayed-onset slipped capital femoral epiphysis: case report of association with pituitary tumor. *Am J Orthop*. 2010; 39:137-140.
11. Haidar RK, Nasrallah MP, Der-Borghossian AH, Ghanem IB. Orthopedic complications related to growth hormone therapy in a pediatric population. *J Pediatr Orthop B*. 2011; 20:57-61.
12. Möhler W, Rütt A. Hormonal treatment of hypophyseal dwarfism, a cause of epiphyseolysis capitis femoris? *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1981; 119:89-91.
13. Harris WR. The endocrine basis for slipping of the upper femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Br*. 1950; 32:5-11.
14. Kelsey JL, Acheson RM, Keggi KJ. The body build of patients with slipped capital femoral epiphysis. *Am J Dis Child*. 1972; 124:276-281.
15. Loder RT. The demographics of slipped capital femoral epiphysis. *Clin Orthop Relat Res*. 1996; 322:8-27.
16. Green DW, Reynolds RA, Khan SN, Tolo V. The delay in diagnosis of slipped capital femoral epiphysis: A review of 102 patients. *HSS J*. 2005; 1:103-106.

17. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 1969; 51:737.
18. Aadalen RJ, Weiner DS, Hoyt W, Herndon CH. Acute slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1974; 56:1473-1487.
19. Aronson DD, Carlson WE. Slipped capital femoral epiphysis. A prospective study of fixation with a single screw. *J Bone Joint Surg Am.* 1992; 74:810-819.
20. Boyer DW, Mickelson MR, Ponseti IV. Slipped capital femoral epiphysis. Long-term follow-up study of one hundred and twenty-one patients. *J Bone Joint Surg Am.* 1981; 63:85-95.
21. Fahley JJ, O'Brien ET. Acute slipped capital femoral epiphysis: Review of the literature and report of ten cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1965; 47:1105-1127.
22. Ward WT, Stefko J, Wood KB, Stanitski CL. Fixation with a single screw for slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1992; 74:799-809.
23. Loder RT, Richards BS, Shapiro BS, Reznick LR, Aronson DD. Acute slipped capital femoral epiphysis: the importance of physeal stability. *J Bone Joint Surg Am.* 1993; 75:1134-1140.
24. Loder RT, Starnes T, Dikos G, Aronson DD. Demographic predictors of severity of stable slipped capital femoral epiphyses. *J Bone Joint Surg Am.* 2006; 88:97-105.
25. Jacobs B. Diagnosis and natural history of slipped capital femoral epiphysis. *Instr Course Lect.* 1972; 21:167-173.
26. Southwick WO. Osteotomy through the lesser trochanter for slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1967; 49:807-835.
27. Nötzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br.* 2002; 84:556-560.
28. Ipach I, Mittag F, Sachsenmaier S, Heinrich P, Kluba T. A new classification for „pistol grip deformity“ – correlation between the severity of the deformity and the grade of osteoarthritis of the hip. *Rofo.* 2011; 183:365-371.
29. Allen D, Beaulé PE, Ramadan O, Doucette S. Prevalence of associated deformities and hip pain in patients with cam-type femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Br.* 2009; 91:589-594.
30. Heil KM, Wood AM, Penn-Barwell J, Keenan AC, McKie S. Femoral acetabular impingement: the sex- and age-linked distribution of alpha angles in 146 patients of service age without pre-existing osteoarthritic or other hip pathology. *J R Nav Med Serv.* 2013; 99:111-114.
31. Weiner D. Pathogenesis of slipped capital femoral epiphysis: current concepts. *J Pediatr Orthop.* 1996; 5:67-73.
32. Klein A, Joplin RJ, Reidy JA, Hanelin J. Slipped capital femoral epiphysis; early diagnosis and treatment facilitated by normal roentgenograms. *J Bone Joint Surg Am.* 1952; 34:233-239.

33. Leunig M, Horowitz K, Manner H, Ganz R. In situ pinning with arthroscopic osteoplasty for mild SCFE: a preliminary technical report. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 468:3160-3167.
34. Abraham E, Garst J, Barmada R. Treatment of moderate to severe slipped capital femoral epiphysis with extracapsular base-of-neck osteotomy. *J Pediatr Orthop.* 1993; 13:294-302.
35. Barmada R, Bruch RF, Gimbel JS, Ray RD. Base of the neck extracapsular osteotomy for correction of deformity in slipped capital femoral epiphysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1978; 132:98-101.
36. Imhauser G. Late results of Imhauser's osteotomy for slipped capital femoral epiphysis. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1977; 115:716-725.
37. Schai PA, Exner GU, Hansch O. Prevention of secondary coxarthrosis in slipped capital femoral epiphysis: a long-term follow-up study after corrective intertrochanteric osteotomy. *J Pediatr Orthop B.* 1996; 5:135-143.
38. Southwick WO. Compression fixation after biplane intertrochanteric osteotomy for slipped capital femoral epiphysis. A technical improvement. *J Bone Joint Surg Am.* 1973; 55:1218-1224.
39. Tosounidis T, Stengel D, Kontakis G, Scott B, Templeton P, Giannoudis PV. Prognostic significance of stability in slipped upper femoral epiphysis: a systematic review and meta-analysis. *J Pediatr.* 2010; 157:674-680.
40. Parsch K, Weller S, Parsch D. Open reduction and smooth Kirschner wire fixation for unstable slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop.* 2009; 29:1-8.
41. Peterson MD, Weiner DS, Green NE, Terry CL. Acute slipped capital femoral epiphysis: the value and safety of urgent manipulative reduction. *J Pediatr Orthop.* 1997; 17:648-654.
42. Leunig M, Casillas MM, Hamlet M, Hersche O, Nötzli H, Slongo T, Ganz R. Slipped capital femoral epiphysis: early mechanical damage to the acetabular cartilage by a prominent femoral metaphysis. *Acta Orthop Scand.* 2000; 71:370-375.
43. Tanzer M, Noiseux N. Osseous abnormalities and early osteoarthritis: the role of hip impingement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004; 429:170-177.
44. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87:1012-1018.
45. Beck M, Leunig M, Parvizi J, Boutier V, Wyss D, Ganz R. Anterior femoroacetabular impingement: part II. Midterm results of surgical treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2004; 418:67-73.
46. Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH. Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. *J Arthroplasty.* 1993; 8:23-26.
47. Perry J. Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. Urban & Fischer Verlag München Jena. 2003.
48. Caskey PM, McMulkin ML, Gordon AB, Posner MA, Baird GO, Tompkins BJ. Gait outcomes of patients with severe slipped capital femoral epiphysis

- after treatment by flexion-rotation osteotomy. *J Pediatr Orthop.* 2014; 34:668-673.
49. Song KM, Halliday S, Reilly C, Keezel W. Gait abnormalities following slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop.* 2004; 24:148-155.
 50. Sangeux M, Passmore E, Gomez G, Balakumar J, Graham HK. Slipped capital femoral epiphysis, fixation by single screw in situ: A kinematic and radiographic study. *Clin Biomech.* 2014; 29:523-530.
 51. Westhoff B, Ruhe K, Weimann-Stahlschmidt K, Zilkens C, Willers R, Krauspe R. The gait function of slipped capital femoral epiphysis in patients after growth arrest and its correlation with the clinical outcome. *Int Orthop.* 2012; 36:1031-1038.
 52. Westhoff B, Schröder K, Weimann-Stahlschmidt K, Zilkens C, Willers R, Krauspe R. Radiological outcome and gait function of SCFE patients after growth arrest. *J Child Orthop.* 2013; 7:507-512.
 53. Diamond LE, Wrigley TV, Bennell KL, Hinman RS, O'Donnell J, Hodges PW. Hip joint biomechanics during gait in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Gait Posture.* 2016; 43:198-203.
 54. Brisson N, Lamontagne M, Kennedy MJ, Beaulé PE. The effects of cam femoroacetabular impingement corrective surgery on lower-extremity gait biomechanics. *Gait Posture.* 2013; 37:258-263.
 55. Rylander J, Shu B, Favre J, Safran M, Andriacchi T. Functional testing provides unique insights into the pathomechanics of femoroacetabular impingement and an objective basis for evaluating treatment outcome. *J Orthop Res.* 2013; 31:1461-1468.
 56. Hunt MA, Guenther JR, Gilbert MK. Kinematic and kinetic differences during walking in patients with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clin Biomech.* 2013; 28:519-523.
 57. Alshameeri Z, Khanduja V. The effect of femoro-acetabular impingement on the kinematics and kinetics of the hip joint. *Int Orthop.* 2014; 38:1615-1620.
 58. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1969; 51:737-755.
 59. Siegel DB, Kasser JR, Sponseller P, Gelberman RH. Slipped capital femoral epiphysis. A quantitative analysis of motion, gait and femoral remodelling after in situ fixation. *J Bone Joint Surg Am.* 1991; 73:659-666.
 60. Rab GT. The geometry of slipped capital femoral epiphysis: implications for movement, impingement, and corrective osteotomy. *J Pediatr Orthop.* 1999; 19:419-424.
 61. Dawes B, Jaremko JL, Balakumar J. Radiographic assessment of bone remodelling in slipped upper femoral epiphysis using Klein's line and the α angle of femoral-acetabular impingement: a retrospective review. *J Pediatr Orthop.* 2011; 31:153-158.
 62. Green DW, Mogekwu N, Scher DM, Handler S, Chalmers P, Widmann RF. A modification of Klein's line to improve sensitivity of the anterior-posterior

- radiograph in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop*. 2009; 29:449-453.
63. Kennedy MJ, Lamontagne M, Beaulé PE. Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait. *Walking biomechanics of FAI. Gait Posture*. 2009; 30:41-44.
64. Barton C, Salineros MJ, Rakhra KS, Beaulé PE. Validity of the alpha angle measurement on plain radiographs in the evaluation of cam-type femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res*. 2011; 469:464-469.
65. Meyer DC, Beck M, Ellis T, Ganz R, Leunig M. Comparison of six radiographic projections to assess femoral head/asphericity. *Clin Orthop Relat Res*. 2006; 445:181-185.
66. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*. 1989; 7:849-860.
67. Westhoff B, Hirsch MA, Hefter H, Wild A, Krauspe R. How reliable are data from 3d-gait analysis. *Sportverletz Sportschaden*. 2004; 18:76-79.
68. Diss CE. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. *Gait Posture*. 2001; 14:98-103.
69. Maynard V, Bakheit AM, Oldham J, Freeman J. Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. *Gait Posture*. 2003; 17:59-67.
70. Laroche D, Duval A, Morisset C, Beis JN, d'Athis P, Maillefert JF, Ornetti P. Test-retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage*. 2011; 19:194-199.
71. Lai PP, Leung AK, Li AN, Zhang M. Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clin Biomech*. 2008; 23:2-6.
72. Watelain E, Dujardin F, Babier F, Dubois D, Allard P. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001; 82:1705-1711.
73. Hummel S, Rosenthal D, Zilkens C, Hefter H, Krauspe R, Westhoff B. Gait deviations in transverse plane after SCFE in dependence on the femoral offset. *Gait Posture* 2017; 58:358-362.

7. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungen

- Abb. 1 Normale Hüftflexion, positives Drehmannzeichen und Ecf im Röntgenbild
- Abb. 2 Bestimmung des Abrutschwinkels
- Abb. 3 Dislokation zwischen Epi- und Metaphyse
- Abb. 4 Bestimmung des Alpha-Winkels nach Nötzli im axialen Röntgenbild der Hüfte
- Abb. 5 Pincer- und Cam-Impingement

Tabellen

- Tabelle 1 Einteilung der Ecf nach der Dauer der Symptome
- Tabelle 2 Einteilung der Ecf nach der Belastbarkeit
- Tabelle 3 Radiologische Einteilung der Ecf
- Tabelle 4 Schrittphasen des Gangzyklus

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich zuerst bei Frau Prof. Westhoff für Ihre intensive Betreuung bedanken. Sie haben mir oftmals die Motivation und die Kraft gegeben weiterzuarbeiten und die Arbeit zum Abschluss zu bringen.

Außerdem möchte ich Herrn PD Dr. Zilkens für seine Betreuung danken.

Vielen Dank an Herrn Prof. Krauspe für die Bereitstellung des Themas und die Möglichkeit, die Arbeit an seiner Klinik durchführen zu können.

Frau Ingeborg Kamps war ebenfalls stets engagiert mir bei vielen Fragen und Problemen schnell und kompetent weiterzuhelfen. Vielen Dank.

Für die Unterstützung und Hilfe bei der statistischen Auswertung möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Rosenthal bedanken.

Zusätzlich gebührt meinem Mann ein herzlicher Dank für all die Geduld und das Verständnis, das er mir entgegengebracht hat. Ohne seine Motivation und Unterstützung wäre mir das Weiterarbeiten oft schwerer gefallen.

Schließlich möchte ich mich noch bei meinen Eltern und Freunden bedanken, die mich ebenfalls immer unterstützt und motiviert haben.

Vielen Dank.